

**UNIVERSIDADE BRASIL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA  
CAMPUS ITAQUERA**

**GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA**

**UTILIZAÇÃO DE PALMILHAS SENSORIAIS PARA AVALIAÇÃO,  
PERCEPÇÃO E CORREÇÃO DO EXERCÍCIO EM CORREDORES  
INICIANTEs**

**USE OF SENSORY INSOLES FOR EVALUATION, PERCEPTION AND  
CORRECTION OF EXERCISE IN BEGINNING RUNNERS**

São Paulo – SP  
2021

**GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA**

**UTILIZAÇÃO DE PALMILHAS SENSORIAIS PARA AVALIAÇÃO,  
PERCEPÇÃO E CORREÇÃO DO EXERCÍCIO EM CORREDORES  
INICIANTEs**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Brasil, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Prof. Dr. Vilson Rosa de Almeida  
**Orientador**

Profa. Dra. Lívia Assis Garcia  
**Coorientadora**

São Paulo – SP  
2021

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da Universidade Brasil,  
com os dados fornecidos pelo (a) autor (a).

R573u ROCHA, Gabriel Mauriz de Moura

Utilização de palmilhas sensoriais para avaliação, percepção e correção do exercício em corredores iniciantes / Gabriel Mauriz de Moura Rocha. -- São Paulo: Universidade Brasil, 2021.

103 f.: il. color.

Tese de Doutorado defendida no Programa de Pós-graduação do Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Brasil.

Orientação: Prof. Dr. Vilson Rosa de Almeida.

Coorientação: Profa. Dra. Lívia Assis Garcia.

1. Corredores iniciantes. 2. Postura. 3. Pressão plantar. 4. Palmilha sensorial. 5. *Biofeedback*. I. Almeida, Vilson Rosa de. II. Garcia, Lívia Assis.

CDD 620.82

## TERMO DE APROVAÇÃO

**GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA**

**“UTILIZAÇÃO DE PALMILHA COM SENSOR DE PRESSÃO PARA AVALIAÇÃO,  
PERCEPÇÃO E CORREÇÃO DO EXERCÍCIO EM CORREDORES INICIANTES”**

Tese aprovada como requisito parcial para obtenção do título de **Doutor no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica** da Universidade Brasil, pela seguinte banca examinadora:



Prof(a). Dr(a) Vilson Rosa de Almeida (presidente-orientador)



Prof(a). Dr(a) Carla Roberta Tim (UNIVERSIDADE BRASIL)



Prof(a). Dr(a) Laurita dos Santos (UNIVERSIDADE BRASIL)



Prof(a). Dr(a) José Carlos Tatmatsu Rocha (UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ)



Prof(a). Dr(a) Rodrigo Antonio Carvalho Andraus (UNIVERSIDADE NORTE DO PARANÁ)

São Paulo, 30 de junho de 2021.

Presidente da Banca Prof.(a) Dr.(a) Vilson Rosa de Almeida

Houve alteração do Título: sim ( ) não (X):

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

## Termo de Autorização

**Para Publicação de Dissertações e Teses no Formato Eletrônico na Página WWW do Respeetivo Programa da Universidade Brasil e no Banco de Teses da CAPES**

Na qualidade de titular(es) dos direitos de autor da publicação, e de acordo com a Portaria CAPES no. 13, de 15 de fevereiro de 2006, autorizo(amos) a Universidade Brasil a disponibilizar através do site <http://www.universidadebrasil.edu.br>, na página do respectivo Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu*, bem como no Banco de Dissertações e Teses da CAPES, através do site <http://bancodeteses.capes.gov.br>, a versão digital do texto integral da Dissertação/Tese abaixo citada, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira.

A utilização do conteúdo deste texto, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, fica condicionada à citação da fonte.

Título do Trabalho: **“UTILIZAÇÃO DE PALMILHA COM SENSOR DE PRESSÃO PARA AVALIAÇÃO, PERCEPÇÃO E CORREÇÃO DO EXERCÍCIO EM CORREDORES INICIANTES”**

**Autor(es):**

Discente: **Gabriel Mauriz de Moura Rocha**

Assinatura: *Gabriel Mauriz de Moura Rocha*

Orientador(a): **Prof.(a) Dr.(a) Vilson Rosa de Almeida**

Assinatura: *Vilson Rosa de Almeida*

Coorientador(a): **Prof.(a) Dr.(a) Lívia Assis Garcia**

Assinatura: *Livia Assis Garcia*

Houve alteração do Título: sim ( ) não ( X):

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
Data: 30/06/2021

## DEDICATÓRIA

Aos Meus Pais (Geovane e Marlene), por todo apoio emocional e intelectual, pelo amor incondicional que demonstram durante toda a minha existência, pelos grandes sacrifícios que se submetem em prol da minha educação e pelo incentivo e apoio que me dão a segurança necessária para persistir.

Às Minhas Irmãs (Gabi e Geo), pelo apoio e estímulo.

Aos Meus Sobrinhos Yasmin, Ana Luisa, Davi e João Gabriel, por renovar a cada dia minha Alegria.

À minha Família e Amigos, pela confiança.

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, incomparável Pai, incomparável Amor incomparável Graça, “até aqui me ajudou o Senhor” (1 Samuel 7.2).

Aos meus Pais Geovane e Marlene, pela presença em todos os momentos da minha vida, e pelo amor incondicional.

Às minhas Irmãs Gabiana e Geomarliana e aos cunhados João Filho e Vinicius, pelo apoio constante.

Ao meu orientador, Professor Doutor Vilson Rosa de Almeida, pelos esclarecimentos e paciência na condução desse trabalho. E, também, por ser exemplo de profissionalismo e dedicação à pesquisa. Meu Muito Obrigado.

À minha Coorientadora, Professora Doutora Livia Assis, pelas orientações, sugestões e incentivos durante a produção do trabalho.

Ao meus Amigos Rafael Victor e Guilherme Lopes, pelo grande apoio e ajuda nos momentos de dúvidas, por terem se prontificado a apoiar a finalização do trabalho.

Aos meus Amigos Professores da Faculdade Estácio Teresina e Chrisfapi, pelo apoio e incentivo.

À direção da Faculdade Chrisfapi, pelo estímulo e apoio na busca incansável por mais qualificação.

Aos Fisioterapeutas e Ex-Alunos: Dionathan Christophe e Lyandra Meneses, por despertar interesse ao tema da linha de pesquisa e auxílio na coleta de dados.

Aos Meus Tios Milton e Duduis, aos primos Vitor e Vinicius, pela receptividade, cuidado e atenção a cada viagem a São Paulo para assistir as aulas do doutorado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo auxílio financeiro que possibilitou a operacionalização do estudo.

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) da Universidade Brasil, pelos conhecimentos oferecidos durante a realização do Doutorado.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este estudo fosse realizado.

*Para Deus não haverá impossíveis em todas as suas promessas.*

(Lucas 1.37)

## RESUMO

O número de praticantes de corrida de rua tem aumentado consideravelmente em todo o mundo. Analisar as variáveis, como pressão plantar e postura, fornecem informações importantes, que ajuda a compreender diversos fatores relacionados ao desempenho na corrida e prevenir lesões osteomusculares. O objetivo deste trabalho foi avaliar, compreender e corrigir a pressão plantar de corredores iniciantes, por meio da proposta e aplicação de um treinamento com a utilização de palmilhas sensoriais e *biofeedback*. O presente trabalho foi do tipo pesquisa de campo, com corte longitudinal com 30 participantes. O protocolo experimental foi dividido em três fases: na primeira, foi realizada a avaliação inicial dos dados antropométricos, avaliação das características biomecânicas do pé, seguido da avaliação postural estática utilizando o software *Kinovea* e, posteriormente, a avaliação da pressão plantar estática usando a plataforma *Pedana Sensor Medica* com software *FreeStep*<sup>®</sup>; na segunda fase, os participantes realizaram o protocolo de treino, por 4 semanas, totalizando 12 intervenções de corrida na esteira e o uso da palmilha sensorial *ARION*<sup>®</sup> com *biofeedback* visual, por 15 minutos nas duas primeiras semanas e 30 minutos nas duas últimas. Na terceira fase foi executada a reavaliação igual a primeira fase. A análise estatística foi realizada com o *Software SPSS para Windows* versão 20.0, considerando o valor de  $p \leq 0,05$ . Foi possível demonstrar que ocorreu uma variação estatisticamente significativa entre as medidas de pressão plantar no antepé após o treino de corrida para as variáveis superfície e relação superfície/carga. Na investigação da relação antepé/retopé, houve diferença significativa para as variáveis superfície, carga e relação superfície/carga. Observou-se diferença estatística na avaliação postural após o protocolo com a diminuição dos ângulos da cabeça e membros inferiores na visão anterior, cabeça lado esquerdo na visão lateral e no tornozelo esquerdo e membro inferior direito na visão posterior. Os resultados experimentais demonstraram que o uso da palmilha sensorial com o *biofeedback* ajuda a melhorar a distribuição da pressão plantar e os ângulos posturais dos participantes. Diante disso, é possível sugerir que a utilização desse dispositivo em novas metodologias de treinos, com interface visual do desempenho biomecânico do corredor, pode auxiliar na diminuição de lesões e otimizar a prática de corrida de rua.

**Palavras-chave:** Corredores iniciantes. Postura. Pressão plantar. Palmilha sensorial. *Biofeedback*

## ABSTRACT

The number of road runners has increased considerably all over the world. Analyzing variables such as plantar pressure and posture provide important information that helps to understand several factors related to running performance and prevent musculoskeletal injuries. The objective of this work was to evaluate, understand and correct the plantar pressure of beginner runners, through the proposal and application of training using sensory insoles and biofeedback. The present work was of field research type, with a longitudinal study with 30 participants. The experimental protocol was divided into three phases: in the first, the initial assessment of anthropometric data was carried out, assessment of the biomechanical characteristics of the foot, followed by static postural assessment using the *Kinovea* software and, subsequently, the assessment of static plantar pressure using the platform Pedana Sensor Medica with *FreeStep*<sup>®</sup> software; in the second phase, the participants performed the training protocol, for 4 weeks, totaling 12 treadmill running interventions and the use of the ARION<sup>®</sup> sensory insole with visual biofeedback, for 15 minutes in the first two weeks and 30 minutes in the last two. In the third phase, the same reassessment as in the first phase was carried out. Statistical analysis was performed with the SPSS Software for Windows version 20.0, considering the value of  $p \leq 0.05$ . It was possible to demonstrate that there was a statistically significant variation between the measurements of plantar pressure in the forefoot after running training for the variables surface and surface/load ratio. In the investigation of the forefoot/rearfoot ratio, there was a significant difference for the surface, load and surface/load ratio variables. There was a statistical difference in the postural assessment after the protocol with a reduction in the angles of the head and lower limbs in the anterior view, the head on the left side in the lateral view and the left ankle and right lower limb in the posterior view. Experimental results demonstrated that the use of the sensory insole with biofeedback helps to improve the distribution of plantar pressure and postural angles of the participants. Therefore, it is possible to infer that the use of this device in new training methodologies, with a visual interface of the runner's biomechanical performance, can help reduce injuries and optimize the practice of road running.

**Keywords:** Beginner runners. Posture. Plantar pressure. Sensory insole. Biofeedback

## **DIVULGAÇÃO E TRANSFERÊNCIA DE CONHECIMENTO**

O presente trabalho propôs e mostrou que o treinamento para corredor utilizando a palmilha sensorial e o *biofeedback* pode gerar uma melhora significativa no nível de pressão plantar na região do antepé, mais especificamente para as variáveis superfície, carga, e relação entre estas, visto que esses parâmetros se encontravam inicialmente alterados nos indivíduos pesquisados. Além disso, na avaliação postural, foram observadas alterações posturais, antes do treino de corrida, que poderiam levar ao aparecimento de lesões. Com o uso da palmilha sensorial e o *biofeedback*, demonstrou-se a melhor distribuição da pressão plantar e melhores ângulos posturais que favorecem o bom desempenho de corrida. Diante disso, é possível sugerir que a utilização desse dispositivo em novas metodologias de treinos com interface visual do desempenho biomecânico do corredor tem o potencial de auxiliar na diminuição de lesões e otimizar a prática de corrida de rua.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Alinhamento correto (em verde) do corpo na postura ereta .....	22
Figura 2 – Representação esquemática do modelo de filtro pós-temporal. ....	23
Figura 3 – Anatomia do Pé .....	31
Figura 4 – Ilustração de um sistema de medição inercial.....	38
Figura 5 – Estrutura básica de um acelerômetro. ....	39
Figura 6 – Estrutura Genérica de um Giroscópio .....	40
Figura 7 – Giroscópios de taxa, com base na aplicação da força Coriolis .....	41
Figura 8 – Exemplos de arquiteturas de acelerômetro MEMS .....	42
Figura 9 – Visão superior de um giroscópio tuning-fork.....	43
Figura 10 – Giroscópios MEMS de corpo rígido: (a) linear e (b) rotatório .....	44
Figura 11 – Exemplo de sensor de pressão amplamente utilizado em palmilhas sensoriais (Interlink Electronics Inc., America, FSR® 402) .....	47
Figura 12 – Sistema de monitoramento BioFoot® (IBV, Valencia, Espanha) .....	48
Figura 13 – Sistema de monitoramento Pedar® (Novel, Munich, Germany) .....	48
Figura 14 – Fluxograma do delineamento experimental.....	52
Figura 15 – Posicionamento dos indivíduos para a coleta das imagens .....	53
Figura 16 – Pontos anatômicos para avaliação postural .....	54
Figura 17 – Plataforma de Força ( <i>Pedana Sensor Medica</i> ) .....	56
Figura 18 – Posição dos pés do indivíduo no momento da coleta da baropodometria .....	56
Figura 19 – Exemplo de exame de baropodometria antes de um treino .....	57
Figura 20 – Vista de um exame de baropodometria após um treino .....	57
Figura 21 – Protocolo de treino e avaliação: <i>biofeedback</i> via pressão plantar .....	58
Figura 22 – Diagrama das características estruturais e biomecânicas dos pés dos participantes.....	60
Figura 23 – Apresentação de mediana e os quartis para: (A) distribuição da pressão plantar na superfície do antepé; e (B) mediana e quartis para distribuição da pressão plantar na relação superfície/carga .....	62
Figura 24 – Medianas e quartis para relação antepé/retropé para superfície esquerda (A) e direita (B), antes e depois do treino com o uso das palmilhas sensoriais .....	63
Figura 25 – Medianas e quartis para relação antepé/retropé para carga esquerda (A) e direita (B), antes e depois do treino com as palmilhas sensoriais.....	64
Figura 26 – Medianas e quartis para relação antepé/retropé na relação superfície/carga esquerda (A) e direita (B), antes e depois do treino com as palmilhas sensoriais .....	65

Figura 27 – Medianas e quartis para avaliações posturais: (A) dos ângulos da cabeça na vista anterior; (B) para os membros inferiores na vista anterior; (C) na vista lateral para cabeça; (D) para tornozelo esquerdo também na vista lateral; e (E) na vista posterior para o membro inferior direito. ....67

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 – Apresentação das medianas, ranks, valor de  $Z$  e  $p$  significativo para as diferenças de pressão plantar no antepé, entre as variáveis superfície e relação superfície/carga, antes e após o uso da palmilha sensorial .....61
- Tabela 2 – Apresentação das medianas, ranks, valor de  $Z$  e  $p$  significativo para as diferenças de pressão plantar na relação A/R, para superfície do lado esquerdo e direito, antes e depois do uso da palmilha.....62
- Tabela 3 – Apresentação das medianas, ranks, valor de  $Z$  e  $p$  significativo para as diferenças de pressão plantar na relação A/R, para variável carga do lado esquerdo e direito, antes e depois do treino com palmilha .....63
- Tabela 4 – Apresentação das medianas, ranks, valor de  $Z$  e  $p$  de significância, para as diferenças de pressão plantar na relação A/R, na relação entre superfície/carga de ambos os lados, antes e depois do treino com uso de palmilha sensorial .....64
- Tabela 5 – Apresentação das medianas, ranks, valor de  $Z$  e  $p$  de significância para as diferenças posturais em três vistas (anterior, lateral e posterior), antes e depois do treino com palmilhas sensoriais.....66

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

AF	Atividade física
ASIC	<i>Application Specific Integrated Circuit</i>
DSO	Doenças do sistema osteomuscular
IAAF	Federação Internacional das Associações de Atletismo
IMC	Índice de massa corporal
IPAQ	Índice do questionário internacional de atividade física
MEMS	Sistemas microeletromecânicos
RE	Ressonância estocástica
SNC	Sistema nervoso central

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	<b>20</b>
2.1	OBJETIVO PRINCIPAL.....	20
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	20
<b>3</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>20</b>
3.1	ATIVIDADE FÍSICA NA QUALIDADE DE VIDA .....	20
3.2	POSTURA CORPORAL E DO MOVIMENTO .....	21
3.3	MECANISMOS DE ESTABILIDADE DO CORPO.....	23
3.4	BIOMECÂNICA DA CORRIDA E A ASSOCIAÇÃO COM LESÕES .....	24
3.5	LESÕES NAS CORRIDAS: DEFINIÇÕES E CARACTERÍSTICAS.....	25
3.6	LESÕES OSTEOMUSCULARES E O APARELHO LOCOMOTOR .....	28
3.7	DISTÚRBIOS DO TORNOZELO E PÉ: CONSIDERAÇÕES GERAIS .....	30
3.8	PRESSÃO PLANTAR EM CORREDORES: INFLUÊNCIA DA CORRIDA E SUAS PARTICULARIDADES.....	32
3.9	<i>BIOFEEDBACK</i> E SENSORES: CONCEPÇÃO, CARACTERÍSTICAS E O SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE PRESSÃO PLANTAR .....	34
<b>3.9.1</b>	<b>Receptores Sensoriais.....</b>	<b>36</b>
<b>3.9.2</b>	<b>Sensores Inerciais e a Relação com a Movimentação Humana .....</b>	<b>37</b>
<b>3.9.3</b>	<b>Mecanorreceptores Plantares e a Relação entre Sensibilidade Plantar e Controle Postural .....</b>	<b>44</b>
<b>3.9.4</b>	<b>Palmilhas Sensoriais: Definição, Características e Aplicações .....</b>	<b>45</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>51</b>
4.1	TIPO DE ESTUDO .....	51
4.2	LOCAL DO ESTUDO .....	51
4.3	PROCEDIMENTOS ÉTICOS.....	51
4.4	AMOSTRA DO ESTUDO .....	51
4.5	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL .....	52
<b>4.5.1</b>	<b>Avaliação</b> .....	<b>52</b>
<b>4.5.2</b>	<b>Protocolo de treinamento.....</b>	<b>58</b>
<b>4.5.3</b>	<b>Reavaliação</b> .....	<b>59</b>
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	59
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>60</b>

5.1	DADOS ANTROPOMÉTRICOS DOS PARTICIPANTES.....	60
5.2	CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DOS PÉS DOS PARTICIPANTES.....	60
5.3	CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DOs ANTEPÉS DOS PARTICIPANTES .....	61
5.3.1	<b>Superfície</b> .....	61
5.4	RELAÇÃO ANTEPÉ E RETROPÉ .....	62
5.4.1	<b>Superfície</b> .....	62
5.4.2	<b>Carga</b> .....	63
5.4.3	<b>Superfície/Carga</b> .....	64
5.5	AVALIAÇÕES POSTURAS .....	65
6	<b>DISCUSSÃO</b> .....	68
7	<b>CONCLUSÃO</b> .....	71
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	72
	<b>APÊNDICE A</b> .....	90
	<b>APÊNDICE B</b> .....	91
	<b>ANEXO A</b> .....	95
	<b>ANEXO B</b> .....	97
	<b>ANEXO C</b> .....	99
	<b>ANEXO D</b> .....	101
	<b>ANEXO E</b> .....	102

## 1 INTRODUÇÃO

Com o advento da atividade física (AF) preventiva, muitas pessoas têm procurado um estilo de vida mais ativo em relação à prática esportiva. A corrida de rua tem aumentado consideravelmente em número de praticantes, em todo o mundo, por ser simples, de baixo custo e de fácil realização. Em 2013, no Brasil, aproximadamente 5% da população já adotava a corrida como modalidade de exercício (HESPANHOL; LOPES, 2013).

Esse esporte é utilizado para reabilitação, lazer ou como prática competitiva, vinculando-se positivamente na melhora da aptidão física, bem-estar e qualidade de vida (CASTRO, 2014). Segundo a Federação Internacional das Associações de Atletismo (IAAF), as corridas de ruas são definidas como provas de pedestrianismo disputadas, predominantemente, por atletas amadores em circuitos com distâncias que variam entre 5 e 100 km (MACHADO, 2011).

Apesar de possuir diversos efeitos positivos, nota-se que esse é um esporte de elevado índice de lesões no aparelho locomotor, principalmente em membros inferiores. São 7,5 lesões para cada 1000 horas de corrida, sendo os praticantes amadores os mais acometidos (PILEGGI, 2010; SOUZA, 2013; OLIVEIRA-ROSADO et al., 2020).

Durante as corridas de rua, as pressões geradas devido ao contato inicial dos pés no solo são transmitidas para as articulações subjacentes como a do tornozelo, joelho e quadril; dessa forma, movimentos realizados de forma excessiva e constante podem ocasionar o surgimento de lesões de origem muscular ou articular no membro inferior (SOUSA-NETO; ZANATTI; CASA JUNIOR, 2009; DELEO et al., 2014).

Há uma predominância de distúrbios de tornozelo e pé. Essas articulações promovem o equilíbrio e adaptação necessários sempre que for preciso neutralizar o apoio, visando um favorecimento postural ao indivíduo. O pé é um captor externo relacionado ao sistema tônico postural, e sem estabilidade podálica não é possível receber impactos repetitivos, permanecer em longos períodos de treinos ou até mesmo em terrenos pouco regulares (KUTZKE, 2014). O pé se adapta às variações de terreno, e é responsável pela absorção e transferência de energia. Os mecanorreceptores plantares enviam estímulos ascendentes ao sistema nervoso central (SNC) acerca da interação entre a região plantar e a superfície de contato. Ademais, o pé também auxilia com propulsão para a frente durante o impulso de saída

(início da corrida), em que ele se comporta mais como uma alavanca rígida. Essa função é fundamental para a capacidade de correr em dois pés (UEDA; CARPES, 2013).

Para Freitas (2008), o corpo humano só consegue se estabilizar frente à gravidade porque possui receptores visuais, vestibulares e proprioceptivos podais; sendo assim, esses receptores traduzem as interferências do meio, enviando impulsos ascendentes ao sistema nervoso central, que redireciona, por meio de estímulos descendentes, ações inerentes ao equilíbrio do corpo. Uma vez que o pé é, geralmente, a única parte do corpo interagindo com o solo, informações quantitativas sobre cinética e dinâmica do pé são importantes. A quantificação das forças plantares é, portanto, um método valioso para a análise do movimento do corpo humano.

Os receptores sensoriais são responsáveis por conduzir as informações do estresse corporal, como também a forma relativa que as partes do corpo se portam em relação ao espaço e às pressões sofridas por eles. Caso um mínimo erro interfira em qualquer um desses sistemas, um desequilíbrio pode ser causado. A estabilidade é a formação sensório-motora que facilita o aperfeiçoamento da postura do ser humano, assegurando que os segmentos articulares se ordenem, fazendo com que o centro de gravidade permaneça nos limites do apoio de sustentação (ARNHEIM; PRENTICE, 2002).

O reconhecimento da postura corporal e do movimento é uma importante função fisiológica que pode manter o corpo em equilíbrio. Sensores de movimento artificiais têm sido amplamente aplicados para o diagnóstico dos distúrbios do equilíbrio e avaliação do gasto energético; dentre esses sensores, destaca-se as palmilhas para avaliação e diagnóstico das alterações que afetam o equilíbrio e a postura corporal (RAVI; DANDEKAR; MYSORE, 2005; CALDWELL; McNAIR; WILLIAMS, 2003).

As palmilhas sensoriais proporcionam um resultado prático para a recepção de dados em ambas as configurações, laboratório ou campo (quase sem limitações na sua aplicação), e oferecem alta eficiência, flexibilidade e mobilidade. Palmilhas sensoriais são utilizadas para: análise de desempenho desportivo; projeto de desenvolvimento de calçados; prevenção de lesões; melhoria no controle de equilíbrio; diagnóstico de lesões do pé; monitoramento de alocação de postura; e em sistemas de apoio à reabilitação (STÖGGL; MARTINER, 2016).

Há muitas aplicações das palmilhas sensoriais em Engenharia da Reabilitação, em que se faz necessário o monitoramento dos esforços exercidos, ou mesmo da posição em que se encontram os membros superiores e inferiores de pacientes com deficiência de mobilidade (FARIA; CARVALHO, 2002). Um sistema responsável por esta tarefa deve coletar os dados de forma que não atrapalhe ou limite o movimento natural, para que os dados representem, de maneira mais fiel, a situação a ser estudada (TABORRI et al., 2020).

A instrumentação moderna permite a realização de estudos do movimento humano em um nível sem precedentes de detalhes em diversos contextos. A análise das diferentes variáveis, como velocidade de deslocamento, centro de pressão e equilíbrio, fornece informações importantes, que podem ajudar a melhorar a compreensão de diversos fatores relacionados ao desempenho na corrida. Tratando-se de um tema relevante, percebe-se, ainda, a escassez de referências relacionadas ao uso de palmilhas sensoriais e treinamento de atletas de corrida. Sendo assim, é importante utilizar as palmilhas sensoriais para a avaliação das implicações da prática de corrida sobre as alterações musculoesqueléticas e a necessária adequação postural, uma vez que, ao se alterarem as relações espaciais fisiológicas, surgirão desalinhamentos musculares, com consequentes alterações adaptativas às novas condições mecânicas impostas.

Como contribuição, o trabalho apresenta um protocolo diferenciado de treinamento para corredores iniciantes, com a utilização de palmilhas sensoriais e *biofeedback* de fácil uso e baixo custo, melhorando a segurança e o desempenho na prática de corrida.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 OBJETIVO PRINCIPAL

Avaliar, compreender e corrigir a pressão plantar de corredores iniciantes por meio da utilização de palmilhas sensoriais.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Examinar a postura corporal dos corredores iniciantes;
- Descrever as características estruturais e biomecânicas do pé e antepé;
- Caracterizar a pressão plantar estática de corredores iniciantes; e
- Propor metodologia de treinamento de corredores, utilizando interface visual, por meio de imagem de display, baseada nas informações de desempenho do corredor, oriundas da palminha sensorial.

## 3 REVISÃO DA LITERATURA

### 3.1 ATIVIDADE FÍSICA NA QUALIDADE DE VIDA

Atividade física é definida como qualquer movimento corporal, produzido pelos músculos esqueléticos, que resulta em gasto de energia; geralmente, refere-se ao subconjunto de atividades físicas que melhoram a saúde (BOOTH; ROBERTS; LAYE, 2011). Caminhada rápida, pular corda, dançar, jogar tênis ou futebol, levantar pesos, subir em equipamentos e praticar ioga, são exemplos de AF que melhoram a saúde (BOOTH; ROBERTS; LAYE, 2011). Esses tipos de AF desencadeiam inúmeros benefícios fisiológicos e psicossociais, que ajudam na manutenção de um peso saudável e amenizam fatores de risco que desencadeiam diversas doenças crônicas. Embora esse conhecimento seja amplamente difundido mundialmente, a prática de AF recomendada ainda possui baixa aderência em diversos países (HILLS; DENGEL; LUBANS, 2015; ALTHOFF; WHITE; HORVITZ, 2016).

Atualmente, a inatividade física é considerada um dos principais fatores de risco modificável para a mortalidade global, com um risco estimado de morte de 20%

a 30% aumentado, em comparação com aqueles que são fisicamente ativos (FLETCHER et al., 2018). As consequências da inatividade são multifatoriais, incluindo fatores sociais, ambientais, psicológicos e problemas de saúde não transmissíveis que atingem as sociedades atuais, sendo estes inegavelmente atribuíveis ao fato de que os padrões de AF são diferentes daqueles para os quais os seres humanos foram geneticamente adaptados a executar (MYERS et al., 2015).

