

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

MARCOS ALEKSANDRO KAMIZI

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ÓTICO PARA APLICAÇÃO NA  
MONITORAÇÃO DA MARCHA HUMANA**

TESE

CURITIBA  
2020

MARCOS ALEKSANDRO KAMIZI

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ÓTICO PARA APLICAÇÃO NA  
MONITORAÇÃO DA MARCHA HUMANA

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Doutor em Ciências” – Área de Concentração: Fotônica em Engenharia.

Orientadora: Profa. Dra. Marcia Muller

Coorientador: Prof. Dr. José Luís Fabris

CURITIBA  
2020

#### **Dados Internacionais de Catalogação na Publicação**

Kamizi, Marcos Aleksandro

Desenvolvimento de um sistema ótico para aplicação na monitoração da marcha humana [recurso eletrônico] / Marcos Aleksandro Kamizi. -- 2020.

1 arquivo eletrônico (128 f.): PDF; 4,98 MB.

Modo de acesso: World Wide Web.

Texto em português com resumo em inglês.

Tese (Doutorado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

Área de Concentração: Fotônica em Engenharia. Linha de Pesquisa: Estruturas e Dispositivos Fotônicos, Curitiba, 2020.

Bibliografia: f. 112-128.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Detectores de fibra óptica. 3. Curvatura. 4. Marcha humana - Monitorização. 5. Multiplexação. 6. Processamento de sinais - Técnicas digitais. 7. Análise de dados. 8. Análise de regressão. 9. Mecânica humana. 10. Pressão - Medição. 11. Sistemas de controle biológico. 12. Métodos de simulação. I. Muller, Márcia, orient. II. Fabris, José Luís, coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD: Ed. 23 -- 621.3

**Biblioteca Central do Câmpus Curitiba - UTFPR**  
**Bibliotecária: Luiza Aquemi Matsumoto CRB-9/794**

## TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE

A Tese de Doutorado intitulada **DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ÓTICO PARA APLICAÇÃO NA MONITORAÇÃO DA MARCHA HUMANA**, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Marcos Aleksandro Kamizi**, no dia 25 de setembro de 2020, foi julgada aprovada em sua forma final para obtenção do título de Doutorem Ciências, Área de Concentração – **Fotônica Em Engenharia**, Linha de Pesquisa – **Estruturas E Dispositivos Fotônicos**, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial - CPGEI.

### BANCA EXAMINADORA:

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Marcia Muller - UTFPR - Presidente da Banca

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Lucia Valeria Ramos de Arruda - UTFPR

Prof. Dr. Percy Nohama - PUCPR

Prof. Dr. Hypolito|José Kalinowski - UFF

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Maria Thereza Miranda Rocco Giraldi - IME

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

---

Carimbo e Assinatura do(a) Coordenador(a) do Programa

## **AGRADECIMENTOS**

Descrever o sentimento ao término de uma das fases mais importantes da vida de um pesquisador é simplesmente paradoxal. Primeiro, imensa alegria, por ter vencido o imenso desafio; depois, alívio, por concluir o que começará; e, por fim, saudades de um período de muito trabalho, mas, profundamente gratificante. Por quatro anos trabalhamos sem cessar, juntando esforços de uma equipe laboriosa e comprometida com os preceitos da ciência. O resultado está aqui. Para nós, foi uma etapa altamente compensadora, onde, acumulamos riquezas incalculáveis no campo do aprendizado, que possibilitou e certamente possibilitará ainda, várias conquistas, entre outras, a consciência de hoje estarmos mais maduros e responsáveis. Agradeço à Profa. Marcia Muller, as valiosas orientações, confiança e oportunidade de trabalho o Prof. José Luís Fabris à coorientação e ao Lucas Hermann Negri as valiosas contribuições à pesquisa. Também agradeço, aos meus filhos Gabriel e Bruno, o apoio, paciência durante essa etapa importante da minha vida e os colegas do laboratório de Laser da UTFPR. Estendo o agradecimento à CAPES (O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001), CNPq, FINEP e Fundação Araucária pelo apoio financeiro e à UTFPR e ao CPGEI pelas instalações e apoio financeiro para participação em eventos científicos.

## RESUMO

KAMIZI, Marcos Aleksandro. DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ÓTICO PARA APLICAÇÃO NA MONITORAÇÃO DA MARCHA HUMANA. 2020. 128 f. Tese (Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2020.

Apresentam-se neste trabalho estudos sobre a capacidade de multiplexação e a aplicabilidade de sensores de macrocurvatura em fibras óticas. Os sensores são produzidos a partir da encapsulação de um anel de fibra em elastômero de silicone. O sensoriamento é baseado na detecção de mudanças na intensidade do sinal ótico transmitido por um único sensor ou por um conjunto de sensores, resultantes de alterações na geometria da macrocurvatura causadas por agentes externos. Foram desenvolvidos e testados na monitoração de parâmetros da marcha humana, dois sistemas de sensoriamento que usam a câmera de um smartphone para detectar o sinal ótico transmitido pelos sensores na região espectral do visível. No primeiro sistema explorou-se o potencial de sensoriamento de duas calcanheiras, cada uma contendo somente um sensor. O segundo sistema consistiu em um par de palmilhas, cada uma contendo três sensores. São relatados os detalhes do princípio de funcionamento, a produção da fonte e dos sensores óticos, o sistema de interrogação e a metodologia de processamento e análise de dados. Também são abordados os ensaios de caracterização e de testes, nos quais os sistemas foram acomodados dentro de calçados. Por meio dos ensaios, foi possível verificar a capacidade dos sistemas em identificar parâmetros espaciais e temporais relacionados a marcha, além das forças de reação do solo. Nesse sentido, o sistema contendo palmilhas identificou, em uma marcha simulada, o comprimento da passada de 1,27 m, o tempo do ciclo de marcha de 2,49 s, o tempo do passo de 1,25 s, o tempo de apoio duplo de 0,97 s, o tempo de apoio simples com 0,73 s, tempo de apoio de 1,70 s, a frequência da passada em 0,40 Hz, a velocidade da marcha de 0,51 m/s e a cadência com 48 passos/min. Adicionalmente foi explorada a capacidade de multiplexação dos sensores de macrocurvatura conectados em série por meio de um sistema de detecção de cargas contendo 6 sensores. Um modelo simples de regressão linear aplicado na análise dos espectros de transmissão fornecidos pelo sistema mostrou-se capaz de estimar uma configuração desconhecida de cargas aplicada sobre os sensores. O sistema foi treinado e testado para um conjunto de 411 diferentes configurações de cargas. Na etapa de testes o erro absoluto médio foi de 0,12 kg que equivale a 7,8% da carga máxima de 1,5 kg por sensor. Por fim, conclui-se que os sistemas são de fácil produção e manipulação e por ser portátil, diferencia-se de outras técnicas, fornecendo flexibilidade de utilização na monitoração da marcha.

**Palavras-chave:** Sensores em fibra ótica. Sensor ótico de macrocurvatura. Monitoração da marcha. Sensoriamento de força de reação do solo.

## ABSTRACT

KAMIZI, Marcos Aleksandro. DEVELOPMENT OF AN OPTICAL SYSTEM FOR APPLICATION IN MONITORING THE HUMAN GAIT. 128 f. Thesis (Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2020.

This work shows the multiplexing ability and applicability of macrobend optical fiber sensors produced by the encapsulation of an optical fiber ring in silicone elastomer. Sensing is based on the detection of intensity changes in the optical signal transmitted by one or more sensors. These intensity changes are related to macrocurvature modifications occurring when the sensors are affected by external parameters. Two sensing systems were developed and tested for monitoring the human gait. In these systems, the optical signal transmitted by the macrocurvature sensors in the visible spectral range is detected by the camera of a smartphone. The first system contains two heel cups, each one instrumented with only one macrocurvature sensor. The second system uses a pair of insoles, each one containing three sensors. Details of the working principle, optical source setup, sensors fabrication, interrogation system and methodology for signal processing and data analysis are discussed. Shoes containing the heel cups and the insoles were used in the characterization and test stages. The results of the experimental tests have shown the sensing systems ability of identifying spatial and temporal parameters of the gait as well as ground reaction forces. The system with a pair of insoles tested in a simulated gait, provided the stride length of 1.27 m, stride time of 2.49 s, step time of 1.25 s, walking speed of 0.51 m/s, cadence of 48 steps/min and double and single support times of 0.97 s and 0.73 s, respectively. Additionally, 6 multiplexed in-series macrocurvature sensors were employed in a load detection system. A linear regression model was used to estimate different load configurations applied on the sensors from the system transmission spectra. The training and test steps were performed with a set of 411 load configurations. A mean absolute error of 0.12 kg corresponding of 7.8% of the maximum load per sensor was obtained in the test step. Finally, the systems are easy to produce and manipulate and because it is portable, it differs from other techniques, providing flexibility of use in gait monitoring.

**Keywords:** Fiber optic sensors. Macro-bend optical sensor. gait monitoring. Biofeedback. Plantar pressure sensing.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ilustração de microcurvatura e macrocurvatura em fibras óticas. ....	29
Figura 2: Perfil do campo modal de uma fibra ótica monomodo. ....	30
Figura 3: Topologia de redes de sensores de fibra ótica.....	36
Figura 4: Diagrama dos planos de referência do corpo humano.....	40
Figura 5: Métrica de distância de passo e passada. ....	41
Figura 6: Representação das fases do ciclo de marcha no tempo.....	43
Figura 7: Diagrama das fases e eventos do ciclo de marcha.....	44
Figura 8: Curvas típicas das FRS do retopé, mediopé e antepé em fase de apoio. ....	46
Figura 9: Curva típica da componente vertical da FRS.....	47
Figura 10: Princípio de funcionamento do elemento sensor. ....	49
Figura 11: Diagrama esquemático do sensor AFES. ....	50
Figura 12: Ilustração do encaixe do elemento-sensor AFES em uma calcaneira. ..	51
Figura 13: Esquemático da sequência direcional do sistema.....	52
Figura 14: Diagrama da fonte ótica portátil. ....	53
Figura 15: Representação esquemática do dispositivo de aquisição de dados. ....	54
Figura 16: Sistema de monitoramento de marcha.....	55
Figura 17: Exemplo de matriz de imagem de um quadro de vídeo. ....	56
Figura 18: Vista isométrica do projeto 3D do equipamento de estágio Z. ....	58
Figura 19: Montagem experimental de caracterização do sistema. ....	58
Figura 20: Respostas do AFES obtidas no experimento de caracterização.....	60
Figura 21: Curva de resposta e calibração em função de cargas. ....	61
Figura 22: Curva de resposta e calibração em função de pressões.....	62
Figura 23: Curva de histerese do sistema em função de pressão.....	63
Figura 24: Demonstração da palmilha instrumentada em um calçado.....	64
Figura 25: Exemplo do movimento simulado artificial. ....	64
Figura 26: Modelo anatômico de pé instalado nos calçados utilizados nos ensaios de marcha. ....	65
Figura 27: Amostras do ensaio da rotina 1.....	66
Figura 28: Amostras obtidas durante ensaio da rotina 1. Dados ajustados. ....	68
Figura 29: Padrão de marcha detectada durante 2,8 s do ensaio da rotina 1.....	69
Figura 30: Ciclo de marcha captado pelo sensor esquerdo no ensaio da rotina 1....	70
Figura 31: Transformada de Fourier dos sinais referentes a rotinas 1 e 2. ....	71



Figura 32: <i>Boxplot</i> de 9 ciclos de marcha consecutivos do ensaio da rotina 1.....	72
Figura 33: <i>Boxplot</i> de 9 ciclos de marcha consecutivos do ensaio da rotina 2.....	73
Figura 34: <i>Boxplot</i> de 9 ciclos de marcha consecutivos do ensaio da rotina 3.....	73
Figura 35: <i>Boxplot</i> dos picos dos ciclos de marcha das rotinas ensaiadas.....	75
Figura 36: <i>Boxplot</i> dos picos dos ciclos de marcha das rotinas ensaiadas.....	76
Figura 37: Diagrama esquemático do molde do pré-sensor.....	79
Figura 38: Imagem do pré-sensor. ....	79
Figura 39: Vista isométrica do projeto 3D do molde da palmilha.....	80
Figura 40: Posicionamento dos sensores na palmilha .....	81
Figura 41: Fabricação da das palmilhas instrumentadas. ....	81
Figura 42: Ilustração da montagem das faces de entrada e saída ótica. ....	82
Figura 43: Face de saída ótica.....	83
Figura 44: Vista dos componentes do sistema de aquisição de dados. ....	84
Figura 45: Circuito eletrônico de alimentação do LED. ....	84
Figura 46: Ilustração do novo sistema de aquisição de dados sem <i>smartphone</i> . ....	85
Figura 47: Curva de resposta em função de cargas.....	86
Figura 48: Curva de resposta e calibração em função de cargas .....	88
Figura 49: Montagem do sistema sensor .....	89
Figura 50: Fabricação dos modelos de pés .....	90
Figura 51: Modelo de pés para simulação de marcha.....	91
Figura 52: Curva característica da fase de apoio, fornecida pelos sensores da palmilha direita. ....	92
Figura 53: Padrão de marcha detectada durante ensaio pé direito.....	93
Figura 54: Padrão de marcha detectada durante ensaio pé esquerdo.....	93
Figura 55: Padrão de marcha detectada durante ensaio com pé direito e esquerdo	95
Figura 56: Valores de picos máximos das passadas por sensores.....	97
Figura 57: Diagrama esquemático mostrando: a) Seção transversal do sensor com o anel de fibra incorporado e, b) Elemento cilíndrico do sensor.....	100
Figura 58: Diagrama do sistema experimental de multiplexação em série .....	101
Figura 59: Diagrama esquemático do procedimento adotado para determinar os autovalores e autovetores do sistema .....	102
Figura 60: Espectros de transmitância de três configurações diferentes. ....	105

Figura 61: Espectros de transmitância sob configuração de cargas (0,0 kg, 1,5 kg, 0,0 kg, 0,5 kg, 0,5 kg, 1,0 kg). Dados brutos (superior) e dados reduzidos pelo PCA (inferior).....	106
Figura 62: Comparativo entre os dados originais e os recuperados fornecido pela regressão linear listados na Tabela 9. ....	108

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características metrológicas do sensor.....	61
Tabela 2: Parâmetros do ensaio com palmilha calcanhar. ....	65
Tabela 3: Resultados obtidos dos ensaios da rotina 1 e 2. ....	72
Tabela 4: FRS médias obtidas por meio dos ensaios das rotinas 1, 2 e 3. ....	77
Tabela 5: Características metrológicas individuais dos sensores da palmilha. ....	87
Tabela 6: Parâmetros da marcha .....	96
Tabela 7: FRS máximas.....	98
Tabela 8: Configurações de cargas (kgf) sobre a matriz de sensores .....	104
Tabela 9: Valores originais e recuperados de cargas (kgf) e EMA (kgf e %) extraí- dos de 5 configurações diferentes.....	107

## LISTA DE SIGLAS

ABS	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i> - Acrilonitrila butadieno estireno
AFES	Anel de Fibra Encapsulado em Silicone
AM	<i>Amplitude Modulation</i> - Modulação em amplitude
CAPES	Comissão de Aperfeiçoamento de Pessoal do Nível Superior
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i> – Dispositivo de carga acoplada
CMOS	<i>Complementary Metal-Oxide Semiconductor</i> - Semicondutor metal-óxido complementar
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
CPGEI	Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial
FBG	<i>Fiber Bragg Grating</i> - Redes de Bragg em fibra
FRS	Força de Reação do Solo
FM	<i>Frequency Modulation</i> - Modulação em frequência
LabLaser	Laboratório de Laser da UTFPR
LED	<i>Ligth Emitting Diode</i> - Diodo Emissor de Luz
MFD	<i>Mode Field Diameter</i>
PC	<i>Principal Component</i> - Componente Principal
PCA	<i>Principal Component Analysis</i> - Análise de Componentes Principais
PM	<i>Phase modulation</i> - Modulação por fase
PMMA	Polimetilmetacrilato
PVC	Policloreto de Vinila
SD	<i>Secure Digital Card</i> - Cartão digital seguro.
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
WGM	<i>Whispering gallery modes</i>

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\alpha$	Atenuação
L	Comprimento
$P_e$	Potência de entrada
$P_s$	Potência de saída
$P_c$	Perda por macrocurvatura
$\alpha_c$	Coefficiente de perda por macrocurvatura
a	Raio do núcleo da fibra ótica
R	Raio de curvatura da fibra ótica
$\beta_g$	Constante de propagação do modo fundamental da fibra ótica não perturbada
$K_v$	Função de Bessel modificada
V	Frequência normalizada
NA	Abertura numérica
$n_1$	Índice de refração do núcleo da fibra
$n_2$	Índice de refração da casca da fibra
$\lambda$	Comprimento de onda
$\lambda_c$	Comprimento de onda de corte

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
1.1	MOTIVAÇÃO	17
1.2	ESTADO DA ARTE	19
1.2.1	Fibra ótica na monitoração de sinais biológicos	19
1.2.2	Sensoriamento Tátil Plantar	22
1.3	OBJETIVOS	24
1.4	ESTRUTURA DO TRABALHO	25
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>27</b>
2.2	ATENUAÇÕES EM FIBRAS ÓTICAS	27
2.2.1	Atenuação por curvaturas em fibras óticas	28
2.3	MÉTODOS DE INTERROGAÇÃO	32
2.3.1	Processamento e análise de imagem digital	34
2.4	MÉTODOS DE MULTIPLEXAÇÃO	35
2.5	CARACTERIZAÇÃO METROLÓGICA DOS SENSORES ÓTICOS	37
2.6	ESTUDO DA MARCHA HUMANA	39
2.6.1	Análise da cinemática da marcha humana	41
2.6.2	Força de reação do solo	46
<b>3</b>	<b>CALCANHEIRA INSTRUMENTADA COM UM ELEMENTO SENSOR</b>	<b>49</b>
3.1	ELEMENTO SENSOR	49
3.2	SISTEMA SENSOR	51
3.3	AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGENS	55
3.4	SISTEMA EXPERIMENTAL DE TESTES	57
3.4.1	Resultados da caracterização do sensor	59
3.5	ENSAIO COM AS CALCANHEIRAS INSTRUMENTADAS	63
3.5.1	Análise das respostas dos sensores	66
3.5.1.1	Parâmetros da marcha fornecidos pelas calcanheiras	68
<b>4</b>	<b>PALMILHA INSTRUMENTADA COM TRÊS ELEMENTOS SENSORES</b>	<b>78</b>
4.1	FABRICAÇÃO DA PALMILHA	78
4.2	ATUALIZAÇÃO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS	83
4.3	CARACTERIZAÇÃO DA PALMILHA	85
4.4	ENSAIO COM AS PALMILHAS INSTRUMENTADAS	88

4.4.1	Sistema sensor	88
4.4.1.1	Confecção dos modelos anatômicos para as simulações de marcha	89
4.4.2	Resultados fornecidos pelo sistema sensor	91
<b>5</b>	<b>MULTIPLEXAÇÃO DE UM CONJUNTO DE SENSORES EM SÉRIE</b>	<b>99</b>
5.1	FABRICAÇÃO DOS SENSORES	99
5.2	COMPOSIÇÃO DO SISTEMA	100
5.3	ANÁLISE DOS DADOS	101
5.4	MÉTODO EXPERIMENTAL	103
5.4.1	Resultados	104
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>109</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>112</b>
	<b>APÊNDICE A – Projeto eletrônico da máquina de estágio Z</b>	<b>126</b>
	<b>APÊNDICE B – Publicações</b>	<b>127</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A deambulação por meio dos membros inferiores é a principal forma de movimentação do ser humano, a qual permite um deslocamento seguro e efetivo (VAUGHAN et al., 1999; WINTER, 1987). O pé humano é uma estrutura que desempenha um papel extremamente importante na função biomecânica dos membros inferiores. Quando em locomoção e durante a fase de apoio, o pé opera como uma base de suporte à carga e, durante a fase de balanço, auxilia na propulsão, pois, em conjunto com a perna atua como um pêndulo impulsionando o corpo à frente (WINTER, 1987).

O padrão de marcha humano forma-se no sistema sensitivo-motor, que gera automaticamente um conjunto repetido de comandos, permitindo ao sujeito realizar a deambulação sem esforço consciente (LORD et al., 1996; WINTER, 1987). A quantificação de parâmetros associados à marcha por meio dos pés possibilita a avaliação da marcha. Dessa forma, é possível fazer a distinção entre marcha normal e patológica (KLENERMAN; WOOD, 2006).

Logo, um dos objetivos da monitoração da marcha é mapear as forças atuantes na superfície plantar, para que, parâmetros posturais associados à marcha possam ser identificados.

Um dos parâmetros comumente monitorados na marcha humana é a Força de Reação do Solo (FRS). A FRS é uma força que atua do solo para o corpo, representando a resposta às ações musculares e ao peso corporal transmitido ao solo através dos membros inferiores durante a deambulação (NILSSON; THORSTENSSON, 1989; WINTER, 1987).

Na área de saúde, a medição dinâmica das forças de reação do solo como, por exemplo, em marcha, revela a intensidade do estresse sobre a planta dos pés, tornando possíveis prevenções ou intervenções na função biomecânica dos pés (FILIPPIN et al., 2008).

Como exemplo, no âmbito da reabilitação de movimentos, a técnica de *biofeedback* é utilizada por especialistas como ferramenta auxiliar em terapias



(HUFFMAN et al., 2010). Define-se *biofeedback* como uma técnica que fornece informações para um usuário em relação à sua própria postura, para que, voluntariamente, adote a posição corporal correta, permitindo assim o aprendizado ou reaprendizado dos movimentos (CHOI et al., 2008).

Estudos justificam a eficácia da técnica, explicando que o processo de realimentação estimula as áreas cerebrais responsáveis pela associação e as percepções dos movimentos, consequentemente melhorando sua atuação (SCHAECHTER; PERDUE, 2008). Uma vez que a manutenção da postura em seres humanos é relativamente complexa, devido à sua organização sensorial e motora, o uso de dispositivos auxiliares para monitoração do movimento é uma forma de abordagem.

Além disso, as tecnologias de monitoração plantar aplicadas à saúde beneficiam não somente profissionais desta área, mas também profissionais do esporte, pois, permitem o desenvolvimento de métodos de treinamento especializados por meio de informações detalhadas sobre o desempenho técnico e físico do atleta (BARTLETT, 1997).

Nesse sentido, novas tecnologias de sensoriamento tornam-se requisitos básicos para o desenvolvimento de atletas de alto rendimento, uma vez que, equipes de treinamentos podem utilizar sistemas de monitoração para melhorar o desempenho de um atleta (ALVES et al., 2006; AMADIO et al., 2002; OKAZAKI et al., 2012; TAO et al., 2012). Logo, o objetivo é analisar o desempenho dos atletas e encontrar falhas, corrigindo-as antes das competições (TAO et al., 2012).

Os sistemas de monitoração de marcha disponíveis no mercado ou instalados em laboratórios de pesquisa variam entre tipos de sensores e configurações, dependendo dos requisitos da aplicação. Normalmente, são utilizadas plataformas de monitoração plantar, tecnologias de imagem com processamento de imagem ou palmilhas instrumentadas com sensores (ABDUL RAZAK et al., 2012).

Segundo Abdul Razak et al. (2012), palmilhas instrumentadas possuem a vantagem da mobilidade, tornando possível uma avaliação sucessiva de vários passos. Assim, promovem uma abordagem mais realista sobre as condições nas

quais os pés normalmente estão submetidos, a interação pé-calçado (ABDUL RAZAK et al., 2012; TAN et al., 2015).

Adicionalmente, pesquisas demonstram que a recuperação da capacidade de caminhar por meio da movimentação correta dos pés favorece a diminuição de procedimentos invasivos ou cirúrgicos (CARTY; BENNETT, 2009; RICHARDS et al., 2017). Portanto, a necessidade de equipamentos portáteis e de baixo custo, que colaborem com essas técnicas, incentivam novas pesquisas e o desenvolvimento de equipamentos inovadores.

## 1.1 MOTIVAÇÃO

Pesquisas recentes da área de saúde têm focado no desenvolvimento de sistemas de monitoração vestíveis, estimulados pela disseminação de componentes eletrônicos miniaturizados (CHEN et al., 2017; SHULL et al., 2014). Nesse sentido, destacam-se os sistemas sensores vestíveis feitos em fibras óticas aplicados à monitoração de movimentos (BILRO et al., 2012). Estes sensores apresentam características únicas, como: dimensões e peso reduzidos, possibilidade de multiplexação, imunidade à interferência eletromagnética e baixa condutividade térmica (WALT, 1990). Dentre essas características, ressalta-se a multiplexação, uma vez que, por meio de técnicas específicas, reduz a quantidade de componentes utilizados, o que em alguns casos viabiliza a aplicação. Sistemas multiplexados demandam normalmente menos fontes óticas e detectores, diminuindo os custos e o espaço físico requisitado. (SANTOS, 1992; RIBEIRO, 1996).

Dentre os tipos de sensores óticos, aqueles embasados no efeito de macrocurvatura são evidenciados, pela simplicidade de construção e pela facilidade de interrogação<sup>1</sup> (ZAWAWI et al., 2013; FUJIWARA et al., 2014). Esses elementos sensores funcionam por meio da modulação da potência ótica, causada por variações no raio de curvatura das fibras. Por meio desse princípio é possível

---

<sup>1</sup> Interrogador - é um instrumento optoeletrônico, que permite a leitura de sensores de fibra ótica em aplicações de monitoração estática e dinâmica.

realizar uma interrogação simples, confiável e, normalmente, de baixo custo (ZAWAWI et al., 2013; FUJIWARA et al., 2014).

No caso particular da marcha humana, foi verificada a demanda de uma monitoração que não cause restrições ao movimento durante a atividade motora (ABDUL RAZAK et al., 2012). Assim, as propriedades intrínsecas dos sensores a fibra ótica fazem com que esses, sejam ideais para o desenvolvimento de sistemas aplicados à monitoração da marcha. Por esse motivo, a integração das características (dimensões e peso reduzidos, possibilidade de multiplexação, imunidade à interferência eletromagnética, interrogação simples e confiável e, baixo custo) dos sensores a fibra ótica com um sistema de monitoração vestível, pode produzir inovadores sistemas com propriedades confiáveis, portáteis e de custos reduzidos, podendo ser adaptados a diferentes aplicações onde sensores convencionais não são adequados.

Além disso, nota-se que é crescente o número de pesquisas que adotam *smartphones* na composição de novas tecnologias (SAGGIO et al., 2016; SHULL et al., 2014). Isso se deve à alta disponibilidade mercadológica destes dispositivos, aliada ao custo acessível e ao seu poder computacional. Também, os *smartphones* possuem inúmeros recursos integrados como: sensor de imagem, giroscópio, comunicação WI-FI etc. (QUESADA-GONZÁLEZ; MERKOÇI, 2017). Ainda, pesquisas recentes demonstram a viabilidade de interrogar sensores à fibra ótica de curvatura por meio de *smartphones* (NEGRI et al., 2015).

Seguindo essa tendência, este trabalho propõe o projeto e o desenvolvimento de um sistema portátil para ser utilizado na monitoração de marcha. Para isso, foram desenvolvidos sensores em fibras óticas encapsulados em elastômero de silicone e sistemas contendo um ou mais sensores, além de um sistema de aquisição de dados utilizando *smartphone*, e por fim, uma metodologia de processamento e análise dos dados.

## 1.2 ESTADO DA ARTE

### 1.2.1 Fibra ótica na monitoração de sinais biológicos

Na década de 1960, iniciaram-se estudos sobre a aplicabilidade de fibras óticas na monitoração de sinais biológicos. Na literatura, atribui-se ao Dr. Basil Hirshowitz a pioneira utilização de fibra ótica na área da saúde pelo desenvolvimento do primeiro fibroscópio (HIRSCHOWITZ, 1979; KAUNITZ, 2014).

Registra-se, nas décadas seguintes, o crescimento das pesquisas que utilizam fibras óticas na área médica. Como exemplo, o trabalho de Volz e Christensen (1979) demonstra que, por meio de fibras óticas, pode-se mensurar o índice de oxigenação sanguínea de cordões umbilicais. Nessa aplicação, a variação da oxigenação sanguínea é monitorada por meio da atenuação do sinal ótico, relacionado à absorção por espalhamento ótico. Para isso, utilizou-se um cabo ótico contendo sete vias de fibras óticas, das quais três vias foram utilizadas para enviar uma potência ótica e, as outras quatro vias, para receber o sinal ótico modificado pelo meio (VOLZ; CHRISTENSEN, 1979).

Em outra aplicação, Hansen e Munkhaugen (1981), do Centro de Pesquisas Industriais Oslo 3, da Noruega, propuseram a utilização de fibras óticas bifurcadas para medição de pressão arterial. Uma das pontas da bifurcação foi acoplada a uma fonte ótica, enquanto a outra foi acoplada a um fotodetector. Foi utilizado como parâmetro a variação entre a distância de uma extremidade da fibra em relação a uma superfície refletora (diafragma refletor). O acoplamento entre as fibras foi determinado pela sobreposição dos feixes luminosos, o emitido e o refletido (HANSEN; MUNKHAUGEN, 1981).

Pesquisas utilizando fibras óticas na área da medicina constantemente enfatizam características como: imunidade eletromagnética, dimensões e pesos reduzidos e, principalmente, ausência de fluxo de corrente elétrica. Logo, observa-se que tais características atuaram como elemento fomentador, gerando um crescente uso da fibra ótica em vários setores da área médica. Nesse sentido, Scheggi et al. (1984) desenvolveram um novo método para mensurar temperatura

corporal de pessoas utilizando sensores óticos. Os autores sugeriram a utilização do sensor na monitoração de regiões do corpo expostas à radioterapia com o propósito de controlar danos causados pela exposição à alta temperatura. O funcionamento desse sensor baseou-se na variação do índice de refração entre o núcleo da fibra ótica e a casca. O sensor foi constituído por um segmento de fibra ótica, cuja casca foi removida e substituída por um fluido. Posteriormente, foi posicionada uma superfície refletora na extremidade da fibra ótica. Quando a temperatura era alterada, o índice de refração da casca (fluido) se modificava, alterando a condição de reflexão interna. Dessa forma, ocorria uma variação na intensidade da luz refletida e detectada pelo fotodetector (SCHEGGI et al., 1984). Outras abordagens relacionadas à medição de temperatura utilizando fibras óticas como transdutor foram largamente exploradas (GRATTAN et al., 1988; VAGUINE et al., 1984).

Nas décadas de 1990 e início do século XXI, inúmeras pesquisas exploraram o tema de monitoração de sinais biológicos, demonstrando o uso dos sensores em fibras óticas e suas aplicações, tais como: monitoração cardíaca e respiratória, monitoração do sono, exames oftalmológicos (GAGNADRE et al., 1998; HEE et al., 1995; TAMURA et al., 1992; UGNELL et al., 1991). Entre outros.

Buscando solucionar dificuldades na área médica, os sensores óticos também têm sido aplicados na medição de posturas e de movimentos do corpo.

Em 2004, uma equipe de pesquisadores do Canadá demonstrou uma aplicação relacionada à postura ao sentar-se. Explorou-se, nesse trabalho, o desenvolvimento de um sistema sensor constituído por uma matriz de sensores em fibras óticas. O sistema mostrou-se capaz de monitorar a distribuição de forças geradas pelo posicionamento de uma pessoa sobre o assento (LI et al., 2004).

Logo apareceram linhas de pesquisas demonstrando a utilização de sensores em fibras óticas em roupas. Nesse sentido, desenvolveram-se: goniômetro para monitoração de ângulos de articulações; sensores óticos embutidos em luvas para captura de movimentos das mãos; joelheiras para monitoração de movimentos durante processos de reabilitação; sistema para monitoração da respiração durante exames de ressonância (DONNO et al., 2008;

NISHIYAMA; WATANABE, 2009; ROCHA et al., 2011; CARMO et al., 2012; LAU et al., 2013; FUJIWARA et al., 2014; ROCHA et al., 2014).

A exemplo, Kam et al. (2017) compuseram um sistema sensor utilizando fibras óticas plásticas aplicado na monitoração de respiração humana. O princípio de funcionamento do sensor baseia-se na variação da intensidade ótica transmitida, gerada por um desalinhamento físico entre acoplamentos (pontas das fibras óticas). Dessa forma, o movimento respiratório causa perdas de potência ótica que, posteriormente, são associadas à movimentação respiratória. Destaca-se nesse trabalho a simplicidade do arranjo experimental que se utiliza apenas de uma fonte ótica, fibras óticas e de um sistema de aquisição de dados (KAM et al., 2017).

Em uma ampla gama de aplicações, salienta-se que, vários sensores óticos são empregados em seus processos e, por isso, em alguns casos é essencial ter um esquema de multiplexação eficiente, para reduzir a quantidade de componentes ou para a diminuição de custos e espaço físico (SANTOS, 1992; RIBEIRO, 1996). Para isso, há técnicas de multiplexação baseadas por exemplo, no tempo, em comprimentos de onda, em frequências e por espaço (SANTOS, 1992; RIBEIRO, 1996).

Como exemplo, foi reportado na literatura, uma aplicação que fez o uso de técnicas de processamento digital de imagens para reduzir significativamente o número de dispositivos detectores, com o intuito de simplificar a arquitetura de um sistema. Para tanto, foi utilizado um sensor CCD (Charge-Coupled Device) como elemento receptor de inúmeros sensores óticos dispostos em paralelo e estimulados por uma única fonte ótica. Entre a saída da luz nas pontas das fibras e o CCD foi posicionado uma lente. As fibras foram arranjadas de maneira que os sinais tivessem uma diferença espacial entre eles, tornado possível posteriormente a identificação do sinal pelo processamento da imagem (Hu; CHEN, 1995).

Tais estudos exploram diversas formas de utilização do mesmo componente (fibras óticas) e demonstram a versatilidade desse elemento aplicado na monitoração de sinais biológicos.

### 1.2.2 Sensoriamento Tátil Plantar

Estimuladas pela robótica, na década de 1980, foram iniciadas pesquisas voltadas ao desenvolvimento de sensores táteis. Inicialmente, os dispositivos táteis empregados na indústria eram extremamente simples, baseando-se, na grande maioria das vezes, apenas em dois estados, 0 ou 1, ou seja, contato fechado ou aberto (HARMON, 1981; LEE, 2000). Nesse sentido, observa-se que, ao longo do tempo, houve um grande desenvolvimento tecnológico dos sensores táteis aplicados na robótica e na mecatrônica, em razão de estudos que desenvolveram novos tipos de transdutores, como, por exemplo, os piezorresistivos (DARIO; De Rossi, 1985; ELTAIB; HEWIT, 2003; LEE; NICHOLLS, 1999). Foram, ainda, nos trabalhos relacionados à robótica que surgiram as primeiras sugestões de aplicações para os sensores táteis como, por exemplo, na análise da marcha por meio de monitoração da FRS (HARMON, 1982; TIWANA et al., 2012). Observa-se, também, que os avanços tecnológicos, impulsionados principalmente pelo surgimento dos computadores, fomentaram novas pesquisas voltadas à mensuração da FRS (GERBER, 1982; GROSS; BUNCH, 1988). Neste sentido, matrizes de sensores começaram a ser aplicadas na monitoração das pressões plantares, tornando possível o aprimoramento dessa área (HUGHES et al., 1991).

Ao longo do tempo, foi sendo explorada a monitoração das pressões plantares por meio de equipamentos fundamentados em diferentes tipos de sensores como: capacitivo, piezoelétricos, piezorresistivos, resistivos e óticos (ABDUL RAZAK et al., 2012; URRY, 1999). Também foram propostos diferentes métodos e técnicas para mensurar a FRS (GIACOMOZZI et al., 2012). Pesquisadores utilizam-se dessas informações para desenvolver novos sistemas de sensoriamento e para criar novos métodos analíticos. Para tanto, monitora-se a atividade motora e, posteriormente, associam-se os resultados às lesões ou inconformidades. São utilizadas informações como largura dos passos, ângulos das articulações, distribuição das pressões plantares, etc. Tais técnicas propõem a identificação de problemas associados ao tornozelo, ao joelho e à coluna (DIERKS et al., 2010; LEE et al., 2011; PAQUETTE et al., 2015).

Lei et al. (2012) criaram um sensor capacitivo flexível de elastômero de silicone para ser aplicado na monitoração de pressão plantar. Construíram duas placas flexíveis de circuito impresso, separadas por material dielétrico, contendo sobre o dispositivo uma meia esfera que atua como mecanismo de captação e transferência das forças aplicadas sobre ela (LEI et al., 2012).

Por se tratar de uma área de pesquisa ainda em expansão, observa-se na literatura, inúmeros trabalhos que buscam criar inovações, por meio de novos sensores ou por diferentes formas de aplicação. Como exemplo, Lou et al. (2017) criaram sensores piezorresistivos produzidos a partir de filmes de grafeno, separados por membrana polimérica (LOU et al., 2017). Em outra pesquisa, sensores de pressão respaldados no efeito piezoelétrico em polímeros foram o elemento inovador (KLIMIEC et al., 2016). Em ambos os casos, buscou-se desenvolver sensores cuja característica principal era a flexibilidade, uma vez que o objetivo era a monitoração da FRS de forma dinâmica.

Métodos utilizando sensores óticos também foram propostos, Crea et. al. (2014) desenvolveram uma palmilha para monitoração FRS composta por um emissor e um receptor de potências óticas, encapsulado por polímero flexível. Para isso, foi utilizada uma matriz de sensores que atuavam na medida em que o material elástico era deformado. A deformação criava uma barreira física entre o emissor e o receptor que, conseqüentemente, provocava uma atenuação do sinal ótico. Posteriormente, os níveis das intensidades captadas eram relacionados com as forças aplicadas (CREA et al., 2014). Em outra aplicação, agora utilizando fibras óticas, uma matriz de fibras foi construída entrelaçando-as e encapsulando-as com elastômeros de silicone. Nesse trabalho, foram monitoradas as atenuações das potências óticas geradas por microcurvaturas. As atenuações eram estimuladas por pressões sobre os pontos de intersecção da matriz e, posteriormente, relacionadas às forças atuantes (SOETANTO et al., 2011). Recentemente, sensores de FBG (*Fiber Bragg Grating* - Redes de Bragg em fibra) começaram a ser testados como elementos sensores aplicados na medição de pressão plantar. A exemplo, Liang et al. (2016) utilizaram seis FBG encapsuladas em elastômeros de silicone, formando um sistema de sensoriamento estático. O objetivo da pesquisa foi a classificação do tipo de pé. O trabalho demonstrou capacidade de identificação de quatro tipos de



pés (LIANG et al., 2016). Em outra aplicação, foram apresentadas as etapas de fabricação de uma palmilha instrumentada com 3 FBG posicionadas de forma a permitir a detecção de pressões plantares aplicadas em 3 regiões do pé. Nessa abordagem foi utilizada redes neurais artificiais para o reconhecimento de padrões dos sinais obtidos. Considerando as fases de validação e teste, o maior erro foi de 10% em relação a carga máxima aplicada (GIRÃO et al., 2018).

Constata-se que novos sistemas portáteis, atualmente em desenvolvimento, demonstram um bom potencial para realizar análises da FRS, em atividades de marcha. Nesse sentido, Leal et al. (2018), instrumentaram uma palmilha com sensores embasados em curvaturas em fibra polimérica. Nessa pesquisa, observa-se que, para obter sensibilidade de resposta, foi necessário remover parte do revestimento da fibra, o que poderia prejudicar a integridade do sensor. O protótipo foi produzido a partir de LED (*Ligth Emitting Diode* - Diodo Emissor de Luz) e fotodiodo comercial e os dados foram armazenados em um cartão SD (*Secure Digital Card* - cartão digital seguro). O sistema foi calibrado para medições de força em um teste quase-estático e as forças foram monitoradas apenas em um pé (LEAL JUNIOR et al., 2018b, 2018a). Por fim, palmilhas instrumentadas com FBG aplicadas à monitoração da pressão plantar durante a marcha demonstraram capacidade na captação de informações associadas à atividade (TAVARES et al., 2018; DOMINGUES et al., 2019). Em ambos os sistemas, foram utilizados equipamentos especializados para interrogação de FBG, sendo que o trabalho de Domingues et al. (2019), faz menção à possibilidade de utilização de *smartphones* ou de sistemas com base em tecnologias de nuvem para processamento e armazenamento de dados.

### 1.3 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema de sensoriamento portátil constituído de fibras óticas, para ser aplicado na monitoração da marcha humana. Para isso, foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver e produzir elementos sensores de macrocurvatura em fibras óticas, com sensibilidade e resistência mecânica adequada para suportarem cargas pré-definidas;
- Estudar e testar a capacidade de multiplexação e a aplicabilidade dos sensores na monitoração da marcha humana;
- Construir um sistema sensor portátil composto por fonte de luz, elementos sensores e sistema de detecção e armazenamento de dados;
- Desenvolver métodos para a aquisição, para o tratamento e para a análise dos dados fornecidos pelo sistema sensor;
- Realizar a caracterização metrológica do sistema.

#### 1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho foi estruturado em seis capítulos. O primeiro capítulo abordou o contexto e o fundamento da tese, o estado da arte e os objetivos.

O segundo capítulo é dedicado à fundamentação teórica, que aborda de maneira sucinta o princípio de funcionamento do sensor de fibra ótica baseado em macrocurvatura, os métodos de interrogação, os métodos de multiplexação, a base metrológica para caracterização de sinais e, por fim, a marcha humana.

Descreve-se, no terceiro capítulo, o desenvolvimento e a montagem da calcanheira, instrumentada com um elemento sensor, por meio do detalhamento do método de fabricação dos sensores, do sistema de aquisição e processamento de imagens, do sistema experimental de testes e dos resultados.

No quarto capítulo é apresentado a palmilha instrumentada com três elementos sensores. Aqui são tratados os aspectos de fabricação da palmilha, da atualização do sistema, da caracterização da palmilha, do arranjo experimental, incluindo o ensaio com as palmilhas instrumentadas e os resultados com o desempenho do sistema em marchas simuladas.

Reserva-se para o quinto capítulo a apresentação de uma metodologia de multiplexação de uma matriz de detecção de cargas composta por 6 sensores de

macrocurvatura em série. Neste tópico, discorre-se sobre o desenvolvimento do arranjo experimental, incluindo o ensaio e os resultados do sistema.