Evidências científicas demonstraram que pessoas fisicamente ativas de todas as faixas etárias e etnias têm níveis mais altos de capacidade cardiorrespiratória, condicionamento físico, saúde e bem-estar, e um risco menor de desenvolver várias doenças médicas crônicas, incluindo doenças cardiovasculares, em comparação com aquelas que são fisicamente inativas (EKELUND et al., 2015; FLETCHER et al., 2018).

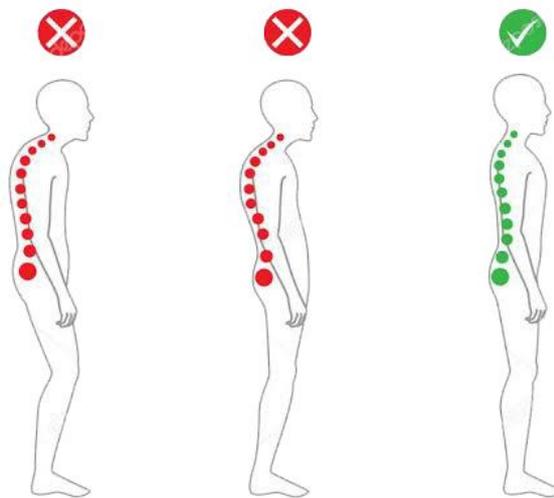
Pode-se considerar que a postura corporal está relacionada com o melhor desempenho da AF e preserva a integridade de todas as estruturas do corpo. Desse modo, ocorre uma diminuição de gastos energéticos no sistema corporal (SILVA et al., 2019).

### 3.2 POSTURA CORPORAL E DO MOVIMENTO

A postura humana é comumente entendida como sendo a relação entre partes do corpo humano na posição vertical e partes específicas do corpo, como cabeça e pescoço, tronco e membros superiores e inferiores, que estão envolvidas na postura final do corpo (CZAPROWSKI et al., 2018; BAHRI, 2019). Esta pode ser descrita e considerada em três planos de referência: sagital, coronal e transversal (CZAPROWSKI et al., 2018).

A postura corporal correta corresponde a um estado de equilíbrio muscular e esquelético que protege as estruturas de suporte do corpo contra lesões ou deformidades progressivas, independentemente da condição postural, seja essa ereta, deitada, agachada ou inclinada, em que essas estruturas estão trabalhando ou descansando (CZAPROWSKI et al., 2018). Uma postura corporal adequada (Figura 1, em verde) é considerada ergonomicamente vantajosa em pé, mecanicamente eficaz em movimento, e favorável à função normal dos órgãos internos (LU; WATERS; WERREN, 2015).

**Figura 1 – Alinhamento correto (em verde) do corpo na postura ereta**



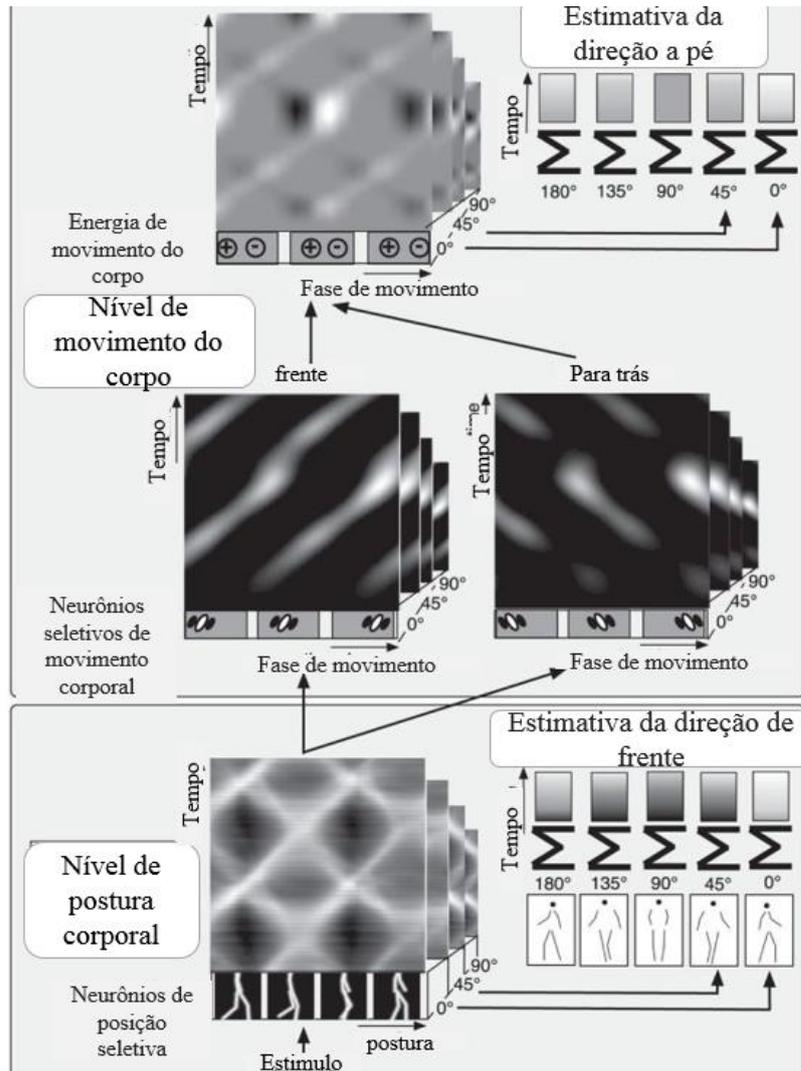
Fonte: Adaptado de Bahri (2019)

A postura corporal ideal deve representar um alinhamento em que a linha da cabeça, iniciando no conduto auditivo externo (ou no processo mastoide do osso temporal), deve percorrer verticalmente o acrômio, os corpos vertebrais lombares, o promontório e, depois, ligeiramente posteriormente ao eixo da articulação do quadril, levemente na frente do eixo da articulação do joelho, e finalizando no maléolo lateral ou levemente na frente dele (LU; WATERS; WERREN, 2015).

Vale ressaltar que tanto o sobrepeso quanto a obesidade, assim como o baixo nível de AF e o estilo de vida sedentário, têm um impacto significativo nos parâmetros posturais (WYSZYŃSKA et al., 2016).

Em analogia aos campos receptivos espaço-temporais dos detectores de movimento regular de objetos, os detectores de movimento do corpo geram o que se denomina de campos receptivos em um espaço posturo-temporal, cujas propriedades são comparáveis às propriedades conhecidas de neurônios seletivos à ação no córtex temporal (ZIMMERMANN; TONI; DE LANGE, 2013; THEUSNER; DE LUSSANET; LAPPE, 2014). A representação da postura corporal cortical é formada por neurônios que são seletivos para posturas corporais específicas e para a distribuição da atividade, e que contêm informações sensório-motoras sobre a mudança da postura durante o movimento do corpo (Figura 2) (THEUSNER; DE LUSSANET; LAPPE, 2014).

Figura 2 – Representação esquemática do modelo de filtro pós-temporal.



Fonte: Adaptado de Theusner, De Lussanet e Lappe (2014)

### 3.3 MECANISMOS DE ESTABILIDADE DO CORPO

A capacidade de controlar o equilíbrio e a estabilidade do corpo durante a locomoção é essencial para evitar quedas e se recuperar de perturbações (FARRELL et al., 2014). Para que o controle postural funcione adequadamente, é necessária uma interação complexa entre os componentes motores e sensoriais integrados pelo SNC (DE VASSIMON-BARROSO et al., 2017; ZOUABI et al., 2016).

A estabilização postural é fornecida por reflexos de estiramento, reflexos intermusculares e propriedades musculares intrínsecas (FELDMAN, 2016). Além disso, o controle postural é alcançado por meio da integração de informações vestibulares, visuais e somatossensoriais que contribuem para a orientação da

cabeça/corpo e para a estabilização do corpo no espaço (BOREL; RIBOT-CISCAR, 2016).

O controle postural não é mais considerado simplesmente um somatório de reflexos estáticos, mas sim uma habilidade complexa baseada na interação de processos sensorio-motores dinâmicos, onde os dois principais objetivos funcionais de comportamento postural são a orientação postural e o equilíbrio postural, os quais envolvem o alinhamento ativo do tronco e da cabeça em relação à gravidade, superfícies de apoio, ambiente visual e referências internas (DE MELLO; SÁ FERREIRA; RAMIRO FELICIO, 2017). Todas essas interações implicarão no posicionamento correto das partes do corpo em relação ao mundo externo (ZOUABI et al., 2016).

Dessa forma, a estabilidade da postura depende do SNC, que determina a orientação do corpo em relação ao ambiente e requer representações precisas da configuração e verticalidade do corpo. Recursos importantes são necessários para a estabilidade e orientação posturais, como restrições biomecânicas, estratégias de movimento, estratégias sensoriais, processamento cognitivo e orientação no espaço, o que é especialmente determinado pela percepção da vertical (MONJO; FORESTIER, 2017).

Por outro lado, as demandas de atenção associadas ao controle postural podem ser diminuídas se um indivíduo se tornar mais eficiente na execução de uma determinada tarefa, como, por exemplo, no caso dos atletas de elite (SIROIS-LECLERC; REMAUD; BILODEAU, 2017).

### 3.4 BIOMECÂNICA DA CORRIDA E A ASSOCIAÇÃO COM LESÕES

A corrida se tornou uma forma muito popular de AF entre indivíduos que adotam um estilo de vida saudável. Os benefícios de saúde da corrida regular são bem conhecidos; no entanto, taxas preocupantes de lesões relacionadas à corrida foram relatadas e têm encargos e custos econômicos associados (FUKUCHI; FUKUCHI; DUARTE, 2017; FOKKEMA et al., 2017).

Sendo uma forma extremamente comum de exercício, seja recreativo ou competitivo, as lesões em corrida também são bastante comuns, especialmente dos membros inferiores (SOUZA et al., 2016; MALISOUX et al., 2017). Estas, são

dependentes do armazenamento e liberação de energia elástica, principalmente nos tendões e ligamentos, para reduzir as demandas mecânicas dos músculos constituintes da parte inferior do corpo (MCDONALD et al., 2016).

Afirma-se que a biomecânica da corrida está associada à etiologia das lesões na corrida (MOORE; HNAT; VAN DEN BOGERT, 2015). Dessa forma, a análise da corrida deve incluir alguns critérios importantes como: revisão médica abrangente; histórico completo de treinamento; exame médico, se o corredor for sintomático; análise e interpretação biomecânica; e consulta de fisioterapia, para propor programas para corrigir as aberrações biomecânicas do movimento de corrida (VINCENT et al., 2014).

Essas análises podem formar uma parte importante de um modelo multifatorial usado para descrever o desempenho esportivo, pois os resultados medidos em biomecânica fornecem informações significativas sobre controle e coordenação durante um movimento, e podem destacar como a técnica esportiva pode mudar em relação a condições experimentais e específicas (WARMENHOVEN et al., 2019).

Em particular, lesões de corrida, como a dor femoro-patelar, síndrome do trato iliotibial e fraturas por estresse na tíbia e metatarso, foram identificadas como altamente prevalentes em corredores. Embora os fatores causais das lesões em corrida são, sem dúvida, multifatoriais, a maior parte das evidências mostra que a biomecânica da corrida desempenha um papel fundamental no desenvolvimento de lesões (GOMEZ-EZEIZA et al., 2018).

Andar e correr resume-se ao desafio mecânico de gerar um impulso por meio da interação entre os pés e o solo (WILLEMS et al., 2017). Os músculos envolvidos durante o ato de caminhar e correr são quase os mesmos, sendo que a mudança da caminhada para a corrida está associada a alterações no tempo e na intensidade da ativação muscular. No entanto, o entendimento de como o corpo ajusta sua cinética, cinemática e biomecânica em uma variedade de cargas durante a corrida permanece fragmentado (XU et al., 2017).

### 3.5 LESÕES NAS CORRIDAS: DEFINIÇÕES E CARACTERÍSTICAS

Conforme mencionado anteriormente, a corrida tem se tornado um dos esportes mais populares no mundo. No Brasil, o número de praticantes vem

crescendo nos últimos anos e, atualmente, sabe-se que aproximadamente 5% da população brasileira pratica corrida de rua, o que equivale a cerca de 10 milhões de corredores (VAN MIDDELKOOP; KOLKMAN, VAN OCHTEN, 2008; TONOLI et al., 2010; PURIM et al., 2014; RIOS et al., 2017).

A prática de corrida é utilizada para reabilitação, lazer ou como prática competitiva, vinculando-se positivamente na melhora da saúde, capacidade física, bem-estar e qualidade de vida (HESPANHO; LOPES, 2013).

Apesar de possuir diversos efeitos positivos, nota-se que essa é uma atividade de elevado índice de lesões, onde são observadas aproximadamente 7,5 lesões para cada 1000 horas de corrida, sendo os praticantes amadores os mais acometidos (SOUZA, 2013; PILEGGI, 2010).

A definição clássica de lesão pode ser compreendida a partir do conceito elaborado por Dvorak e Junge (2004), como um evento ocorrido durante um treino (ou atividade/competição esportiva) que tenha como consequência uma falta no próximo treino (ou atividade/competição esportiva). Ademais, outras definições de lesão também são utilizadas: Pollock et al. (1997) considera como um evento que impede os praticantes a correr por pelo menos uma semana; para Pastre et al. (2005), é uma dor ou afecção musculoesquelética resultante de treinamentos e competições esportivas e que foi suficiente para causar alterações no treinamento normal; e Pope et al. (2000) entende como a incapacidade de completar as atividades diárias, sem sinais e sintomas, dentro de três dias.

Nesses casos, a lesão é posteriormente seguida por uma investigação para diagnóstico anatômico e tratamento. É válido ressaltar que a realização de exercícios de maneira exaustiva, sem orientação ou de forma inadequada, pode contribuir para o aumento de lesões esportivas (BENNELL; CROSSLEY, 1996).

Nesse contexto, estudos têm demonstrado uma correlação entre corrida e incidência de lesões relacionadas a fatores intrínsecos e extrínsecos. Os fatores extrínsecos são aqueles que direta ou indiretamente estão ligados à preparação ou à prática da corrida e envolvem duração da sessão e longa quilometragem semanal, erros de planejamento e execução do treinamento (intensidade, frequência, duração, descanso, periodização, prática de aquecimento e alongamento), tipo de superfície de treino (areia, asfalto, grama, concreto, etc.), tipo de percurso (declive, tortuoso, plano, irregular, etc.), tipo de calçado, alimentação (consumo energético total, macro e micronutrientes, álcool ou drogas), hidratação e prática concomitante de outras

modalidades esportivas (GELLMAN; BURNS et al., 1996; LUN et al., 2004; WEN, 2007; MESSIER et al., 2008; PILEGGI, 2010; FERREIRA et al., 2012).

Por outro lado, os fatores intrínsecos são aqueles inerentes ao organismo e incluem anormalidades biomecânicas e anatômicas, flexibilidade, histórico de lesões, características antropométricas, densidade óssea, composição corpórea e condicionamento cardiovascular (WEN, 2007; PAZIM et al., 2008; FERREIRA et al., 2012).

Com relação à classificação das lesões quanto à gravidade, essa é baseada no tempo de ausência da prática esportiva, sendo considerada como leve o afastamento entre um e sete dias, moderado entre oito e 28 dias, e grave se for maior do que 28 dias (PAZIM et al., 2008).

Corredores iniciantes são os mais propícios a lesões, pois, além dos fatores intrínsecos e extrínsecos, o fator inexperiência na modalidade colabora para esses acometimentos (RANGEL; FARIAS, 2016). Corredores amadores comparados aos atletas de elite, geralmente, cumprem menores volumes de treinamento e competição, entretanto estão sujeitos a preparações físicas e nutricionais inadequadas (PILEGGI, 2010).

Para os corredores de longa distância, com fins de atividade recreativa, as lesões estão relacionadas ao baixo volume semanal, ao passo que, para os competidores de longa distância, as lesões são decorrentes do volume de treinamento (6 ou mais vezes semana) e, também, do uso inadequado de calçados para a corrida. Para os maratonistas, as lesões estão relacionadas à idade e, nos corredores de *cross country*, com o ângulo do quadríceps nas subidas inerentes aos percursos (TONOLI et al., 2010).

Na literatura, é relatada uma grande variabilidade entre os dados de ocorrência de lesão. Para Taunton et al. (2003), com uma amostra de 844 corredores, verificou-se prevalência de 29,5%; Hootman et al. (2002), verificou 25% com 6.313 corredores estudados; Rosendal et al. (2003), 28% em um estudo envolvendo 330 militantes; Middelkoop et al. (2008), 54,8% em amostra composta por 725 participantes da maratona de Rotterdam; e Hino et al. (2009), 28,5% com 295 corredores amadores incluídos no estudo.

Nesse contexto, em uma revisão sistemática realizada por Hespanho Junior (2009), observou-se que as principais lesões relacionadas à corrida são: tendinopatia do tendão patelar, síndrome do estresse medial da tíbia, tendinopatia do tendão

calcâneo (Aquiles), fascite plantar, síndrome femoropatelar e síndrome da banda iliotibial, sendo essas lesões osteomusculares. É válido salientar que os fatores associados às lesões osteomusculares são multifatoriais (FERNANDES et al., 2011) e tendem a ser recorrente nesta modalidade esportiva (RANGEL; FARIAS, 2016).

### 3.6 LESÕES OSTEOMUSCULARES E O APARELHO LOCOMOTOR

Lesão osteomuscular é um termo abrangente que se refere aos distúrbios ou doenças do sistema musculoesquelético (BRASIL, 2001). As doenças do sistema osteomioarticular (DSO) são alterações que podem atingir músculos, fâscias musculares, vasos, tendões, ligamentos, nervos e articulações (RÉGIS; MICHEL; SELL, 2009).

Os principais sintomas das lesões relatadas por pacientes são: sensação de peso, fadiga, rigidez muscular, edema, dor (localizada, difusa ou irradiada), parestesia, dormência, aumento da produção de suor, e sensação dolorosa sob estímulo não deletério em superfície corporal normal (SILVA et al., 2016).

Esses transtornos não possuem causa única, havendo uma série de fatores que colaboram para o seu aparecimento, como movimentos repetitivos, o uso de aparelhos não ergonômicos, a postura de trabalho inadequada, o uso de força excessiva nos procedimentos, o repouso insuficiente, a falta de condicionamento físico, a pressão psicológica por resultados e metas de produtividade, entre outros (MELZER, 2008; ARAÚJO, 2013). Estas lesões podem ser frequentemente observadas em indivíduos que realizam exercício físico com grandes cargas e alta intensidade de treinamento, bem como em indivíduos que praticam corrida de forma amadora, além daqueles com trabalhos que requerem movimentos repetitivos (ARAÚJO et al., 2017).

É conhecido que as lesões osteomusculares mais comuns na prática de corrida estão relacionadas aos membros inferiores (joelhos, quadril, tornozelos e pés). Uma recente meta-análise revelou que a incidência de lesões em praticantes de corrida varia de 19,4% a 79,3%, sendo a articulação do joelho a mais acometida (VAN GENT et al., 2007; SOUSA, 2013). Desse modo, torna-se importante investigar as lesões relacionadas à corrida em indivíduos amadores, tendo em vista que estas representam aproximadamente 95% dos participantes das corridas de rua.

Em estudo realizado por Campos et al. (2016), composto por 139 corredores de rua amadores, os resultados mostraram que 37% dos corredores já apresentaram lesões e 63% não as apresentaram; entretanto, a frequência de lesões nos corredores com menos de um ano de prática foi de 79,6%, sendo que as lesões de maior prevalência são: tendinites e síndrome do estresse médio tibial, e os locais anatômicos mais acometidos são joelho e face anterior da perna, ambos tendo valores estatisticamente significativos. De acordo com o autor, a prevalência de lesões em corredores amadores é considerável, apesar de ter sido relatada por menos da metade dos participantes. Ainda, os autores descrevem que o tempo de prática parece influenciar na frequência das lesões e deve-se ter cautela especialmente no primeiro ano de treino, para que a corrida seja realizada com segurança.

Hino et al. (2012), entrevistaram por volta de 295 corredores amadores após provas de corrida de rua realizada no Paraná. A prevalência de lesões nos 6 meses anteriores à data do estudo foi de 28,5%, onde nenhuma das variáveis que foram investigadas, tais como: sexo, idade, renda familiar, índice de massa corporal (IMC), frequência de treino, duração do treino e presença de acompanhamento profissional, apresentou associação com o relato de lesões.

Nessa mesma linha de investigação, Ferreira et al. (2012) realizaram estudo com 100 corredores de rua; destes, 40% apresentaram algum tipo de lesão nos últimos seis meses. Dentre os fatores associados à lesão, destacam-se a distância média diária e a variação no volume do treinamento. Tais resultados corroboram com Hootman et al. (2002), os quais concluem que existe aumento do risco de lesão musculoesquelética entre corredores conforme o incremento do volume semanal de treinamento.

Em estudo composto por 89 corredores, Carvalho (2011) descreve as características de alinhamento anatômico dos membros inferiores, bem como verifica a prevalência e incidência das lesões musculoesqueléticas relacionadas à corrida, e observa uma prevalência de lesões de 61% nos últimos 12 meses. Na avaliação do alinhamento anatômico, apenas a discrepância  $> 3^\circ$  do ângulo Q, que corresponde ao ângulo formado pelos seguintes pontos anatômicos: espinha íliaca anteroposterior; centro da patela e tuberosidade tibial, foi associado à predisposição à ocorrência de lesões. Esses resultados são preocupantes uma vez que as lesões do aparelho locomotor em corredores podem aumentar a incidência de osteoartrite (URQUHART, WLUKA; TEICHTAHL; CICUTTINI, 2007).

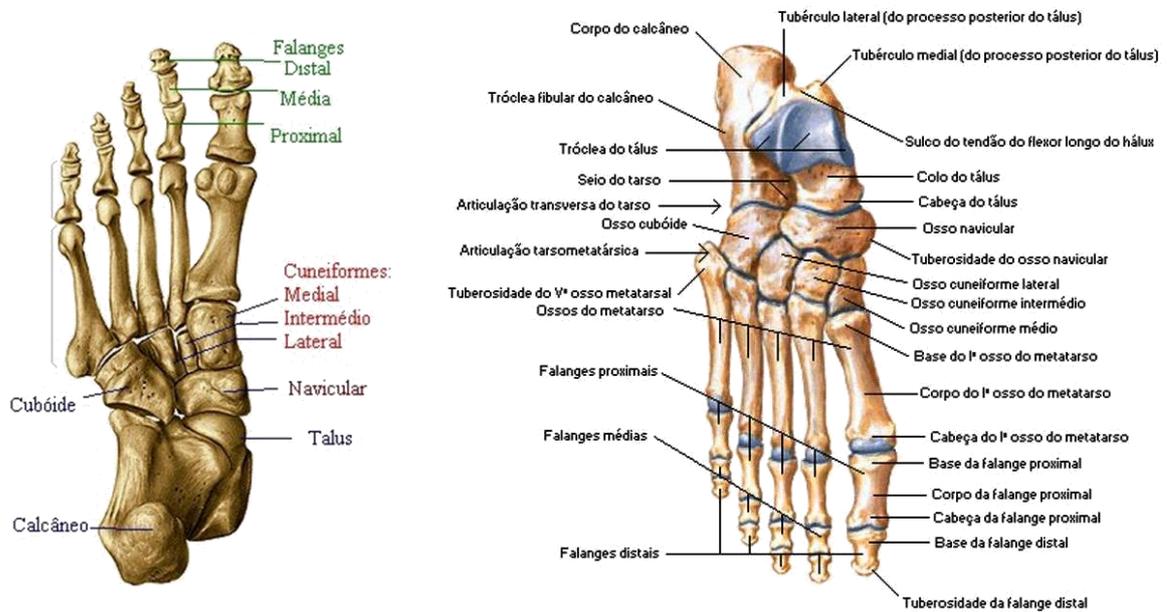
Atletas que treinam e competem em corridas de longa distância geram e acumulam altas taxas de pressão na região plantar, as quais se propagam para o restante do corpo. Como as práticas semanais e mensais dessa atividade são elevadas e repetitivas, podem gerar distribuição inadequada da pressão na superfície plantar, levando a deformações e comprometimentos morfofisiológicos no sistema locomotor, em especial nos membros inferiores (SCHMIDT; BANKOFF, 2011). Ainda segundo esses autores, o volume de trabalho empregado no treinamento para a corrida de rua sobrecarrega a face plantar dos pés, sendo que há uma grande pressão gerada pela força de contato do solo com a face do pé, e irradiam para o restante do corpo. Dessa forma, as lesões associadas são desencadeadas por alterações morfológicas provocadas pela pressão plantar (SCHMIDT; BANKOFF, 2011).

### 3.7 DISTÚRBIOS DO TORNOZELO E PÉ: CONSIDERAÇÕES GERAIS

Os distúrbios do pé e do tornozelo são os mais frequentes no sistema musculoesquelético, e afeta muito a qualidade de vida dos pacientes. Essas articulações promovem o equilíbrio e adaptação necessários, sempre que for preciso neutralizar o apoio, visando um favorecimento postural ao indivíduo (JIMÉNEZ et al., 2017).

A estrutura funcional do pé e do tornozelo constitui a base da manutenção do aparelho locomotor. A articulação do tornozelo é uma estrutura complexa que funciona em conjunto com as articulações do tarso e de Chopart. O pé pode ser dividido anatomicamente em três unidades funcionais: retropé (composto pelo tálus, calcâneo e cuboides, com as articulações subtalar, calcaneocubóide e talonavicular); arco plantar – médio pé (composto por todos os elementos osteoarticulares, ligamentares e musculares do pé, com três pontos fundamentais de apoio: a cabeça do primeiro osso metatarso, a cabeça do quinto osso metatarso e a tuberosidade posterior do calcâneo); e antepé (constituído pelos cinco ossos metatarso, falanges e articulações metatarso-falangeana e interfalângica) (VOEGELI, 2003; JIMÉNEZ et al., 2017). A anatomia do pé é mostrada na Figura 3.

**Figura 3 – Anatomia do Pé**



Fonte: Sobotta (2008)

O pé é um captor externo relacionado ao sistema tônico postural, e sem estabilidade podálica não é possível receber impactos repetitivos, permanecer em longos períodos de treinos, ou até mesmo em terrenos pouco regulares (KUTZKE, 2014). O pé se adapta às variações de terreno, e é responsável pela absorção e transferência de energia. Os mecanorreceptores plantares informam ao SNC a interação entre a região plantar e a superfície de contato (UEDA; CARPES, 2013).

Adicionalmente, o pé também auxilia com propulsão para a frente durante o impulso de saída (início de uma caminhada ou corrida), em que ele se comporta mais como uma alavanca rígida. Esta função compatível rígida dicotômica do pé é muitas vezes considerada a desempenhar um papel fundamental na capacidade de correr em dois pés (UEDA; CARPES, 2013).

Sabe-se que na transferência de força do corpo e para o corpo, durante a sustentação de peso e outras cargas, a articulação do tornozelo é crucial (SENA, 2008). As estruturas do tornozelo têm como objetivo promover estabilidade e mobilidade às estruturas distais do membro inferior (MATOS, 2014).

A articulação do tornozelo é de característica gínglimo e uniaxial, formada pela tíbia, a fíbula e o tálus. Dessa forma, a articulação tibiotársica permite os movimentos de flexão plantar e flexão dorsal. As demais articulações que compõem o pé realizam

os movimentos de adução, abdução, supinação (inversão do tornozelo e adução do pé) e pronação (eversão do tornozelo e abdução do pé) (BEHNKE, 2014). É importante destacar que, durante o ciclo de marcha, a função biomecânica do tornozelo depende de sua capacidade de agir como um adaptador, absorvedor de choque, conversor de toque e braço rígido (BEIRÃO; MARQUES, 2008).

O tornozelo é a articulação lesionada com mais frequência, sendo uma fonte significativa de morbidade e incapacidade a longo prazo (ALBANO JUNIOR; NELSON, 2019). As lesões do tornozelo são geralmente produzidas por mecanismos indiretos (quedas, atividades esportivas, entre outros) que forçam a rotação, abdução ou adução e levam a lesões que variam de uma entorse a uma fratura de luxação. A fratura do tornozelo tem classificações diferentes, dentre as quais se destaca a fratura de *Pott* (fraturas unimaleolar, bimalleolar ou bimalleolar com uma fratura do maléolo posterior associada) (SÁNCHEZ et al., 2011).