Por fim, no sexto capítulo, são apresentadas as conclusões sobre o trabalho e identificadas as propostas de continuidade.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão tratados alguns fundamentos teóricos acerca dos mecanismos que causam atenuações em potências óticas transmitidas por fibras óticas. Inicialmente, descrevem-se os mecanismos que provocam as perdas e é abordado o efeito de macrocurvatura em fibras óticas monomodo padrão de telecomunicações. Em seguida, explana-se sobre detectores, processamento e análise de imagem digital. Tais fundamentos são necessários para a análise do sensor que se respalda na detecção da intensidade da luz transmitida por uma fibra ótica contendo macrocurvatura. Posteriormente é apresentado o conceito quanto aos métodos de multiplexação, abordando algumas topologias e tipos de endereçamento usados em sensores a fibra ótica. Além disso, são tratadas as definições e os procedimentos para a estimativa de incertezas associadas às medições pertinentes a este trabalho, com base nas diretrizes do GUM. Em uma etapa seguinte, aborda-se uma revisão da literatura sobre os conceitos da marcha, do ciclo da marcha e da força de reação do solo.

### 2.2 ATENUAÇÕES EM FIBRAS ÓTICAS

Em telecomunicações, a atenuação da potência ótica em uma fibra ótica é um dos fatores que determinam um projeto de transmissão de dados, uma vez que limita a distância máxima entre repetidores. A atenuação  $\alpha$  em unidades de decibel por quilômetro (dB/km) ao longo de uma fibra ótica de comprimento  $L$  pode ser calculada por meio da Equação 1.

$$\alpha \cdot L = -10 \cdot \log_{10} \frac{P_e}{P_s} \quad (1)$$

A variável  $P_e$  representa a potência ótica de entrada do sinal e  $P_s$  a potência ótica de saída. Neste caso, estima-se a atenuação total da potência ótica transmitida, causada por: absorção (a absorção intrínseca, a absorção extrínseca e

a absorção por defeitos atômicos.), espalhamento Rayleigh e perdas associadas a curvaturas (HECHT, 2001).

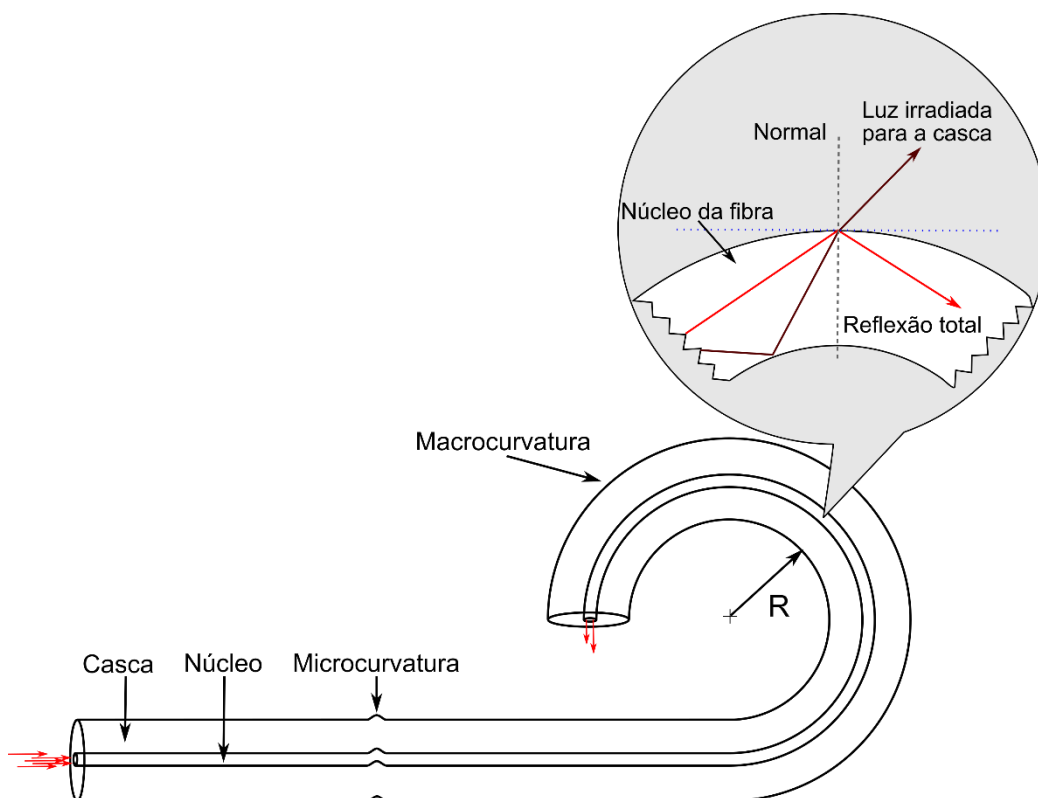
Observa-se, na literatura, que boa parte dos estudos associados a transmissão de dados se concentram na forma de prever e reduzir perdas de potências óticas transmitidas, causadas, muitas vezes, por curvaturas nas fibras óticas (DUTTON, 1998; DONLAGIC; CULSHAW, 2000a, 2000b; HEALY; HUSSEY, 2006). Por outro lado, existem também pesquisas que fazem uso do efeito da atenuação em fibras para sensoriamento. (BAYUWATI; WALUYO, 2018). Nesse caso, torna-se fundamental conhecer os fatores específicos que causam a atenuação para o desenvolvimento de sistemas sensores em fibras óticas.

### 2.2.1 Atenuação por curvaturas em fibras óticas

Dividem-se as curvaturas que geram atenuações em duas categorias: microcurvatura, quando sujeita a uma pressão transversal que induz uma deformação local e, macrocurvatura, quando o raio de curvatura da fibra é maior do que seu diâmetro (DUTTON, 1998). A Figura 1 exhibe uma ilustração de microcurvatura e macrocurvatura de um segmento de fibra ótica com a representação das perdas associada aos efeitos.

Explica-se de forma simples, por meio da ótica geométrica, o fenômeno da atenuação por curvaturas. Uma potência ótica é irradiada ou perdida para a casca da fibra quando o ângulo incidente  $\theta$  na interface núcleo-casca é menor do que o ângulo crítico  $\theta_c$ , para o qual existe a reflexão interna total. Apesar dessa explicação física para o mecanismo associado às perdas por curvatura ser de fácil compreensão, ela não prevê de maneira completa o fenômeno. A propagação da luz nas fibras óticas somente é explicada adequadamente pela teoria eletromagnética. A análise modal prevê, por exemplo, que cada modo guiado sofre alguma perda devido à curvatura, enquanto, a análise geométrica prevê que alguns raios continuam a se propagar sem sofrer perdas. No entanto, a determinação e quantificação dessas perdas é complexa.

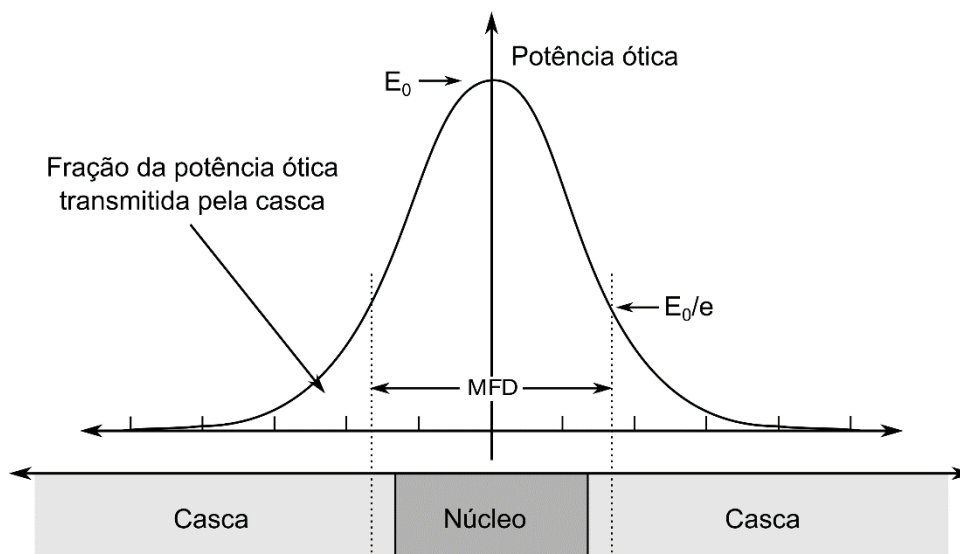
Figura 1: Ilustração de microcurvatura e macrocurvatura em fibras óticas.



Fonte: Adaptado de DUTTON (1998, p.46).

O diâmetro do campo modal (Mode Field Diameter - MFD) determina a eficiência da fibra ótica em relação às perdas de sinal por curvaturas. Isso porque, apesar da maior parte da potência ótica estar confinada no núcleo da fibra, uma fração é propagada pela casca. Um MFD pequeno indica que a potência ótica está mais confinada no núcleo da fibra e, por isso, o modo é menos suscetível a perdas por curvaturas. O MFD depende do comprimento de onda da luz propagada, dos diâmetros e índices de refração do núcleo e da casca da fibra ótica (DUTTON, 1998). No caso das fibras monomodo, existe apenas um modo possível de propagação, o modo fundamental. Nesse caso, a energia transmitida assume um valor máximo no centro da fibra e diminui gradualmente para o exterior, seguindo uma curva aproximadamente gaussiana. O local onde a potência transmitida assume um valor de  $(E_0/e)$  determina o diâmetro modal do campo (DUTTON, 1998). A Figura 2 ilustra o perfil do campo modal em uma fibra ótica monomodo.

Figura 2: Perfil do campo modal de uma fibra ótica monomodo.



Fonte: Adaptado de DUTTON (1998, p.57).

Para uma fibra ótica monomodo padrão com comprimento  $L$ , a perda da potência ótica pelo efeito de macrocurvatura,  $P_c$ , é obtida por meio da Equação 2, onde  $\alpha_c$  representa o coeficiente de perda por curvatura. Esse coeficiente é determinado em função do raio de curvatura, do comprimento de onda da luz, da composição do material e da estrutura geométrica da fibra ótica (WANG et al., 2005; ZENDEHNAM et al., 2010).

$$P_c = 10 \cdot \log_{(10)}(e^{2\alpha_c L}) \quad (2)$$

Atribui-se a Dietrich Marcuse (1976) o primeiro modelo teórico para prever atenuações por macrocurvatura em fibras óticas. A Equação 3 fornece a expressão para o cálculo do coeficiente de perda  $\alpha_c$ , para um comprimento de onda, assumindo-se que a casca é infinita (MARCUSE, 1976).

$$2 \cdot \alpha_c = \frac{\sqrt{\pi} \cdot \kappa^2 \cdot \exp[-\frac{2}{3} \cdot (\gamma^3 / \beta_g^2) R]}{2 \cdot \gamma^{2/3} \cdot V^2 \cdot \sqrt{R} \cdot K_{(\nu-1)}(\gamma \cdot a) \cdot K_{(\nu+1)}(\gamma \cdot a)} \quad (3)$$

Define-se  $a$  como o raio do núcleo da fibra,  $R$  como o raio de curvatura da fibra ótica,  $\beta_g$  como a constante de propagação do modo fundamental da fibra ótica não perturbada,  $K_{(v-1)}$  e  $K_{(v+1)}$  como funções de Bessel modificadas e  $V$  como a frequência normalizada definida pela Equação 4, onde  $NA$  representa a abertura numérica.

$$V = \frac{2 \cdot \pi \cdot a \cdot NA}{\lambda} \quad (4)$$

Calcula-se  $k$  por meio da Equação 5.

$$k = \frac{2 \cdot \pi}{\lambda} \quad (5)$$

Definem-se  $K$  e  $\gamma$  por meio da Equação 6 e 7 respectivamente.

$$K = \sqrt{n_1^2 \cdot k^2 - \beta_g^2} \quad (6)$$

$$\gamma = \sqrt{\beta_g^2 - n_2^2 \cdot k^2} \quad (7)$$

Em que,  $n_1$  e  $n_2$  são os índices de refração do núcleo e da casca da fibra ótica.

Fibras óticas monomodo padrão de telecomunicações operando em torno de 1300 nm possuem diâmetros típicos de núcleo de 5 a 9  $\mu\text{m}$  e de casca de 125  $\mu\text{m}$  (DUTTON, 1998). Já para que uma fibra possa suportar vários modos de propagação, o diâmetro de núcleo deve ser maior. Existe apenas um número finito de modos de propagação possíveis para a luz seguir dentro de uma fibra ótica, por exemplo, em uma fibra ótica contendo o núcleo com um diâmetro de 62,5  $\mu\text{m}$  e operando em  $\lambda=1300$  nm podem existir aproximadamente 400 modos guiados,



dependendo da diferença do índice de refração entre o núcleo e a casca (DUTTON, 1998).

O início da região do espectro em que a fibra opera em regime monomodo é dado pelo comprimento de onda de corte  $\lambda_c$ , que é definido como o comprimento de onda a partir do qual a fibra suporta apenas um modo, o modo fundamental. Logo, fora da região  $\lambda_c$  a fibra suporta mais de um modo, ou seja, quando uma fibra ótica projetada para trabalhar em uma faixa restrita do espectro ótico, como na região do infravermelho, é submetida a regiões diferentes do espectro, como por exemplo, na região espectral visível, a transmissão passa a ser no formato multimodo.

Pesquisas relativas a atenuação por macrocurvatura em fibras multimodo demonstraram que a perda total de energia devido à curvatura apresenta um comportamento não linear em função do raio de curvatura (MOLIN et al., 2019; KAUFMAN et al., 1981).

A descrição matemática da atenuação por macrocurvatura é dificultada quando a transmissão ótica ocorre por meio de modos guiados variados. Isso porque, cada modo têm sua própria sensibilidade à curvatura (DONLAGIC; CULSHAW, 2000b). Logo, a medição das perdas de forma independente é um fator limitante.

Kaufman et al. (1981) desenvolveram uma extensão teórica à pesquisa de Marcuse (1976) ampliando-a para contemplar o modo de propagação. Para isso, foi desenvolvido uma derivação em um coeficiente de perda aplicável aos modos, o que permitiu calcular a perda por curvaturas associada a uma fibra multimodo. Porém, foi ressaltado no trabalho, que é necessário conhecer a distribuição inicial de energia bem como a forma do acoplamento todos os modos propagantes (KAUFMAN et al., 1981).

### 2.3 MÉTODOS DE INTERROGAÇÃO

Fibras óticas aplicadas como sensores produzem, quando perturbações externas atuam sobre elas, alterações no sinal ótico transmitido. Estas alterações

permitem medir indiretamente grandezas físicas externas. Para isso, equipamentos denominados interrogadores são utilizados para coletar os dados fornecidos pelos sensores.

Os interrogadores podem monitorar diferentes parâmetros da luz guiada como, comprimento de onda, fase ou intensidade. A exemplo, espectrômetros podem ser usados para realizar uma interrogação em diferentes faixas espectrais, medindo o espectro da luz transmitida ou refletida pelo sensor. A interrogação em comprimento de onda utiliza-se de equipamentos como, filtros ou redes de difração para realizar sua função (KERSEY et al., 1993a; NEGRI, 2017). Outro exemplo é a interrogação por fase cujo princípio baseia-se na transmissão de uma frequência fixa, pulsada através de duas fibras óticas. Nessa técnica, mede-se a diferença de fase entre os sinais de saída, em que, uma das fibras óticas é utilizada como elemento sensor, enquanto a outra é a referência (LV et al., 2018).

Por outro lado, a interrogação puramente em intensidade pode ser realizada diretamente por meio dos fototransistores, simplificando o processo e, conseqüentemente, reduzindo o custo do equipamento.

Nesse contexto, o interrogador pode ser formado a partir de um fototransistor associado a um amplificador de corrente, onde, o sinal analógico amplificado é amostrado por meio de um conversor analógico/digital e enviando os dados captados posteriormente para uma central de processamento (KAM et al., 2017).

Os sensores para captação de imagens baseiam-se basicamente em duas tecnologias, CCD (*Charge-Coupled Device*) ou CMOS (*Complementary Metal-Oxide Semiconductor*). Os CCDs são dispositivos formados por milhares de fototransistores arranjados sobre uma placa semicondutora, formando uma matriz sensorial. De forma simplificada, quando uma potência ótica é captada pelo sensor, cargas elétricas são liberadas conforme sua intensidade. Essas cargas vão determinar a informação digital captada. Para isso, é conectado um registrador de deslocamento para cada linha e coluna de sensores, cuja função é ler o nível do sinal em cada sensor. Durante um determinado tempo, os dados obtidos dos sensores são integrados, ficando registrados nos circuitos. Após esse processo, a informação de cada célula é transferida para uma seção de armazenamento do

circuito. Esse processo de digitalização produz uma matriz de dados, ou uma imagem, em que cada célula ou pixel armazena valores entre 0 e 255 (SMITH, 2009).

Para os sensores CMOS, o princípio de detecção de fótons e acúmulo de carga em um potencial de integração analógica é semelhante ao CCD. Difere-se entre as tecnologias o mecanismo de transferência de dados. O CMOS processa a imagem pixel a pixel, fornecendo os dados por meio de uma seleção de linhas e colunas na matriz sensorial, enquanto o sensor CCD trabalha com quadros. Essa diferença construtiva produz características distintas entre os sensores de imagens, onde destacam-se algumas como: sensibilidade; temperatura de operação; consumo de potência; velocidade de processamento; custo de fabricação (ALLÉ et al., 2016).

### 2.3.1 Processamento e análise de imagem digital

O processamento e a análise de imagens permitem analisar, modificar e processar imagens digitais, que são as matrizes de dados captados pelos sensores do tipo CCD ou CMOS. Logo, algoritmos de processamento de imagens são procedimentos que permitem essa manipulação.

Descreve-se uma sequência básica para extração de informações de imagem digital em seis etapas. A primeira é a aquisição da imagem, seguida do processamento digital de imagens (PDI), processo que realiza operações matemáticas que alteram os valores dos pixels. A terceira é a segmentação da imagem, cujo propósito é localizar e classificar estruturas desejadas. Na quarta etapa, realiza-se a análise digital de imagens (ADI), que é o processo de quantificação ou medição de regiões, partículas e objetos identificados na imagem. Nessa etapa, extraem-se características dos objetos de interesse, resultando em algum tipo de discriminação. Por fim, na quinta etapa, aplica-se um método de reconhecimento de padrões e classificação que, atribui uma descrição a um objeto, fundamentado na informação fornecida pelo seu descritor. A classificação confere um significado para um conjunto de objetos reconhecidos (DUTTA et al., 2013;

MARQUES FILHO; VIEIRA NETO, 1999). Contudo, é na quarta etapa (ADI) que se extraem medidas da imagem segmentada ou até mesmo na imagem original. Por meio dessa quantificação, mensuram-se grupos de pixels, gerando dados quantitativos. Em geral, extraem-se atributos para cada objeto da imagem segmentada como, dimensões, média de intensidade e posições (DUTTA et al., 2013; MARQUES FILHO; VIEIRA NETO, 1999).

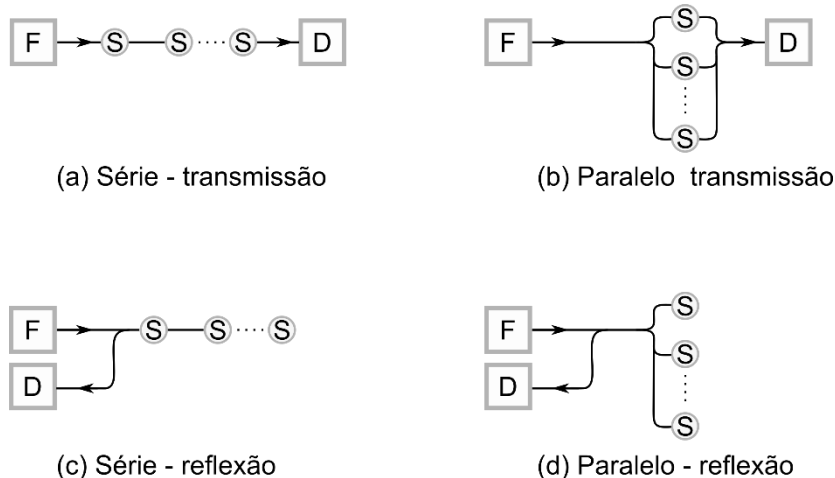
## 2.4 MÉTODOS DE MULTIPLEXAÇÃO

Em geral, pode-se definir multiplexação como uma transmissão simultânea de mais de um sinal por meio de um canal de comunicação comum. Para sensores de fibras óticas, cria-se uma rede de sensores, que dependendo da forma como estão conectados e da técnica de endereçamento demandará um método específico de processamento de sinal. O método de processamento é definido pela forma como a informação é mensurada, por exemplo: intensidade, fase, comprimento de onda ou o estado de polarização. A partir desses parâmetros, obtém-se a topologia da rede (SANTOS, 1992; RIBEIRO, 1996). A Figura 3 apresenta quatro topologias básicas de redes de sensores de fibra ótica.

Cada topologia possui um desempenho específico sendo que, a topologia em série é a que oferece maior redução de componentes. No entanto, o seu nível de ruído é elevado, uma vez que, a modulação do sinal ótico transmitido ou refletido passa através de todos os sensores (RIBEIRO, 1996).

Já as topologias em paralelo não apresentam o problema do ruído causado pela conexão entre os sensores devido aos acoplamentos separados, assegurando inclusive, o mesmo nível de potência ótica para cada sensor da rede (RIBEIRO, 1996).

Figura 3: Topologia de redes de sensores de fibra ótica.



Fonte: Adaptado de RIBEIRO (1996, p.36).

É importante salientar que, existem outras estruturas topológicas que dependendo da demanda da aplicação podem ser adotadas (HARRIS, 1988; KERSEY, 1993b; RIBEIRO, 1996; AGRAWAL, 2002; LEE, 2003; NURULAIN et al., 2017; PEDROSO et al., 2017; PEDROSO et al., 2018).

Para discriminar a informação dos sensores de uma rede, normalmente são utilizadas técnicas de endereçamento com base em métodos já conhecidos nos sistemas de comunicação ótica. De forma sucinta, as técnicas mais comuns são:

- Endereçamento temporal - em que, a informação relativa ao estado do sensor é alocada em intervalos de tempos pré-determinados durante a transmissão;
- Endereçamento em frequência - condiciona a informação do estado do sensor no domínio das frequências, ficando codificada em portadoras de diferentes frequências que são moduladas em AM (*Amplitude Modulation* - Modulação em Amplitude), em frequência por FM (*Frequency Modulation* - Modulação em Frequência) ou em fase PM (*Phase modulation* - Modulação por fase);
- Endereçamento por comprimento de onda - transporta a informação relativa ao estado do sensor por meio de um comprimento de onda particular do espectro ótico emitido. Para isso, pode-se empregar diversas fontes com

comprimentos de onda distintos e com larguras espectrais estreitas, ou, utilizar uma única fonte ótica de espectro largo que, posteriormente, pode ser dividida em vários comprimentos de onda, um para cada sensor da rede;

- Endereçamento espacial - separa a informação relativa ao estado dos sensores na rede por meio de fibras óticas de retorno independentes. Permite de maneira relativamente fácil a substituição ou até mesmo o aumento do número de sensores da rede. Além disso, oferece vantagens adicionais quando combinada com outras técnicas de endereçamento (NURULAIN et al., 2017; KERSEY, 1993b; RIBEIRO, 1996).

Por fim, é importante frisar que, sensores modulados em intensidade normalmente são referenciados por meio de uma razão entre o sinal que contém a informação do sensor e um sinal de referência. Desta forma o problema associado a flutuações da potência da fonte é minimizado (NURULAIN et al., 2017; KERSEY, 1993b; RIBEIRO, 1996).

## 2.5 CARACTERIZAÇÃO METROLÓGICA DOS SENSORES ÓTICOS

De modo geral, erros fazem parte dos processos de medições. Logo, as fontes de incertezas devem ser devidamente identificadas e quantificadas. Para isso, define-se que a diferença entre o valor alvo verdadeiro e o obtido em uma medição é o erro. De fato, existem vários fatores em um processo de medição que produzem erros. De acordo com o Guia de Incertezas nas Medições (GUM), cada fonte de erro é quantificada e expressa por meio de uma incerteza padrão  $u_i$  e pelo número de graus de liberdade  $\nu_i$  (INMETRO, 2012a).

São rotuladas com tipo A as incertezas estatísticas estimadas por meio do desvio padrão experimental da média  $u_i = \sigma_{\text{média}}$ , considerando  $\nu_i = n - 1$ , em que,  $n$  representa o número de medições independentes. Portanto, as incertezas relacionadas com as condições de repetibilidade, precisão intermediária e reprodutibilidade são os respectivos desvios padrão da média de cada tipo de medição.

O VIM (Vocabulário Internacional de Metrologia) define que, repetibilidade é a condição de medição onde o mesmo procedimento de medição (operadores, o sistema de medição, condições de operação, local e o mesmo objeto ou em similares são iguais) é realizado durante um curto período de tempo (INMETRO, 2012b).

A condição de precisão intermediária é caracterizada por medições realizadas por meio de procedimentos de medições iguais, contudo, ao longo de um período extenso, podendo ainda incluir outras condições diferentes (INMETRO, 2012b).

É qualificada a condição de reprodutibilidade quando as medições são realizadas de maneiras diferentes como, em locais diferentes, por variados operadores e sistemas de medições distintos (INMETRO, 2012b).

Em relação as incertezas do tipo B, essas podem ser estimadas por meio do limite de detecção do equipamento dividido por um coeficiente que, normalmente, são funções de densidade de probabilidade. Um dos coeficientes possíveis é a distribuição retangular simétrica  $u_i = a \cdot 3^{-1/2}$  com número infinito de graus de liberdade  $\nu_i = \infty$  (POSSETTI et al., 2012).

Uma vez obtidas as incertezas envolvidas no processo e com todas adequadamente expressas em unidades comuns, calcula-se a incerteza combinada  $u_c$  por meio da Equação 8 (POSSETTI et al., 2012).

$$u_c^2 = \sum_{i=1}^n u_i^2 \quad (8)$$

Este procedimento é utilizado para obter o conjunto de incertezas correspondente às barras de erros experimentais da curva de resposta e, também, para combinar as características metrológicas de um sensor, a fim de expressar em unidades adequadas, a incerteza final no resultado de uma medição (POSSETTI et al., 2012).

Por fim, a incerteza expandida  $U^{95,45}$  pode ser obtida multiplicando-se a incerteza-padrão combinada  $u_c$  por um fator de abrangência  $k$  (t-student) para um

nível de confiança de 95,45%. Obtém-se essa expansão por meio da Equação 9, onde,  $v_{eff}$  representa o número efetivo de graus de liberdade.

$$U^{95,45} = u^c \cdot k_{95,45}^{v_{eff}} \quad (9)$$

A Equação 10 exhibe a fórmula utilizada para encontrar o valor de  $v_{eff}$ , onde, consideram-se os graus de liberdade associados a cada incerteza.

$$v_{eff} = \frac{u_c^4}{\sum_{i=1}^n \frac{u_i^4}{v_i}} \quad (10)$$

A partir da curva de calibração obtém-se a resolução do sensor, a linearidade ou a conformidade e a histerese. A conformidade é o desvio absoluto máximo (residual) dos pontos de dados experimentais a partir da curva de calibração, ou seja, é a diferença entre a curva de calibração e a curva característica especificada, que pode ser exponencial, logarítmico, parabólico, etc. (INMETRO, 2012a).

Por fim, a histerese é a característica associada a respostas diferentes para valores de entradas iguais, porém, dependendo do sentido (sejam, crescentes ou decrescentes) no qual esses valores de entrada foram aplicados. Essa incerteza pode ser obtida pela diferença aritmética dos resíduos relativos a um ciclo completo de subida e descida em um intervalo de medição (INMETRO, 2012a).

## 2.6 ESTUDO DA MARCHA HUMANA

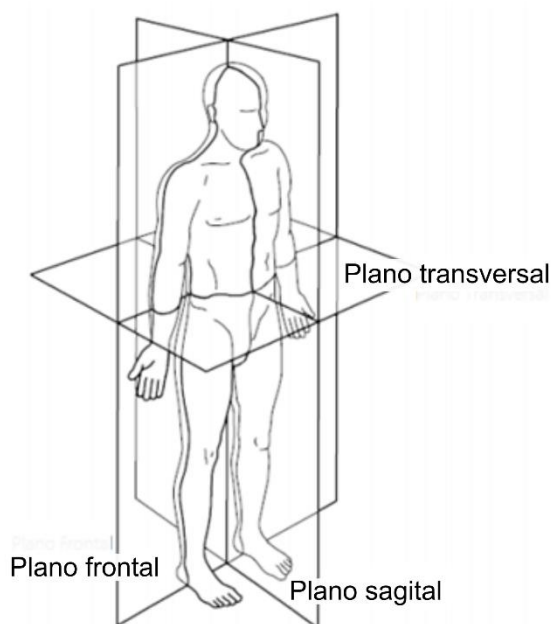
Pode-se definir a marcha humana como uma ação locomotora realizada pelos movimentos alternados dos membros inferiores. A marcha é caracterizada relacionando-a, por exemplo, com parâmetros medidos (ângulos, distâncias, forças



de impactos, etc.) e a dependência temporal das variáveis biomecânicas (BARTLETT, 1997).

Para descrever as posições e movimentos do corpo humano, adotam-se três planos de referências, o plano sagital, o plano frontal e o plano transversal. A Figura 4 ilustra a disposição dos planos sobre um modelo humano simplificado (WORSTER et al., 2015).

Figura 4: Diagrama dos planos de referência do corpo humano.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN (1999, p.7).

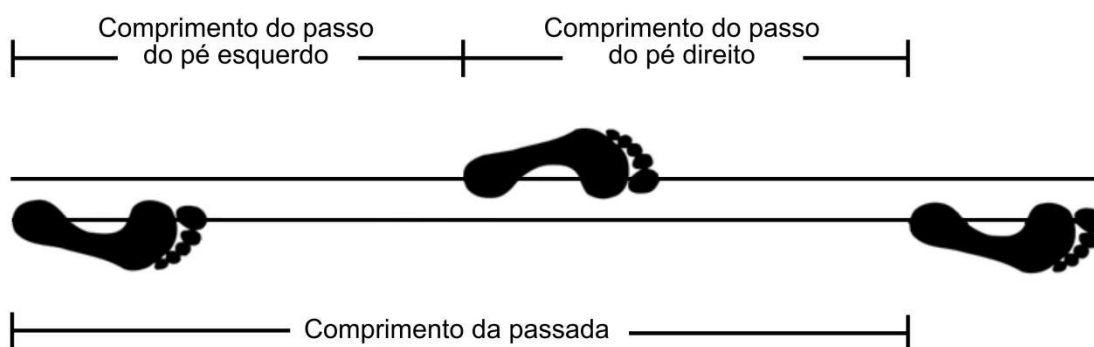
O plano sagital divide o corpo em suas duas partes, direita e esquerda. Denominam-se os movimentos relacionados a esse plano como flexão (quando ocorre aproximação entre partes do corpo) e extensão (quando ocorre um afastamento entre as partes). O plano frontal divide o corpo nas regiões anterior e posterior (costas e dianteira). Denominam-se os movimentos do plano frontal como adução (aproximação) e abdução (afastamento). Por fim, o plano transversal localiza-se paralelo ao solo dividindo o corpo nas regiões superior e inferior, classificando os movimentos de rotação medial, lateral e axial (BARTLETT, 1997).

Para este trabalho, as posições e movimentos de interesse estão localizados no plano sagital, uma vez que, o objetivo é a monitoração da FRS vertical.

### 2.6.1 Análise da cinemática da marcha humana

Define-se passada ou ciclo de marcha a ação de deslocamento realizada por dois passos consecutivos. Considera-se um passo, o período onde há o primeiro contato de um dos pés com o solo até o contato do pé contralateral com o solo (KLENERMAN; WOOD, 2006). A Figura 5 ilustra as delimitações associados à marcha, passo e passada.

Figura 5: Métrica de distância de passo e passada.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN (1999, p.12).

Verifica-se na literatura que os valores dos parâmetros considerados como normais associados à marcha, variam dependendo dos fatores como: tipo da população estudada e, forma do ensaio e coleta de dados (BARTLETT, 1997; CAROLLO; MATTHEWS, 2002; KERRIGAN et al., 1998; OSTROSKY et al., 1994). A exemplo, o comprimento da passada considerado normal pode variar entre 1,2 a 1,5 m em indivíduos saudáveis (KERRIGAN et al., 1998; OSTROSKY et al., 1994).

A repetição constante desses movimentos define as fases dos ciclos de marcha. O ciclo de marcha é caracterizado por duas fases principais, a de apoio, quando o pé se encontra no solo e a de balanço, quando o pé está suspenso

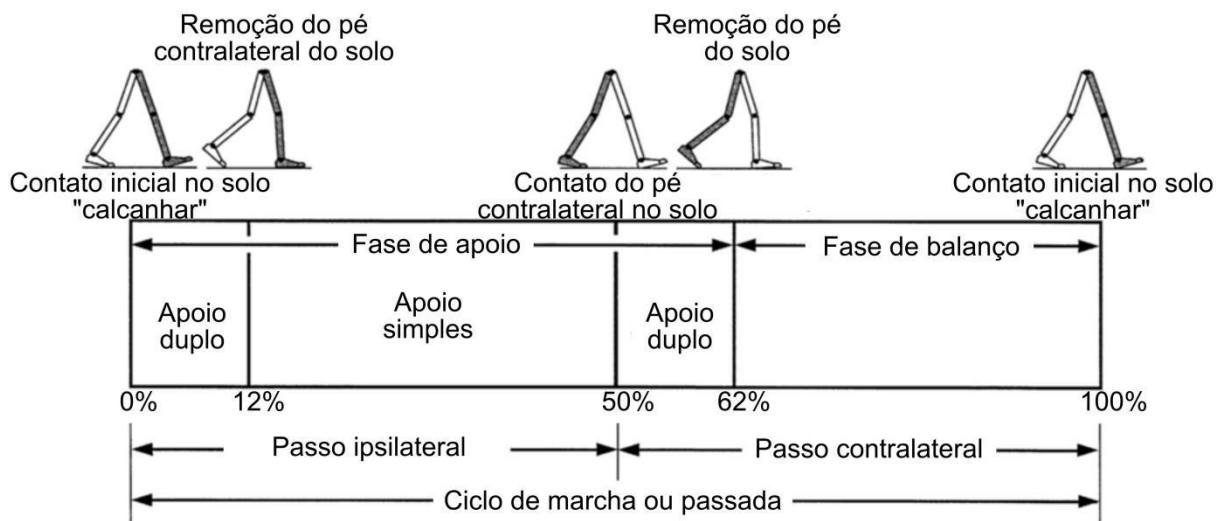
(CAROLLO; MATTHEWS, 2002; NOVACHECK, 1995). Monitorando o ciclo de marcha, pode-se extrair informações quantitativas do padrão de marcha. Isso porque, durante a essa atividade dinâmica, há diferenças temporais entre as fases de apoio e balanço, bem como, parâmetros relacionados ao deslocamento como o comprimento da passada, a cadência e a velocidade (CAROLLO; MATTHEWS, 2002; NOVACHECK, 1995).

A fase de apoio possui normalmente 62% do ciclo da marcha, e a fase de balanço 38% (CAROLLO; MATTHEWS, 2002) (VAUGHAN et al., 1999).

Além das fases do ciclo de marcha, existem ainda, subdivisões que classificam outras ações periódicas. A fase de apoio é dividida em apoio duplo e apoio simples. Durante a subfase de apoio duplo, para uma velocidade de marcha considerada normal, ambos os pés estão em contato com o solo, sendo que, aproximadamente 20% do total da fase correspondem ao apoio duplo. Esse tempo diminui na medida em que a velocidade aumenta.

Em uma marcha, a subfase de apoio duplo inicia-se no contato do calcanhar com o solo. Nesse período, um pé começa a perder o contato com o solo, enquanto o pé contralateral começa a suportar a massa corporal. O período de apoio duplo que tem duração até o momento em que o pé (suspensão) deixa de tocar solo. Inicia-se, então, a subfase de apoio simples, que perdura enquanto apenas o pé contralateral sustenta a massa total do corpo. Por fim, outro apoio duplo completa a fase, pelo término da elevação do pé contralateral simultaneamente com o contato do calcanhar do pé (suspensão) com o solo (CAROLLO; MATTHEWS, 2002) (VAUGHAN et al., 1999). A Figura 6 exemplifica uma sequência de movimentos ao longo do tempo e suas fases no ciclo de marcha.

Figura 6: Representação das fases do ciclo de marcha no tempo.



Fonte: Adaptado de CAROLLO (2002, p.951).

Além das classificações de fases e subfases, oito eventos são caracterizados, onde, cinco desses, ocorrem durante a fase de apoio e os outros três na fase de balanço. A nomenclatura desses eventos é baseada no movimento do pé. Na fase de apoio os eventos são:

- Contato inicial (0%) - momento em que o pé (apoio) toca no solo;
- Resposta à carga (0 - 10%) - momento de transição em que o pé contralateral deixar de tocar o solo transferindo toda a carga para o pé de apoio;
- Apoio médio (10 - 30%) - inicia-se pelo balanço do pé contralateral, enquanto o pé de apoio sustenta a massa corporal;
- Apoio final (30 - 50%) - começa pela elevação do calcanhar do pé de apoio e estende-se até o contato inicial do pé oposto;
- Pré-balanço (50 - 60%) - perdura até a suspensão total do pé de apoio.

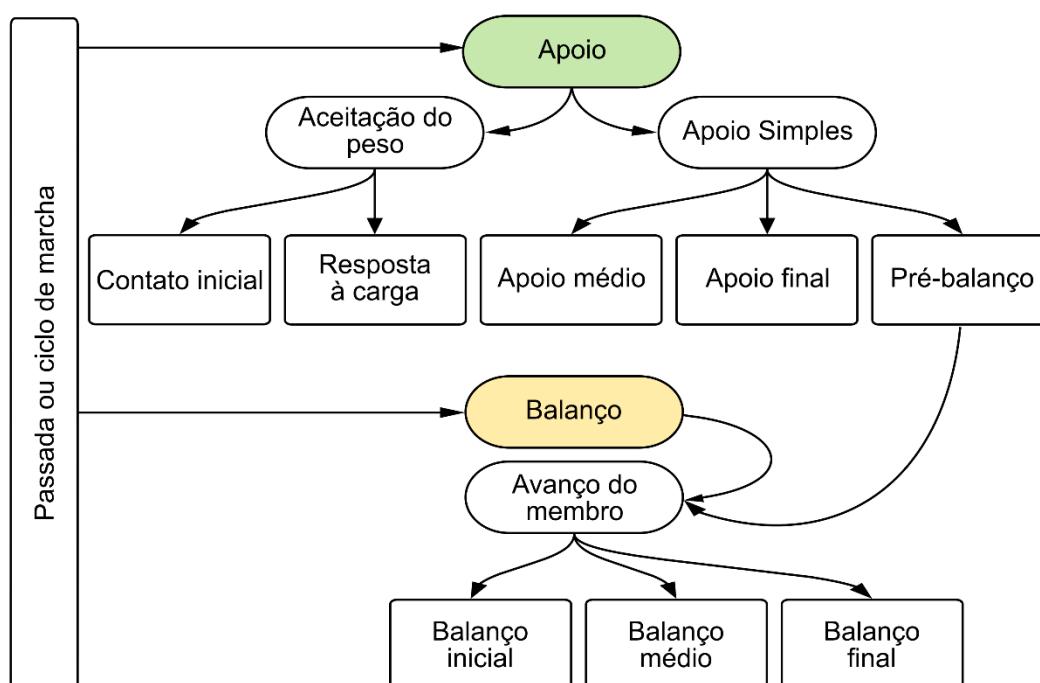
Os eventos para a fase de balanço são:

- Balanço inicial (60 - 70%) - inicia-se pela elevação do pé (apoio) do solo por meio de uma rápida flexão do joelho proporcionando aceleração do membro para frente.

- Balanço médio (70 - 85%) - ocorre quando o membro que está na fase de balanço encontra-se adjacente ao membro que está na fase de apoio (apoio médio).
- Balanço final (85 - 100%) - momento em que o membro que está fase de balanço desacelera, preparando-se para realizar o contato inicial com o solo.

A Figura 7 exibe um diagrama das fases e eventos do ciclo de marcha. É por meio da análise da marcha, principalmente as consideradas fora do normal, que especialistas da área diagnosticam lesões ou posturas incorretas associadas às pernas, pés, cérebro, ou outra parte do corpo. Nesse sentido, verifica-se na literatura uma variedade de propostas que se utilizam de informações extraídas da marcha para estabelecer relações com deficiências motoras ou doenças (KLENERMAN; WOOD, 2006).

Figura 7: Diagrama das fases e eventos do ciclo de marcha.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN (1999, p.9).

Para isso, características que descrevem o movimento são medidas, tais como:

- Tempo do ciclo de marcha ou passada: tempo transcorrido entre o contato inicial do calcanhar de um pé até o contato inicial do calcanhar do mesmo pé;
- Tempo de passo: tempo decorrido em um único passo;
- Tempo de apoio: compreende o período desde o contato inicial do calcanhar de um pé até a retirada deste mesmo pé do solo;
- Tempo de apoio duplo: correspondente ao intervalo de tempo entre o contato inicial do calcanhar de um dos pés até a retirada do solo do pé contralateral, ou seja, é o período em que os dois pés estão simultaneamente em contato com o solo durante o ciclo;
- Tempo de apoio simples: o tempo em que somente um dos pés permanece em contato com o solo durante o ciclo de marcha;
- Comprimento da passada: definido por dois contatos consecutivos com o solo realizados pelo mesmo pé, ou seja, a distância total que um pé se desloca na fase de balanço;
- Frequência do passo: determinada pelo inverso da média da duração temporal dos passos;
- Cadência: Define-se como a quantidade de passos em intervalo de tempo (passos/minuto);
- Velocidade da marcha: distância percorrida por unidade de tempo, medida em metro por segundo.

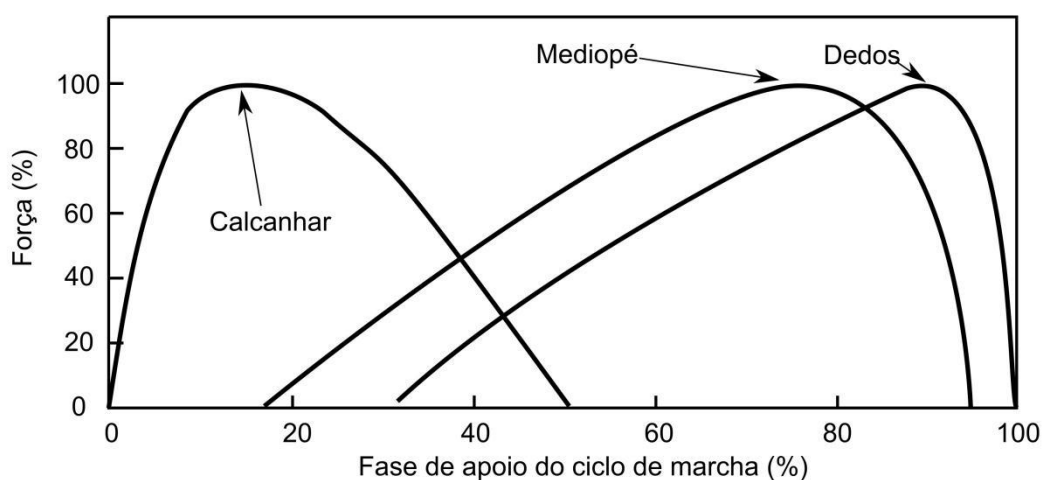
Como referência, para um adulto do gênero masculino considerado normal, adotam-se os valores de tempo de ciclo da marcha de 1,30 s, cadência de 92,30 passos/min, comprimento de passada de 1,28 m e velocidade média de 0,99 m/s (VAUGHAN et al., 1999).