Alterações na estrutura do pé podem alterar a distribuição de carga do pé e, inevitavelmente, levar a alterações biomecânicas na extremidade inferior. Muitos estudos sugerem que existe uma relação causal entre a estrutura do pé e alterações na cinemática dos membros inferiores, o que pode predispor uma pessoa a distúrbios osteomusculares gerais (ZHAO et al., 2018; DENYER; HEWITT; MITCHELL, 2013; RISKOWSKI et al., 2012). Além disso, tem sido relatado que a ocorrência e o desenvolvimento de distúrbios osteomusculares estão associados à diminuição da força dos músculos do pé e tornozelo, e ao baixo desempenho físico (STEWART et al., 2016; GOLIGHTLY et al., 2011).

As lesões nos pés podem ocorrer durante a fase de desenvolvimento, como pés chatos, pé torto, metatarso congênito varo, e pé cavo, entre outros (SÁNCHEZ et al., 2011). Nos adultos, as doenças mais frequentes que afetam o pé e o tornozelo incluem lesões pós-traumáticas, síndromes de impacto, artropatias, doenças inflamatórias/infecciosas, doença tumoral e pé diabético (PASCUA et al., 2011; MONTGOMERY; DAVIES, 2016; ALBANO JUNIOR; NELSON, 2019).

### 3.8 PRESSÃO PLANTAR EM CORREDORES: INFLUÊNCIA DA CORRIDA E SUAS PARTICULARIDADES

A pressão plantar é definida como a pressão exercida na região da planta do pé durante o contato com a superfície. A mensuração da pressão plantar tem sido

utilizada há muito tempo para avaliar e gerenciar distúrbios do pé e membros inferiores, associados ao sistema ortopédico e neurológico. É um componente importante que afeta a função do pé e do tornozelo. Alterações na distribuição da pressão plantar podem causar uma diminuição na função do pé, como habilidades de apoio e flexibilidade durante a caminhada, corrida, pé e outras atividades funcionais (ZULKIFLI; LOH, 2018; CHOW et al., 2018).

Tee et al. (2017) descrevem que a pressão plantar é crucial para o monitoramento do desempenho em saúde em esportes, em áreas como a detecção da fase da marcha e desempenho de aceleração de velocidade. Os dispositivos sensores mais utilizados para essas medições, geralmente, são classificados como sistemas de plataforma de pressão plantar e sistemas de palmilhas sensoriais (ZHANG et al., 2019).

É conhecido que a corrida prolongada aumenta as cargas na parte inferior do corpo, principalmente no joelho, tornozelo e pé. Considerando-se o pé, as cargas acumuladas experimentadas pelos corredores de longa distância podem alterar a pressão plantar (GARCÍA-PÉREZ et al., 2013). Dessa forma, a pressão plantar é uma medida biomecânica que fornece aos treinadores e atletas informações importantes para o tratamento ou prevenção de lesões nos pés, como lesões na pele e fraturas por estresse (BISIAUX; MORETTO, 2008; ROCHA et al., 2014).

O aumento da pressão sob cada região do pé leva a efeitos diferentes. Por exemplo, aumentar a pressão sob a região da cabeça do metatarso após a fadiga pode aumentar o risco de fratura por estresse do metatarso. Essas fraturas são frequentemente relatadas em lesões por sobrecarga de corredores de longa distância, e são consideradas como resultado de um processo multifatorial. As causas potenciais incluem: carga mecânica com intensidade ou frequência excessiva; fatores antropométricos, como comprimento do passo ou tipo de pé; fadiga muscular; saúde óssea; e propriedades do exercício, como duração ou frequência do treinamento (NAGEL et al., 2008; ESCAMILLA-MARTINEZ et al., 2013).

Adicionalmente, alterações na pressão do pé podem causar um alinhamento anormal das extremidades inferiores, e estresse anormal no pé e nas estruturas relacionadas, além de causar muitos distúrbios ortopédicos, como fascite plantar e dor no joelho (CHUTER; JANSE DE JONGE, 2012). Identificar uma possível relação das propriedades morfológicas e mecânicas dos músculos do pé, bem como do pé com a pressão plantar, pode ajudar a entender melhor os fatores que causam a, ou resultam

da, pressão plantar anormal relacionada às estruturas dos pés, assim como a desenvolver melhores estratégias de treinamento ou tratamento (TAS; CETIN, 2019).

Portanto, é crucial entender os mecanismos subjacentes a essas lesões e explorar intervenções e treinamentos que possam melhorar a recuperação e evitar lesões futuras.

### 3.9 *BIOFEEDBACK* E SENSORES: CONCEPÇÃO, CARACTERÍSTICAS E O SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE PRESSÃO PLANTAR

A técnica *biofeedback* foi desenvolvida há, aproximadamente, 50 anos e possui aplicações para muitas desordens médicas, incluindo as da área de reabilitação física. Para aprendizado motor, a metodologia do *biofeedback* é simples, onde o profissional posiciona um ou mais sensores em dispositivos externos ou pela superfície do corpo para mensurar processos fisiológicos específicos (MOSS et al, 2003). Os sinais biológicos processados eletronicamente são repassados ao indivíduo por meio de sinais auditivos ou visuais. Com essa abordagem, é propiciada à pessoa uma maior consciência das evoluções parciais ou totais sobre os processos biológicos (PITTA et al., 2006; FRANKLYN-MILLER, 2014).

Na técnica *biofeedback*, utilizam-se sensores específicos, especializados em rastreamento, medição, avaliação e transferência dos atributos físicos do corpo humano, como frequência cardíaca, passos percorridos, pressão arterial e postura corporal, para um dispositivo periférico (OSMAN; EID; SADDIK, 2013). Este procedimento visa capturar mudanças fisiológicas em tempo real e de maneira discreta (KAWAHARA; RYU; ASAMI, 2009). Alguns exemplos dos sensores de movimentos usados são pedômetro e acelerômetros. Porém, existe uma ampla gama de produtos disponíveis comercialmente para rastrear a atividade física do usuário que utiliza esses produtos (BADAWI; EID; SADDIK, 2012).

De maneira geral, os sensores são baseados na quantidade de movimentos e características antropométricas, que facilitam a quantificação do gasto energético durante a realização do exercício físico (BARTON et al., 2016). Os sensores de movimento quantificam o exercício físico, que é realizado durante um intervalo de tempo, podendo, em alguns casos, estimar o gasto energético relacionado a tais movimentos. Os pedômetros são dispositivos simples que registram o número de passos realizados por um indivíduo. Já os acelerômetros são mais avançados

tecnologicamente e registram não apenas a quantidade de movimentos realizados, mas também a sua intensidade (CHERNBUMROONG et al., 2013; HOWCROFT; KOFMAN; LEMAIRE, 2013).

Os registros de movimentos associados a características antropométricas dos indivíduos resultam na estimativa do gasto energético fornecido pelos sensores de movimento (JANIDARMIAN et al., 2017). Dentre estes, os sensores de pressão utilizados nas palmilhas medem a força que atua em cada sensor durante o contato com os pés (ORLIN; MCPOIL, 2000). Geralmente, vários sensores estão localizados em diferentes áreas de palmilhas de calçados, fornecendo dados de distribuição de pressão, baseado no fato de que o padrão de distribuição de pressão é um indicador de instabilidade da marcha ou corpo (TAO et al., 2012).

Os sensores de palmilha de pressão mais utilizados medem a distribuição da pressão plantar (AYENA et al., 2018). Cada perda de equilíbrio, escorregões, tropeções, abaixamentos inesperados e tornozelos torcidos, por exemplo, estão associados a condições ambientais inseguras específicas da superfície como pisos escorregadios, superfícies irregulares ou obstáculos no caminho, criando pressão plantar com padrões de distribuição medidos, usando sensores de pressão na palmilha. Os algoritmos de aprendizado classificam os tipos de eventos de perda de equilíbrio usando recursos espaciais e temporais que refletem os padrões de dados de pressão plantar exclusivos (BRASSARD et al., 2012; ANTWI-AFARIA et al., 2018).

O progresso feito pelo uso de sensores durante as últimas décadas motiva os pesquisadores a melhorar o desempenho e a praticidade do reconhecimento dos sensores em ambientes mais realistas de diferentes maneiras (CORNACCHIA et al., 2017). Seu processo é complexo e segue aproximadamente cinco etapas: 1) seleção e implantação de sensores apropriados no corpo humano ou no ambiente, para capturar o comportamento do usuário ou a alteração do ambiente em que o usuário está executando as atividades; 2) coleta e processamento dos dados dos sensores implantados, com base na atividade específica; 3) extração de recursos úteis dos dados do sensor para classificação; 4) treinamento dos modelos de classificação com algoritmos apropriados de aprendizado de máquina para inferir atividades; e 5) teste dos modelos de aprendizado para fornecer relatórios de desempenho (LARA; LABRADOR, 2013; NWEKE et al., 2018).

### 3.9.1 Receptores Sensoriais

Atletas profissionais dependem do sistema nervoso central e periférico para reconhecer e ajustar rapidamente a posição de seus membros e articulações, a fim de praticar um esporte efetivamente (DUCIC et al., 2004). Sinais aferentes do sistema nervoso periférico distal enviam informações somatossensoriais ao sistema nervoso central onde são processados, juntamente com informações visuais e vestibulares, para orientar o desempenho de ações coordenadas e ágeis (PETERKA, 2002).

O sistema somatossensorial detecta sutis movimentos dos membros inferiores (HORAK, 2006; KARS et al., 2009). Receptores tátil e proprioceptivos cutâneos associados ao toque, pressão e pressão cinestesia, são abundantes no aspecto plantar do pé (QU, 2015). Esses receptores são críticos para fornecer a um atleta informações sobre estática e dinâmica postural, estabilidade e posição articular durante a execução coordenada e movimentos ágeis (PERRY et al., 2000).

Muitos atletas saudáveis tentam melhorar seu desempenho, reforçando seu sistema somatossensorial com dispositivos vestíveis (suspensórios, mangas e palmilhas) (FIORAVANTI et al., 2019). Estes dispositivos são sugeridos para melhorar, em parte, o *feedback* proprioceptivo obtido de receptores cutâneos e fusos musculares subcutâneos, a fim de melhorar a sensação, propriocepção e desempenho. Os receptores cutâneos compõem equipamentos esportivos, pois eles fornecem um potencial para aplicar diretamente estímulos para melhorar o sistema somatossensorial (KARS, 2009).

As palmilhas de aprimoramento sensorial, usando a tecnologia de ressonância estocástica (RE), melhoram a oscilação postural e reduzem a variabilidade da marcha de indivíduos saudáveis (GALICA et al., 2009; STEPHEN et al., 2012; LIPSITZ et al., 2015). A RE se refere a um fenômeno não linear de sistemas biológicos, onde o reconhecimento do sinal sensorial é aprimorado pela introdução de baixos níveis de ruído de entrada não correlacionado. O mecanismo pelo qual a RE melhora a sensibilidade é, provavelmente, por uma despolarização parcial da membrana do receptor, influenciando o receptor a atuar mais próximo do seu limiar de potencial de detecção (PRIPLATA et al., 2003; ALFUTH, 2017).

Quando aplicado a receptores, incluindo cutâneo, fuso muscular e ligamentos, a vibração RE mecânica melhora a sensação de toque, posição articular, sentido e equilíbrio, quando definido em um nível abaixo da sensação limiar (PRIPLATA et al.,

2006). Estudos demonstram que seu uso visa melhorar o equilíbrio oferecendo um bom desempenho atlético. Um elo entre o equilíbrio positivo e resultados de caminhada proporcionados pelo aprimoramento sensorial por palmilhas fornece um melhor desempenho atlético (HRYMALLIS, 2011).

### **3.9.2 Sensores Inerciais e a Relação com a Movimentação Humana**

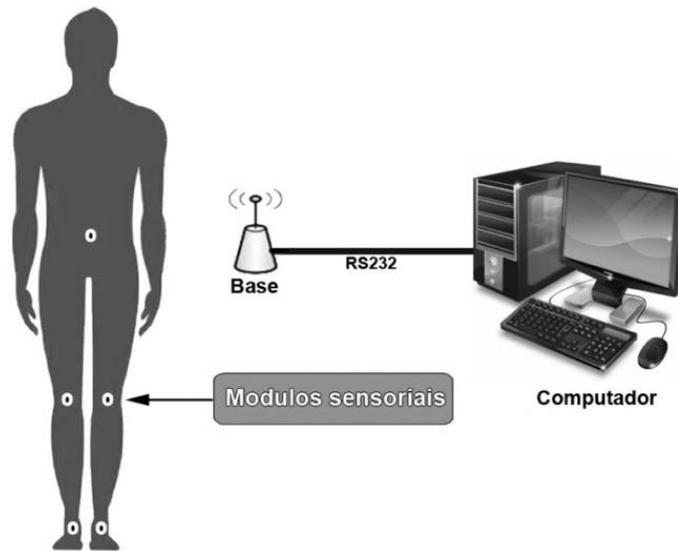
A busca pelo conhecimento relacionado à movimentação humana é antiga. Análises começaram a ser feitas durante a época de Aristóteles, relacionando preceitos físicos ao movimento. No entanto, o estudo da biomecânica humana só ganhou força no Brasil na década de 60 (ACQUESTA et. al., 2007).

Para se coletar dados e, então, estudá-los, equipamentos vêm sendo desenvolvidos a cada dia, de forma a possibilitar a ação de profissionais da área esportiva a buscar diferentes estratégias e metodologias de treinos, a fim de que melhores resultados sejam obtidos pelos atletas (OLIVEIRA et. al., 2011). Nesse sentido, os sensores inerciais também são cada vez mais usados para monitorar o movimento humano, a biomecânica, e relacionar os dados coletados às tarefas associadas à vida cotidiana (ESPINOSA et al., 2015).

Com a evolução desses sensores, a movimentação humana tem sido capaz de ser estudada em ambientes e situações diversas, fazendo-se uso de apenas algumas unidades de sensores em contato com o corpo. Além disso, os dados coletados são capazes de proporcionar algumas variáveis importantes, tais como: aceleração, velocidade angular, altura e direção, todos de forma não invasiva (CHANG; GEORGY; EL-SHEIMY, 2015). Os sensores inerciais utilizados com maior frequência para monitoramento de movimentos são os acelerômetros, que medem aceleração linear, e os giroscópios, que medem a velocidade angular.

O sistema de medição inercial é constituído por três elementos principais: um computador; a estação base, que permite iniciar e terminar a aquisição de dados; e os módulos sensoriais que adquirem e guardam os dados em algum sistema de armazenamento de dados digitais, como em um cartão SD (security digital), conforme pode ser observado na Figura 4.

**Figura 4 – Ilustração de um sistema de medição inercial.**



Fonte: Autoria própria (2021)

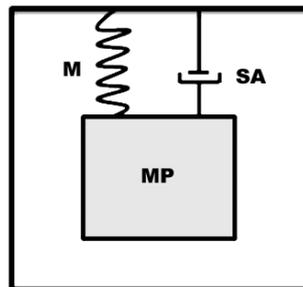
Assim, uma unidade de medidas inerciais (IMU), combinando os sensores inerciais, como acelerômetro e giroscópio, além de outros tipos de sensores, como o magnetômetro, permitem uma nova abordagem na quantificação do distúrbio de movimento, podendo ser conectados aos segmentos corpóreos. As IMUs representam o avanço da tecnologia vestível, portátil, prática e voltada para uma avaliação eficiente para diversos distúrbios do movimento (KOTIADIS; HERMENS; VELTINK, 2010; RAHIMI et al., 2011).

O acelerômetro é um sensor eletromecânico planejado para medir a aceleração de um corpo devido à aplicação de uma força externa, que pode resultar em acelerações dinâmicas, como a variação de velocidade em um deslocamento, vibrações e choques, ou aceleração estática, como quando o dispositivo é inclinado e a força de aceleração gravitacional terrestre é projetada sobre os eixos de sensibilidade. Em síntese, este dispositivo transforma um vetor de aceleração em um sinal elétrico, que pode ser coletado e processado por sistemas eletrônicos (SILVA, 2016). Existe uma grande variedade de acelerômetros disponíveis atualmente, cristais piezoelétricos, sensores piezo resistivos, sensores eletrônicos entre outros compõem uma das famílias mais variadas de sensores utilizados pela indústria (KIONIX, 2017).

A informação proveniente desses sensores pode ser combinada e correlacionada para avaliar o movimento e a postura humana. Para medir a aceleração, o acelerômetro é composto por uma massa conectada por um elemento

elástico (mola), que está presa a uma estrutura de referência do movimento. A aceleração externa age na massa, gerando deslocamento da mesma, e a magnitude desse deslocamento é proporcional à aceleração e inversamente proporcional à rigidez da mola, ou seja, da distância que a mola estica surge à informação de quanto o corpo acelerou linearmente. O princípio de conversão desse deslocamento para sinais elétricos se dá por meio de transdutores piezoelétricos, capacitivos, piezoresistivos, entre outros. Acelerômetros são sensíveis à força gravitacional, portanto a orientação afeta o sinal de saída (ZENG; ZHAO, 2011; TORRES, 2018). A estrutura básica de um acelerômetro pode ser observada na Figura 5.

**Figura 5 – Estrutura básica de um acelerômetro.**



Legenda: MP = massa de prova; SA = Sistema de amortecimento; M = Mola (Elemento elástico).

Fonte: Adaptado de Silva (2016)

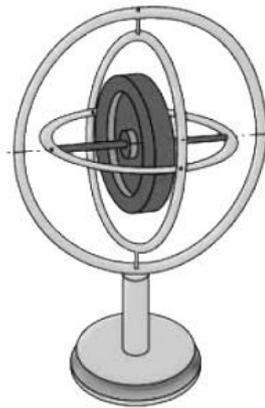
Na Figura 5, a estrutura apresentada permite apenas a medição da aceleração em um único eixo, ou com um grau de liberdade, portanto nos acelerômetros biaxiais e triaxiais, estruturas semelhantes devem ser construídas no sentido dos demais eixos de interesse, fornecendo em sua saída um sinal elétrico que corresponde a cada um dos eixos sensíveis (SILVA, 2016).

Os giroscópios são sensores que permitem medir velocidades angulares relativamente a um determinado eixo, ignorando outros tipos de dinâmica (lineares). Os sinais gerados por estes dispositivos são normalmente expressos em graus por segundo e a sua gama dinâmica pode atingir as muitas centenas de graus por segundo (GREENE et al., 2010; MORGADO, 2019).

Um giroscópio clássico consiste, essencialmente, de uma roda livre em alta rotação, cuja grande flutuabilidade, juntamente com mecanismos de compensação de atrito, permite aproximar sua rotação como um movimento sem força dentro de um espaço inercial. Se a plataforma girar, o princípio de conservação do momento angular

mantém o movimento da roda inalterado dentro do sistema inercial, fazendo com que o vetor de velocidade angular mude de orientação dentro do sistema da plataforma de referência do movimento. Ao observar essa alteração, o ângulo de rotação da plataforma pode ser derivado (KEMPE, 2011). Uma representação genérica pode ser visualizada na Figura 6.

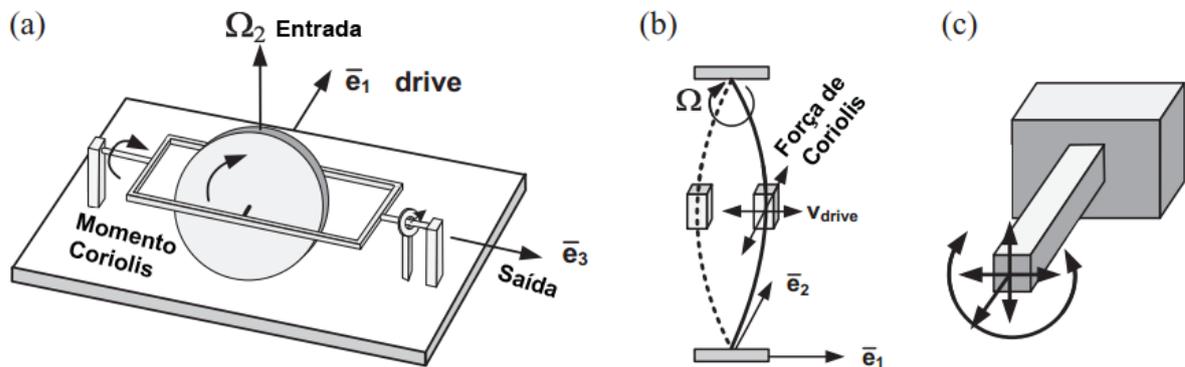
**Figura 6 – Estrutura Genérica de um Giroscópio**



Fonte: Souza Júnior (2014)

O movimento relativo de um corpo dentro do sistema de coordenadas da plataforma pode ser descrito de forma equivalente usando entidades virtuais como forças ou momentos de Coriolis. O princípio de medição dos chamados giroscópios de "taxa" explora a força de Coriolis como um mecanismo de acoplamento entre a rotação da plataforma de referência e os movimentos de massa em relação a essa plataforma; a força de Coriolis decorre da ação de alteração da posição angular da plataforma à qual uma massa realiza movimentos periódicos (rotação, oscilação ou vibração), e é proporcional à "taxa" de variação da posição angular da plataforma de referência com o tempo, ou seja, é proporcional à velocidade angular de rotação da plataforma de referência. Na Figura 7, podem ser observados os princípios de medições de giroscópios de taxa, com base na aplicação da força de Coriolis (KEMPE, 2011).

**Figura 7 – Giroscópios de taxa, com base na aplicação da força Coriolis**



Legenda: (a) um girostato, (b) uma corda vibratória e (c) uma barra vibratória.

Fonte: Adaptada de Kempe (2011)

Atualmente a literatura apresenta diversos tipos de giroscópios de taxa, sendo estes classificados fundamentalmente em quatro categorias: Giroscópios tipo diapasão (*tuning fork*) – que são constituídos por dois giroscópios do tipo massa-oscilante; Giroscópios de rodas oscilantes (*spinning vibrating wheels*); Giroscópios de Foucault – baseados nos pêndulos de Foucault; e Giroscópios Hemisférios Ressonantes – engloba o *wine glass resonator*, o cilindro ressonante e o anel ressonante, por possuírem o funcionamento similar (BARBOUR; SCHMIDT, 2001; BERNSTEIN, 2003; YOON et al., 2007).

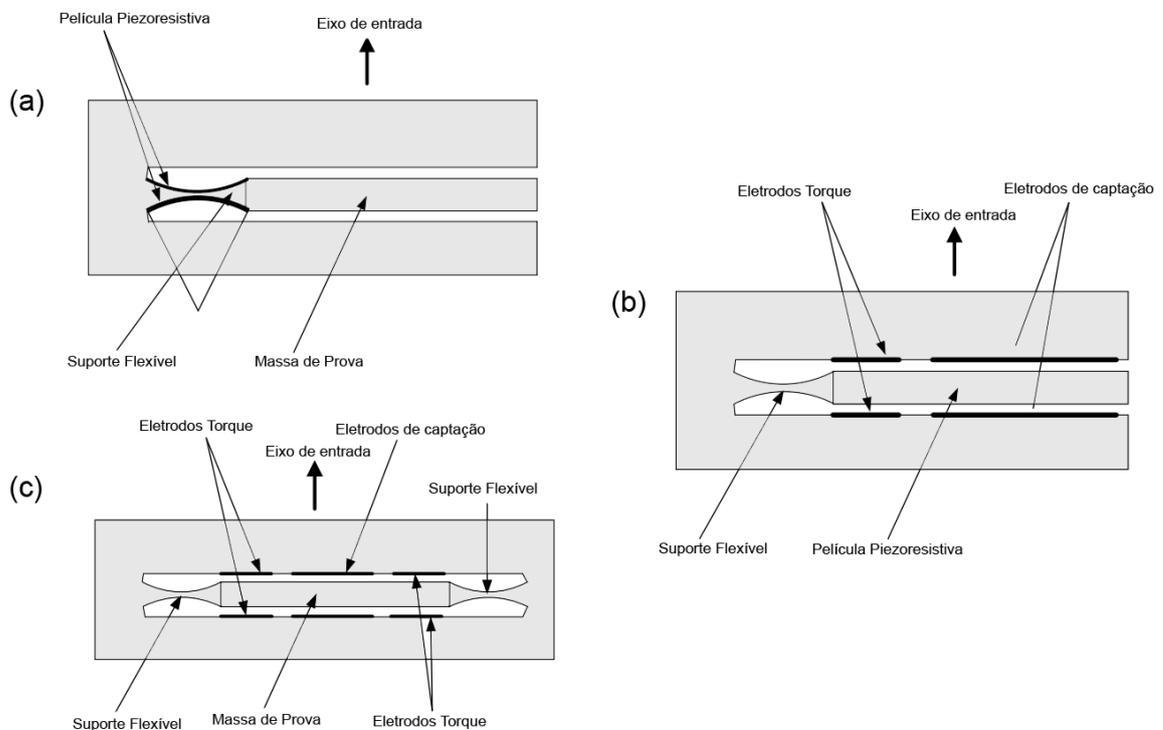
Há uma classe de sensores inerciais (acelerômetros e girômetros) amplamente disponíveis no mercado, que é baseada em sistemas microeletromecânicos (MEMS), e que deve ser mencionada, em particular porque é a que está disponível, em smartphones e diversos outros tipos de equipamentos, e é a mais compatível com sistemas portáteis (KEMPE, 2011). Dispositivos que possuem a tecnologia MEMS são compostos basicamente por atuadores e/ou sensores, sendo que estes microdispositivos podem compartilhar diversas funções, desde aquisição, como processamento e controle digital de sinais. Os fatores que impulsionaram a tecnologia MEMS foram os mesmos da microeletrônica: miniaturização, confiabilidade, produção em massa e redução de custos (FERREIRA, 2013; FRAGA et al., 2014).

Devido ao grande avanço tecnológico nas últimas décadas e ao desenvolvimento atual da tecnologia MEMS, é possível integrar circuitos microeletrônicos e estruturas mecânicas em um único chip por meio da tecnologia ASIC (*Application Specific Integrated Circuit*), permitindo a implementação de

dispositivos, cada vez menores, mais leves, mais baratos e com maior funcionalidade. A combinação desses fatores gerou impactos significativos em diferentes setores industriais, tais como: automotivo, aeroespacial, veículos autônomos, smartphones, automação industrial e biomédico (FERREIRA, 2013; FRAGA et al., 2014).

Os acelerômetros MEMS são implementações miniaturizadas dos acelerômetros mecânicos em um encapsulamento de silício. A fabricação das estruturas móveis do sensor acelerômetro é realizada a partir da remoção controlada de material do substrato (silício) ao redor de um ponto alvo. Este ponto alvo pode estar situado em camadas depositadas sobre o substrato (microusinagem de superfície), ou embutido no próprio substrato (microusinagem de substrato) (KEMPE, 2011). Os acelerômetros MEMS são comumente projetados para que a transdução ocorra pela exploração de um dos seguintes efeitos físicos: piezoelétrico, piezoresistivo ou capacitivo. Na Figura 8, são apresentados três exemplos de arquiteturas de acelerômetros MEMS com Eixo de Entrada no plano do circuito integrado.

**Figura 8 – Exemplos de arquiteturas de acelerômetro MEMS**



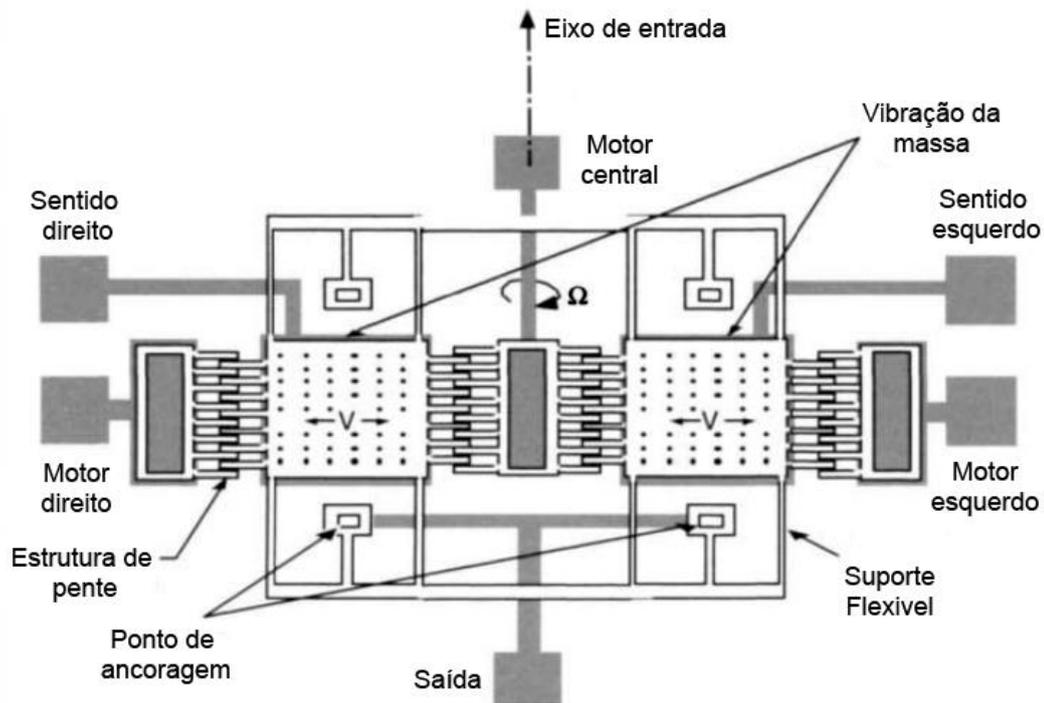
Fonte: Adaptado de IEEE (2018)

Com relação aos giroscópios de tecnologia MEMS, estes possuem

característica básica de um elemento mecânico vibrante, sistema massa-mola com dois graus de liberdade, composto por um mecanismo de atuação e detecção. O princípio fundamental de operação deste sistema mecânico é a possibilidade de medir a velocidade angular de um veículo em relação a um determinado eixo, ao induzir a força de Coriolis (FERREIRA, 2013).

Os giroscópios MEMS podem ser produzidos de diferentes maneiras, mas ressalta-se que as microestruturas vibrantes são as mais comumente utilizadas. Diferentemente da estrutura mecânica, esse tipo de giroscópio não possui estruturas rotativas, sendo possível a miniaturização utilizando técnicas de micro usinagem. Um tipo vibratório bastante difundido pela indústria eletrônica é o giroscópio *tuning-fork* (sintonizador) (Figura 9) que é constituído por um par de massas que é posto para oscilar por meio de micro atuadores na mesma direção e com sentidos opostos (TITTERTON; WESTON, 2004; MORI, 2013).

**Figura 9 – Visão superior de um giroscópio tuning-fork**

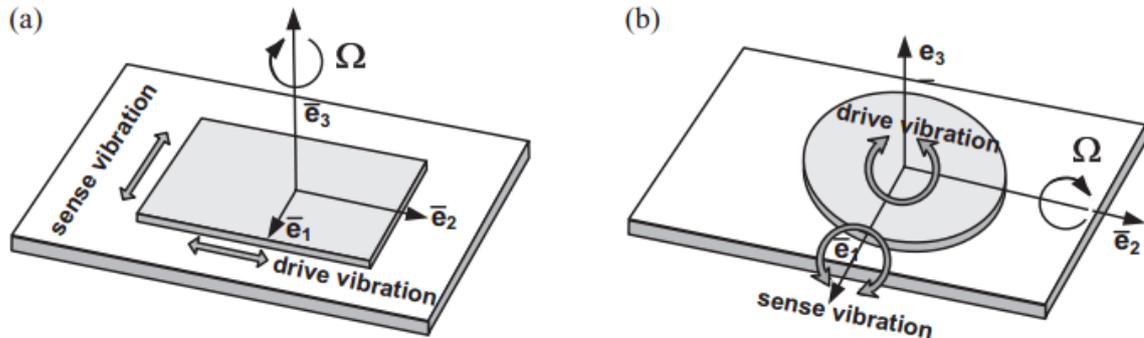


Fonte: Adaptado de Titterton e Weston (2004)

Na última década, as estruturas mais bem-sucedidas para a construção de giroscópios MEMS acabaram sendo massas simples, planas e rígidas, particularmente adequadas para a implementação em tecnologias padrões de

microusinagem superficial ou volumétrica (KEMPE, 2011). A Figura 10 ilustra dois métodos principais de operação.

**Figura 10 – Giroscópios MEMS de corpo rígido: (a) linear e (b) rotatório**



Fonte: Kempe (2011)

É importante destacar que a grande maioria dos atuais giroscópios MEMS pertence à classe de giroscópio de “taxa”, com preços em queda constante, atualmente na ordem de USD 10 para um giroscópio de um eixo. Apenas algumas empresas no mundo produzem giroscópios MEMS de nível tático, de média sensibilidade (KEMPE, 2011).

### 3.9.3 Mecanorreceptores Plantares e a Relação entre Sensibilidade Plantar e Controle Postural

Os receptores sensoriais são responsáveis por conduzir as informações do estresse corporal, como também a forma relativa com que as partes do corpo se portam em relação ao espaço e às pressões sofridas por eles. Caso um mínimo erro interfira em qualquer um desses sistemas, um desequilíbrio pode ser causado. A estabilidade é a formação sensório-motora que facilita o aperfeiçoamento da postura do ser humano, assegurando que os segmentos articulares se ordenem, fazendo com que o centro de gravidade permaneça nos limites do apoio de sustentação (ARNHEIM; PRENTICE, 2002).

Conforme descrito anteriormente, a habilidade de sustentar a postura em pé envolve o processamento de informações do sistema visual, vestibular e receptores proprioceptivos, incluindo mecanorreceptores da região plantar. O sistema somatossensorial tem como principais aferentes os mecanorreceptores em diferentes camadas da pele, os fusos musculares, órgãos tendinosos de Golgi e receptores

articulares. Os mecanorreceptores plantares informam ao sistema nervoso central sobre a interação entre a região plantar e a superfície de contato (PATEL et al., 2009).

O significado das contribuições dos sistemas sensoriais depende da pessoa, restrições ambientais (superfícies escorregadias, pouca iluminação) e a tarefa que está sendo executada. Esses autores sugeriram que a retransmissão das informações cutâneas dos mecanorreceptores plantares para o sistema nervoso central contribui para a conscientização da posição corporal. Alterar as sensações na superfície plantar do pé, pode ser uma maneira de observar as contribuições para o controle do equilíbrio (BILLOT et al., 2013).

Estudos mostram que a cinemática dos membros inferiores e as técnicas de batida do pé foram alteradas pela corrida de longa distância (WILLEMS et al., 2012; DEGACHE et al., 2013). Estas informações inferem que, tanto por alteração no controle postural, quanto por alterações na sensibilidade dos mecanorreceptores plantares, componentes responsáveis pelo *feedback* postural, a atividade física da corrida pode resultar em fadiga, e pode afetar a mecânica da pisada ao longo da prova ou mesmo depois dela (KIM; MIRJALILI; FERNANDEZ, 2018); assim sendo, verifica-se ser importante controlar a pisada e a sustentação do corpo durante a corrida.

#### **3.9.4 Palmilhas Sensoriais: Definição, Características e Aplicações**

Uma área que vem atraindo considerável atenção de pesquisadores em aplicações biomédicas e esportivas é a análise das distribuições de pressão plantar do pé para revelar a pressão da interface entre esta superfície plantar e a sola de calçado (RAZAK et al., 2012). Nesse contexto, algumas dessas aplicações são apresentadas a seguir: análise de desempenho esportivo e prevenção de lesões (BONATO, 2013); melhoria no controle de equilíbrio (RODGERS, 1988; ROCHA et al., 2020); diagnóstico de doenças (MARGOLIS et al., 2003); biométrica (YAMAKAWA et al., 2010); monitoramento de postura (SAZONOV et al., 2011); e sistemas de apoio à reabilitação (WADA et al., 2010; EDGAR et al., 2010).

Nesse sentido, sensores de movimento artificiais têm sido amplamente aplicados para o diagnóstico dos distúrbios do equilíbrio e avaliação do gasto energético; entre esses sensores, destacam-se as palmilhas sensoriais, caracterizadas como sendo qualquer material colocado entre a sola do calçado e o

pé, e que sofra alguma influência das forças de pressão que atuam no membro, para avaliação e diagnóstico das alterações que afetam o equilíbrio e a postura corporal (RAVI; DANDEKAR; MYSORE, 2005; CALDWELL; McNAIR; WILLIAMS, 2003).

Com o foco crescente na relação entre o tipo de calçado e a biomecânica da corrida, os sensores à base de palmilhas representam uma abordagem promissora, que pode ser usada para estudar as interações pé-calçado no comportamento habitual do corredor em seu ambiente de treinamento (DIXON, 2008; WILLY; DAVIS, 2014). Palmilhas são geralmente usadas para a prevenção e tratamento de lesões por uso excessivo, com o objetivo alterar a biomecânica dos movimentos e fornecer absorção de choque, o que pode reduzir a dor ou a degeneração das estruturas musculoesqueléticas (ALFUTH, 2017).

As palmilhas de pressão são inseridas no tênis de corrida e fornecem informações sobre a força vertical exercida ao se movimentar num tempo controlado, o que resulta em uma imagem mais verídica das pressões plantares nos movimentos comuns do dia a dia, como andar, correr, entre outros. Como as palmilhas sensoriais são dispositivos que podem fazer parte de sistemas portáteis, elas podem adquirir informações continuamente, de maneira que os especialistas possam tirar conclusões mais realísticas das áreas nas quais o pé exerce maior pressão, tornando o nível de confiança da análise mais elevado (MARTÍNEZ-NOVA et al., 2007; MANN et al., 2016).

As análises de pressões plantares durante avaliações posturais em situações estáticas e dinâmicas, por meio de baropodometria, que avalia a distribuição da pressão plantar durante a marcha, permite ao profissional obter informações necessárias para desenvolver, com precisão, palmilhas que reduzam os impactos violentos e o risco de lesões, visando o aumento do conforto dos usuários (RIBEIRO et al., 2011). As palmilhas sensoriais podem medir a pressão plantar pelos sensores de pressão incorporados, como resistores sensíveis à força (RSF); esses representam o principal componente usado para mapear a distribuição de pressão do pé (Figura 11).

**Figura 11 – Exemplo de sensor de pressão amplamente utilizado em palmilhas sensoriais (Interlink Electronics Inc., America, FSR® 402)**

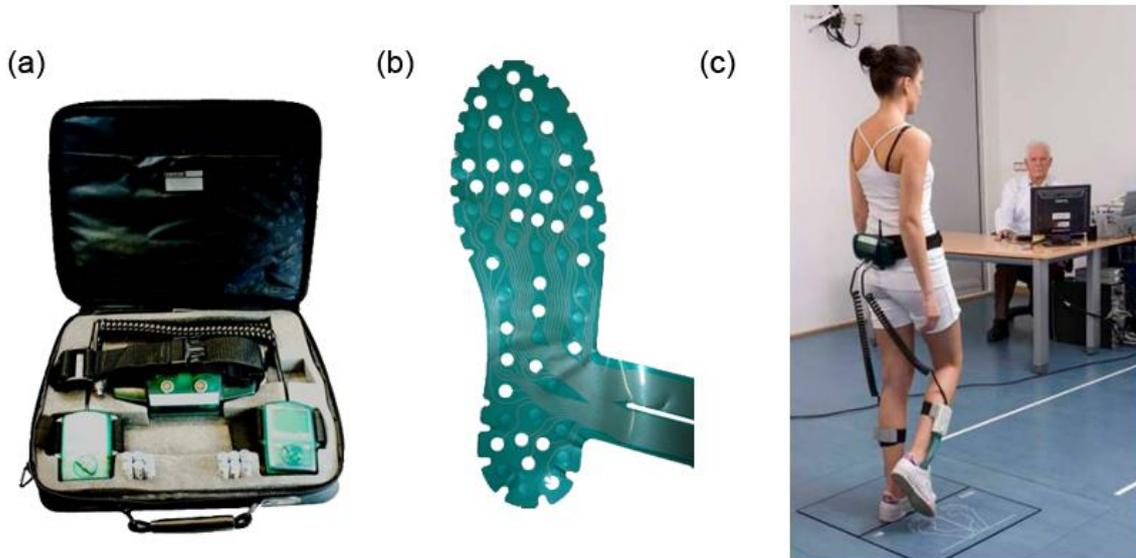


Fonte: adaptado de Zhang et al. (2019)

Os sensores são colocados na palmilha, e o seu posicionamento deve ser capaz de mapear a pressão do pé corretamente; portanto, são colocados em locais onde a maior parte da pressão está sendo aplicada (TEE et al., 2017; ZHANG et al., 2019). Tais dispositivos devem interferir minimamente na função do pé e fornecer dados para decisões clínicas com boa consistência (HURKMANS et al., 2006; PUTTI et al., 2007). Nesse contexto, sistemas de medição de pressão plantar têm sido usados em vários estudos, para analisar pressões plantares com diferentes calçados (SOLER, 2001; DUENAS et al., 2002; ALEMANY et al., 2003), palmilhas (SÁNCHEZ-RODRÍGUEZ, 2006), variação da pressão plantar (ESCAMILLA-MARTÍNEZ et al. 2020), tratamentos cirúrgicos (LAFUENTE et al., 2002), entre outros.

Existem vários tipos de sensores de pressão disponíveis no mercado; tais tecnologias utilizam sensores: capacitivos, resistivos, piezoelétricos e piezoresistivos. Esses sensores fornecem saída de sinal elétrico (tensão ou corrente) proporcional à pressão medida. As principais especificações para o desempenho do sensor incluem: linearidade, histerese, tamanho do sensor, faixa de pressão e sensibilidade à temperatura (RAZAK et al., 2012). Nas Figuras 12 e 13, são apresentados, respectivamente, os sistemas de medição de pressão plantar da BioFoot® (IBV, Valencia, Espanha) e Pedar® (Novel, Munich, Germany).

**Figura 12 – Sistema de monitoramento BioFoot® (IBV, Valencia, Espanha)**



Fonte: Adaptado de Biofoot / IBV® (2012)

O sistema de monitoramento BioFoot®, bem como o Pedar®, possui palmilhas conectadas a um amplificador de sinal que fica localizado à cintura do sujeito, que envia os dados para serem registrados por um computador usando telemetria digital. O sistema de telemetria digital tem um alcance de 200 m, permitindo que os sujeitos se movimentem livremente e que sejam feitas medições no campo esportivo. As medições podem ser feitas a uma taxa de amostragem entre 50 e 250 Hz. É importante destacar que, para obtenção de um resultado confiável, são necessárias diversas repetições do teste (ESCAMILLA-MARTÍNEZ et al. 2020).

**Figura 13 – Sistema de monitoramento Pedar® (Novel, Munich, Germany)**



Fonte: NOVEL GMBH (2020)

Os sistemas de pressão plantar disponíveis no mercado ou em laboratórios de pesquisa variam na configuração do sensor para atender a diferentes requisitos de aplicação. É importante ressaltar que, para ser útil para fins clínicos ou de pesquisa, as informações obtidas por meio desses sistemas devem ser comprovadamente confiáveis e possuir boa repetibilidade, para garantir a consistência das medições nas quais os julgamentos clínicos podem ser baseados. Para atingir esse nível de confiabilidade, é necessário um protocolo consistente, controlando a cadência e fazendo a média de vários passos (MARTÍNEZ-NOVA et al., 2007).

Nesse contexto, entre as vantagens do uso da tecnologia da palmilha, podem ser citados: evitar a necessidade de percorrer exatamente um percurso predeterminado para medir a pressão, força e área de contato de cada pé único de forma independente; e adquirir várias etapas em cada prova de caminhada, em vez de apenas uma ou duas etapas, como nas plataformas de força. A informação obtida da palmilha é crítica para avaliar a qualidade da marcha (IVANIC, 2003). A confiabilidade das medidas de pressão plantar da palmilha é fundamental para um resultado preciso, e a alta confiabilidade teste-reteste dos dispositivos da palmilha durante a caminhada linear e corrida são bem documentadas (GODI et al., 2014).

Em estudo realizado por Beltrán (2008) com 105 pacientes, entre homens e mulheres (18-60 anos), que apresentavam problemas do tipo podopostural e que foram reavaliados em um prazo de 2 meses, o autor observou que 91,57% dos pacientes diminuíram sintomas de dor e mostraram mais conforto na postura ereta. Sendo assim, os resultados são indicativos que as palmilhas posturais exteroceptivas são apropriadas para tratar desequilíbrios de causa podal e para adaptar a postura global que se reflete no pé, bem como colaboram eficazmente nos tratamentos multidisciplinares.

Gagey et al. (2012), Hijmans et al. (2008) e Priplata et al. (2012), com o uso de palmilhas vibratórias, encontraram melhorias no equilíbrio e na velocidade de oscilação na direção ântero-posterior. Estas palmilhas vibrantes têm um ruído mecânico que permite *feedback* auditivo, com um efeito positivo na estabilidade postural. Tsung et al. (2004) avaliaram a efetividade de palmilhas na redistribuição da pressão plantar durante a caminhada em pacientes diabéticos. Os resultados mostraram que a palmilha plana reduziu a média do pico de pressão e aumentou a área de contato em toda região do pé, comparada com um calçado sem palmilhas. Também foi verificada uma significativa mudança na relação pressão por tempo, em

todo pé. Os resultados permitiram concluir que as palmilhas sob medida foram mais efetivas que as palmilhas suaves.

Nessa perspectiva, a análise das diferentes variáveis, como velocidade de deslocamento, centro de pressão e equilíbrio, fornece informações importantes, que podem ajudar a melhorar a compreensão de diversos fatores relacionados ao desempenho na corrida. Portanto, percebe-se que técnicas capazes de medir com precisão e eficiência a pressão dos pés são cruciais para futuros desenvolvimentos; da mesma forma, há uma constante busca pela criação de palmilhas sensoriais que permitam avaliar as implicações da prática de corrida sobre as alterações musculoesqueléticas e adequação postural, uma vez que, ao se alterarem as relações espaciais fisiológicas, surgirão desalinhamentos musculares, com consequentes alterações adaptativas às novas condições mecânicas impostas.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 TIPO DE ESTUDO

O presente trabalho foi do tipo pesquisa de campo, com corte longitudinal, no qual o mesmo indivíduo foi avaliado, submetido ao treinamento e, em seguida, reavaliado.

### 4.2 LOCAL DO ESTUDO

O presente estudo foi desenvolvido em uma Clínica de Fisioterapia privada, no período de dezembro de 2020 a fevereiro de 2021, na cidade de Teresina-PI. O local foi escolhido devido à facilidade de acesso aos instrumentos necessários à realização da pesquisa, bem como por essa clínica ser referência na cidade em avaliação física e postural.

### 4.3 PROCEDIMENTOS ÉTICOS

Para dar início à pesquisa, o projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Brasil sob o parecer: 3.341.534 (ANEXO A). Esta pesquisa foi realizada de acordo com as normas de resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde – MS, envolvendo pesquisa em seres humanos. Todos os voluntários foram previamente esclarecidos e orientados sobre os procedimentos a que foram submetidos. No caso de aceitação plena, assinaram o Termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO B), ficando garantido o sigilo total da identidade de cada sujeito avaliado na pesquisa.

### 4.4 AMOSTRA DO ESTUDO

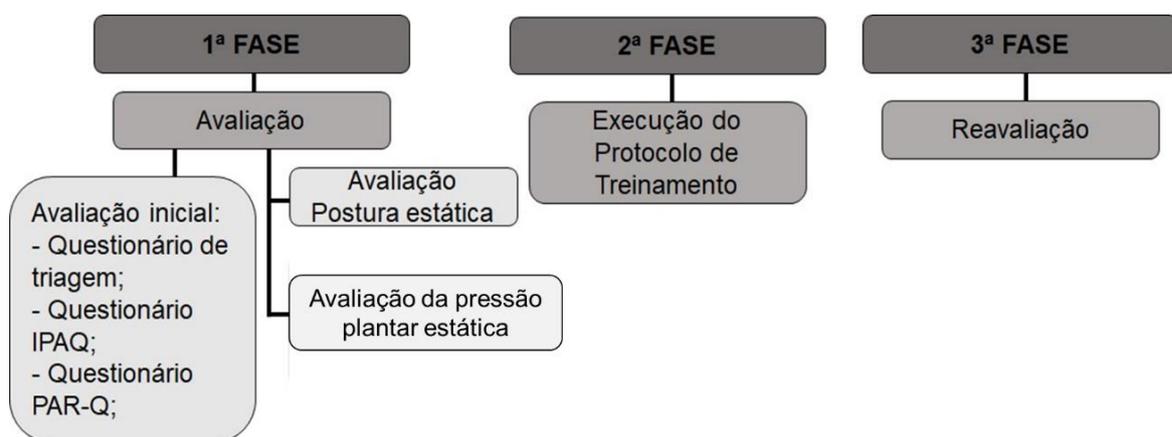
A amostra foi composta por 30 indivíduos iniciantes na prática de corrida de rua. Foram incluídos na pesquisa indivíduos do sexo masculino que estavam iniciando a prática de corrida de rua, com idade entre 25 a 40 anos, índice de massa corpórea (IMC) entre 22 e 30 kg/m<sup>2</sup>; classificados como pouco ativos e irregularmente ativos segundo critérios estabelecidos pelo Questionário Internacional de Atividade física –

versão curta (IPAQ). Foram excluídos: indivíduos com lesões osteomusculares, neurotendíneas, cardiorespiratórias, reumáticas, neurológicas, diabetes *mellitus*; portadores de labirintite; e indivíduos em uso de medicações que interferem no desempenho físico, psíquico e motor do atleta.

#### 4.5 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O protocolo experimental foi dividido em três fases, conforme mostrado na Figura 14: na primeira fase foi realizada a avaliação, na segunda fase foi aplicado o protocolo de treinamento, e na terceira fase foi executada a reavaliação.

**Figura 14 – Fluxograma do delineamento experimental**



Fonte: Autoria própria (2021)

#### 4.5.1 Avaliação

##### 4.5.1.1 Avaliação Inicial

Nessa etapa, foram coletados e analisados os seguintes dados: idade (em anos e meses), altura (m), peso (kg), IMC ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ), tipo de pé e tamanho do calçado (APÊNDICE A), seguido da aplicação do questionário IPAQ (ANEXO C) e do Questionário de Prontidão para Atividade Física – PAR-Q (ANEXO D), com a finalidade de identificar a aptidão para participar da segunda fase da pesquisa.

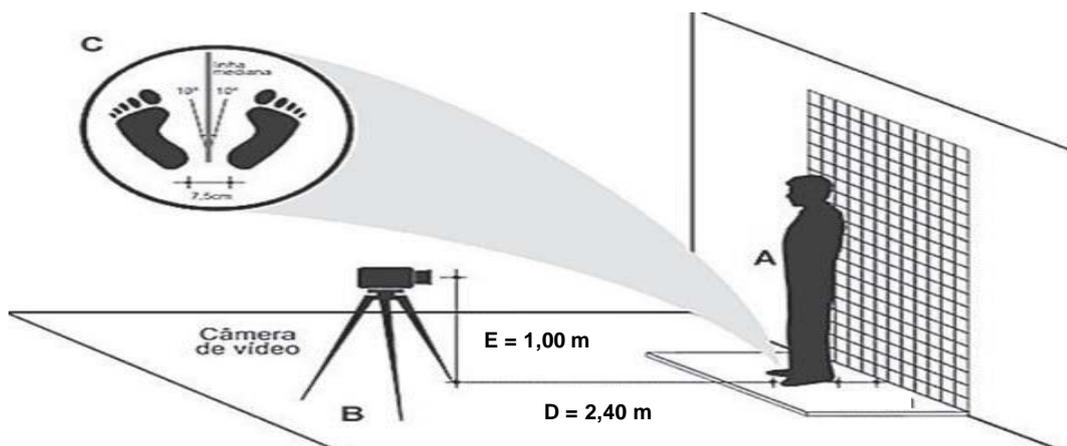
#### 4.5.1.2 Avaliação Postural Estática

Para a avaliação postural foi utilizado o software *Kinovea*, que consiste em um *software* para avaliação postural que, por meio de fotografias digitais, permite a mensuração da posição, comprimento, ângulo e alinhamento dos segmentos corporais de um indivíduo.

Para o registro fotográfico foi utilizada uma câmera fotográfica digital (Samsung WB350F) com 21 megapixels de resolução e lente de 23 mm, posicionada paralela ao chão, sobre um tripé nivelado (MTG-103). O ambiente estava bem iluminado, com fundo não reflexivo e permitiu a privacidade dos voluntários, que ficaram vestidos apenas com short para a tomada das fotos; foi realizada a captação de fotografias nos planos: anterior, posterior e lateral.

Ao realizar o registro fotográfico, os indivíduos foram orientados a se manterem em postura ortostática e em uma posição confortável, porém com o máximo de imobilidade e com o olhar fixo em um ponto à frente ao nível dos olhos para serem fotografados; foram posicionados em um local previamente marcado, com uma distância padrão de 2,40 m do indivíduo à máquina fotográfica, posicionada em um tripé a uma altura correspondente a 1,0 m, para fotografar o corpo inteiro (Figura 15).

**Figura 15 – Posicionamento dos indivíduos para a coleta das imagens**

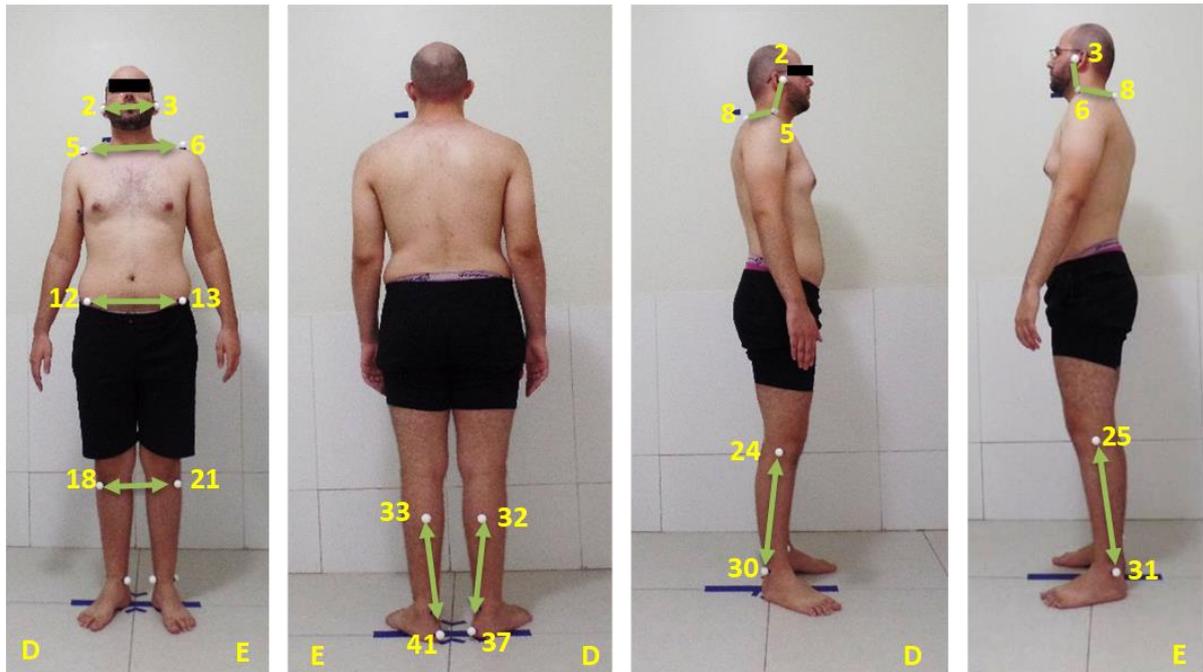


Legenda: A - Indivíduo posicionado para a coleta das imagens; B - câmera fotográfica; C - posição dos pés; D - distância entre a câmera e o voluntário; E - distância entre a câmera e o solo.