## 2.6.2 Força de reação do solo

Quando em marcha, a massa do corpo gera forças de reação do solo verticais, horizontais e de rotação. A FRS é uma resposta às ações musculares e da massa corporal que possui a mesma magnitude e direção, mas, no sentido oposto às forças que o corpo exerceu sob o solo (BARTLETT, 1997; VAUGHAN et al., 1999; WINTER, 1987).

As forças de reação do solo, medidas em plataforma de força, refletem as forças verticais que atuam na superfície da plataforma. Os resultados são a soma algébrica dos produtos de aceleração de massa de todos os segmentos do corpo enquanto o pé está em contato com a plataforma. A Figura 8 exibe o momento em que o retopé (calcanhar), o mediopé e o antepé (região dos dedos) entram em contato com o solo durante a fase de apoio.

Figura 8: Curvas típicas das FRS do retopé, mediopé e antepé em fase de apoio.

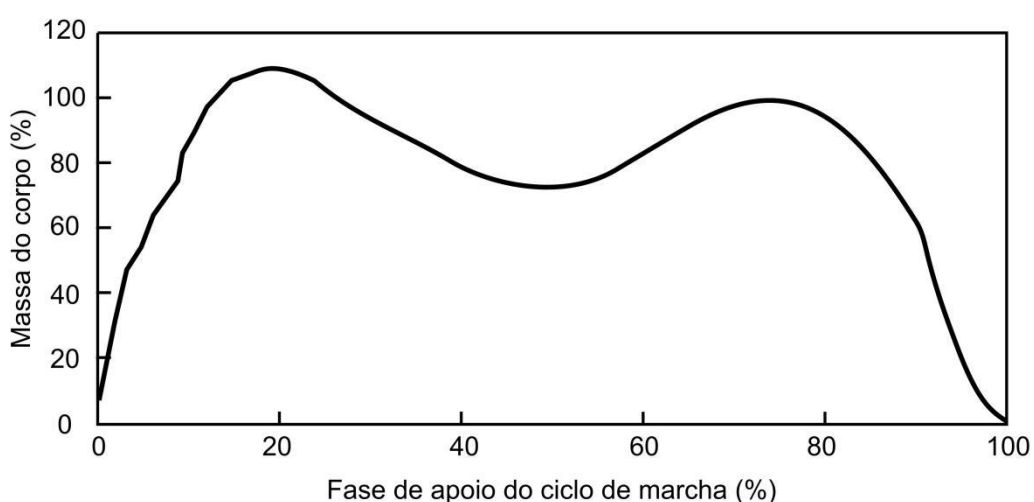


Fonte: Adaptado de KLENERMAN (2006, p.96).

Em uma marcha considerada normal, a FRS possui dois picos característicos, sendo que, o primeiro está relacionado à aceitação de peso, período onde o centro de gravidade reduz a altura, registrando-se carga máxima de 110% do peso corporal. O segundo pico de força, deve-se a propulsão gerada pela perna contralateral que atua como um pêndulo na fase de balanço. Nesse período a ação

de flexão do tornozelo aumenta novamente a FRS acima do peso corporal. Observa-se também que, antes do segundo pico de força, há ainda um período aproximadamente a metade da fase (evento de apoio simples), em que a FRS diminui tornando-se negativa (vale), que também é resultante da ação da perna contralateral atuando como pêndulo, pois é o momento em que o centro de gravidade é elevado, momento onde o membro ganha impulso (WINTER, 1987). A Figura 9 ilustra uma típica curva de FRS.

Figura 9: Curva típica da componente vertical da FRS.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN (1999, p.13).

Verifica-se que, a magnitude da FRS modica-se em função da velocidade de marcha, onde, à medida que a velocidade reduz, o momento e a aceleração vertical também diminuem e conseqüentemente os valores da FRS são menores. Portanto, registram-se diferentes padrões de FRS para velocidades diferentes (TAO et al., 2012; WINTER, 1987; ZHANG et al., 2005).

Em relação ao centro de gravidade do corpo, constata-se que, dependendo do tipo da entrada do pé ao solo, o efeito dessa reação pode produzir repercussões diferentes, uma vez que o vetor de força da FRS pode atuar no sentido contrário ou a favor à direção do movimento (GERRITSEN et al., 1995; MERCER; HORSCH, 2015).



Nesse sentido, quando o primeiro apoio é realizado com o calcanhar e o centro de gravidade do corpo está atrás do ponto em que o pé tocou o solo, a FRS incidirá no sentido oposto ao movimento, gerando um efeito de freio. Contudo, ressalta-se que não é exatamente o apoio com o calcanhar que é ineficiente, e sim a postura do corpo que desloca o centro de gravidade (ALTMAN; DAVIS, 2012; PERL; DAOUD; LIEBERMAN, 2012; BREINE et al., 2016).

De maneira semelhante, se o apoio primário for realizado pelo antepé à frente do corpo, o movimento será ineficiente. A entrada feita dessa forma também implica em uma espécie de frenagem do corpo. Ou seja, a marcha com calcanhar ou com a ponta do pé podem ser igualmente ineficientes (ALTMAN; DAVIS, 2012; PERL; DAOUD; LIEBERMAN, 2012; BREINE et al., 2016).

Considerando o aspecto eficiência, a entrada no solo com o mediopé possui vantagem, já que ela ocorre com um melhor alinhamento da postura em relação ao centro de gravidade. Logo, o corpo absorve melhor o impacto, além de proporcionar um melhor acionamento das musculaturas corretas, evitando impactos. Adicionalmente, o pé entrando alinhado ao centro de gravidade, mas com o corpo ligeiramente inclinado à frente, a FRS é utilizada a favor da marcha (ALTMAN; DAVIS, 2012; PERL; DAOUD; LIEBERMAN, 2012; BREINE et al., 2016).

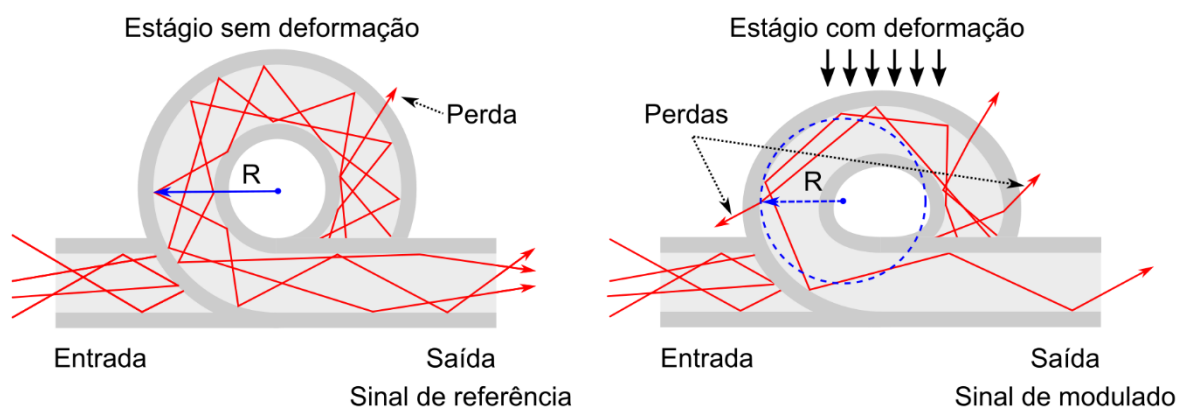
### 3 CALCANHEIRA INSTRUMENTADA COM UM ELEMENTO SENSOR

Neste capítulo é abordada a construção de um par de calcanheiras, cada uma instrumentada com um elemento sensor. São descritas as etapas de montagem da fonte ótica e do sistema interrogador. É abordada também, a metodologia utilizada para realizar a caracterização do sistema e os resultados dos ensaios experimentais, onde foi possível avaliar a capacidade do sistema na monitoração de marcha.

#### 3.1 ELEMENTO SENSOR

O funcionamento do sensor baseia-se na detecção das modulações da potência ótica transmitida, resultantes de forças externas aplicadas sobre o elemento. As forças aplicadas sobre o sensor produzem alterações na geometria do anel de fibra ótica encapsulado, provocando mudanças na intensidade da luz transmitida, resultantes de perdas por curvatura. Quando a força é removida, o anel retorna à sua forma original, recuperando o sinal inicial (referência). A Figura 10 ilustra um esquema do anel de fibra ótica e as perdas geradas por macrocurvatura causadas pela ação de uma força sobre o anel.

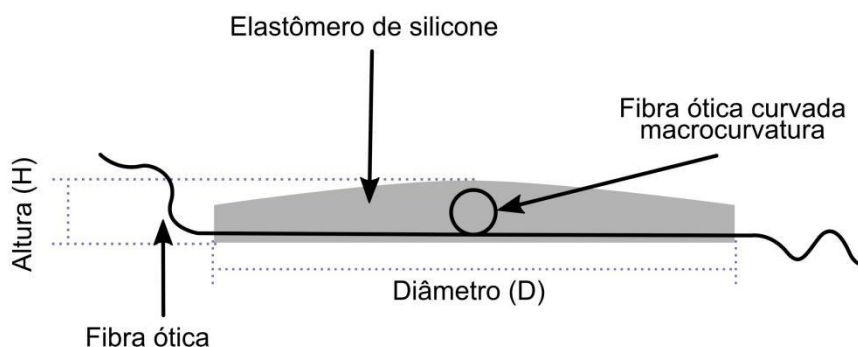
Figura 10: Princípio de funcionamento do elemento sensor.



Fonte: Autoria própria.

Os elementos sensores foram fabricados utilizando segmentos de SMF padrão telecomunicação curvados, formando anéis com 6 mm de diâmetro. Posteriormente os anéis foram encapsulados em elastômero de silicone (DOW CORNING®, BX3-8001), gerando o elemento sensor que, portanto, consiste em um Anel em Fibra Encapsulado por Silicone (AFES). O formato final é de um disco, contendo uma superfície inferior plana e uma superfície superior convexa, representado no diagrama da Figura 11. O plano do anel é ortogonal à base do disco de elastômero, com diâmetro  $D$  de 50 mm e altura máxima de 8 mm.

Figura 11: Diagrama esquemático do sensor AFES.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.2).

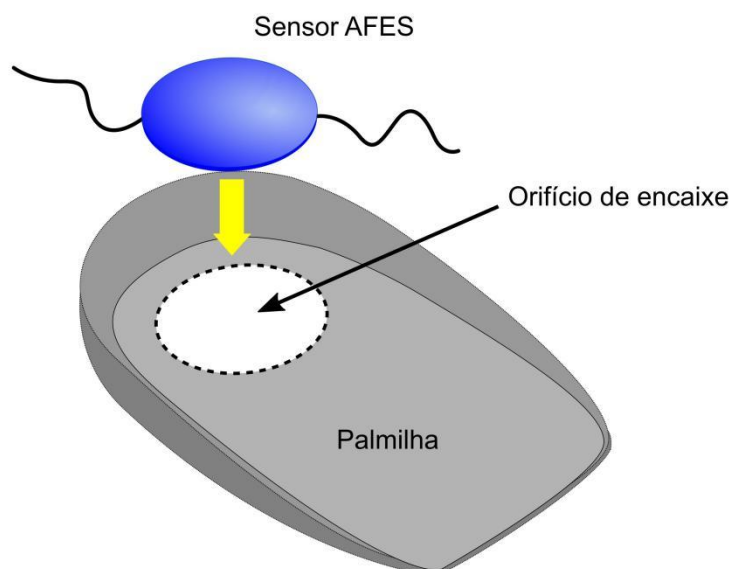
Para aumentar a dureza do material, adicionaram-se partículas de  $\text{SiO}_2$  ao elastômero de silicone na proporção<sup>2</sup> de 50% v/v antes da adição do catalisador (TSIGE et al., 2003). Por meio desse processo, pode-se controlar a dureza final do material curado. Essa manipulação permite a seleção de um intervalo dinâmico de operação ao mesmo tempo em que possibilita adequar o encapsulamento para evitar um excesso de curvatura do anel, protegendo o elemento contra danos estruturais na fibra (KAMIZI et al., 2017, PEDROSO et al., 2017).

Definiram-se as dimensões do disco em função das características de uma calcanheira de silicone comercial. Objetivou-se com a geometria adotada o perfeito encaixe do elemento sensor na calcanheira proporcionando conforto para o usuário

<sup>2</sup> **Volume/Volume (v/v)** - ml de soluto em ml de solução. Se refere a % em v/v, logo, expressa quantos ml de um soluto numa forma líquida há em 100 ml de solução final.

e um posicionamento estável do aparato durante a realização de ensaios. A Figura 12 ilustra a adaptação do elemento sensor na palmilha.

Figura 12: Ilustração do encaixe do elemento-sensor AFES em uma calcanheira.



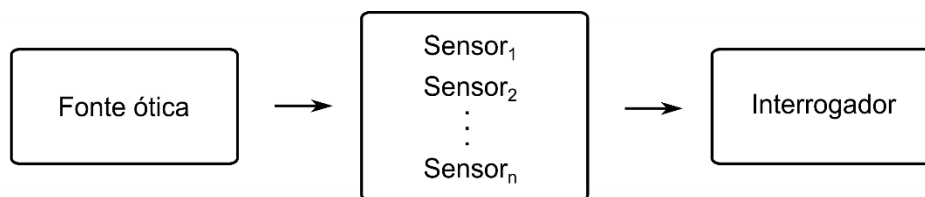
Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.2).

Para produzir o encapsulamento, foi projetado um molde em Medium-density fiberboard (MDF) com dimensões de 18,0 x 20,0 x 0,9 cm, usinado por uma máquina de controle numérico (Computer Numeric Control - CNC). Antes da utilização do molde, aplicou-se, previamente, um agente desmoldante. Após esse procedimento, foram posicionados os anéis de fibras óticas no molde e preencheram-se as cavidades com o elastômero, previamente preparado de acordo com as instruções do fabricante. O processo teve fim após o tempo de cura de 24 horas.

### 3.2 SISTEMA SENSOR

O sistema sensor é composto por uma fonte ótica, 2 sensores AFES e um sistema de aquisição de dados (interrogador). A Figura 13 exhibe um diagrama da sequência direcional do sistema.

Figura 13: Esquemático da sequência direcional do sistema.



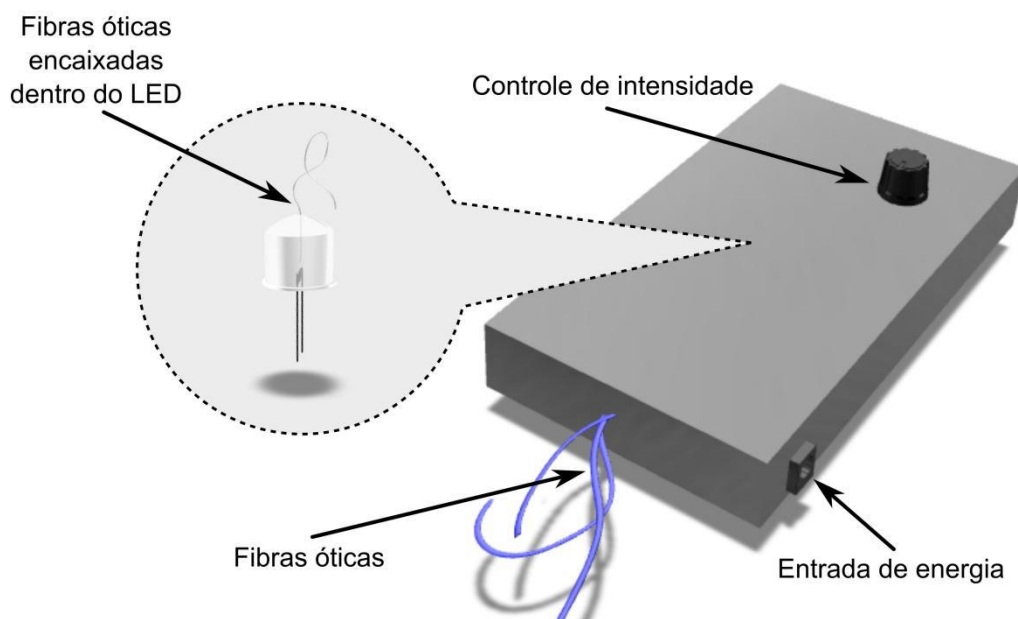
Fonte: Autoria própria.

A fonte ótica e o interrogador foram projetados para serem portáteis. A faixa espectral de operação foi definida em  $(650 \pm 10)$  nm. Para tanto, foi utilizado um LED com encapsulamento cilíndrico transparente de 5 mm. Esses parâmetros foram escolhidos com base em trabalhos anteriores, uma vez que, verificou-se que potências óticas com comprimentos de ondas na região do visível são transmitidas e moduladas pelo efeito de macrocurvatura em fibra ótica monomodo, e permitem uma interrogação da intensidade por meio de *smartphones* (NEGRI et al., 2015).

A fonte ótica foi construída contendo: controle de intensidade; possibilidade de alimentação de energia por bateria ou fonte externa; conexões óticas do tipo FC-PC. Todos os elementos foram acomodados dentro de uma caixa plástica com as dimensões de 15 x 10 x 3 cm.

A conexão entre as fibras óticas e o emissor de luz, foi realizada acoplando as fibras diretamente dentro do encapsulamento do LED, inserindo-as próximo ao emissor. Para isso, posicionaram-se adequadamente as três fibras óticas dentro de uma cavidade cilíndrica com diâmetro de 0,3 mm e 4,0 mm de profundidade produzida no centro do encapsulamento. Por fim, fixaram-se as fibras por meio de uma resina adesiva a base de poliepóxi. A Figura 14 exibe uma representação esquemática da fonte ótica, em que, o detalhe destaca o acoplamento entre o LED e as fibras óticas.

Figura 14: Diagrama da fonte ótica portátil.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.2).

Um *smartphone* (Motorola Moto G3 Turbo) é o principal componente do dispositivo de aquisição de dados (interrogador). Para uma eficiente detecção do sinal, construiu-se uma caixa com dimensões de 22,0 x 13,0 x 3,5 cm para acomodar o aparelho.

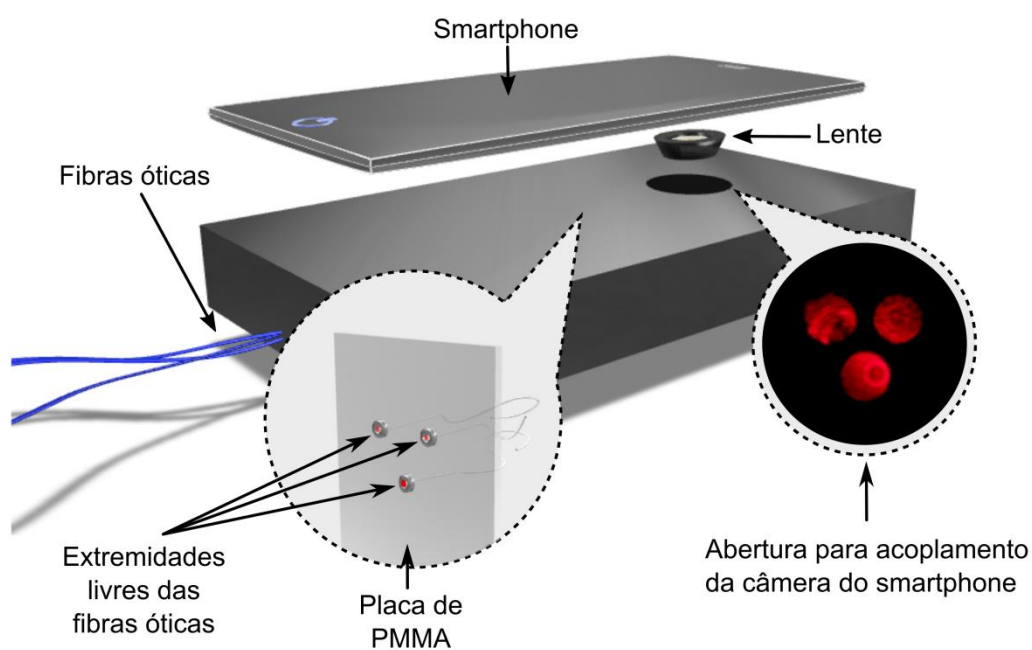
Uma vez que o sistema necessita interrogar mais de um sinal simultaneamente, foi definido o método de multiplexação com base na topologia de rede do tipo paralelo – transmissão por endereçamento espacial. Para isso, uma lente com distância focal de  $(1,5 \pm 0,5)$  cm foi instalada na caixa sobre um furo de 4,0 cm de diâmetro que corresponde à posição da câmera do *smartphone*. A potência ótica é acoplada a câmera por meio de uma placa de PMMA 100 x 50 x 3 mm que suporta as três pontas de fibra ótica. Essa placa foi cuidadosamente alinhada e fixada dentro da caixa para otimizar o sinal transmitido para a câmera do *smartphone*.