Fonte: Diagrama adaptado de Sanchez (2008)

Realizou-se a demarcação dos pontos anatômicos no corpo que serviram para traçar os ângulos que foram analisados nas vistas anterior, lateral e posterior; essas marcações foram feitas com etiquetas autoadesivas de 13 mm de diâmetro e bolas de isopor de 5,0 mm de diâmetro, conforme mostrado na Figura 16.

**Figura 16 – Pontos anatômicos para avaliação postural**



Legenda: Referências ósseas. Vista anterior: 2 e 3 – tragus direito e esquerdo; 5 e 6 – acrômio direito e esquerdo; 12 e 13 – espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda; 18 e 21 – tuberosidade da tíbia direita e esquerda. Vista posterior: 32 e 33 – ponto medial da perna direita e esquerda; 37 e 41 – tendão calcâneo direito e esquerda. Vistas laterais: 2 e 3 – tragus direita e esquerda; 8 – sétima vértebra cervical; 5 e 6 – acrômio direito e esquerdo; 24 e 25 – projeção da linha articular do joelho; 30 e 31 – maléolo lateral direito e esquerdo.

Fonte: Autoria própria (2021)

A quantificação dos ângulos entre os pontos anatômicos, de acordo com o protocolo seguido, foi gerada automaticamente e teve como parâmetro as convenções adotadas pelo software, que implica não apenas em uma boa visualização dos mesmos como, também, possibilita a imediata comparação com os padrões adotados (Quadro 1).

**Quadro 1 – Ângulos do protocolo para análise no *software***

Vista Anterior	Cabeça	<b>(A1) 2 - 3</b> - Alinhamento horizontal da cabeça: 2 e 3 e a horizontal.
	Tronco	<b>(A2) 5 - 6</b> - Alinhamento horizontal dos acrômios: 5 e 6 e a horizontal.
		<b>(A3) 12 - 13</b> - Alinhamento horizontal das espinhas ilíacas ântero-superiores: 12 e 13 e a horizontal.
Membros Inferiores	<b>(A4) 18 – 21</b> Alinhamento horizontal das tuberosidades das tíbias: 18-21 e a horizontal.	
Vista Lateral	Cabeça	<b>(A5.D E A5.E) 2 - 8</b> - Alinhamento horizontal da cabeça (C7): 2-8 e horizontal.
	Tornozelo	<b>(A6.D E A6.E) 24 – 30</b> Ângulo do tornozelo: 24-30 e horizontal.
Vista Posterior	Membros Inferiores	<b>(A7.D) 32–35-37</b> -Ângulo perna/retropé direito: 32-35-37 (ângulo de fora).
	Membros inferiores	<b>(A7.E) 33-39-41</b> -Ângulo perna/retropé esquerdo: 33-39-41 (ângulo de fora).

Fonte: Autoria própria (2021)

Após a realização das fotografias, essas foram transferidas para um computador equipado com as configurações mínimas necessárias para o uso do *software Kinovea*. Foi realizada, então, a análise das fotografias, para identificação das alterações posturais apresentadas por cada indivíduo da amostra

#### 4.5.1.3 Avaliação da Pressão Plantar Estática

Para a realização do exame de baropodometria foi utilizada a plataforma Pedana Sensor Médica, com a qual pôde-se obter os resultados que foram interpretados pelo *software FreeStep®*. Os participantes foram orientados a permanecer em pé em cima da plataforma em posição confortável, sem movimentar-se ou falar durante o período da realização do exame. Cada participante ficou sobre a plataforma com apoio bipodal por um intervalo de tempo de 30 s, em posição ortostática, com pés descalços, base de apoio com calcanhares afastados em dois centímetros, pés formando ângulo de abertura de 30° e braços ao longo do corpo. A

escolha da avaliação bipodal decorreu da opção pela melhor percepção de distribuição da pressão plantar nos dois pés.

A Figura 17 ilustra a plataforma *Pedana Sensor Medica* que foi utilizada para a coleta da baropodometria. A Figura 18, mostra a posição dos pés do indivíduo no momento da coleta da baropodometria, enquanto que as Figuras 19 e 20 evidenciam o exame de baropodometria, antes e após o treino, respectivamente.

**Figura 17 – Plataforma de Força (*Pedana Sensor Medica*)**



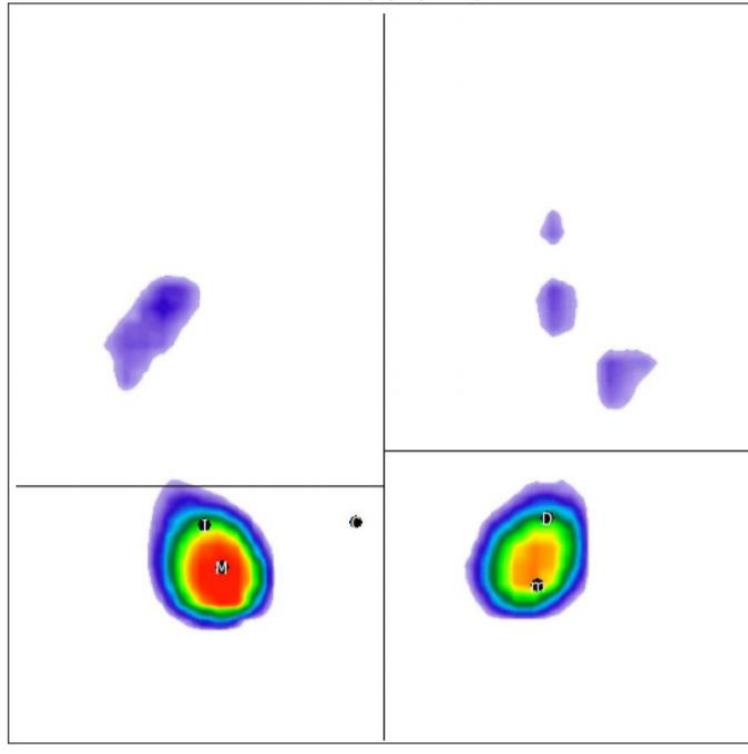
Fonte: Autoria própria (2021)

**Figura 18 – Posição dos pés do indivíduo no momento da coleta da baropodometria**



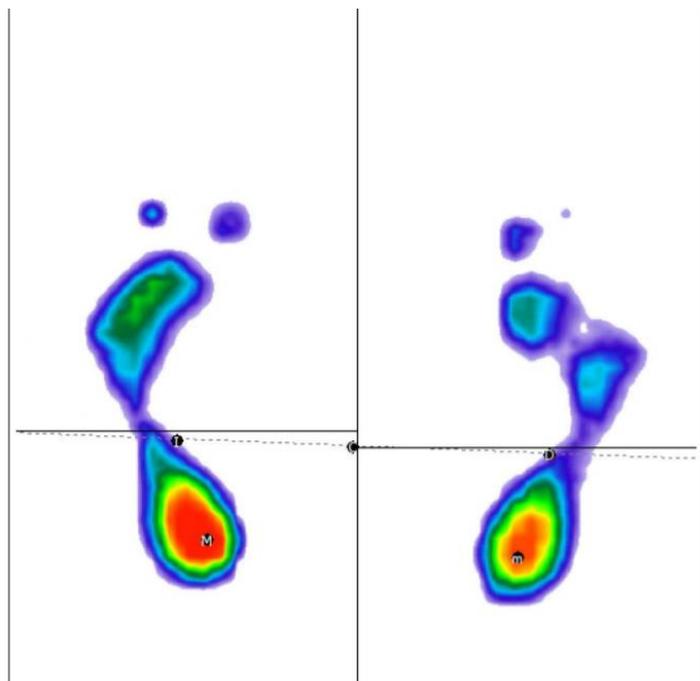
Fonte: Autoria própria (2021)

**Figura 19 – Exemplo de um exame de baropodometria antes de um treino**



Fonte: Aatoria própria (2021)

**Figura 20 – Exemplo de um exame de baropodometria após um treino**



Fonte: Aatoria própria (2021)

#### 4.5.2 Protocolo de Treinamento

Os voluntários realizaram o protocolo de treinamento, que durou 4 semanas, totalizando 12 intervenções (3 por semana), em dias alternados e todos no horário matinal, sendo: realização de corrida na esteira com uso da palmilha sensorial ARION com *biofeedback* visual, nas primeiras duas semanas por 15 minutos, e nas últimas semanas por 30 minutos, com velocidade ideal podendo variar entre 6 a 8 km/h (ritmo lento) e 12 km/h (ritmo rápido), que foi determinada de acordo com o preparo individual, para a correção em tempo real da distribuição da pressão plantar. O protocolo foi adaptado do estudo de Chan et al. (2018). A principal adaptação implementada no protocolo foi a adição de uma semana de treino, pois foi julgada necessária a inserção de um tempo mais longo entre a adaptação do participante e a execução do protocolo.

O *biofeedback* foi operacionalizado por meio de imagens apresentadas em um monitor, ilustrando o seu próprio pé, com gradiente de cores representando a concentração de pressão; a cor vermelha representava o local onde o participante estava aplicando uma maior pressão; a cor verde representava os locais de aplicação mediana de pressão, e a cor preta representava ausência de aplicação de pressão. Ao mesmo tempo, o participante recebeu instruções verbais sobre a correção da distribuição da pressão plantar no decorrer da corrida, e essa correção foi ensinada e repetida, até o aprendizado do participante, conforme ilustrado na Figura 21.

**Figura 21 – Protocolo de treino e avaliação: *biofeedback* via pressão plantar**



Fonte: Autoria própria (2021)

### 4.5.3 Reavaliação

Após a realização do protocolo experimental de treino, os indivíduos foram submetidos à reavaliação da fase 1 após 4 dias da última intervenção.

## 4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para analisar as diferenças pareadas dos níveis de pressão plantar no antepé, relação antepé/retropé, avaliar a postura antes e após o uso de palmilhas sensoriais foi aplicado inicialmente o teste de normalidade D'Agostino-Pearson, para verificar a normalidade de distribuição das amostras e, uma vez que essa não foi evidenciada, aplicou-se, em seguida, o teste de Wilcoxon. A análise foi conduzida utilizando o software SPSS para Windows versão 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Foi considerado o nível de significância de  $p \leq 0,05$ .

## 5 RESULTADOS

### 5.1 DADOS ANTROPOMÉTRICOS DOS PARTICIPANTES

**Quadro 2 – Dados antropométricos dos participantes do estudo (n = 30)**

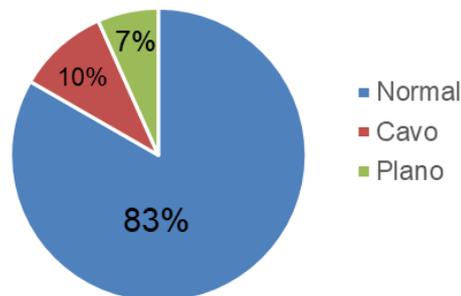
Dados	$\bar{x} \pm SD$
Idade (anos)	25,40 $\pm$ 0,49
Altura (m)	1,73 $\pm$ 0,07
Peso (kg)	72,27 $\pm$ 13,60
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	24,12 $\pm$ 13,30

Os valores representam a média  $\pm$  desvio padrão. Legenda:  $\bar{x}$  = média;  $\pm SD$  = Desvio padrão.  
Fonte: Autoria própria (2021)

### 5.2 CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DOS PÉS DOS PARTICIPANTES

Dentre os 30 participantes, 83% apresentaram pés com características biomecânicas normais, 10% apresentavam pés planos e 7% cavos. Todos foram submetidos aos protocolos de treinos de corridas com palmilhas sensoriais e *biofeedback*. Os dados brutos, referentes aos resultados experimentais obtidos por meio da realização desta pesquisa, encontram-se no APÊNDICE B. Na Figura 21, observa-se a distribuição das características estruturais e biomecânicas dos pés dos participantes da pesquisa.

**Figura 21 – Diagrama das características estruturais e biomecânicas dos pés dos participantes**



Fonte: Autoria própria (2021)

### 5.3 CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DOS ANTEPÉS DOS PARTICIPANTES

#### 5.3.1 Superfície

Ao investigar, as diferenças pareadas dos níveis de pressão plantar no antepé, o teste de Wilcoxon (não paramétrico) demonstrou diferença estatisticamente significativa, foi possível perceber a diminuição da pressão plantar (Tabela 1 e Figura 23;  $p = 0,015$ ) e relação superfície/carga (Figura 23;  $p = 0,001$ ) após a utilização das palmilhas sensoriais e o *biofeedback* nos protocolos de corrida no antepé.

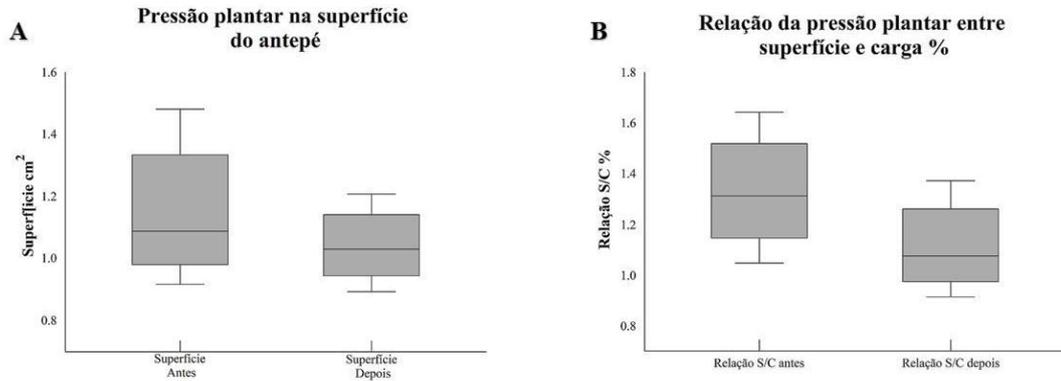
**Tabela 1 – Apresentação das medianas, ranks, valor de Z e p significativo para as diferenças de pressão plantar no antepé, entre as variáveis superfície e relação superfície/carga, antes e após ou uso da palmilha sensorial.**

	Mediana	Média dos Ranks	Z	p
<b>Superfície antes</b>	1,086	11,50	-2,416	0,015
<b>Superfície depois</b>	1,029*	17,50		
<b>Relação superfície/carga antes</b>	1,312	7,56	-3,383	0,001
<b>Relação superfície/carga depois</b>	1,075*	18,90		

Os valores representam as medianas,  $n = 30$ . \* $p < 0,05$  (Teste de Wilcoxon).

Fonte: Autoria própria (2021)

**Figura 23 – Apresentação de mediana e os quartis para: (A) distribuição da pressão plantar na superfície do antepé; e (B) mediana e quartis para distribuição da pressão plantar na relação superfície/carga**



Fonte: Autoria própria (2021)

## 5.4 RELAÇÃO ANTEPÉ E RETROPÉ

### 5.4.1 Superfície

Para analisar as diferenças pareadas dos níveis de pressão plantar na relação antepé e retropé (A/R), para superfície do lado esquerdo e direito, foi aplicado o teste de Wilcoxon, o qual demonstrou diferença estatisticamente significativa para ambas as lateralidades, foi possível verificar o aumento da relação A/R após o treino realizado com o uso de palmilhas sensoriais e o *biofeedback* (Tabela e Figura ;  $p = 0,001$ ).

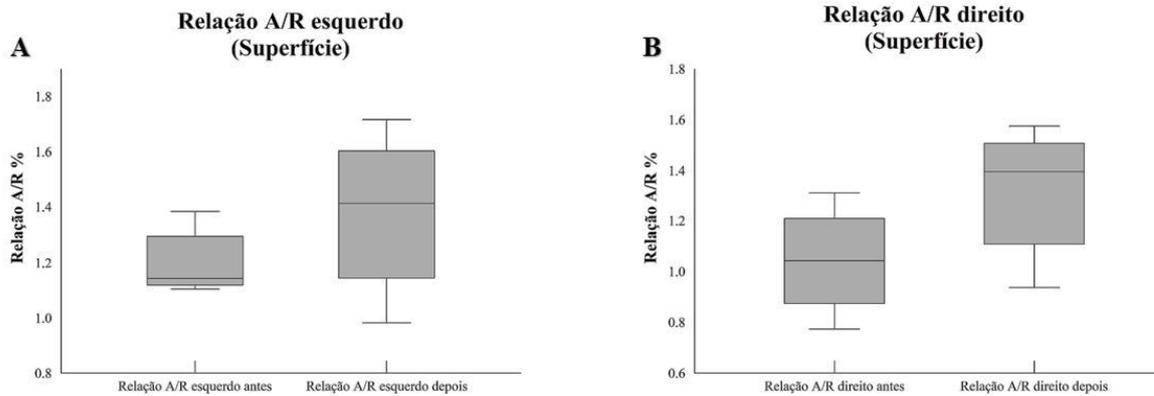
**Tabela 2 – Apresentação das medianas, ranks, valor de Z e p significativo para as diferenças de pressão plantar na relação A/R, para superfície do lado esquerdo e direito, antes e depois do uso da palmilha.**

	Mediana	Média dos Ranks	Z	p
Relação antepé e retropé/Superfície esquerda antes	1,142	7,25	-3,448	0,001
Relação antepé e retropé/Superfície esquerda depois	1,414*	17,95		
Relação antepé e retropé/Superfície direito antes	1,043	8,20	-3,938	0,001
Relação antepé e retropé/Superfície direito depois	1,395*	16,96		

Os valores representam as medianas,  $n = 30$ . \* $p < 0,05$  (Teste de Wilcoxon).

Fonte: Autoria própria (2021)

**Figura 24 – Medianas e quartis para relação antepé/retopé para superfície esquerda (A) e direita (B), antes e depois do treino com o uso das palmilhas sensoriais**



Fonte: Autoria própria (2021)

#### 5.4.2 Carga

Para verificar se existiam diferenças dos níveis de pressão plantar na relação A/R, para carga do lado esquerdo e direito, foi aplicado o teste não paramétrico de Wilcoxon, que apresentou diferença estatisticamente significativa para ambas as lateralidades, com o aumento da carga da relação A/R após o treino com palmilhas sensoriais e o *biofeedback* (Tabela e Figura 22;  $p = 0,001$ ).

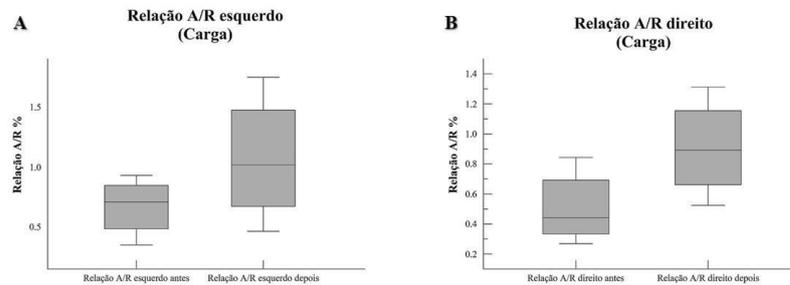
**Tabela 3 – Apresentação das medianas, ranks, valor de Z e p significativo para as diferenças de pressão plantar na relação A/R, para variável carga do lado esquerdo e direito, antes e depois do treino com palmilha**

	Mediana	Média dos Ranks	Z	p
Relação antepé e retopé/Carga esquerda antes	0,707	10,0	-3,136	0,001
Relação antepé e retopé/Carga esquerda depois	1,017*	17,50		
Relação antepé e retopé/Carga direito antes	0,441	6,50	-4,514	0,001
Relação antepé e retopé/Carga direito depois	0,891*	16,14		

Os valores representam as medianas,  $n = 30$ . \* $p < 0,05$  (Teste de Wilcoxon).

Fonte: Autoria própria (2021)

**Figura 22 – Medianas e quartis para relação antepé/retopé para carga esquerda (A) e direita (B), antes e depois do treino com as palmilhas sensoriais**



Fonte: Autoria própria (2021)

### 5.4.3 Superfície/Carga

Para avaliar a existência de diferenças dos níveis de pressão plantar na relação superfície/carga da relação A/R para ambos os lados em dois momentos, foi aplicado o teste não paramétrico de Wilcoxon. Os resultados demonstraram que há diferença estatisticamente significativa para ambas as lateralidades; observou-se aumento estatisticamente significativo após o treino com o uso de palmilhas sensoriais e o *biofeedback* (Tabela 4 e Figura 26).

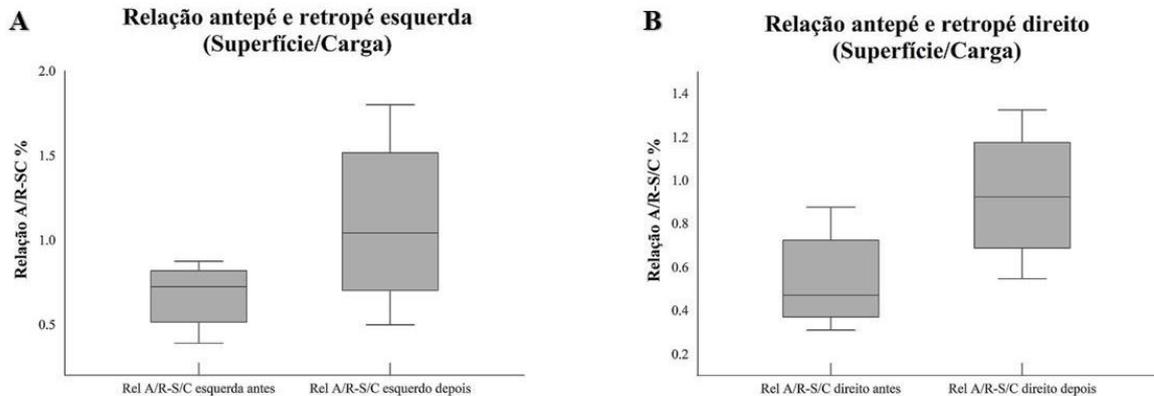
**Tabela 4 – Apresentação das medianas, ranks, valor de Z e p de significância, para as diferenças de pressão plantar na relação A/R, na relação entre superfície/carga de ambos os lados, antes e depois do treino com uso de palmilha sensorial**

	Mediana	Média dos Ranks	Z	p
Relação antepé/retopé-Superfície/Carga esquerda antes	0,724	17,68	-3,218	0,001
Relação antepé/retopé-Superfície/Carga esquerda depois	1,041*	9,50		
Relação antepé/retopé-Superfície/Carga direito antes	0,470	16,07	-4,473	0,001
Relação antepé/retopé-Superfície/Carga direito depois	0,923*	7,50		

Os valores representam as medianas,  $n = 30$ . \* $p < 0,05$  (Teste de Wilcoxon).

Fonte: Autoria própria (2021)

**Figura 23 – Medianas e quartis para relação antepé/retopé na relação superfície/carga esquerda (A) e direita (B), antes e depois do treino com as palmilhas sensoriais.**



Fonte: Autoria própria (2021)

## 5.5 AVALIAÇÕES POSTURAS

A investigação das diferenças nas avaliações dos ângulos posturais nas três vistas (anterior, lateral e posterior) foi conduzida por meio do teste de Wilcoxon, que mostrou diferença estatisticamente significativa para segmentos específicos nas diferentes vistas de avaliação e lateralidades, revelou haver diferença nos momentos, após o treino com palmilhas sensoriais, para as avaliações posturais. Na vista anterior, a mediana da angulação da cabeça antes do treino foi  $3,05^\circ$ , após o treino diminuiu significativamente para  $1,35^\circ$  ( $p = 0,001$ ). Na vista lateral, a mediana da angulação da cabeça antes do protocolo de treino foi  $53,60^\circ$  e após o treino com o *biofeedback* diminuiu de forma significativa para  $51,15^\circ$  ( $p = 0,036$ ).

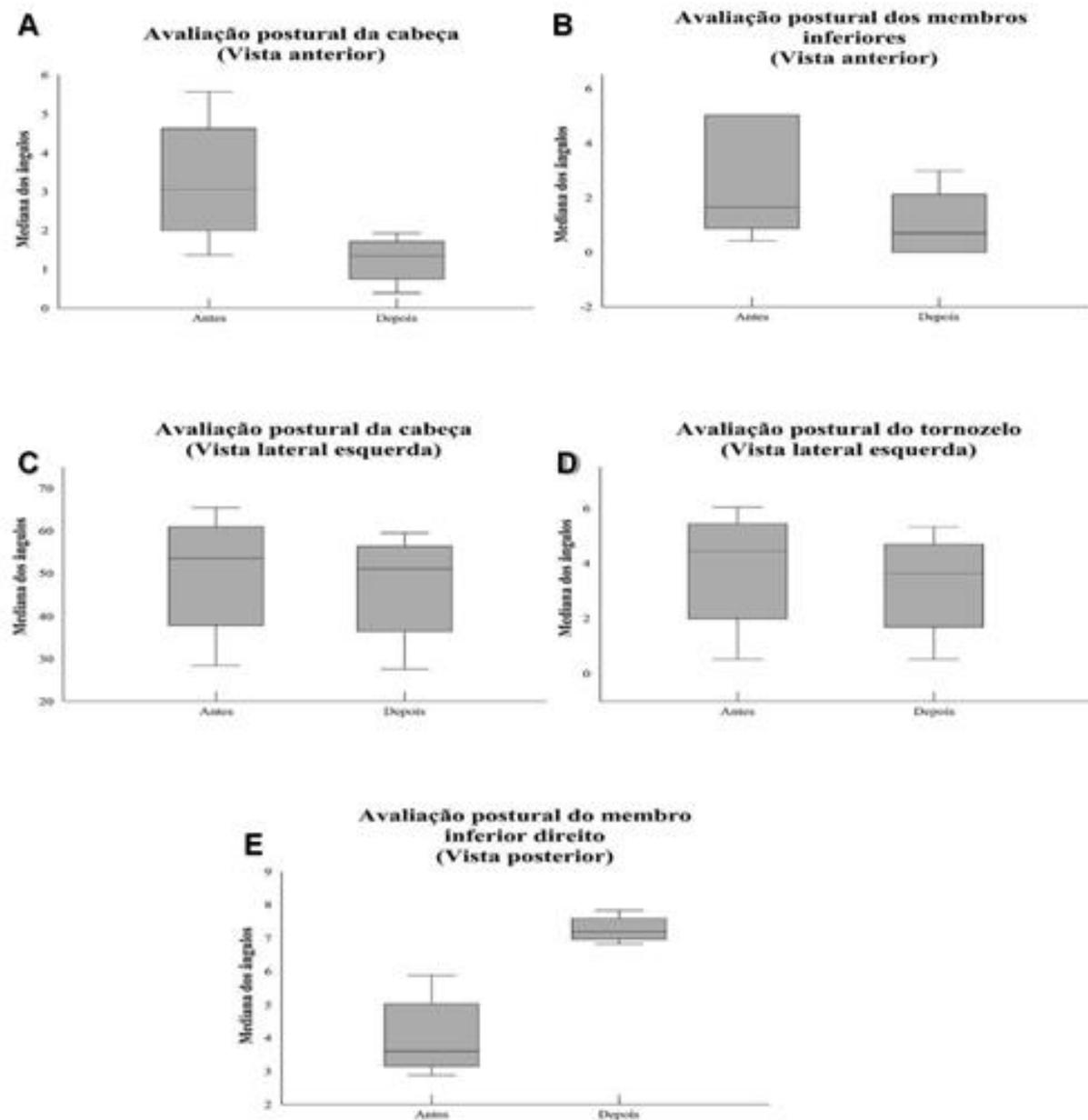
Na angulação dos membros inferiores, antes do protocolo de treino a angulação pela vista anterior foi  $1,65^\circ$ , depois do treino ficou em  $0,70^\circ$  ( $p = 0,003$ ). Pela visão posterior, antes do treino a angulação dos membros inferiores foi  $3,60^\circ$ , após o treino, com o *biofeedback* da palmilha sensorial subiu para  $7,20^\circ$  ( $p = 0,001$ ). A angulação do tornozelo foi avaliada pela vista lateral e ficou demonstrado uma mediana angular de  $4,45^\circ$  antes do treino e  $3,65^\circ$  após o treino com o protocolo ( $p = 0,029$ ) (Tabela 1 e Figura 27).

**Tabela 1 – Apresentação das medianas, ranks, valor de Z e p de significância para as diferenças posturais em três vistas (anterior, lateral e posterior), antes e depois do treino com palmilhas sensoriais**

			Mediana	Média dos Ranks	Z	p
<b>Vista anterior</b>	<i>Cabeça</i>	Antes	3,05	16,33	-4,289	0,001
		Depois	1,35*	8,00		
	<i>Membros inferiores</i>	Antes	1,65	15,04	-2,916	0,003
		Depois	0,70*	12,50		
<b>Vista lateral</b>	<i>Cabeça (E)</i>	Antes	53,60	18,55	-2,088	0,036
		Depois	51,15*	10,91		
	<i>Tornozelo (E)</i>	Antes	4,45	13,82	-2,174	0,029
		Depois	3,65*	19,50		
<b>Vista posterior</b>	<i>Membros inferiores (D)</i>	Antes	3,60	0,00	-4,783	0,001
		Depois	7,20*	15,50		

Os valores representam as medianas,  $n = 30$ . \* $p < 0,05$  (Teste de Wilcoxon).  
Fonte: Autoria própria (2021)

Figura 24 – Medianas e quartis para avaliações posturais: (A) dos ângulos da cabeça na vista anterior; (B) para os membros inferiores na vista anterior; (C) na vista lateral para cabeça; (D) para tornozelo esquerdo também na vista lateral; e (E) na vista posterior para o membro inferior direito.



Fonte: Autoria própria (2021)

## 6 DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram que o uso das palmilhas sensoriais com *biofeedback* melhoraram a distribuição da pressão plantar no antepé após a realização do protocolo de estudo. Na avaliação das características biomecânicas dos antepés dos participantes, foi visto nas variáveis superfície de contato e relação superfície/carga que o nível de pressão plantar diminuiu de forma significativa (Figura 23). Já na avaliação da relação antepé e retropé, foi visto aumento nas variáveis superfície (Figura 24), carga (Figura 25) e relação superfície/carga (Figura 26Figura 23).

Adicionalmente, na averiguação das avaliações posturais, foi observado diferença significativa nas angulações nas vistas de avaliação anterior, lateral e posterior, respectivamente em relação as estruturas: cabeça, membros inferiores, cabeça vista esquerda, tornozelo esquerdo e membro inferior direito, o que representa reprogramação postural (Figura 27).

Estudos realizados por Mann et al. (2016) e Renner, Williams e Queen (2019) mostraram que durante uma corrida a força de impacto do contato entre o pé e o solo pode acarretar estresse pela repetição do movimento o que pode acarretar lesões principalmente em corredores iniciantes. Nesses casos sugere-se que o *biofeedback* proporcionado pelo uso das palmilhas sensoriais auxilia no conhecimento do corredor em distribuir a pressão plantar sobre a superfície de forma mais homogênea, o que diminui a pressão plantar especialmente no antepé e aumenta a relação entre antepé e retropé como visto na Tabela 1.

Os estudos realizados por Tsung et al. (2004), Guldemond et al. (2005), Crago, Bishop e Arnold (2019) evidenciaram a importância do *biofeedback* a partir do uso de palmilhas sensoriais na diminuição do impacto e reação ao solo durante uma corrida, corroborando com os nossos resultados (Tabela 1) que mostra a diminuição do impacto do antepé no solo o que representa um menor tempo de contato com a superfície, otimizando a fase propulsora do indivíduo na corrida.

Nesse cenário, o pé auxilia na fase de propulsão para a frente durante o impulso de saída do solo, principalmente a região do antepé que funciona como uma alavanca rígida, fundamental na capacidade de realizar a corrida em dois pés (UEDA; CARPES, 2013).

De acordo com Janakiraman, Shenoy e Sandhu (2011), após estudar o *biofeedback* com palmilhas sensoriais observaram melhora significativa na distribuição de cargas no antepé durante a corrida. Em concordância, foi demonstrado em nossos resultados que a utilização de palmilhas sensoriais para conseguir o *biofeedback* pode se tornar uma importante ferramenta de prevenção de lesões nos membros inferiores, principalmente em corredores iniciantes que estão aprendendo o ato motor de correr de maneira correta, sem se expor a lesões.

Antes da aplicação do protocolo, os corredores iniciantes apresentavam maior pressão plantar na área de antepé (pé equino) podendo traduzir em risco de lesão e desarranjo postural. Mann et al. (2016); Kelly e Winson (1998), demonstraram que as maiores causas de lesões no antepé de corredores estão relacionadas com o desequilíbrio de força e pressão plantar associadas com o movimento repetitivo.

Depois da aplicação do protocolo de estudo (Tabela 4), foi visto que o equilíbrio na distribuição da pressão plantar na relação antepé/retropé melhorou, o que pode estar associado ao aumento da relação antepé/retropé (Tabela 4), implicando em uma melhora da biomecânica da corrida; isso pode reduzir o risco de lesão, e melhorar o equilíbrio e a postura.

Diante da avaliação postural foi possível constatar adaptações posturais após as correções executadas pelos corredores verificando o *biofeedback* durante o uso da palmilha sensorial na corrida (Tabela 5). Essas adaptações evitam sobrecargas e lesões na coluna vertebral (NOLL, STEITZ e DAENTZER, 2017). Sabe-se que muitas pessoas no início de atividades de corridas apresentam quadros de dores nas regiões dos pés, lombar, torácica e cervical.

Nesse aspecto a correção da postura pelo *biofeedback* e palmilha sensorial reduz os choques ascendentes na coluna vertebral causados pela má distribuição da pressão plantar durante a corrida. Os resultados desse trabalho estão de acordo com o estudo de Betsch et al. (2011), Ferreira, Mastroeni e Nunns et al. (2016) que demonstraram melhoras significantes na distribuição da massa corporal sobre a região plantar de corredores após o alinhamento de membros inferiores e pelve.

Vale ressaltar, que os desvios ou oscilações do centro de gravidade podem causar pontos de compressões excessivas em determinadas articulações em resposta à um aumento do tônus muscular, o que contribui para o aparecimento de

lesões, principalmente, nos membros inferiores (MCKENZIE, CLEMENT e TAUNTON, 1985).

Pode-se sugerir que o uso de palmilhas sensoriais e o *biofeedback* por corredores iniciantes diminui de forma significativa a instabilidade postural sobre o centro de gravidade na base de sustentação evitando lesões e desvios posturais nos eixos frontal e/ou sagital.

Na realização desse trabalho, houve dificuldades impostas pela pandemia de COVID-19, como o número reduzido de participantes e como perspectiva, é interessante desenvolver novos trabalhos com maior número de participantes para desenvolver ferramentas clínica com potencial de atenuar lesões e explorar mais alterações biomecânicas que acontecem durante a corrida por meio de estudos clínicos controlados e randomizados.

## 7 CONCLUSÃO

O presente trabalho propôs e mostrou que o treinamento para corredor utilizando a palmilha sensorial e a técnica de *biofeedback* pode gerar uma melhora significativa no nível de pressão plantar na região do antepé, mais especificamente para as variáveis superfície, carga, e relação entre estas, visto que esses parâmetros se encontravam inicialmente alterados nos indivíduos pesquisados. Além disso, na avaliação postural, foram observadas alterações posturais, antes do treino de corrida, que poderiam levar ao aparecimento de lesões. Com o uso da palmilha sensorial e o *biofeedback*, demonstrou-se uma melhor distribuição da pressão plantar e melhores ângulos posturais, que favorecem o bom desempenho de corrida.

Diante disso, conclui-se que os resultados obtidos sugerem que a utilização palmilha sensorial em novas metodologias de treinos, com interface visual do desempenho biomecânico do corredor, tem o potencial de auxiliar na diminuição de lesões e na otimização do desempenho na prática de corrida de rua.

## REFERÊNCIAS

- ACQUESTA, F. M.; IWAMIZU, J. S.; FERREIRA, I. C.; BOARETTO, R. A.; MENDES, D. R.; HERMANN, F.; MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. O estudo da biomecânica do movimento humano no Brasil: uma análise da distribuição das publicações da revista brasileira de biomecânica no período 2000-2006. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 8, n. 15, p. 67-73, 2007.
- ALBANO JUNIOR, A. W.; NELSON, V. Approaching Foot and Ankle Injuries in the Ambulatory Setting. **Primary Care: Clinics in Office Practice**, (In Press) Available online 17 October 2019.
- ALEMANY, S.; GARCÍA, I.; ALCÁNTARA, E.; GONZÁLEZ, J. C.; CASTILLO, L. **Integration of plantar pressure measurements in a finite element model for the optimization of shankpiece design for high-heeled shoes**. In: 6th Symposium of Footwear Biomechanics. 2003.
- ALFUTH, M. Textured and stimulating insoles for balance and gait impairments in patients with multiple sclerosis and Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. **Gait & Posture**, v.51, p. 132-141, 2017.
- ALTHOFF, T.; WHITE, R. W.; HORVITZ, E. Influence of Pokémon Go on physical activity: study and implications. **Journal of medical Internet research**, v. 18, n. 12, p. e315, 2016.
- ANTWI-AFARIA, M. F.; LIA, H.; SEOA J.; WONG, A. Y. L. Automated detection and classification of construction workers' loss of balance events using wearable insole pressure sensors. **Automation in Construction**, v. 96, p.189–190, 2018.
- ARAÚJO, P. B.; TOMAZ, A. F. Sintomatologia dolorosa em ciclistas noturnos de Campina Grande/PB. **Revista Tem@**, v. 14, n. 20/21, p. 89-101, 2013.
- ARAÚJO, L. G. M.; SANCHES, M.; TURI, B. C.; MONTEIRO, H. L. Aptidão física e lesões: 54 semanas de treinamento físico com policiais militares, **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 23, n. 2, p. 98-102, 2017.
- ARNHEIM, D. D.; PRENTICE, W. E. **Princípios de treinamento atlético**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.
- ARUIN, A.S.; RAO, N. The effect of a single textured insole in gait rehabilitation of individuals with stroke. **International Journal of Rehabilitation Research**, v. 41, n. 3, p. 218-223, 2018.
- AYENA, C.; ZAIBI, H.; OTIS, M.J.D.; MÉNÉLAS, B.A.J. Home-based risk of falling assessment test using a closed-loop balance model, **IEEE Trans Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 24, n. 12, p.1351–1362, 2016.

- BADAWI, H.; EID, M.; SADDIK, A. A real-time *biofeedback* health advisory system for children care. **IEEE International Conference On Multimedia and Expo Workshops**, v.1, p. 429–434, 2012.
- BAHRI, A. (2019) Appellate body held hostage: Is judicial activism at fair trial? **Jornal of world trade**. 53 (2019) 293-316.
- BARBOUR, N.; SCHMIDT, G. Inertial sensor technology trends. **IEEE Sensors Journal**, v.1, n. 4, p. 332, 2001.
- BARTON, C. J.; BONANNO, R.; CARR, J.; NEAL, B.S.; P MALLIARAS, P. A FRANKLYN-MILLER, MENZ, H.B. Running retraining to treat lower limb injuries: a mixed-methods study of current evidence synthesised with expert opinion. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 9, p. 1-16, 2016.
- BEHNKE, R. S. **Anatomia do movimento**. 3. Ed. Porto Alegre: Artmed, 2014.
- BEIRÃO, M. E; MARQUES, T. A. R. Estudo dos fatores desencadeantes da entorse do tornozelo em jogadores de futebol e elaboração de um programa de fisioterapia preventiva. **Revista de pesquisa e extensão em saúde**, v. 3, n. 1, p. 1-7, 2008.
- BELTRÁN, I. Palmilhas posturales exteroceptivas. **Revista IPP**, n. 8, 2008.
- BERNSTEIN, J. **An Overview of MEMS Inertial Sensing Technology**. FierceElectronics, 2003.
- BETSCH, M.; SCHNEPPENDAHL, J.; DOR, L.; JUNGBLUTH, P.; GRASSMANN, J. P.; WINDOLF, J.; THELEN, S.; HAKIMI, M.; RAPP, W.; WILD, M. Influence of foot positions on the spine and pelvis. **Arthritis Care Res (Hoboken)**. v. 63, n. 12, p. 1758-65, 2011.
- BILLOT, M.; HANDRIGAN, G.A.; SIMONEAU, M.; CORBEIL, P.; TEASDALE, N. Short term alteration of balance control after a reduction of plantar mechanoreceptor sensation through cooling. **Neuroscience Letters**, v. 535, p. 40–44, 2013.
- BISIAUX, M.; MORETTO, P. The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. **Gait & Posture**, v. 28, n. 4, p. 693-698, 2008.
- BONATO, P. Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 22, n. 3, p. 22:18–20. 2003.
- BOOTH, F. W.; ROBERTS, C. K.; LAYE, M. J. Lack of exercise is a major cause of chronic diseases. **Comprehensive Physiology**, v. 2, n. 2, p. 1143-1211, 2011.
- BOREL, L.; RIBOT-CISCAR, E. Improving postural control by applying mechanical noise to ankle muscle tendons. **Experimental brain research**, v. 234, n. 8, p. 2305-2314, 2016.
- BRASSARD, J.S.; OTIS, M.J.D.; POIRIER, A.; MÉNÉLAS, B.A.J. Towards an automatic version of the berg balance scale test through a serious game,

Proceedings of the Second ACM. **Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare**, v. 5, p. 1-6, 2012.

BRIGGS, P. J. *The structure and function of the foot in relation to injury*. **Current Orthopaedics**, v.19, n. 2, p. 85-93, 2005.

CALDWELL, J. S; McNAIR, J. P.; WILLIAMS, M. The effects of repetitive motion on lumbar flexion and rector spinae muscle activity in rowers. **Clinical Biomechanics**. v. 8, n. 18, p. 704-711, 2003.

CAMPOS, A. PRATA, M. S.; AGUIAR, S. S.; CASTRO, H. O.; LEITE, R. D.; PIRES, F. O. Prevalência de lesões em corredores de rua amadores. **Revista Brasileira de Pesquisa em ciências da Saúde**, v. 3, n. 1, p. 40-45, 2016.

CARVALHO, A. C. A. **Associação das características de alinhamento dos membros inferiores com a história progressa de lesões musculoesqueléticas em corredores recreacionais: um estudo transversal**. Brasília. 2011, 101 f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

CASTRE, C. M., Alterações posturais em atletas brasileiros do sexo Masculino. **Revista Brasileira de Medicina do esporte** - vol.10 no.1 Niterói Jan./Feb. 2004.

CASTRO, M. P. *et al.* Análise das pressões plantares durante caminhada: uma revisão bibliográfica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 14, n. 2, p. 74-94, 2014.

CHAN, Z. Y. S. *et al.* Gait Retraining for the Reduction of Injury Occurrence in Novice Distance Runners: 1-Year Follow-up of a Randomized Controlled Trial. **The American journal of sports medicine**, v. 46, n. 2, p. 388-395, 2018.

CHANG, H.; GEORGY, J.; EL-SHEIMY, N. Improved Cycling Navigation Using Inertial Sensors Measurements from Portable Devices with Arbitrary Orientation. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 64, n. 7, p. 2012-2019, 2015.

CHERNBUMROONG, S.; CANG, S.; ATKINS, A.; YU, H. Elderly activities recognition and classification for applications in assisted living. **Expert Systems with Applications**, v.40, n. 5, p. 1662–1674, 2013.

CHIA, F. S. F.; KUYS, S.; CHOY, N. L. Sensory retraining of the leg after stroke: systematic review and meta-analysis. **Clinical Rehabilitation**. v. 33, n. 6, p. 964-979, 2019.

CHOW, T.H.; CHEN, Y.S.; WANG, J.C. Characteristics of plantar pressures and related pain profiles in elite sprinters and recreational runners. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 108, n. 1, p. 33-44, 2018.

CHUTER, V.H.; JANSE DE JONGE, X.A. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. **Gait & Posture**, v. 36, n. 1, p. 7-15, 2012.

CORNACCHIA, M.; OZCAN, K.; ZHENG, Y.; VELIPASALAR, S. A survey on activity detection and classification using wearable sensors. **Sensors Journal**, v. 17, n. 2, p. 386–403, 2017.

CRAGO, D.; BISHOP, C.; ARNOLD, J. B. The effect of foot orthoses and insoles on running economy and performance in distance runners: A systematic review and meta-analysis. **J Sports Sci.** v. 37, n. 22, p. 2613-2624, 2019.

CZAPROWSKI, D.; STOLIŃSKI, Ł.; TYRAKOWSKI, M.; KOZINOĞA, M.; KOTWICKI, T. Non-structural misalignments of body posture in the sagittal plane. **Scoliosis and spinal disorders**, v. 13, n. 1, p. 6, 2018.

DE MELLO, M. C.; DE SÁ FERREIRA, A.; RAMIRO FELICIO, L. Postural control during different unipodal positions in professional ballet dancers. **Journal of Dance Medicine & Science**, v. 21, n. 4, p. 151-155, 2017.

DE VASSIMON-BARROSO, V.; CATAI, A. M.; BUTO, M. S. D. S.; PORTA, A.; TAKAHASHI, A. C. D. M. Linear and nonlinear analysis of postural control in frailty syndrome. **Brazilian journal of physical therapy**, v. 21, n. 3, p. 184-191, 2017.

DEGACHE, F.; GUEx, K.; FOURCHET, F.; MORIN, J.B.; MILLET, G.P.; TOMAZIN, K.; MILLET, G.Y. Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. **Journal of Sports Sciences**, v. 31, n. 3, p. 299–304, 2012.

DELEO, A. T. *et al.* Lower extremity joint coupling during running: a current update. **Clinical Biomechanics**, v. 19, no. 10, p. 983-991, 2004.

DENYER, J. R.; HEWITT, N. L.; MITCHELL, A. C. **Foot structure and muscle reaction time to a simulated ankle sprain.** **Journal of Athletic Training**. v. 48, n. 3, p. 326-330, 2013.

DIXON, S.J. Use of pressure insoles to compare in-shoe loading for modern running shoes. **Ergonomics**, v. 51, n. 10, p. 1503-1514, 2008.

DUCIC, I., SHORT, K.W., DELLON, A.L. Relationship between loss of pedal sensibility, balance, and falls in patients with peripheral neuropathy. **Annals of Plastic Surgery**, v.52, n. 6, p. 535–540, 2004.

DUENAS ,L.; FERRANDIS, R.; MARTINEZ, A.; CANDEL, J.; ARNAU, F.; VILLANUEVA, J. **Application of biomechanics to the prevention of overload injuries in elite football players.** In: 10th International Symposium on Biomechanics in Sports. 2002.

EDGAR, S.R.; SWYKA, T.; FULK, G.; SAZONOV, E. S. **Wearable Shoe-Based Device for Rehabilitation of Stroke Patients.** Proceeding of 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), p. 3772–3775, 2010.

EKELUND, U.; WARD, H. A.; NORAT, T.; LUAN, J. A.; MAY, A. M.; WEIDERPASS, E.; JOHNSEN, N. F. Physical activity and all-cause mortality across levels of overall and abdominal adiposity in European men and women: the European Prospective Investigation into Cancer and Nutrition Study (EPIC). **The American journal of clinical nutrition**, v. 101, n. 3, p. 613-621, 2015.

ESCAMILLA-MARTÍNEZ, E.; GÓMEZ-MARTÍN, B.; FERNÁNDEZ-SEGUÍN, L. M.; MARTÍNEZ-NOVA, A.; PEDRERA-ZAMORANO, J. D.; SÁNCHEZ-RODRÍGUEZ, R. Longitudinal Analysis of Plantar Pressures with Wear of a Running Shoe. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 5, p. 1707, 2020.

ESCAMILLA-MARTÍNEZ, E.; MARTÍNEZ-NOVA, A.; GÓMEZ-MARTÍN, B.; SÁNCHEZ-RODRÍGUEZ, R.; FERNÁNDEZ-SEGUÍN, L.M. The effect of moderate running on foot posture index and plantar pressure distribution in male recreational runners. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 103, n. 2, p. 121-125, 2013.

ESPINOSA, H. G.; LEE, J.; KEOGH, J.; GRIGG, J.; JAMES, D. A. On the use of inertial sensors in educational engagement activities, **Procedia Engineering**, v. 112, p. 262-266, 2015.

FARRELL, B. J.; BULGAKOVA, M. A.; BELOOZEROVA, I. N.; SIROTA, M. G.; PRILUTSKY, B. I. Body stability and muscle and motor cortex activity during walking with wide stance. **Journal of neurophysiology**, v. 112, n. 3, p. 504-524, 2014.

FELDMAN, A. G. **The relationship between postural and movement stability**. In: Progress in Motor Control. v. 957, p. 105-120, 2016.

FERNANDES, T. L.; PEDRINELLI, A.; HERNANDEZ, A. J. Lesão muscular: fisiopatologia, diagnóstico, tratamento e apresentação clínica. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 46, n. 3, p. 247-255, 2011.

FERREIRA, A. C.; DIAS, J. M. C.; FERNANDES, R. M.; SABINO, G. S.; ANJOS MTS, FELÍCIO DC. Prevalence and associated risks of injury in amateur street runners from Belo Horizonte, MG. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 18, n. 4, p. 252-255, 2012.

FERREIRA, A. H. R. **Análise eletromecânica do giroscópio MEMS**. 2013. 151 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - universidade Estadual de Campinas. Campinas, São Paulo. 2013.

FERREIRA, E. I.; AVILA, C. A. V.; MASTROENI, M. F. Use of custom insoles for redistributing plantar pressure, decreasing musculoskeletal pain and reducing postural changes in obese adults. **Fisioter. mov**. v. 28, n. 2, p. 213-221, 2015.

FIORAVANTI, C.; KAJALB, S.F.; CARBONID, M.; MAZZETTIF, C.; ZIEMANNG, M.; BRAUNBH, C. Inhibition in the somatosensory system: An integrative

neuropharmacological and neuroimaging approach. **NeuroImage**, v. 202, n. 116139, p. 1-13, 2019.

FLETCHER, G. F.; LANDOLFO, C.; NIEBAUER, J.; OZEMEK, C.; ARENA, R.; LAVIE, C. J. Promoting physical activity and exercise: JACC health promotion series. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 72, n. 14, p. 1622-1639, 2018.

FOKKEMA, T.; DE VOS, R. J.; VAN OCHTEN, J. M.; VERHAAR, J. A.; DAVIS, I. S.; BINDELS, P. J.; VAN MIDDELKOOP, M. Preventing running-related injuries using evidence-based online advice: the design of a randomised-controlled trial. **BMJ open sport & exercise medicine**, v. 3, n. 1, p. e000265, 2017.

FRAGA, M. A.; PESSOA, R. S.; MASSI, M.; MACIEL, H. S. Silicon Carbide as Base Material for MEMS Sensors of Aerospace Use: An Overview. **Revista Matéria**, v.19, n.3, pp. 274-290, 2014.

FRANKLYN-MILLER, A. Biomechanical overload syndrome: defining a new diagnosis. **British Journal of Sports Medicine. Loughborough**, n. 48, p. 415–416, 2014.

FREITAS, R. L. B. **Plataforma de força para aplicações biomédicas**. 2008. 136 f. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica/ Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2008.

FUKUCHI, R. K.; FUKUCHI, C. A.; DUARTE, M. A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics. **Peer J**, v. 5, p. e3298, 2017.

GALICA, A.M.; KANG, H.G.; PRIPLATA, A.A.; D'ANDREA, S.E.; STAROBINETS, O.V.; SOROND, F.A.; CUPPLES, L.A.; LIPSITZ, L.A. Subsensory vibrations to the feet reduce gait variability in elderly fallers. **Gait Posture**, v. 30, n. 3, p. 383–387, 2009.

GARCIA-PEREZ, J.A.; PEREZ-SORIANO, P.; LLANA, S.; MARTINEZ-NOVA, A.; SANCHEZ-ZURIAGA, D. Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: Influence of fatigue. **Gait Posture**, v. 38, n. 4, p. 929-933, 2013.

GELLMAN, R; BURNS, S. Walking aches and running pains: injuries of the foot and ankle. **Orthopedics**, v. 23, n. 2, p. 263-79, 1996.

GODI, M.; TURCATO, A.M.; SCHIEPPATI, M.; NARDONE, A. Test-retest reliability of an insole plantar pressure system to assess gait along linear and curved trajectories. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 95, p. 2-8, 2014.

GOLIGHTLY, Y. M.; HANNAN, M. T.; SHI, X. A.; HELMICK, C. G.; RENNER, J.; JORDAN, J. M. **Association of Foot symptoms with self-reported and performance-based measures of physical function: The Johnston County osteoarthritis Project. Arthritis Care & Research**, v 63, n. 5, p. 654-659, 2011.

GOMEZ-EZEIZA, J.; TORRES-UNDA, J.; TAM, N.; IRAZUSTA, J.; GRANADOS, C.; SANTOS-CONCEJERO, J. Race walking gait and its influence on race walking economy in world-class race walkers. **Journal of sports sciences**, v. 36, n. 19, p. 2235-2241, 2018.

GULDEMOND, N. A.; LEFFERS, P.; SCHAPER, N. C.; SANDERS, A. P.; NIEMAN, F. H. M.; WALENKAMP, G. H. I. M. Comparison of foot orthoses made by podiatrists, pedorthists and orthotists regarding plantar pressure reduction in The Netherlands. **BMC Musculoskeletal Disorders**. v. 6, n. 61, 2005.

HESPANHOL JUNIOR, L. C. **Lesões musculoesqueléticas em corredores e características do treinamento**: descrições, associações e taxas de lesão. 2011. 139 f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia), Universidade Cidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

HESPANHOL JÚNIOR, L. C.; LOPES, A. D. Reabilitação das principais lesões relacionadas à corrida. **CES Movimento y Salud**, v. 1, n. 1, p. 19-28, 2013.

HILLS, A. P.; DENGEL, D. R.; LUBANS, D. R. Supporting public health priorities: recommendations for physical education and physical activity promotion in schools. **Progress in cardiovascular diseases**, v. 57, n. 4, p. 368-374, 2015.

HINO, Adriano Akira Ferreira; RECH, C.R.; REIS, R. S.; RODRIGUEZ-ANES, C. R.; FERMINO, R.C.; Gonçalves, PB; Hallal, PC. Neighborhood safety and physical inactivity in adults from Curitiba, Brazil. **The International Journal of Behavioural Nutrition and Physical Activity (Online)** , v. 9, p. 72, 2012.

HOOTMAN, J. M.; MACERA, C. A.; AINSWORTH, B. E.; ADDY, C. L.; MARTIN, M.; BLAIR, S. N. Epidemiology of musculoskeletal injuries among sedentary and physically active adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 34, n. 5, p. 838-844, 2002.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age Ageing**. v. 35, n. suppl 2. p. ii7-ii11, 2006.

HOWCROFT, J.; KOFMAN, J.; LEMAIRE, E.D. Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**. v. 10, n. 1, p. 91-110, 2013.

HRYSOMALLIS, C. Balanceability Athletic Performance. **SportsMed**, v. 41, n. 3, p. 221–232, 2011.

HURKMANS, H. L. P.; BUSSMANN, J. B. J.; SELLES, R. W.; HOREMANS, H. L. D.; BENDA, E.; STAM, H. J.; VERHAAR, J. A. N. Validity of the Pedar Mobile system for vertical force measurement during a seven-hour period. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 1, p. 110–118, 2006.

inferiores de pacientes. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 18, n. 3, p. 163-172, set/dez 2002.

INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS (IEEE). **Standard specification format guide and test procedure for linear, singleaxis, nongyroscopic accelerometers**. New York: IEEE, 2018.

IVANIC, G. M. Orthotics and insoles for the forefoot: The European way. **Foot and Ankle Clinics**, v. 8, n. 4, p. 671–682, 2003.

JANAKIRAMAN, K., SHENOY, S., SANDHU, J. S. Firm insoles effectively reduce hemolysis in runners during long distance running – a comparative study. 2011.

JANIDARMIAN, M.; ROSHAN FEKR, A.; RADECKA, K; ZILIC, Z. A comprehensive analysis on wearable acceleration sensors in human activity recognition. **Sensors**, v.17, n. 3, p. 529-610, 2017.