O suporte das fibras foi construído para manter um posicionamento estável das pontas das fibras, gerando três imagens para captação da câmera. Para isso, introduziram-se as três pontas de fibra em orifícios com diâmetros de 0,3 mm, todos

igualmente espaçados, formando um desenho triangular. Posteriormente, as fibras foram coladas e, então, polidas. Ainda, para reduzir perdas por eventuais rugosidades não removidas pelo polimento e perda por reflexão de Fresnel, a região entre as fibras e a câmera foi preenchida com óleo mineral para uniformizar a superfície e garantir o casamento entre os índices de refração dos materiais. A Figura 15 exibe uma representação esquemática do dispositivo de aquisição de dados.

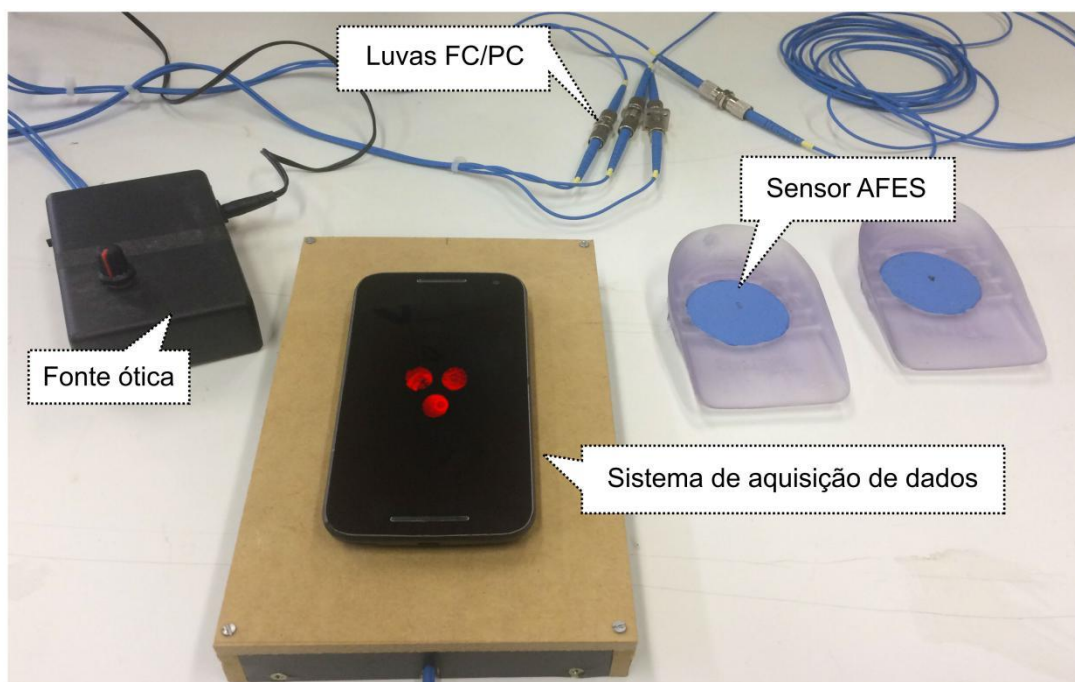
Por fim, exibe-se na Figura 16 uma imagem do sistema de monitoração de marcha composto pela fonte ótica e pelo dispositivo de aquisição de dados, devidamente conectados as calcanheiras instrumentadas.

Figura 15: Representação esquemática do dispositivo de aquisição de dados.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.3).

Figura 16: Sistema de monitoramento de marcha.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.3).

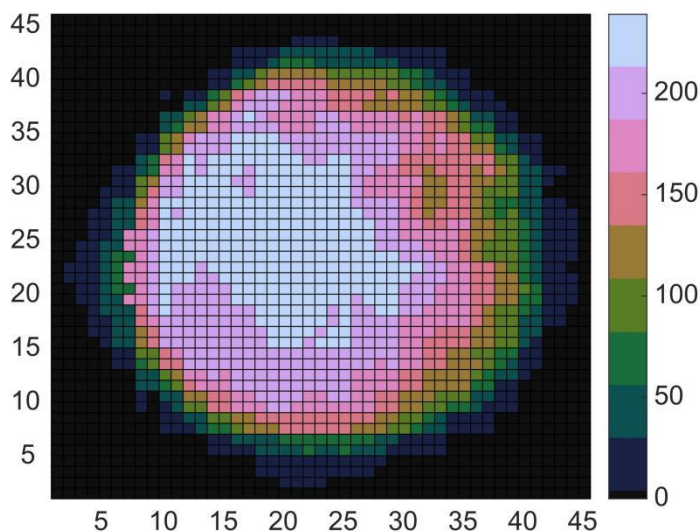
### 3.3 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE IMAGENS

Por meio da câmera de um smartphone, captam-se as imagens formadas pela incidência dos sinais óticos gerados pelos dois sensores e pela referência. Essas imagens são registradas no formato de vídeo. Para isso, definem-se o tempo de exposição com sendo fixo, taxa de amostragem em 30 quadros por segundo e dimensões da imagem de 960 x 540 pixels.

Após o processo de coleta, realiza-se o processamento dos dados. Para essa etapa, programou-se um algoritmo utilizando a plataforma Matlab<sup>®</sup>. O programa foi desenvolvido para extrair as informações contidas nas imagens. Para isso, segmentaram-se as imagens de todos os quadros, separando e rotulando cada ponto de luz como sensor esquerdo, sensor direito e referência. Foi utilizado apenas as informações contidas no canal vermelho do vídeo. Ao final do processo, foi obtido três matrizes de 46 x 46 de 8 bits, sendo que duas correspondem aos sensores e, a outra, ao sinal de referência. A Figura 17 exibe um exemplo de matriz resultante de um ponto de luz captado pelo smartphone em um quadro do vídeo.



Figura 17: Exemplo de matriz de imagem de um quadro de vídeo.



Fonte: Autoria própria.

A partir das imagens pré-selecionadas, extraiu-se uma média dos pixels (em nível de cinza) da imagem, que foi utilizada como saída do sensor. Esse valor está relacionado à intensidade ótica transmitida pela fibra e à sensibilidade do sistema de detecção do *smartphone*.

Definiu-se como resolução do dispositivo de aquisição de dados o quociente da divisão entre o menor valor de intensidade possível de se registrar na matriz pelo resultado do produto entre o número de linhas e de colunas da matriz. Em uma matriz de 46 x 46 de 8 bits, tendo como menor valor possível igual a 1, a resolução é de 0,00047259 em unidades de intensidade (unidade arbitrária), ou seja, a intensidade pode variar de 0 à 255 ao passo de 0,00047259 unidades de intensidade. Por fim, os dados processados foram organizados em uma tabela, com três colunas, onde cada coluna corresponde às variações de intensidade das imagens, amostradas a uma taxa de aquisição de 30 Hz. Uma vez que, o princípio de funcionamento do sensor baseia-se na modulação da intensidade (atenuação) em função da modificação do raio de curvatura da fibra ótica, convencionou-se a utilização da unidade de atenuação ao invés da unidade de intensidade. Dessa forma, facilita-se a interpretação, a análise e a apresentação dos dados finais.

### 3.4 SISTEMA EXPERIMENTAL DE TESTES

Para realizar a caracterização dos sensores, foi projetado e construído um equipamento de estágio Z. A finalidade dessa máquina foi a aplicação controlada de cargas de maneira pontual sobre os sensores. Para isso, foi montada uma estrutura metálica, de forma que um carro deslizante preso por meio de guias lineares movimenta-se perpendicularmente em relação a uma base (estágio Z). Sob essa base, foi instalada uma célula de carga para monitoração.

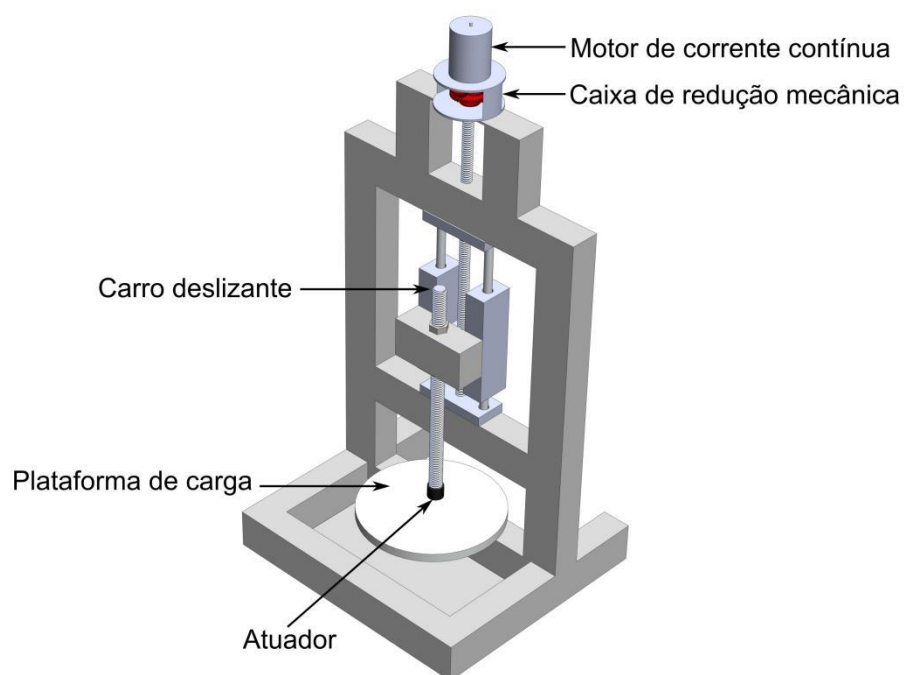
O movimento do carro foi produzido por um motor de corrente contínua acoplado a uma caixa de redução mecânica. Assim, o movimento é suave, proporcionando um melhor controle. O controle do conjunto mecânico foi realizado por um circuito eletrônico dotado de um microcontrolador modelo PIC18F4550 (Microchip), previamente programado em linguagem C.

Os parâmetros de funcionamento e os comandos para que a máquina realize o trabalho são transmitidos por meio de comunicação USB. Para esse *hardware*, foi desenvolvido um aplicativo na plataforma *Windows*, utilizando a linguagem C Sharp. Nele, definem-se parâmetros de operação, como valor da carga e tempo de aplicação da carga. Ainda, por meio de rotinas programáveis, pode-se automatizar processos de adição e subtração das cargas em tempos variados.

No apêndice A está disponibilizado o projeto eletrônico do equipamento. A Figura 18 exibe uma ilustração da máquina de estágio Z.

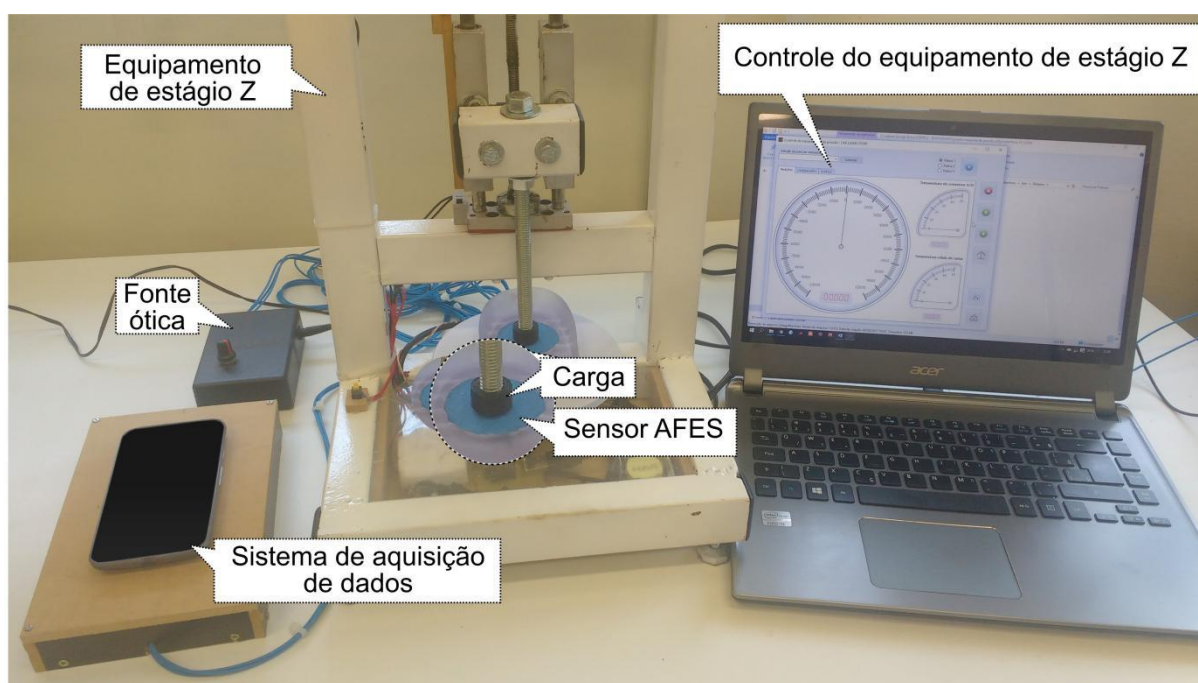
O Arranjo experimental utilizado para caracterizar o sensor é exibido por meio da Figura 19. Nesse experimento, foram aplicadas diferentes cargas sobre os sensores enquanto o sistema sensor monitorava a atenuação da potência ótica. Para isso, aplicaram-se sobre os sensores AFES diferentes cargas pontuais conhecidas utilizando o equipamento de estágio Z. Durante o ensaio, as variações das intensidades óticas detectadas associadas às cargas foram registradas.

Figura 18: Vista isométrica do projeto 3D do equipamento de estágio Z.



Fonte: Autoria própria.

Figura 19: Montagem experimental de caracterização do sistema.



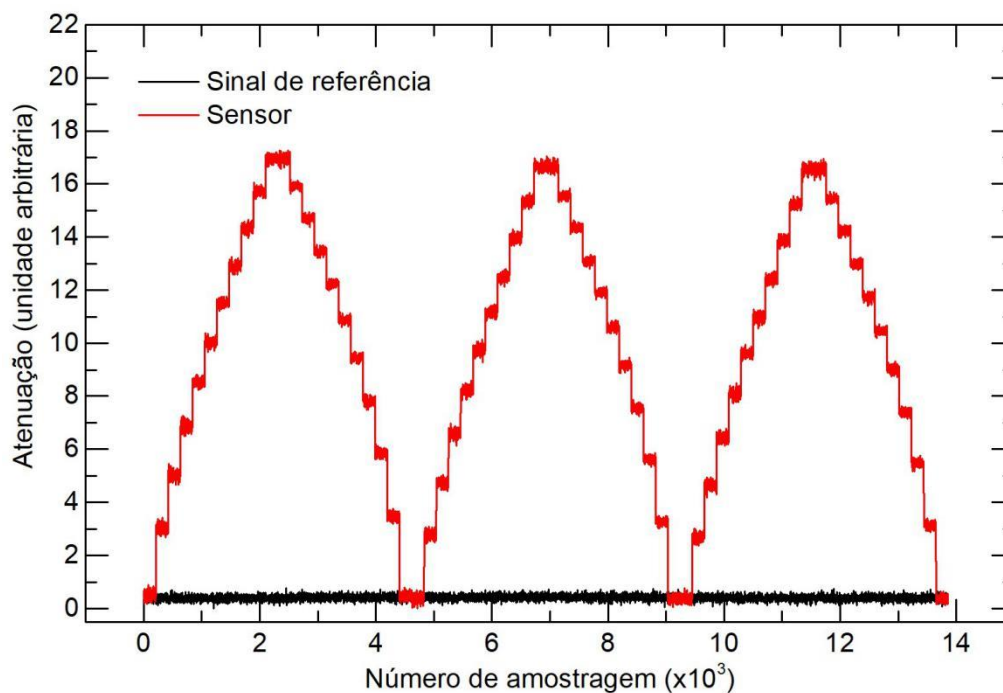
Fonte: Autoria própria.

A área de contato entre o sensor e a ponteira do equipamento é de 3,2 cm<sup>2</sup>. O intervalo de cargas aplicadas ao sensor foi escolhido para corresponder à faixa de pressões reais que normalmente são exercidas em calcanhares. Com base nos dados da literatura, a pressão máxima em relação ao peso corporal (PC) exercida nos calcanhares varia entre 2,5% para jovens a 4,5% para idosos (HESSERT et al., 2005). Esses valores consideram medições em condições dinâmicas. Portanto, é esperada uma pressão aproximada de 1,5 kgf/cm<sup>2</sup> para uma pessoa jovem com massa corporal de 60 kgf durante uma caminhada. Por esse motivo, foram aplicadas sobre o sensor AFES, cargas crescentes ao passo de 0,8 kgf entre 0 até 8 kgf. Posteriormente, a carga aplicada foi reduzida na mesma proporção. A cada passo, manteve-se a carga sobre o sensor por aproximadamente 10 segundos. Repetiu-se três vezes esse procedimento em condições de precisão intermediária. Durante o experimento a temperatura do ambiente foi monitorada por meio de um termômetro de mercúrio, mantendo-se em (22,0 ± 0,5) °C. Ao final, foi obtido a resposta do sensor (variação de intensidade no canal vermelho do vídeo) em função da variação da carga.

#### 3.4.1 Resultados da caracterização do sensor

O sinal de referência e as respostas típicas de um sensor AFES são apresentados na Figura 20. A resposta foi obtida durante ensaio de caracterização utilizando equipamento de estágio Z em ciclos de adição e remoção de cargas no intervalo de 0 à 8 kgf com passos de 0,8 kgf.

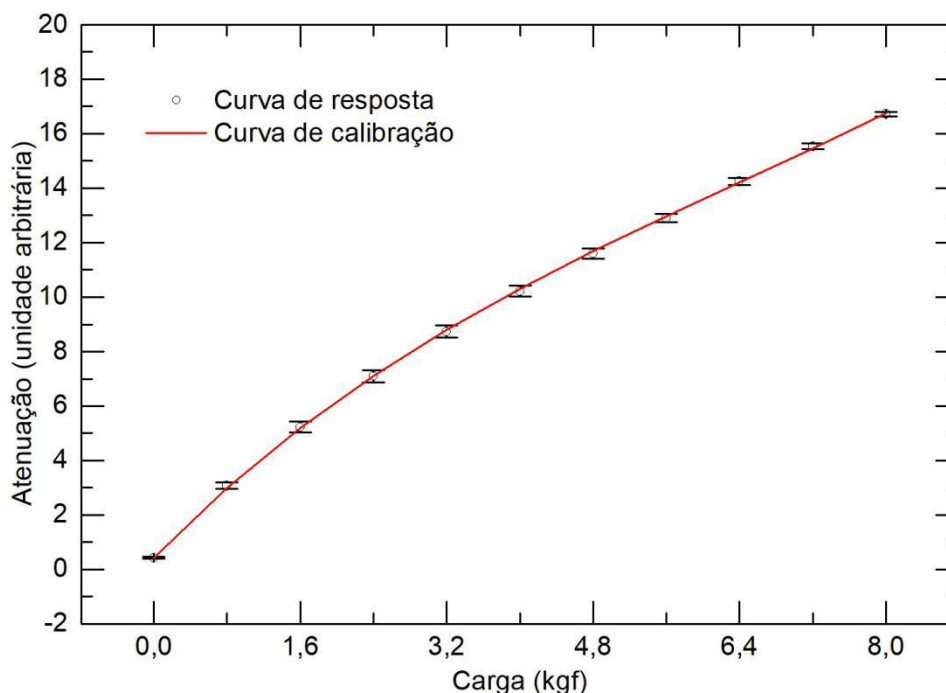
Figura 20: Respostas do AFES obtidas no experimento de caracterização.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.5).

Por meio dos dados experimentais, foram estimadas as principais fontes de incertezas do tipo A, que são relacionadas a condição de repetibilidade  $u_r$  e a condição de precisão intermédia  $u_{pi}$ . Posteriormente, foram calculadas as incertezas do tipo B associadas aos equipamentos utilizados no processo. Para tanto foi determinado a estabilidade da fonte ótica  $u_{fo}$ , a resolução do sistema aquisição  $u_{saq}$  e o erro associado ao equipamento de estágio Z  $u_m$ . A Figura 21 exibe a curva de calibração do sensor AFES em que, cada ponto do gráfico corresponde à média dos dados obtidos sob condições de repetibilidade e precisão intermediária. As barras de erros representam as incertezas combinadas calculadas utilizando a Equação 8.

Figura 21: Curva de resposta e calibração em função de cargas.



Fonte: Autoria própria.

A curva de calibração foi obtida por meio de regressão polinomial de terceira ordem. A partir dela, obteve-se as características metrológicas do sensor exibidas na Tabela 1. Devido a não-linearidade da curva de calibração, foram realizados ajustes lineares na região entre 0,8 kgf e 4,0 kgf. O procedimento adotado forneceu sensibilidade média de intensidade de  $(2,32 \pm 0,20)$  int/kgf

Tabela 1: Características metrológicas do sensor.

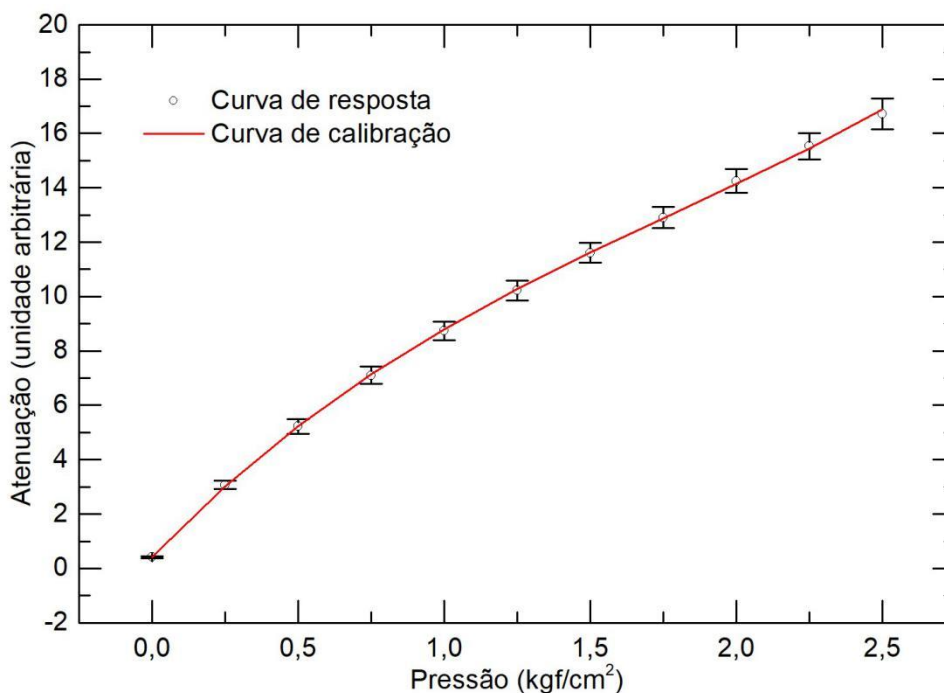
	Características	gf	Tipo de incerteza	$u_i$ (gf)	$\nu_i$
Sensor	Resolução	0,2	B	0,1	$\infty$
	Repetibilidade	4,3	A	4,3	209
	Precisão intermediária	85,4	A	85,4	5
	Conformidade	27,5	B	15,9	$\infty$
	Histerese	475,1	B	274,3	$\infty$
Máquina de teste	Resolução	10	B	5,8	$\infty$
Fonte ótica	Estabilidade	7,8	A	7,8	19
Incerteza combinada				$2,9 \times 10^2$	
Incerteza expandida				$5,8 \times 10^2$	

Fonte: Autoria própria.

O sensor apresentou incertezas de  $2,9 \times 10^2$  gf e  $5,8 \times 10^2$  gf para intervalos de confiança de 68,27% e 95,45%, respectivamente. Obteve-se a expansão da incerteza combinada  $U^{95,45}$  por meio das equações 9 e 10, onde,  $v_{\text{eff}} = 447,71$  e  $k^{95,45\%} = 2$ , considerando-se os graus de liberdade  $u_r$ ,  $u_{ip}$  e  $u_{\text{saq}}$  de 209, 5 e 19, respectivamente, e para as demais incertezas do tipo B como  $\infty$ .

Adicionalmente, conforme exibe-se na Figura 22 foi calculada também a resposta e calibração em função da pressão. Para isso, foi propagada a incerteza relacionada a medição da área e, posteriormente, essa incerteza foi adicionada ao cálculo da incerteza combinada. Pode ser observado pelo gráfico que a incerteza aumenta à medida que a pressão é maior. Isso ocorre porque na propagação da incerteza associada à pressão considera-se a massa aplicada, logo, quanto maior a massa maior será a incerteza.

Figura 22: Curva de resposta e calibração em função de pressões.

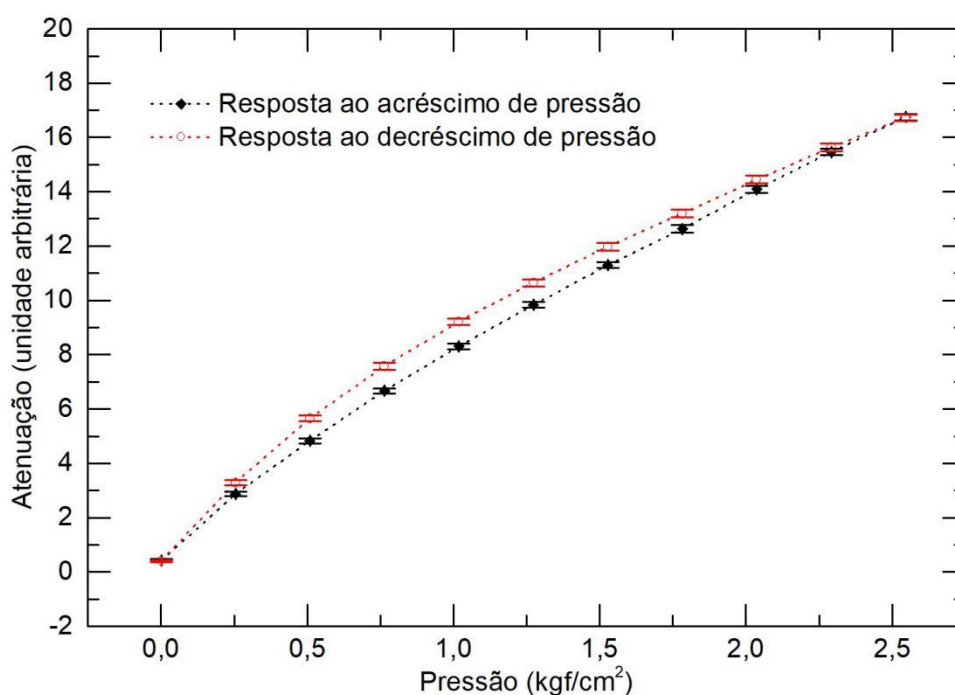


Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.5).

Para esse caso, a sensibilidade média de intensidade no intervalo entre  $0,25 \text{ kgf/cm}^2$  e  $1,5 \text{ kgf/cm}^2$  foi de  $(7,4 \pm 0,3) (\text{kgf/cm}^2)^{-1}$ , com incertezas de  $0,08 \text{ kgf/cm}^2$  e  $0,16 \text{ kgf/cm}^2$  para intervalos de confiança de 68,27% e 95,45%, respectivamente.

São mostradas na Figura 23 as curvas de resposta obtidas em ciclos consecutivos de adição e remoção de cargas no intervalo com passos de 0,8 kgf onde, as barras de erro representam o desvio padrão do valor médio. Destaca-se, que a histerese de 6% foi o fator que mais contribuiu para a incerteza combinada. Contudo, a histerese não demonstrou ser um fator proibitivo em relação à aplicação prática do sensor, como mostram os resultados obtidos com a calcaneira instrumentada, que serão apresentados no próximo item da seção.

Figura 23: Curva de histerese do sistema em função de pressão.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.5).

### 3.5 ENSAIO COM AS CALCANHEIRAS INSTRUMENTADAS

Com o intuito de verificar a resistência do sistema sensor e a viabilidade do seu uso na monitoração de parâmetros da marcha humana, além de aferir a qualidade dos dados e identificar possíveis deficiências do sistema, projetaram-se rotinas de testes dinâmicos. Os testes foram realizados em uma esteira ergométrica simulando a marcha humana com modelos anatômicos de pés. Para tanto, foram instaladas as calcaneiras instrumentadas dentro de calçados. A Figura 24 demonstra uma calcaneira dentro de um calçado.



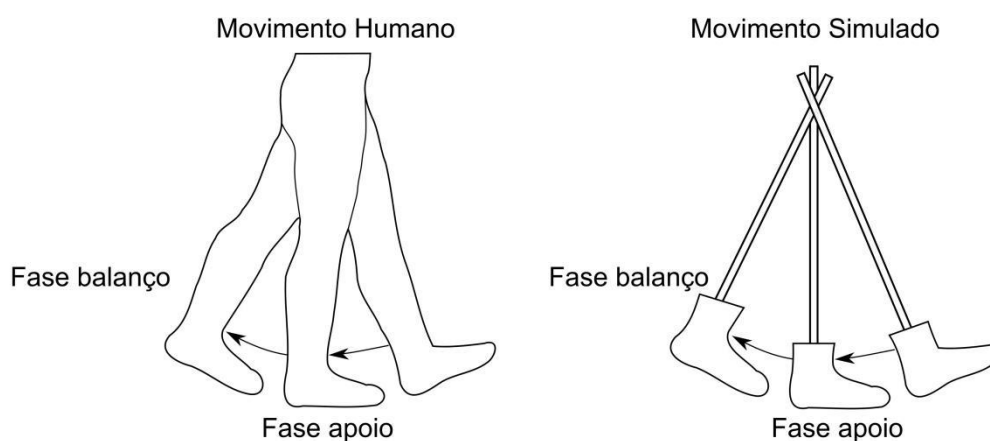
Figura 24: Demonstração da palmilha instrumentada em um calçado.



Fonte: A autoria própria.

Para simular uma marcha, conectou-se ao modelo de pé humano uma haste cilíndrica de madeira com 90 cm de comprimento. A massa total do aparato foi de  $(5,94 \pm 0,01)$  kgf. A Figura 25 ilustra o movimento simulado durante o experimento.

Figura 25: Exemplo do movimento simulado artificial.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.4).

A aquisição de dados foi realizada utilizando o sistema composto pela fonte ótica e pelo dispositivo de aquisição de dados, devidamente conectados ao sensor AFES instalado na palmilha conforme exibido na Figura 16.

As simulações foram produzidas movimentando manualmente o pé, sobre uma esteira ergométrica simulando a marcha humana.

Os ensaios foram realizados com intervalos de 5 minutos entre as rotinas. Para gerar as rotinas de testes, utilizaram-se dois modelos de calçados com diferentes construções e materiais, um tênis para corrida (calçado 1) e um sapato (calçado 2). A Figura 26 exibe uma imagem dos calçados com o modelo anatômico de pé instalado.

Figura 26: Modelo anatômico de pé instalado nos calçados utilizados nos ensaios de marcha.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.4).

Logo, as rotinas foram estabelecidas para verificar a resposta do sensor na monitoração da marcha com velocidades e calçados diferentes, por meio da detecção da FRS atuando no calcanhar. A tabela 2 apresenta as variáveis das rotinas experimentais.

Tabela 2: Parâmetros do ensaio com palmilha calcanhar.

Rotina	Velocidade (km/h)	Tipo de calçado
1	4	1
2	6	1
3	4	2

Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.4).

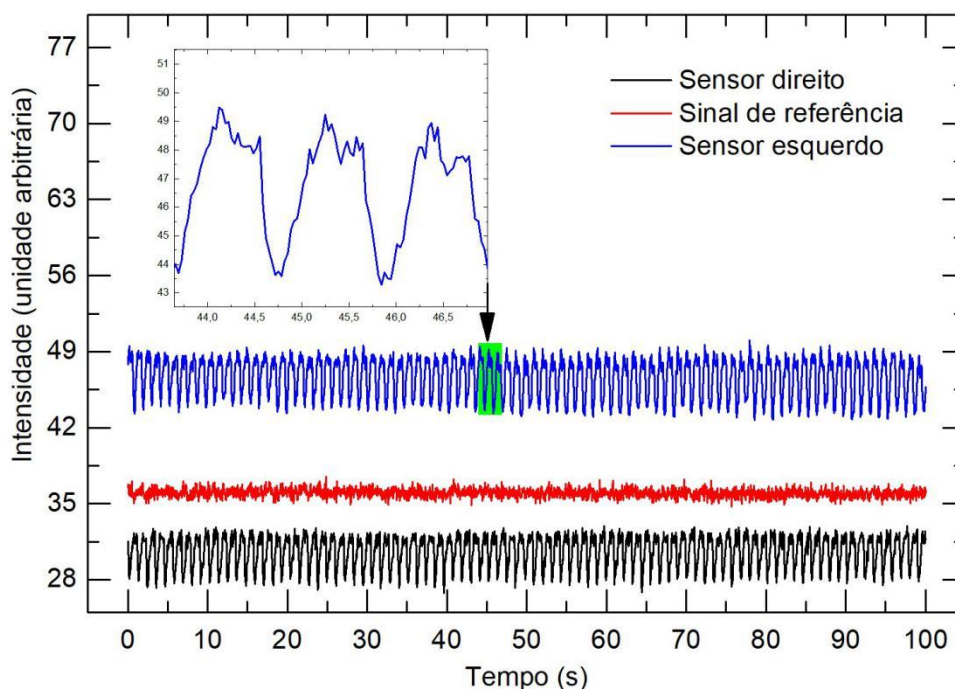
Durante os experimentos, monitoraram-se as modulações das intensidades de luz transmitidas, causadas pela FRS no ponto monitorado sob os calcanhares

durante as marchas. Obteve-se ao final do ensaio o registro das FRS correspondentes a marcha simulada.

### 3.5.1 Análise das respostas dos sensores

A Figura 27 apresenta os dados brutos registrados em intensidade e amostrados durante um período de 100 s. A amostragem foi realizada seguindo a rotina 1 (velocidade de marcha 4 km/h usando calçado com amortecimento). Os sinais preto e azul referem-se às calcanheiras instrumentadas, instaladas sob os pés artificiais em calçados. Há também, uma ampliação de uma pequena faixa amostrada do sensor esquerdo destacando os picos que representam as maiores intensidades de luz. Essas intensidades estão associadas a pouca atuação de forças, ou seja, menores atenuações do sinal óptico, enquanto os vales representam menores intensidades de luz e, conseqüentemente, maior atuação da carga.

Figura 27: Amostras do ensaio da rotina 1.



Fonte: Autoria própria.

Destaca-se, nessa Figura, a estabilidade da fonte óptica, evidenciada pela baixa flutuação relativa do sinal de referência (linha vermelha). Observa-se ainda

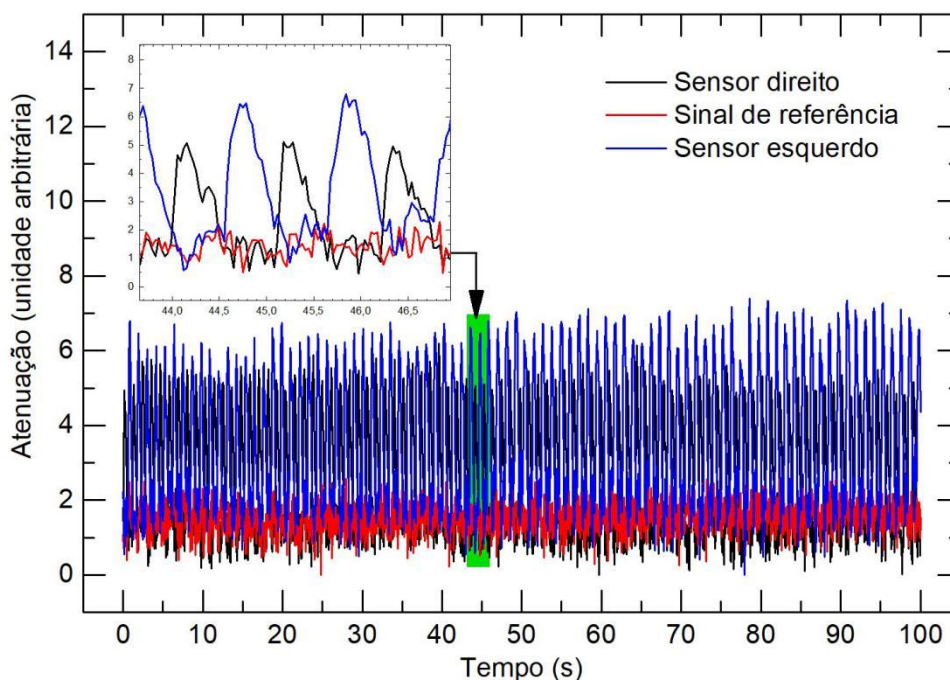
que as amplitudes máximas dos sinais periódicos detectados em cada pé são diferentes. Essas diferenças são indicativos de diferentes FRS atuando nos calcanhares esquerdo e direito durante a marcha. Em um teste adicional, verificou-se que a troca dos sensores entre as palmilhas esquerda e direita produz uma mesma relação entre as amplitudes dos sinais detectados nos pés esquerdo e direito. Esse comportamento pode ser resultado de um posicionamento assimétrico dos sensores AFES nas calcanheiras.

Os sensores direito e esquerdo apresentaram relação sinal-ruído (SNR) de 11 dB e 14 dB, respectivamente. Definiu-se como SNR o valor médio, dividido pelo desvio padrão do sinal.

Por meio da Figura 28, exibe-se os mesmos dados da Figura 27, contudo, ajustados em função da atenuação. Posteriormente, realizou-se um deslocamento dos valores do eixo y para zero (remoção do *off-set*) subtraindo do valor de cada dado amostrado o menor valor do conjunto de dados. Apresenta-se nesse gráfico, a sobreposição dos sinais referentes aos sensores esquerdo e direito. Nessa abordagem (em função da atenuação), os picos representam as maiores atenuações de luz, que estão associadas às maiores forças aplicadas sobre os sensores. Os vales representam as menores atenuações causadas por forças atuantes menores. Adicionalmente, em uma região ampliada, evidencia-se a diferença de amplitude entre os picos do sensor esquerdo e direito.

Ressalta-se ainda que, no ensaio estático (caracterização do sensor) produzido com a máquina de estágio Z realizado em condições de precisão intermediária, a histerese foi a medida de maior amplitude na composição da incerteza final. Porém, durante a aplicação dinâmica do sensor, a histerese não atuou de forma restritiva ou proibitiva.

Figura 28: Amostras obtidas durante ensaio da rotina 1. Dados ajustados.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.5).

### 3.5.1.1 Parâmetros da marcha fornecidos pelas calcanheiras

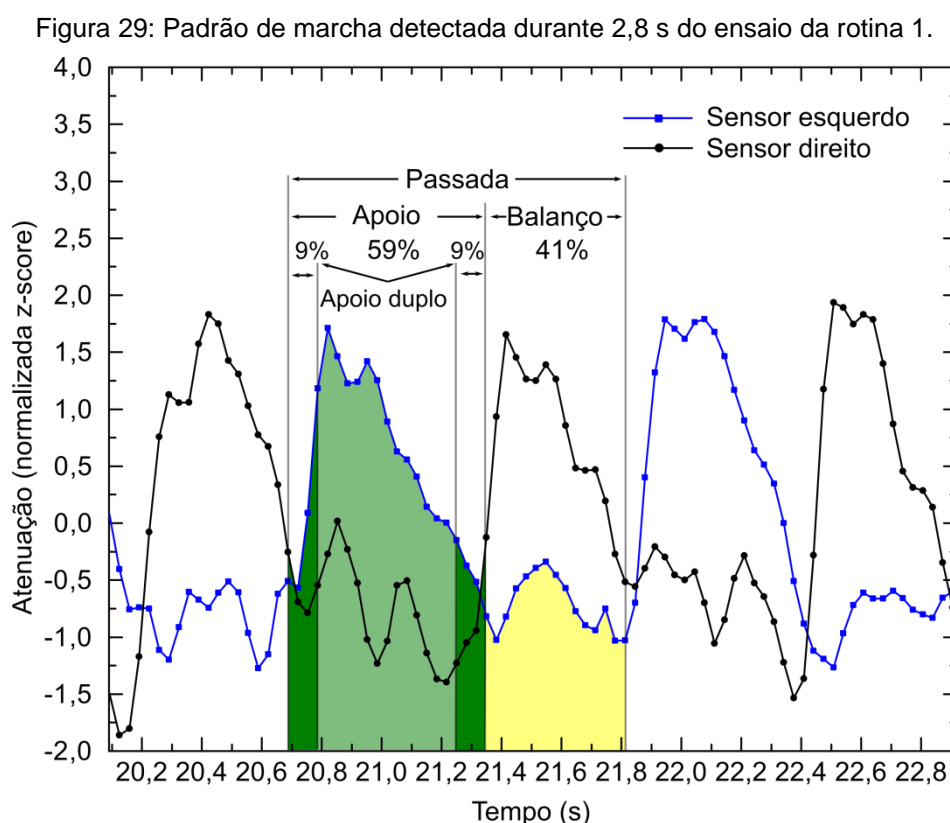
Os sinais periódicos e defasados captados pelos sensores carregam informações sobre as características da marcha.

Uma vez que as informações temporais não dependem das amplitudes das atenuações, optou-se por padronizar os dados utilizando-se o método z-score (Standard Score). Para isso, cada dado amostrado  $X$  foi subtraído da média  $\mu$  e dividido pelo desvio padrão  $\sigma$  conforme exibe a Equação 11.

$$z = (X - \mu) / \sigma \quad (11)$$

O motivo de escolha desse método decorre do fato da preservação dos intervalos de máximos e mínimos, alinhando os dados pela média estatística do conjunto. Dessa forma, pode-se sincronizar os sinais periódicos associados as FRS dos sensores esquerdo e direito, facilitando a identificação das variáveis temporais associadas a cada uma das fases das passadas e aos eventos que compõem cada uma das fases.

Por meio da Figura 29, exibem-se as curvas de atenuação associadas às FRS detectadas durante um intervalo de tempo de 2,8 s, que refletem o padrão de marcha resultante do ensaio realizado seguindo a rotina 1 (velocidade de marcha 4 km/h, usando calçado com amortecimento). Ilustram-se, nessa Figura, as informações do ciclo de marcha, como: tempo da passada, tempo da fase de apoio (evidenciado pela cor verde), tempo da fase de balanço (destacado pela cor amarela), tempo da subfase de apoio duplo (representado pela cor verde escuro) e o tempo da subfase de apoio simples (representado pela cor verde claro). Indicam-se nas legendas os sensores e o ciclo de marcha do sensor esquerdo.