JIMÉNEZ, R. G.; GARCÍA-GÓMEZ, F. J.; ÁLVAREZ, E. A.; MORÓN, C. C.; MARTÍN-MARCUARTU, J. J. Hybrid imaging in foot and ankle disorders Imagen híbrida en la patología del pie y tobillo. **Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular**, v. 37, n. 3, p. 191-202, 2018.

JUNGE, A.; DVORAK, J. Soccer injuries: a review on incidence and prevention. **Sports Medicine**, v. 34, n. 13, p. 929-938, 2004.

KARS, H.J.J.C.; HIJMANS, J.M.; GEERTZEN, J.H.B.; ZIJLSTRA, W. The effect of reduced somatosensation on standing balance: a systematic review. **Journal of Diabetes Science and Technology**, v. 3, n. 4, p. 931–943, 2009.

KAWAHARAM Y.; RYU, N.; ASAMI, T. Monitoring daily energy expenditure using a3-axis accelerometer with a low-power microprocessor. **International Journal of Human–Computer Interaction**, v. 1, n. 5, p. 145-154, 2009.

KELLY, A.; WINSO, I. Use of ready-made insoles in the treatment of lesser metatarsalgia: a prospective randomized controlled trial. **Foot Ankle Int.** v. 19, n. 4, p. 217-20, 1998.

KEMPE, V. **Inertial MEMS: Principles and Practice**. 1 ed. New York: Cambridge  
KIM, H. K.; MIRJALILI, S.A.; FERNANDEZ, J. Gait kinetics, kinematics, spatiotemporal and foot plantar pressure alteration in response to long-distance running: Systematic review. **Human Movement Science**, v. 57, p. 342–356, 2018.

KOTIADIS, D.; HERMENS, H.; VELTINK, P. **Inertial Gait Phase Detection for control of a drop foot stimulator: Inertial sensing for gait phase detection**. **Medical Engineering & Physics**, v. 32, n. 4, p. 287-297, 2010.

KUTZKE, J. L.; ULBRICHT, L.; MACEDO, R. M. B.; BERALDO, L. M. Recursos para Avaliação e Diagnóstico Biomecânico da Pisada. **Revista Uniandrade**, v. 15, n. 3, p. 131-240, 2014.

LAFUENTE, R.; DONATE, J. J.; POVEDA, R.; GARCÍA, A.; SOLER, C.; BELDA, J. M.; SÁNCHEZ LACUESTA, J.; PRAT, J. Valoración evolutiva de fracturas de calcáneo mediante el análisis biomecánico de la marcha. Análisis de resultados. **MAPFRE medicina**, v. 3, n. 4, p. 275-283, 2002.

LARA, O. D.; LABRADOR, M. A. A survey on human activity recognition using wearable sensors. **Communications Surveys and Tutorials**, v. 1, n. 3, p. 1192–1209, 2013.

LIPSITZ, L.A.; LOUGH, M.; NIEMI, J.; TRAVISON, T.; HOWLETT, H.; MANOR, B. A shoe insole delivering subsensory vibratory noise improves balance and gait in healthy elderly people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 96, n. 3, p. 432–439, 2015.

LU, M. L.; WATERS, T.; WERREN, D. Development of human posture simulation method for assessing posture angles and spinal loads. **Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries**, v. 25, n. 1, p. 123-136, 2015.

LUN, V; MEEUWISSE, W.H; STERGIOU, P; STEFANYSHYN, D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 5, p. 576-80, 2004.

MACHADO, ALEXANDRE F. **Corrida: Bases Científicas do Treinamento**. São Paulo SP, Brasil, ícone, 2011.

MALISOUX, L.; DELATTRE, N.; URHAUSEN, A.; THEISEN, D. Shoe cushioning, body mass and running biomechanics as risk factors for running injury: a study protocol for a randomised controlled trial. **BMJ open**, v. 7, n. 8, p. e017379, 2017.

MANN, R.; MALISOUX, L.; URHAUSEN, A.; MEIJER, K.; THEISEN, D. Plantar pressure measurements and running-related injury: A systematic review of methods and possible associations. **Gait Posture**. v. 47, p. 1-9, 2016.

MANN, R.; MALISOUX, L.; URHAUSEN, A; MEIJER, K.; THEISEN, D. Plantar pressure measurements and running-related injury: A systematic review of methods and possible associations. **Gait & Posture**, v. 47, p. 1-9, 2016.

MARGOLIS, D. J.; KNAUSS, J.; BILKER, W.; BAUMGARTEN, M. Medical conditions as risk factors for pressure ulcers in an outpatient setting. **Age Ageing**, v.32, n. 3, p. 259-264, 2003.

MATOS, R. S. **Reabilitação de entorse de tornozelo**. 2014. 12 f. Especialização (Pós-graduação em Ortopedia e Traumatologia com ênfase em terapias manuais), Faculdade Cambury, Goiânia, 2014.

MCDONALD, K. A.; STEARNE, S. M.; ALDERSON, J. A.; NORTH, I.; PIRES, N. J.; RUBENSON, J. The role of arch compression and metatarsophalangeal joint dynamics in modulating plantar fascia strain in running. **PloS one**, v. 11, n. 4, p. e0152602, 2016.

MCGRATH, D.; O'NEILL, R.; O'DONOVAN, K. J.; BURNS, A.; CAULFIELD, B. An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 48, n. 12, p. 1251-1260, 2010.

MCKENZIE, D. C.; CLEMENT, D. B.; TAUNTON, J. E. Running shoes, orthotics, and injuries. **Sports Med.** v. 2, n. 5, p. 334-47, 1985.

MELZER, A. C. S. Fatores de risco físicos e organizacionais associados a distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho na indústria têxtil. **Revista Fisioterapia e Pesquisa**, v. 15, n. 1, p. 24-32, 2008.

MESSIER, S.P; LEGAULT, C; SCHOENLANK, C.R; NEWMAN, J.J; MARTIN, D.F; DEVITA, P. Risk Factors and Mechanisms of Knee Injury Runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 40, n. 11, p.1873-79, 2008.

MONJO, F.; FORESTIER, N. The postural control can be optimized by the first movement initiation condition encountered when submitted to muscle fatigue. **Human movement science**, v. 54, p. 1-12, 2017.

MONTGOMERY, H. C.; DAVIES, M. B. Common disorders of the adult foot and ankle. **Surgery**, v. 34, n. 9, p. 475-481, 2016.

MOORE, J. K.; HNAT, S. K.; VAN DEN BOGERT, A. J. An elaborate data set on human gait and the effect of mechanical perturbations. **PeerJ**, v. 3, n. e918, p. 1-21, 2015.

MORGADO, F. L. M. **Concepção de um pequeno sensor inercial 3D**. 2009. 58 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Electrónica e Telecomunicações) - Universidade de Aveiro, Portugal, 2009.

MORI, A. M. **O uso de sistema inercial para apoiar a navegação autônoma**. 2013. 180 f. Dissertação (Mestre em Ciências) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2013.

MOSS, D. Current applications of *biofeedback* to physical medicine and rehabilitation. **Europa Medicophysica**, v. 39, n. 1, p.1-7, 2003.

MYERS, J.; MCAULEY, P.; LAVIE, C. J.; DESPRES, J. P.; ARENA, R.; KOKKINOS, P. Physical activity and cardiorespiratory fitness as major markers of cardiovascular risk: their independent and interwoven importance to health status. **Progress in cardiovascular diseases**, v. 57, n. 4, p. 306-314, 2015.

NAGEL, A.; FERNHOLZ, F.; KIBELE, C.; ROSENBAUM, D. Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: A barefoot walking investigation of 200 marathon runners. **Gait & Posture**, v. 27, n. 1, p. 152-15, 2008.

NOLL, C.; STEITZ, V.; DAENTZER, D. Influence of proprioceptive insoles on spinal curvature in patients with slight idiopathic scoliosis. **Technol Health Care**. v. 25, n. 1, p. 143-151, 2017.

NUNNS, M. P. I.; DIXON, S. J.; CLARKE J.; CARRÉ M. Boot-insole effects on comfort and plantar loading at the heel and fifth metatarsal during running and turning in soccer. **J Sports Sci.** v. 34, n. 8, p. 730-7, 2016.

NWEKE, H. F.; TEH, Y. W.; AL-GARADI, M. A.; ALO, U. R. Deep learning algorithms for human activity recognition using mobile and wearable sensor networks: state of the art and research challenges. **Expert Systems with Applications**, v. 105, p. 233-261, 2018.

OLIVEIRA, L. F.; POLATO, D.; ALVES, R. B.; FRAGA, S.; MACEDO, A. Perfil antropométrico e funcional de velejadores da classe "Optimist". **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 25, n. 1, p.173-179, 2010.

OLIVEIRA-ROSADO, J. *et al.* Physiological profile of adult male long-distance trail runners: variations according to compet. **Einstein (Sao Paulo, Brazil)**, [S. l.], v. 18, p. eAO5256, 2020. Disponível em:  
[https://doi.org/10.31744/einstein\\_journal/2020AO5256](https://doi.org/10.31744/einstein_journal/2020AO5256)

ORLIN, M. N.; MCPOIL, T. G. Plantar Pressure Assessment. **Physical Therapy**, v. 80, n. 4, p. 399-409, 2000.

OSMAN, M.; EID, A.; SADDIK, E. I. U-*biofeedback*: a multimedia-based reference model for ubiquitous *biofeedback* systems. **Multimedia Tools and Applications**, v. 72, p. 3143–3168, 2013.

PASTRE, C. M.; FILHO, G. C.; MONTEIRO, H. L.; NETO JUNIOR J. N.; PADOVANI, C. R. Lesões desportivas na elite do atletismo brasileiro: estudo a partir de morbidade referida. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 11, n. 1, p. 43-47, 2005.

PATEL, M.; MAGNUSSON, M.; KRISTINSDOTTIR, E.; FRANSSON, P. The Contribution of mechanoreceptive sensation on stability and adaptation in the young and elderly. **European Journal of Applied Physiology**, v. 105, n. 2, p. 167-173, 2009.

PAZIN, J.; DUARTE, M. F. S.; POETA, L. S.; GOMES, M. A. Corredores de rua: características demográficas, treinamento e prevalência de lesões. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 10, n. 3, p. 277-282, 2008.

PERRY, S. D.; MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. **Brain Research**, v. 877, n. 2, p. 401–406, 2000.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1097–1118, 2002.

PILEGGI, P. *et al.* Incidência e fatores de risco de lesões osteomioarticulares em corredores: um estudo de coorte prospectivo. **Revista Brasileira de Educação**

**Física e Esporte**, São Paulo, v. 24, n. 4, p. 453-462, 2010. Acesso em: 19 Ago. 2018. Disponível em: 10.1590/S1807-55092010000400003.

PITTA, F.; TROOSTERS, T.; PROBST, V.S.; SPRUIT, M.A.; DECRAMER, M.; GOSSELINK, R. Quantifying physical activity in daily life with questionnaires and motion sensors in COPD. **European Respiratory Journal**, v. 27, n. 5, p. 1040-1055, 2006.

POLLOCK M. L.; GETTMAN, L. R.; MILESI, C. A BAH, M. D.; DURSTINE, L.; JOHNSON, R. B. Effects of frequency and duration of training on attrition and incidence of injury. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 9, n. p. 31–6, 1977.

POPE, R. P.; HERBERT, R. K.; KIRWAN, J. D.; GRAHAM, B. J. A randomized trial of preexercise stretching for prevention of lower limb injury. . **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 2, p. 271–7, 2000.

PRIPLATA, A. A.; NIEMI, J. B.; HARRY, J. D.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Vibrating insoles and balance control in elderly people. **Lancet**, v. 362, n. 9390, p. 1123–1124, 2003.

PRIPLATA, A. A.; PATRITTI, B. L.; NIEMI, J. B.; HUGHES, R.; GRAVELLE, D. C.; LIPSITZ, L. A.; VEVES, A.; STEIN, J.; BONATO, P.; COLLINS, J. J. Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. **Annals of Neurology**, v. 59, n. 1, p. 4–12, 2006.

PURIM, K. S. M.; TITSKI, A. C. K.; BENTO, P. C. B. Sports injuries and skin lesions in adepts of street racing. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 20, n. 4, p. 299-303, 2014.

PUTTI, A. B.; ARNOLD, G. P.; COCHRANE, L.; ABOUD, R. J. The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. **Gait & Posture**, v. 25, n. 3, p. 401–405, 2007.

QU, X. Impacts of different types of insoles on postural stability in older adults. **Applied Ergonomics**, v. 46, p. 38-43, 2015.

RAHIMI, F.; DUVAL, C.; JOG, M.; BEE, C.; SOUTH, A.; JOG, M.; EDWARDS, R.; BOISSY, P. Capturing whole-body mobility of patients with Parkinson disease using inertial motion sensors: expected challenges and rewards. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 2011, p. 5833-5838, 2011.

RAMOS PASCUA, L. R.; HERRÁEZ, S. S.; HERNÁNDEZ, O. F.; DÍAZ, A. S. Tumores óseos del pie, **Revista del Pie y Tobillo**, v. 25, n. 1, p. 6-19, 2011.

RANGEL, G. M. M.; FARIAS, J. M. Incidência de lesões em praticantes de corrida de rua no município de Criciúma, Brasil. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 22, n. 6, p. 496-500, 2016.

- RAVI, N.; DANDEKAR, N.; MYSORE, P.; LITTMA, L. M. **Activity recognition from accelerometer data**. In Proceedings of the 17th conference on Innovative applications of artificial-intelligence. IAAI'05, p. 1541–1546, 2005.
- RAZAK, A. H. A.; ZAYEGH, A.; BEGG, R. K.; WAHAB, Y. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. **Sensors**, v. 12; n. 7; p. 9884–9912, 2012.
- RÉGIS, F. G. I.; MICHELS, G.; SELL, I. Lesões por esforços repetitivos/distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho em cirurgiões-dentistas: aspectos biomecânicos. **Produção**, v. 19, n. 3, p. 569-580, 2009.
- RENNER, K. E.; WILLIAMS, D. S. B.; QUEEN R. M. The Reliability and Validity of the Loadsol® under Various Walking and Running Conditions. **Sensors (Basel)**. v. 19, n. 2, p. 265, 2019.
- RIBEIRO, A. P.; TROMBINI-SOUZA, F.; TESSUTTI, V.; RODRIGUES, L. F.; SACCO, I. C.; JOAO, S. M. Rearfoot alignment and medial longitudinal arch configurations of runners with symptoms and histories of plantar fasciitis. **Clinics**, v. 66, n. 6, p. 1027-1033, 2011.
- RIOS, E. T.; RODRIGUES, F. C.; ROCHA, L. F.; SALEMI, V. M. C.; MIRANDA, D. P. Influência do volume semanal e do treinamento resistido sobre a incidência de lesão em corredores de rua. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v. 11, n. 64, p. 104-109, 2017.
- RISKOWSKI, J. L.; DUFOUR, A. B.; HAGEDORN, T. L.; HILLSTROM, H. J.; CASEY, V. A.; HANNAN, M. T. *Associations of foot structure and function to low back and lower extremity pain*. **Arthritis Care & Research**, v. 64, p. S344-S344, 2012.
- RODGERS, M. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. **Physical Therapy**, v. 68, p. 1822–1830, 1988.
- ROCHA, G. M. de M.; BONFIM, R. V. F. do; OLIVEIRA, G. A. L. de; ASSIS, L.; ALMEIDA, V. R. A relação entre postura corporal, biomecânica de corrida e o uso de palmilhas sensoriais: uma revisão. **Research, Society and Development**, [S. l.], v. 9, n. 9, p. e263996793, 2020. DOI: 10.33448/rsd-v9i9.6793.
- SANCHEZ, H.M.; BARRETO, R.R.; BARAÚNA, M.A.; CANTO. R.S.T.; DE MORAIS, E.G. Avaliação postural de indivíduos portadores de deficiência visual através da biofotogrametria computadorizada. **Fisioter Mov**. v. 21, n. 2, p. 11-20, 2008.
- SÁNCHEZ, J. O.; NAVARRO NAVARRO, R.; NAVARRO GARCÍA, R.; BRITO OJEDA, E.; RUIZ CABALLERO, J.A. Clasificación de las fracturas de tobillo. **Canarias Médica y Quirúrgica**, v. 9, n. 25, p. 49-53, 2011.
- SÁNCHEZ-RODRÍGUEZ, R.; MARTÍNEZ-NOVA, A.; QUEROL-MARTÍNEZ, E.; CRESPO MARTÍNEZ, A.; CUEVAS GARCÍA, J. Estudio comparativo del diseño de cuatro tratamientos ortopodológicos para la descarga de la segunda cabeza metatarsal. **Revista Española de Podología**, v. 17, n. 4, p. 146-149, 2006.

SAZONOV, E. S.; FULK, G.; HILL, J.; SCHUTZ, Y.; BROWNING, R. Monitoring of posture allocations and activities by a shoe-based wearable sensor. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 58, n. 8; p. 983–990, 2011.

SCHMIDT, A.; BANKOFF, A. D. P. Análise da distribuição da pressão plantar em corredores de longa distância. **Educación física y deportes**, v. 16, n. 160, 2011.

SEGER, F. **Análise da influência de palmilhas na distribuição das pressões plantares e no controlo postural**. 2016. 63 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2016.

SENA, D. O. B. **Abordagem fisioterapêutica no entorse de tornozelo por eversão**: um estudo de caso. 2008. 78 f. Monografia (Curso de Fisioterapia) - Universidade Veiga de Almeida, Rio de Janeiro, 2008.

SILVA, F. G. **Reconhecimento de movimentos humanos utilizando um acelerômetro e inteligência computacional**. São Paulo, 2013. 90 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos, São Paulo, 2013.

SILVA, F. M. *et al.* The Sedentary Time and Physical Activity Levels on Physical Fitness in the Elderly: A Comparative Cross Sectional Study. **International journal of environmental research and public health**, v. 16, n. 19, out. 2019. DOI: 10.3390/ijerph16193697.

SILVA, I.; ALVES, N.; NOGUEIRA, M.; MENDONÇA R.; ALVES, F.; ALVES A.; VALENTE, P.; ARAUJO T.; SOUZA, E.; CUNHA, R.; PIRES, M.; FANTINATI, M. Incidência dos sintomas osteomusculares relacionados ao trabalho da equipe de enfermagem do Hospital Santa GEMMA/AFMBS1. **Revista Faculdade Montes Belos**, v. 9, n. 2, p. 29-141, 2016.

SIROIS-LECLERC, G.; REMAUD, A.; BILODEAU, M. Dynamic postural control and associated attentional demands in contemporary dancers versus non-dancers. **PloS one**, v. 12, n. 3, p. e0173795, 2017.

SOBOTTA, **Atlas de Anatomia Humana**, volume 2 / editado por R. Putz e R. Pabst, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

SOLER, C. Plantillas instrumentadas con telemetría, un nuevo paso en el estudio del pie. **Revista de biomecânica**, v. 33, p. 27-29, 2001.

SOUSA JÚNIOR, H. C. **Modelagem simulação e controle de um giroscópio**. Rio de Janeiro. 2014. 65 f. Monografia (Graduação em Engenharia de Controle e Automação da Escola Politécnica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2014.

SOUSA, C. A. B.; AQUINO, F. A. O.; BARBOSA, M. L. C.; ALVAREZ, R. B. P.; TURIENZO, T. T. Principais Lesões em Corredores de Rua. **Revista UNILUS Ensino e Pesquisa**, v. 10, n. 20, p. 36-41, 2013.

SOUSA-NETO, G. A. S.; ZANETTI, G. R. L.; CASA JUNIOR, A. J. Perfil epidemiológico das lesões musculoesqueléticas em atletas praticantes de corrida de rua em Goiânia. **Revista Ciência & Saúde**, Porto Alegre, p. 26, nov. 2009. Número especial.

SOUZA, C.A.B., AQUINO, F.A.O., BARBOSA, M.L.C., ALVAREZ, R.B.P., TURIENZO, T.T., Principais lesões em corredores de rua. **Revista Unilus Ensino e Pesquisa**, Santos, v. 10, n. 20, p. 35-41, jul. 2013.

SOUZA, J.A., PASINATO, F., BASSO, D., CORRÊA, E.R.C., SILVA, A.M.T. Biophotogrammetry: reliability of measurements obtained with a posture assessment software (SAPO). **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**. v. 13, p. 299–305, 2011.

SOUZA, R. B. An evidence-based videotaped running biomechanics analysis. **Physical medicine and rehabilitation clinics**, v. 27, n. 1, p. 217-236, 2016.

STEPHEN, D. G.; WILCOX, B. J.; NIEMI, J. B.; FRANZ, J. R.; FRANZ, J.; KERRIGAN, D.; KERRIGAN, D. C.; D'ANDREA, S. E. Baseline-dependent effect of noise-enhanced insoles on gait variability in healthy elderly walkers. **Gait Posture**, v. 36, n. 3, p. 537–540, 2012.

STEWART, S.; MAWSTON, G.; DAVIDTZ, L.; DALBETH, N.; VANDAL, A. C.; CARROLL, M.; MORPETH, T.; OTTER, S.; ROME, K. **Foot and ankle muscle strength in people with gout: A two-arm cross-sectional study**. **Clinical Biomechanics**, v. 32, p. 207-211, 2016.

STÖGGL, Thomas; MARTINER, Alex. Validation of Moticon's OpenGo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements. **Journal Of Sports Sciences**, [s.l.], v. 35, n. 2, p.196-206, 24 mar. 2016.

TABORRI, J. *et al.* Sport Biomechanics Applications Using Inertial, Force, and EMG Sensors: A Literature Overview. **Applied bionics and biomechanics**, [S. l.], v. 2020, p. 2041549, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1155/2020/2041549>  
TAO, W.; LIU, T.; ZHENG, R.; FENG, H. Gait analysis using wearable sensors. **Sensors**, v. 12, n. 12, p. 2255–2283, 2012.

TAS, S.; CETIN, A. An investigation of the relationship between plantar pressure distribution and the morphologic and mechanic properties of the intrinsic foot muscles and plantar fascia. **Gait & Posture**, v. 72, p. 217-221, 2019.

TEE, K.; JAVAHAR, Y.S.H.; HASHIM, I.S.; WAN ZAKARIA, W.N.; MOHD KHIALDIN, S.; ISA, H.; AWAD, M.; SOON, C. A portable insole pressure mapping system. **Telecommunication, Computing, Electronics and Control**, v. 15, n. 4, p. 1493-1500, 2017.

THEUSNER, S.; DE LUSSANET, M.; LAPPE, M. Action recognition by motion detection in posture space. **Journal of Neuroscience**, v. 34, n. 3, p. 909-921, 2014.

TITTERTON, D. H.; WESTON, J. L. **Strapdown Inertial Navigation Technology**. 2<sup>nd</sup> edition. ed. [S.I.]: The Institution of Electrical Engineers, 2004.

TONOLI, C; CUMPS, E; AERTS, I; VERHAGEN, E; MEEUSEN, R. Incidence, risk factors and prevention of running related injuries in long-distance runners: a systematic review. **Sport & Geneeskunde**, v. 5, p.12-8, 2010.

TORRES, G. G. **Tecnologia Assistiva para Detecção de Quedas: Desenvolvimento de Sensor Vestível Integrado ao Sistema de Casa Inteligente**. 2018. 71 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2018.

TSUNG, B. Y. S.; ZHANG, M.; MAK, A. F. T.; WONG, M. W. N. Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. **Journal of rehabilitation research and development**. v. 41, n. 6, p. 767–774, 2004.

UEDA, L. S.; CARPES, F. P. Relationship between foot sensibility and postural control in the young and elderly. **Rev. bras. cineantropom. desempenho hum. [online]**. v. 15, n. 2, p. 215-224, 2013.

URQUHART, D.; WLUKA, A.; TEICHTAHL, A.; CICUTTINI, F. The effect of physical activity on the knee joint: is it good or bad? **British Journal of Sports Medicine**, London, v. 41, n. 9, p. 546-547, 2007.

VAN GENT, R. N.; SIEM, D; VAN, M. M; VAN, O; BIERMAZEINSTRA, S. M; KOES, B. W. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. **British Journal of Sports Medicine**, v. 41, p. 469-80, 2007.

VAN MIDDELKOOP, M.; KOLKMAN, J.; VAN OCHTEN, J.; BIERMA-ZEINSTRA, S. M.; KOES, B. W. Risk factors for lower extremity injuries among male marathon runners. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 18, n. 6, p. 691-697, 2008.

VINCENT, H. K.; HERMAN, D. C.; LEAR-BARNES, L.; BARNES, R.; CHEN, C.; GREENBERG, S.; VINCENT, K. R. Setting standards for medically-based running analysis. **Current sports medicine reports**, v. 13, n. 4, p. 275, 2014.

VOEGELI, A. V. Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. Functional anatomy and biomechanics of the ankle and foot. **Revista Española de Reumatología**, v. 30, n. 9, p. 469-477, 2003.

WADA, C.; SUGIMURA, Y.; IENAGA, T.; KIMURO, Y.; WADA, F.; HACHISUKA, K.; TSUJI, T. **Development of a Rehabilitation Support System with a Shoe-Type Measurement Device for Walking**. Proceedings of SICE Annual Conference, p. 2534–2537, 2010.

WARMENHOVEN, J.; COBLEY, S.; DRAPER, C.; HARRISON, A.; BARGARY, N.; SMITH, R. Considerations for the use of functional principal components analysis in

sports biomechanics: examples from on-water rowing. **Sports Biomechanics**, v. 18, n. 3, p. 317-341, 2019.

WEN, D.Y. Risk factors for overuse injuries in runners. **Current Sports Medicine Reports**. v. 6, n. 5, p. 307-13, 2007.

WILLEMS, C.; STASSIJNS, G.; CORNELIS, W.; D'AOÛT, K. Biomechanical implications of walking with indigenous footwear. **American journal of physical anthropology**, v. 162, n. 4, p. 782-793, 2017.

WILLEMS, T. M.; DE RIDDER, R.; ROOSEN, P. The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. **Gait Posture**, v. 35, n. 3, p. 405-409, 2012.

WILLY, R. W.; DAVIS, I. S. Kinematic and kinetic comparison of running in standard and minimalist shoes. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 46, n. 2 p. 318-323, 2014.

WYSZYŃSKA, J.; PODGÓRSKA-BEDNARZ, J.; DRZAŁ-GRABIEC, J.; RACHWAŁ, M.; BARAN, J.; CZENCZEK-LEWANDOWSKA, E.; MAZUR, A. Analysis of relationship between the body mass composition and physical activity with body posture in children. **BioMed research international**, v. 2016, p. 1-10, 2016.

XU, C.; SILDER, A.; ZHANG, J.; REIFMAN, J.; UNNIKRISHNAN, G. A. cross-sectional study of the effects of load carriage on running characteristics and tibial mechanical stress: implications for stress-fracture injuries in women. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 18, n. 1, p. 125, 2017.

YON, W. S.; LEE, S. W.; PERKING, N. C.; NAJAFI, K. Vibration Sensitivity of MEMS Tuning Fork Gyroscopes. **IEEE Sensors Conference**, 2007.

YUNGUEDA, L. S.; CARPES, F. P. Relationship between foot sensibility and postural control in the young and elderly. **Rev. bras. cineantropom. desempenho hum. [online]**. v. 15, n. 2, p. 215-224, 2013.

ZENG, H.; ZHAO, Y. Sensing movement: Microsensors for body motion measurement. **Sensors**, v. 11, n. 1, p. 638–660, 2011.

ZHANG, Q.; WANG, Y. L.; XIA, Y.; WU, X.; KIRK, T. V.; CHEN, X. D. A low-cost and highly integrated sensing insole for plantar pressure measurement. **Sensing and Bio-Sensing Research**, v. 26, n. 100298, p. 1-8, 2019.

ZHAO, X.; TSUJIMOTO, T.; KIM, B.; KATAYAMA, Y.; TANAKA, K. Association of Foot Structure with the Strength of Muscles that Move the Ankle and Physical Performance. **The Journal of Foot and Ankle Surgery**, v. 57, n. 6, p. 1143-1147, 2018.

ZIMMERMANN, M.; TONI, I.; DE LANGE, F. P. Body posture modulates action perception. **Journal of Neuroscience**, v. 33, n. 14, p. 5930-5938, 2013.

ZOUABI, A.; QUARCK, G.; MARTIN, T.; GRESPINET, M.; GAUTHIER, A. Is there a circadian rhythm of postural control and perception of the vertical? **Chronobiology international**, v. 33, n. 10, p. 1320-1330, 2016.

ZULKIFLI, S. S.; LOH, W. P. A state-of-the-art review of foot pressure. **Foot and Ankle Surgery**, v. S1268-7731, n. 18, p.30085-30087, 2018.

**APÊNDICE A****FICHA DE AVALIAÇÃO INICIAL**

Data:

1. Idade: \_\_\_\_\_
2. Estatura (m): \_\_\_\_\_
3. Massa Corporal (kg): \_\_\_\_\_
4. IMC (kg/m<sup>2</sup>): \_\_\_\_\_
5. Tamanho do calçado: \_\_\_\_\_
6. Tipo de pé: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE B

## DADOS EXPERIMENTAIS BRUTOS

Antropometria								
TESTE DE NORMALIDADE						Questionários		
	Gênero	Idade	Peso	Altura	IMC	Calçado	I-PAC	PAR-Q
1	M	25	85	178	27,4	42	Vigoroso	Apto
2	M	25	80	175	26,6	40	Vigoroso	Apto
3	M	25	60	175	20	40	Moderada	Apto
4	M	25	65	166	24	37	Moderada	Apto
5	M	26	70	176	23,3	39	Moderada	Apto
6	M	25	92	190	25,5	44	Moderada	Apto
7	M	26	62	162	23,8	37	Moderada	Apto
8	M	26	87	176	29	39	Vigoroso	Apto
9	M	25	91	180	28,14	42	Moderada	Apto
10	M	26	48	170	16,6	40	Moderada	Apto
11	M	26	48	160	18,75	37	Moderada	Apto
12	M	25	65	168	23,04	39	Moderada	Apto
13	M	26	70	172	23,72	40	Moderada	Apto
14	M	25	85	180	26,23	42	Vigoroso	Apto
15	M	25	80	177	25,55	40	Vigoroso	Apto
16	M	25	60	170	20,76	40	Moderada	Apto
17	M	25	90	187	25,78	42	Moderada	Apto
18	M	25	62	165	22,96	38	Moderada	Apto
19	M	26	88	176	28,47	40	Vigoroso	Apto
20	M	26	90	182	27,19	42	Moderada	Apto
21	M	26	53	169	18,59	38	Moderada	Apto
22	M	26	50	160	19,53	37	Moderada	Apto
23	M	25	78	178	24,68	40	Moderada	Apto
24	M	25	77	175	26,16	40	Moderada	Apto
25	M	25	69	173	23,79	40	Moderada	Apto
26	M	25	67	166	24,36	38	Vigoroso	Apto
27	M	26	65	162	24,8	37	Moderada	Apto
28	M	25	84	176	27,18	40	Moderada	Apto
29	M	25	86	180	26,54	42	Moderada	Apto
30	M	26	61	170	21,1	40	Moderada	Apto

Total																	
Superfície cm²						Carga %						Carga (Kg)					
Antes			Depois			Antes			Depois			Antes			Depois		
E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R
91	77	1,18	92	88	1,05	55	45	1,22	56	44	1,27	47	38	1,24	48	37	1,3
87	88	0,99	81	84	0,96	48	52	0,92	53	47	1,13	38	42	0,9	42	38	1,11
54	62	0,87	56	60	0,93	51	49	1,04	52	48	1,08	31	29	1,07	31	29	1,07
54	50	1,08	62	70	0,89	55	45	1,22	52	48	1,08	36	29	1,24	34	31	1,1
77	64	1,2	98	86	1,14	56	44	1,27	57	43	1,33	39	31	1,26	40	30	1,33
84	90	0,93	104	91	1,14	60	40	1,5	64	36	1,78	56	37	1,51	60	33	1,82
68	61	1,11	79	72	1,1	49	51	0,96	55	45	1,22	30	32	0,94	34	28	1,21
107	106	1,01	98	94	1,04	39	49	0,8	56	44	1,27	44	43	1,02	49	38	1,29
88	84	1,05	80	93	0,86	62	38	1,63	54	44	1,23	56	35	1,6	51	40	1,28
60	48	1,25	64	62	1,03	54	46	1,17	56	44	1,27	28	24	1,17	29	23	1,26
63	65	0,97	72	70	1,03	56	44	1,27	54	46	1,17	27	21	1,29	26	22	1,18
54	50	1,08	69	68	1,01	55	45	1,22	54	46	1,17	36	29	1,24	35	30	1,17
77	64	1,2	87	83	1,05	56	44	1,27	54	46	1,17	39	31	1,26	38	32	1,19
91	77	1,18	90	86	1,05	55	45	1,22	51	49	1,04	47	38	1,24	43	42	1,02
87	88	0,99	83	88	0,94	48	52	0,92	52	48	1,08	38	42	0,9	42	38	1,11
54	62	0,87	64	58	1,1	51	49	1,04	57	43	1,33	31	29	1,07	34	26	1,31
84	90	0,93	98	120	0,82	60	40	1,5	58	42	1,38	56	37	1,51	54	39	1,38
68	61	1,11	80	82	0,98	49	51	0,96	56	44	1,27	30	32	0,94	35	27	1,3
107	106	1,01	104	98	1,06	39	49	0,8	59	41	1,44	44	43	1,02	51	36	1,42
88	84	1,05	83	93	0,89	62	38	1,63	54	46	1,17	56	35	1,6	49	42	1,17
60	48	1,25	64	61	1,05	54	46	1,17	52	48	1,08	28	24	1,17	27	25	1,08
63	65	0,97	73	70	1,04	56	44	1,27	50	50	1	27	21	1,29	24	24	1
91	77	1,18	68	69	0,99	55	45	1,22	52	48	1,08	47	38	1,24	44	41	1,07
87	88	0,99	89	85	1,05	48	52	0,92	62	38	1,63	38	42	0,9	50	30	1,67
54	62	0,87	55	61	0,9	51	49	1,04	50	50	1	31	29	1,07	30	30	1
54	50	1,08	63	57	1,11	55	45	1,22	55	45	1,22	36	29	1,24	36	29	1,24
68	61	1,11	75	70	1,07	49	51	0,96	61	39	1,56	30	32	0,94	38	24	1,58
107	106	1,01	104	86	1,21	39	49	0,8	59	41	1,44	44	43	1,02	51	36	1,42
88	84	1,05	93	98	0,95	62	38	1,63	54	46	1,17	56	35	1,6	49	42	1,17
60	48	1,25	68	66	1,03	54	46	1,17	52	48	1,08	28	24	1,17	27	25	1,08

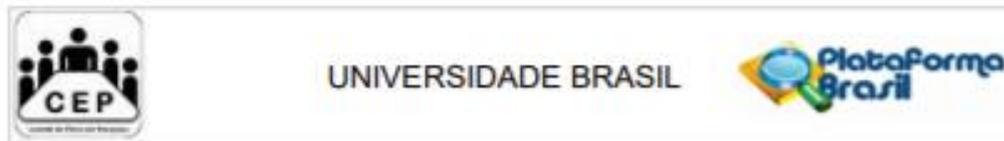


RELAÇÃO ANTEPÉ E RETROPÉ											
Superfície				Carga				Relação			
Antes		Depois		Antes		Depois		Antes		Depois	
E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D
1,219512	0,974359	1,555556	1,444444	0,71875	0,451613	1,074074	0,913043	0,724138	0,470588	1,12766	0,923077
1,351351	1,25641	1,53125	1,625	0,846154	0,485714	1,12	1,473684	0,818182	0,515152	1,083333	1,564103
1,454545	1,583333	1,75	1,727273	1,217391	0,75	1,08	1,285714	1,222222	0,785714	1,083333	1,272727
0,71875	0,666667	1,178571	1,333333	0,195652	0,216216	0,625	0,714286	0,204819	0,204819	0,639344	0,694915
1,294118	0,969697	1,722222	1,529412	0,69697	0,333333	1,714286	0,869565	0,724138	0,369863	1,777778	0,886792
0,909091	0,875	1,122449	0,93617	0,363636	0,428571	0,777778	0,565217	0,369863	0,428571	0,754386	0,587302
1,125	0,764706	1,633333	1,482759	0,484848	0,243902	1,2	1,142857	0,515152	0,25	1,272727	1,173913
1,14	1,183673	1,882353	1,473684	0,758621	0,441176	2,733333	0,913043	0,754386	0,470588	2,846154	0,960784
1,282051	1,210526	1	1,214286	1,214286	0,809524	0,555556	1,095238	1,222222	0,851852	0,5625	1,083333
1,142857	1,043478	0,939394	0,771429	0,6875	0,352941	0,4	0,294118	0,694915	0,369863	0,428571	0,315789
1,1	1,133333	1,151515	1,1875	0,647059	0,692308	0,6875	0,769231	0,666667	0,724138	0,724138	0,754386
0,71875	0,666667	1,333333	1,266667	0,195652	0,216216	0,928571	0,647059	0,204819	0,204819	0,960784	0,923077
1,294118	0,969697	2,346154	1,8	0,69697	0,333333	3,153846	1,190476	0,724138	0,369863	3,347826	1,222222
1,219512	0,974359	1,368421	1,097561	0,71875	0,451613	0,961538	0,580645	0,724138	0,470588	1	0,587302
1,351351	1,25641	1,333333	1,315789	0,846154	0,485714	0,925926	0,714286	0,818182	0,515152	0,923077	0,694915
1,454545	1,583333	1,909091	1,9	1,217391	0,75	1,590909	1,263158	1,222222	0,785714	1,564103	1,325581
0,909091	0,875	0,814815	1,4	0,363636	0,428571	0,414634	0,826087	0,369863	0,428571	0,408451	0,818182
1,125	0,764706	1,424242	1,411765	0,484848	0,243902	1,434783	1,588235	0,515152	0,25	1,5	1,564103
1,14	1,183673	1,6	1,414634	0,758621	0,441176	2,105263	1,05	0,754386	0,470588	2,125	1,083333
1,282051	1,210526	1,515152	1,325	1,214286	0,809524	2	1	1,222222	0,851852	1,941176	1,040816
1,142857	1,043478	0,969697	1,103448	0,6875	0,352941	0,485714	0,454545	0,694915	0,369863	0,492537	0,492537
1,1	1,133333	1,027778	1,058824	0,647059	0,692308	0,388889	0,351351	0,666667	0,724138	0,408451	0,351351
1,219512	0,974359	1,615385	1,76	0,71875	0,451613	1,6	1,526316	0,724138	0,470588	1,631579	1,631579
1,351351	1,25641	1,405405	1,575758	0,846154	0,485714	1,137931	1	0,818182	0,515152	1,173913	1
1,454545	1,583333	1,454545	1,5	1,217391	0,75	0,923077	0,851852	1,222222	0,785714	0,923077	0,886792
0,71875	0,666667	1,423077	1,111111	0,195652	0,216216	0,833333	0,666667	0,204819	0,204819	0,818182	0,666667
1,125	0,764706	1,466667	1,464286	0,484848	0,243902	1,346154	1,052632	0,515152	0,25	1,380952	1,040816
1,14	1,183673	1,395349	1,097561	0,758621	0,441176	1,269231	0,708333	0,754386	0,470588	1,325581	0,724138
1,282051	1,210526	1,214286	1,390244	1,214286	0,809524	0,862069	1,190476	1,222222	0,851852	0,886792	1,173913
1,142857	1,043478	1	1	0,6875	0,352941	0,405405	0,411765	0,694915	0,369863	0,408451	0,428571

	ÂNGULOS																		A.7E	
	A1		A2		A3		A4		A.5D		A.6D		A.5E		A.6E		A.7D			
	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois
<b>1</b>	2,9	0,9	3,4	0,2	0,8	3,3	1,6	1	32,1	31,7	7	9,5	33,5	36,3	8,8	10,4	5,1	4,4	4,4	3,7
<b>2</b>	5	0	0,5	1,7	2,7	1,5	1,8	0	44,4	54,7	6,7	7,8	53,5	57,7	4,7	4,6	1,9	8,2	8,2	5,3
<b>3</b>	3,2	0,9	0,9	0	2,3	1,8	7,8	0,5	44,1	31,9	5,7	4,2	34,6	22,9	5,6	4,5	1,1	7,6	7,6	7,7
<b>4</b>	2,7	1,4	1,2	1	1,4	0,3	0,8	0,8	56,2	56,1	1,7	3,6	61,5	51,3	1,6	3,6	3,5	7,6	7,6	7,7
<b>5</b>	1,9	1,4	2	4	1,4	0,3	5,4	0,4	58,6	5,4	4,5	4,7	38,7	34,2	2,6	1,7	5,7	7,2	7,2	5,3
<b>6</b>	0,5	1,6	1,1	0	2,8	0	0,4	0	57,6	54,1	0,5	1,2	59,5	54	1,9	1,3	4	7,7	7,7	4,9
<b>7</b>	6,1	3,3	5,4	0,8	3,1	0,7	5	2,1	53,9	51,3	1,6	1,7	54,7	56,5	8,8	4,9	3,2	6,3	6,3	8,4
<b>8</b>	3,1	5,7	2,8	3,9	1,6	1,2	3,1	4,4	38,2	51,5	6	0,6	37,9	51,3	5,4	6,9	4,4	6,6	6,6	6,6
<b>9</b>	5,9	0	0,3	1,1	0,3	0,7	1,1	0	51,9	55,5	3,8	2,5	61	57,4	1,8	0	3,5	4,5	4,5	3,6
<b>10</b>	4,6	2,3	4,5	0,5	0,3	3,6	0,4	2,3	59,7	45,8	2	5,3	53,7	48,9	4,2	3,1	3,4	7,2	7,2	8
<b>11</b>	0,9	0	2,1	0	0,3	0	1,1	0	56,2	38,2	3,5	3,7	66,2	37,5	3,5	2,7	6	9,8	9,8	10,9
<b>12</b>	2,7	0,8	3,3	0,3	1	3,2	1,5	1,1	32	31,5	6,5	9,6	33,4	37,3	8,9	1,4	5,2	4,5	4,6	3,8
<b>13</b>	4,7	0,6	0,7	1,8	2,7	1,8	1,5	0	44	54,2	6,8	7,9	53,4	57,5	4,8	4,7	2	8	8,3	5,2
<b>14</b>	3,3	0,8	0,7	0	2,2	1,7	7,5	0,8	44,2	32	5,8	4,3	35,5	23	5,4	4,4	1,2	7,4	7,5	7,8
<b>15</b>	2,8	1,6	1,3	1,1	1,4	0,3	0,8	0,9	56,2	56	1,7	3,6	61,5	51,3	1,6	3,6	3,5	7,6	7,6	7,7
<b>16</b>	2	1,6	2,1	3,9	1,5	0,4	5,3	0,5	58,4	54	4,7	4,9	68,6	34,2	2,7	1,7	5,6	7,3	7,1	5,3
<b>17</b>	0,4	1,8	1,1	0	2,6	0,2	0,3	0	57,4	53,9	0,6	1,3	59,4	54	2	1,5	4,5	7,6	7,5	4,9
<b>18</b>	6,2	4	5	0,9	3,2	0,8	4,9	2,2	54	51,2	1,7	1,4	54,6	56,8	8,6	5	3	6,4	6,2	8,4
<b>19</b>	3,3	5,4	2,6	3,8	1,8	1,2	3,2	4,5	38	51,6	6,1	0,7	37,7	51,4	5,2	7	4,4	6,7	6,4	6,6
<b>20</b>	2,5	0	0,5	1,2	0,4	0,8	1,2	0	51,7	55,3	3,9	2,6	61,1	57,5	1,9	0	3,5	4,4	4,6	3,2
<b>21</b>	4	2,5	4,4	0,8	0,3	3,5	0,5	2,4	59,6	45,9	2,1	5,4	53,5	49	4,1	3,2	3,4	7,3	7,1	8
<b>22</b>	1	0	2,3	0	0,2	0	1,2	0	56	38	3,4	3,8	66	37,6	3,6	2,8	6,1	9,6	9,7	9,5
<b>23</b>	3	1	3,2	0,4	0,9	3,2	1,7	1,1	32	31,6	7,1	9,4	33,3	36,5	8,6	10,5	5	4,2	4,7	3,7
<b>24</b>	4,7	0	0,8	1,7	2,8	1,4	1,9	0	44,1	54,5	6,6	7,9	53,4	57,8	4,7	4,7	2	8,3	8	5,1
<b>25</b>	3,3	1,2	1	0	2,2	1,6	7,6	0,6	44	31,7	5,6	4,3	34,7	23	5,4	4,6	1	7,7	7,7	7,2
<b>26</b>	2,8	1,3	1,3	1,1	1,5	0,4	0,9	0,9	56,1	56	1,8	3,7	61,2	51	1,8	3,7	3,7	7,5	7,5	7
<b>27</b>	2	1,1	2,1	3,9	1,4	0,6	5,3	0,5	58,4	54	4,6	4,8	38,9	34	2,7	1,8	5,6	7,3	7	5
<b>28</b>	0,7	1,8	1,3	0	2,7	0	0,3	0	57,4	54,1	0,6	1,3	59,7	54	2	1,5	4	7,2	7,3	4,7
<b>29</b>	6,2	3,2	5,6	0,9	3	0,8	5,1	2,2	53,7	51,2	1,7	1,8	54,6	56,4	8,9	5	3,2	6,4	6	8,2
<b>30</b>	3,4	5,2	2,9	3,3	1,7	1,1	3,1	4,3	38,1	51,6	6,5	0,7	38	51	5,3	7	4,4	6,7	6,2	6,7

## ANEXO A

## Parecer consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Análise da alteração da pressão plantar e postura de corredores iniciantes antes e após o uso da palmilha com sensor

**Pesquisador:** GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 10894918.6.0000.5494

**Instituição Proponente:** INSTITUTO DE CIENCIA E EDUCACAO DE SAO PAULO

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 3.341.534

**Apresentação do Projeto:**

A seção "desenho do projeto" do projeto não foi modificada como sugerido, entretanto os erros de português dessa seção não atrapalham o entendimento do projeto.

**Objetivo da Pesquisa:**

Claros, previamente avaliados em parecer anterior.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Claros, previamente avaliados em parecer anterior.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Claros, previamente avaliados em parecer anterior.

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

TCLE foi simplificado e escrito em linguagem mais acessível ao entendimento do alvo da pesquisa.

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

O relator considera o protocolo aprovado.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O colegiado acatou o parecer do relator ficando o protocolo na condição de APROVADO.

**Endereço:** RUA CAROLINA FONSECA, 584

**Bairro:** ITAQUERA

**UF:** SP

**Município:** SAO PAULO

**CEP:** 08.230-030

**Telefone:** (11)2070-0167

**E-mail:** comite.etica.sp@universidadebrasil.edu.br



UNIVERSIDADE BRASIL



Continuação do Parecer: 3.341.534

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1259902.pdf	20/04/2019 17:08:00		Aceito
Outros	Lattes_CO.pdf	20/04/2019 17:07:34	GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA	Aceito
Outros	Lattes_O.pdf	20/04/2019 17:07:13	GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	20/04/2019 17:04:21	GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes.pdf	19/03/2019 20:31:03	GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA	Aceito
Outros	CA.pdf	20/12/2018 00:49:47	GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PD.pdf	20/12/2018 00:47:36	GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA	Aceito
Folha de Rosto	FR.pdf	20/12/2018 00:44:51	GABRIEL MAURIZ DE MOURA ROCHA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 22 de Maio de 2019

Assinado por:  
**SILVIA CRISTINA NUNEZ**  
 (Coordenador(a))

Endereço: RUA CAROLINA FONSECA, 584  
 Bairro: ITAQUERA  
 UF: SP Município: SAO PAULO  
 Telefone: (11)2070-0167

CEP: 08.230-030

E-mail: comite\_etica.sp@universidadebrasil.edu.br

## ANEXO B



### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, \_\_\_\_\_, estou sendo convidado a participar do estudo *Análise da alteração da pressão plantar e postura de corredores iniciantes antes e após o uso da palmilha com sensor, com objetivo de identificar a alteração da pressão plantar e da postura de corredores, antes e após o uso da palmilha sensorial. A minha participação no referido estudo será no sentido de ser voluntário e submetido ao seguinte protocolo experimental que será dividido em quatro fases: na primeira fase serei submetido a uma avaliação inicial que especificará: idade [em anos e meses], altura (m), peso (kg), IMC (kg/m<sup>2</sup>) e tamanho do calçado. Seguido da avaliação postural por meio do software kinovea. A segunda fase será utilizada a palmilha da Moticon SCIENCE com o sistema sensor. Na terceira fase será utilizado o Sensor inercial BTS G-WALK® da Kinect. Na quarta etapa, irei correr na esteira por 30 minutos, será utilizado um software da palmilha arion run para a correção em tempo real da distribuição da pressão plantar no decorrer da corrida; Após a realização do protocolo experimental, os indivíduos serão submetidos a reavaliação das fases 1, 2 e 3, e comparação dos dados.*

Fui alertado de que, da pesquisa a se realizar, posso esperar alguns benefícios, tais como: *Ao participar da pesquisa, os participantes estarão contribuindo e adquirindo conhecimentos sobre a conscientização da distribuição correta da pressão plantar durante a corrida, evitando potenciais lesões musculoesqueléticas e corrigindo suas alterações posturais. Os participantes terão todo o amparo assistencial por parte dos pesquisadores de forma imediata e integrada, caso haja complicações durante a realização da pesquisa.* Recebi, por outro lado, os esclarecimentos sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo como: *Os participantes do estudo correrão riscos mínimos, e para minimizar qualquer tipo de constrangimento, incômodo ou vazamento de imagens, o participante será avaliado apenas durante o experimento, tendo o pesquisador como observador-participante. As informações e imagens serão divulgadas de forma a preservar a identidade de cada participante.*

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo. *Também fui informado de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar e por desejar sair da pesquisa, não sofrerei qualquer prejuízo.*

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são *Gabriel Mauriz de Moura Rocha* e com eles poderei manter contato pelos telefones *(86)99921-9886* e *(86) 98857-5847*. É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo.

Tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a

receber ou a pagar, por minha participação.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Brasil (11) 20700025 sediado a Rua Carolina Fonseca, 235, Jd Santana, SP- Capital ou mandar um *email* para [comite.etica.sp@universidadebrasil.edu.br](mailto:comite.etica.sp@universidadebrasil.edu.br)

Teresina - PI, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2020

---

*Nome e assinatura do sujeito da pesquisa*

---

*Gabriel Mauriz de Moura Rocha*  
*Pesquisador Responsável*



## ANEXO C

### QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA – VERSÃO CURTA

Nome: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_ Sexo: F ( ) M ( )

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre-se que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal.
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal.

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

**1a** Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias \_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**1b** Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

**2a.** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias \_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**2b.** Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

**3a** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**3b** Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

**4a.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_ minutos

**4b.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_ minutos

## ANEXO D

### QUESTIONÁRIO DE PRONTIDÃO PARA ATIVIDADE FÍSICA (PAR-Q)

Este questionário tem o objetivo de identificar a necessidade de avaliação por um médico antes do início da atividade física. Caso você responda “SIM” a uma ou mais perguntas, converse com seu médico ANTES de aumentar seu nível atual de atividade física.

Mencione este questionário e as perguntas às quais você respondeu “SIM”. Por favor, assinale “SIM” ou “NÃO” às seguintes perguntas:

**1** - Alguma vez um médico lhe disse que você possui um problema do coração e lhe recomendou que só fizesse atividade física sob supervisão médica?

**Sim**     **Não**

**2** - Você sente dor no peito, causada pela prática de atividade física?

**Sim**     **Não**

**3** - Você sentiu dor no peito no último mês?

**Sim**     **Não**

**4** - Você tende a perder a consciência ou cair, como resultado de tonteira ou desmaio?

**Sim**     **Não**

**5** - Você tem algum problema ósseo ou muscular que poderia ser agravado com a prática de atividade física?

**Sim**     **Não**

**6** - Algum médico já lhe recomendou o uso de medicamentos para a sua pressão arterial, para circulação ou coração?

**Sim**     **Não**

**7** - Você tem consciência, através da sua própria experiência ou aconselhamento médico, de alguma outra razão física que impeça sua prática de atividade física sem supervisão médica?

**Sim**     **Não**

Nome completo: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

Data \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Se você respondeu “SIM” a uma ou mais perguntas, leia e assine o “Termo de Responsabilidade para Prática de Atividade Física”.

#### Termo de Responsabilidade para Prática de Atividade Física

Estou ciente de que é recomendável conversar com um médico antes de aumentar meu nível atual de atividade física, por ter respondido “SIM” a uma ou mais perguntas do “Questionário de Prontidão para Atividade Física” (PAR-Q). Assumo plena responsabilidade por qualquer atividade física praticada sem o atendimento a essa recomendação.

Nome completo \_\_\_\_\_ Data \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

## ANEXO E

ARTIGO PUBLICADO NA REVISTA RESEARCH, SOCIETY AND DEVELOPMENT  
(QUALIS CAPES A3)

Register Login

# RESEARCH, SOCIETY AND DEVELOPMENT

---

HOME CURRENT ARCHIVES ABOUT ▾
SEARCH

---

HOME / ARCHIVES / VOL. 9 NO. 9 / Review Article

## The relationship between body posture, gait biomechanics and the use of sensory insoles: a review

**Gabriel Mauriz de Moura Rocha**  
Scientific and Technological Institute of University Brazil  
<https://orcid.org/0000-0003-1454-0474>

**Rafael Victor Ferreira do Bonfim**  
Scientific and Technological Institute of University Brazil  
<https://orcid.org/0000-0002-1960-1282>

**Guilherme Antônio Lopes de Oliveira**  
Christ College of Piauí  
<https://orcid.org/0000-0003-3820-0502>

**Lívia Assis**  
Scientific and Technological Institute of University Brazil  
<https://orcid.org/0000-0002-8343-3375>

**Vilson Rosa Almeida**  
Scientific and Technological Institute of University Brazil  
<https://orcid.org/0000-0001-9077-2942>

DOI: <https://doi.org/10.33448/rsd-v9i9.6793>

Keywords: Plantar pressure; Running biomechanics; Sensors; Insole.

### ABSTRACT

**Objective:** This study is a literature review aimed at synthesizing information regarding the relationship between body posture, gait biomechanics, and the use of sensory insoles, as well as contributing to the investigations on this topic. **Methodology:** We have collected the research data from the databases: Science Direct, MEDLINE/PubMed, Web of Science and Scielo. We used the following descriptors in the search for the articles: body posture, running, injury, plantar pressure, sensors, and sensory insoles; we have also associated these terms with one another in our search. **Results:** We have selected the articles that contained literature reviews, treatment, or on-site surveys, published up to 2020. This review has identified the existence of several commercially available pressure sensors, with technologies such as capacitive, resistive, piezoelectric, and piezoresistive sensors. This study has also identified several advantages in the use of the insole technology: improvements in balance and speed rates in the anteroposterior region; redistribution of plantar pressure during walking for diabetic patients; alteration of the pressure over time relationship throughout the entire plantar region. **Conclusion:** The



RSD

RESEARCH, SOCIETY AND DEVELOPMENT

VOLUME 9 | NUMBER 9 | YEAR 2020

ISSN 2332-3469

PDF

PUBLISHED

17/08/2020

HOW TO CITE

ROCHA, G. M. de M.; BONFIM, R. V. F. do; OLIVEIRA, G. A. L. de; ASSIS, L. ; ALMEIDA, V. R. The relationship between body posture, gait biomechanics and the use of sensory insoles: a review. *Research, Society and Development*, [S. l.], v. 9, n. 9, p. e263996793, 2020. DOI: 10.33448/rsd-v9i9.6793. Disponível em: <https://rsdjournal.org/index.php/rsd/article/view/6793>. Acesso em: 14 jun. 2021.

More Citation Formats ▾

ISSUE

### JOURNAL METRICS

Índice H5 (Google Metrics): 8 (2020)  
Score CiteFactor: 1.78 (2020-21)

### LANGUAGE

English  
Español (España)  
Português (Brasil)

MAKE A SUBMISSION