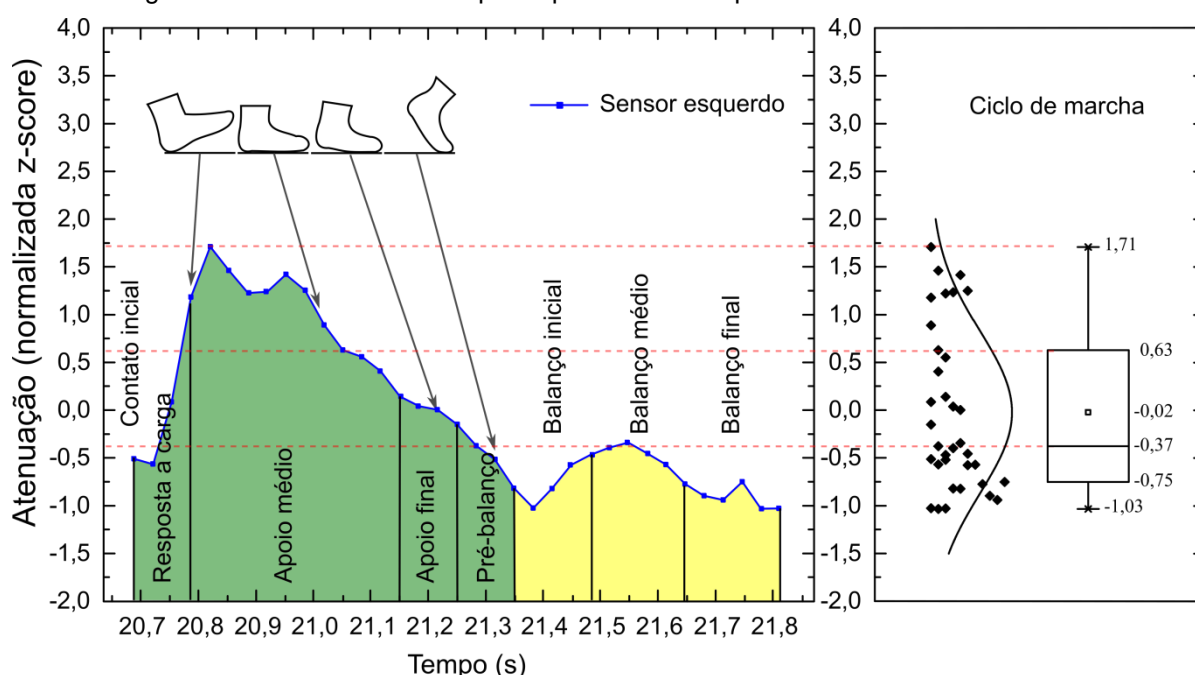
Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.6).

Utilizando a curva de atenuação associada a FRS, pôde-se ainda identificar os eventos que compõem o ciclo de marcha. Exibe-se, na Figura 30, a identificação desses eventos em um ciclo de marcha do ensaio da rotina 1, obtidos a partir do sensor esquerdo. Ilustram-se, na Figura, as classificações e posturas do pé em relação aos eventos realizados durante a fase de apoio (identificado pela cor verde)

e da fase de balanço, sinalizado em amarelo. Indicam-se nas legendas os eventos que compõe o período do ciclo de marcha.

Adicionalmente, na Figura 30, exibe-se um gráfico estatístico. Esse diagrama de caixa (*boxplot*) representa a distribuição estatística dos pontos amostrados referentes a atenuações do ciclo da marcha geradas por FRS. Por meio do *boxplot*, podem-se avaliar características do conjunto de dados, como: máximo, mínimo, média, dispersão, assimetria e *outliers* (medidas discrepantes).

Figura 30: Ciclo de marcha captado pelo sensor esquerdo no ensaio da rotina 1.



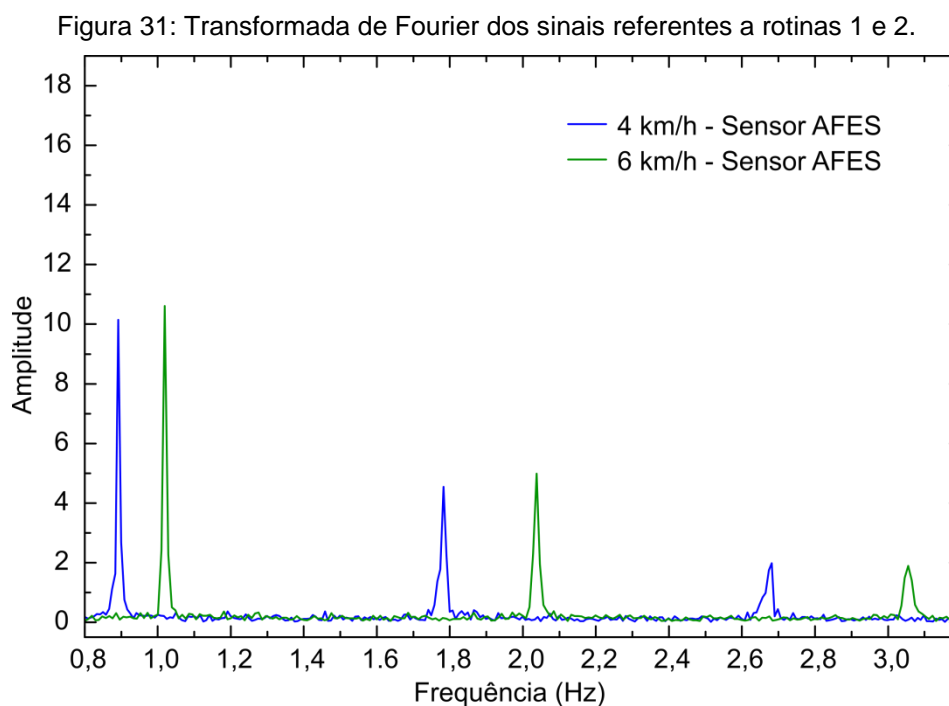
Fonte: Autoria própria.

Observa-se, no *boxplot*, que o limite superior identificado pelo valor de 1,71 (z-score) representa o maior valor de atenuação registrado na passada, enquanto o limite inferior de -1,03 (z-score) refere-se à menor atenuação. Verifica-se também que o primeiro quartil do *boxplot* contém majoritariamente os menores valores de atenuações e, por isso, pode ser associado à fase de balanço. O segundo e terceiro quartis contêm dados das duas fases, sendo que o segundo possui maior quantidade de amostras relacionadas à fase de balanço, enquanto o terceiro quartil contém, majoritariamente, amostras relacionadas à fase de apoio. Por fim, o quarto quartil contém apenas amostras referentes à fase de apoio.



A assimetria da distribuição dos dados demonstrada no *boxplot* é gerada pela pouca variação de intensidade durante a fase de balanço, enquanto a maior dispersão é gerada pelas maiores variações de intensidade associadas à fase de apoio.

O comprimento da passada é uma das características que pode ser facilmente obtida por meio dos dados experimentais. Esse parâmetro é calculado dividindo-se a velocidade da marcha pela frequência do sinal detectado. A frequência é extraída por meio da transformada de Fourier do sinal amostrado. A Figura 31 apresenta o resultado da transformada de Fourier aplicada aos sinais amostrados durante as marchas, seguindo as rotinas 1 e 2.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.6).

Apresentam-se, na Tabela 3, os valores dos parâmetros da marcha obtidos nos ensaios realizados seguindo-se as rotinas 1 e 2, com ténis de corrida e velocidades de 4 km/h e 6 km/h respectivamente. Por meio da comparação entre essas rotinas é possível verificar diferenças temporais associados as atividades. A cadência é o quociente da divisão entre o tempo de 60 s pelo tempo do ciclo, multiplicado por dois (uma vez que um ciclo possui dois passos).

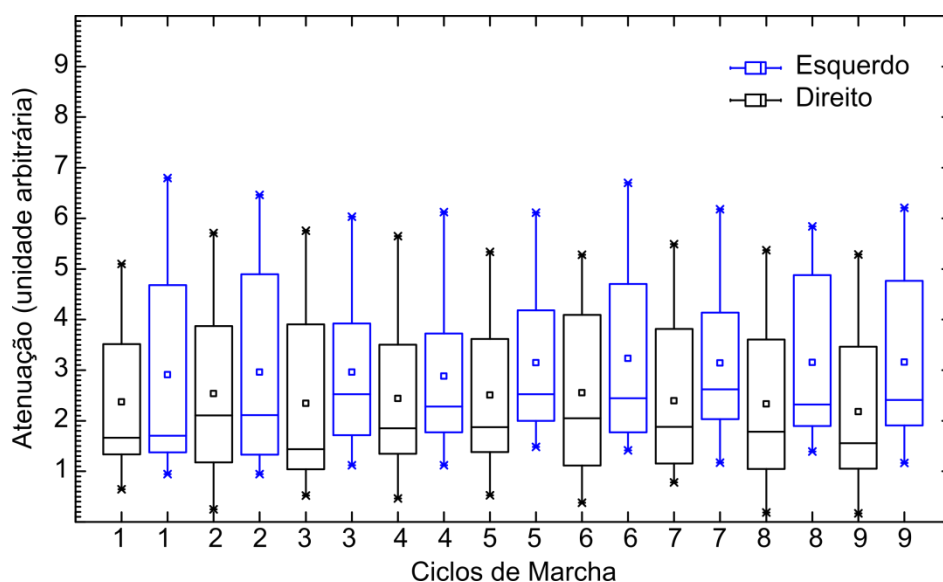


Tabela 3: Resultados obtidos dos ensaios da rotina 1 e 2.

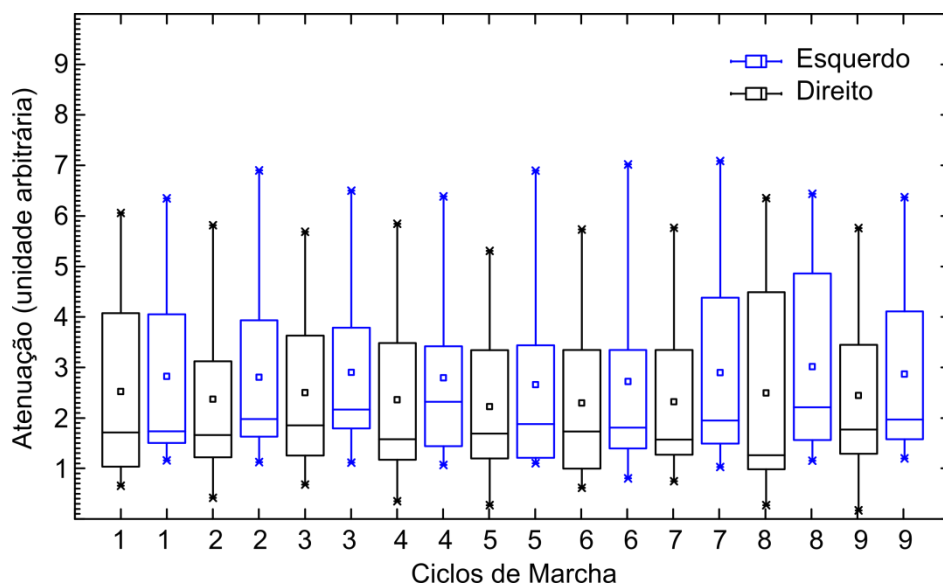
Parâmetros da marcha	Rotina 1	Rotina 2
Comprimento da passada (m)	1,25	1,64
Tempo do ciclo de marcha ou passada (s)	1,12	0,98
Tempo do passo (s)	0,56	0,49
Tempo de apoio duplo (s)	0,20	0,18
Tempo de apoio simples (s)	0,46	0,40
Tempo de apoio (s)	0,66	0,58
Frequência da passada (Hz)	0,89	1,02
Velocidade da marcha (km/h) ou (m/s)	4 ou 1,11	6 ou 1,67
Frequência da passada ou cadência (passos/min)	107	122

Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019b, p.6).

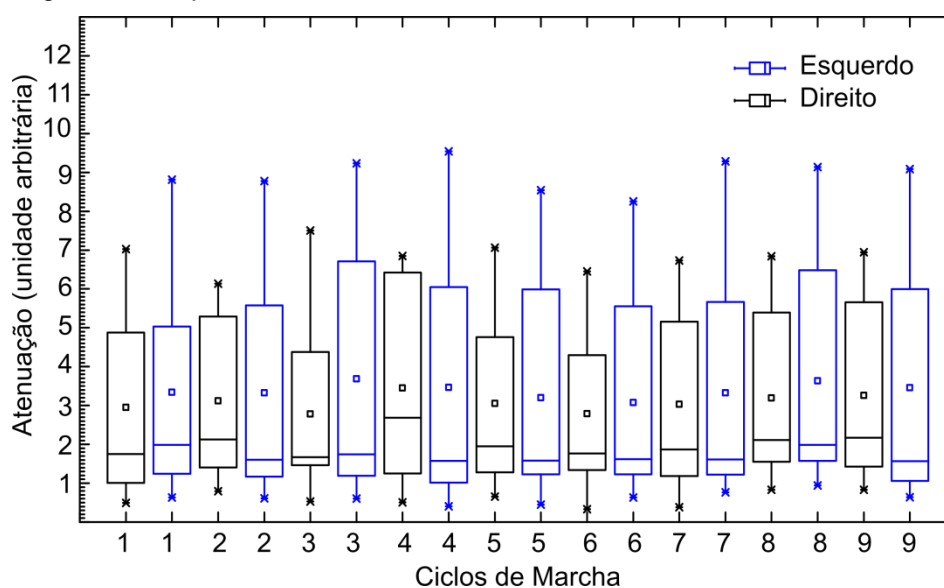
Adicionalmente, a marcha pode ser avaliada por meio de gráficos *boxplot*. Para isso, separaram-se do conjunto total dos dados os sinais de cada um dos ciclos da marcha. Apresentam-se, nas Figuras 32, 33 e 34, os *boxplots* contendo nove ciclos de marcha consecutivos, extraídos dos ensaios das rotinas 1, 2 e 3.

Figura 32: *Boxplot* de 9 ciclos de marcha consecutivos do ensaio da rotina 1.

Fonte: Autoria própria.

Figura 33: *Boxplot* de 9 ciclos de marcha consecutivos do ensaio da rotina 2.

Fonte: Autoria própria.

Figura 34: *Boxplot* de 9 ciclos de marcha consecutivos do ensaio da rotina 3.

Fonte: Autoria própria.

De modo geral, observou-se que a maior dispersão das amostras se mantém no terceiro e no quarto quartil, pois são relacionadas às maiores atenuações geradas na fase de apoio. Essa fase se caracteriza pelo aumento abrupto da FRS sobre o calcanhar, seguido da diminuição dessa reação.

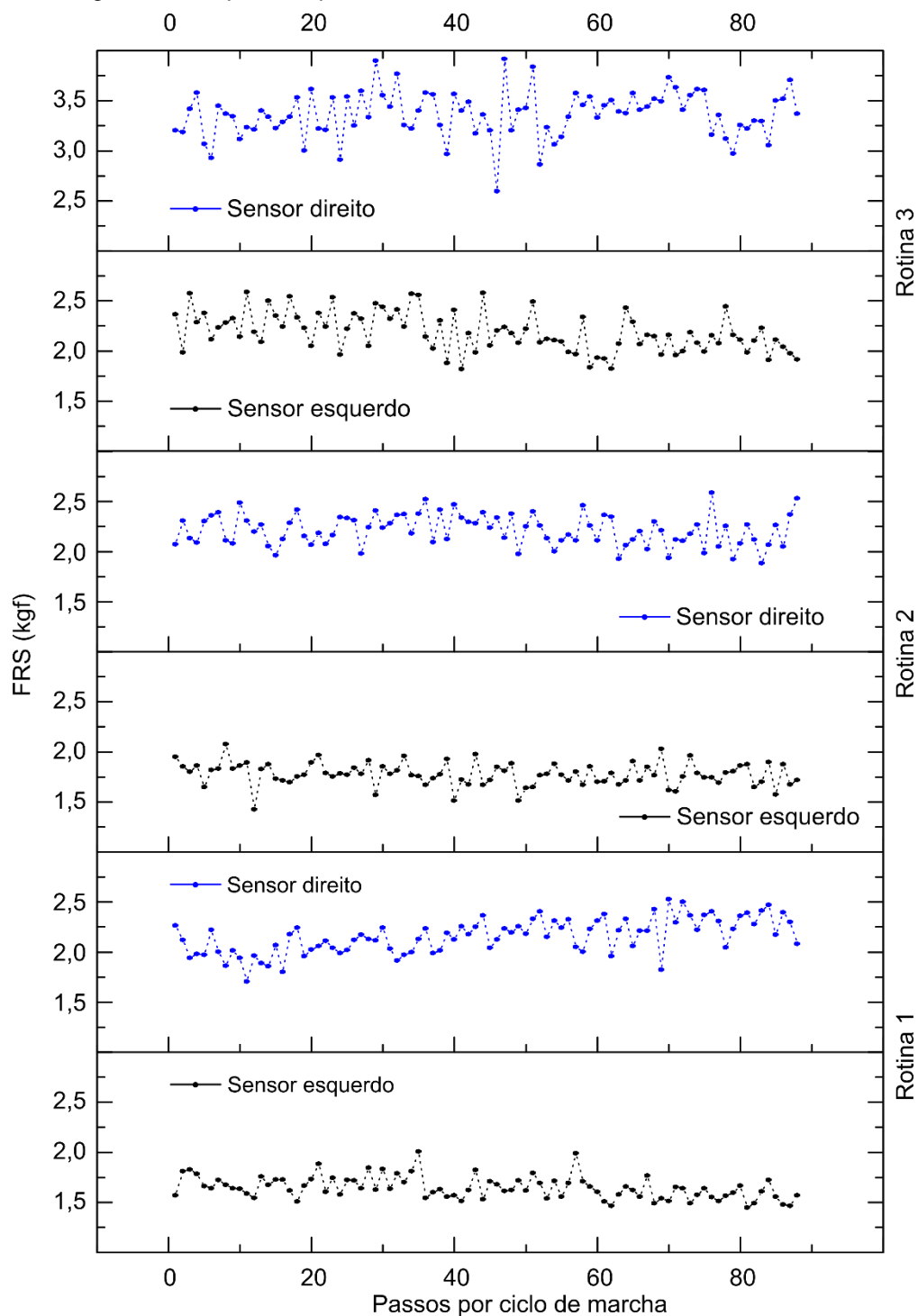
Verifica-se também que entre os *boxplots* dos sensores direito e esquerdo há uma diferença entre os mínimos. Essa diferença foi causada pela metodologia adotada de remoção de *off-set*, porque baseia-se no valor mínimo global (conjunto total dos dados amostrados).

Entre os *boxplots* exibidos nas Figuras 32 e 34, destacam-se as diferenças das amplitudes e dos valores máximos, sendo maiores as caixas estatísticas da Figura 34. Atribui-se essa diferença a maiores FRS causadas pela utilização de calçado sem sistema de amortecimento.

Alterando-se o foco da análise, podemos ainda extrair informações adicionais acerca das rotinas. Nessa abordagem, comparam-se as diferenças entre os ensaios, por exemplo, utilizando-se calçados com e sem sistema de amortecimento. Por meio dos valores de máximos de atenuações obtidos em cada um dos ciclos de marcha, obtêm-se as FRS. Para isso, aplicam-se os valores registrados de atenuação à uma equação polinomial de grau três utilizando os coeficientes obtidos por meio da curva de calibração apresentada pela Figura 22. Dessa forma, obtêm-se os valores de forças em unidades de kgf.

A Figura 35 mostra os resultados identificados em um gráfico contendo as FRS detectadas (passos por ciclo de marcha) e cada uma das rotinas ensaiadas. Por essa Figura, pode-se verificar visualmente que o sensor detectou picos de FRS diferentes a cada passo, demonstrando a capacidade de monitoração.

Figura 35: *Boxplot* dos picos dos ciclos de marcha das rotinas ensaiadas.

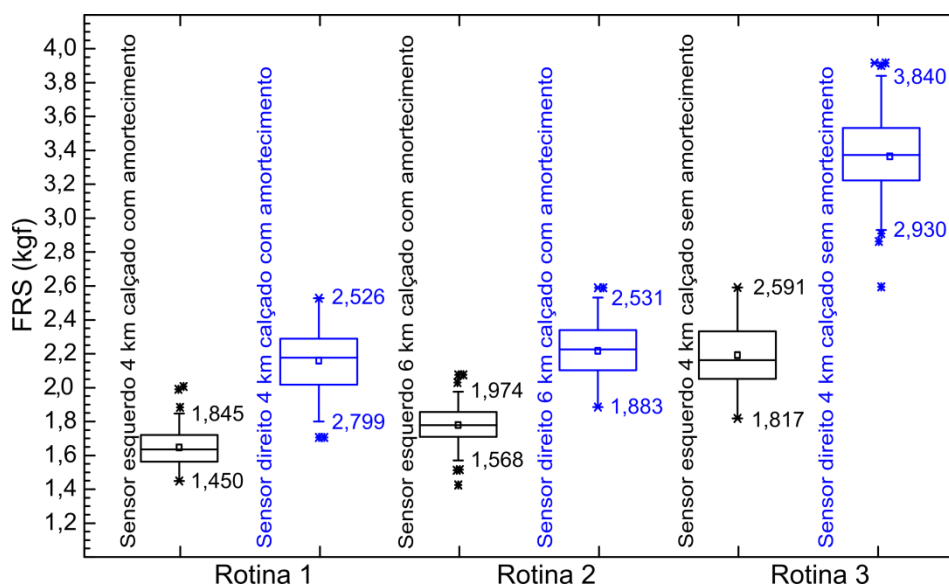


Fonte: Autoria própria.

Na Figura 36, apresenta-se um *boxplot* feito a partir dos valores de picos de FRS para cada uma das rotinas ensaiadas. Primeiramente, observa-se a presença de *outliers* nas rotinas 1, 2 e 3. Essa informação indica que a FRS detectada

(*outliers*) diferenciou-se muito das demais mantendo um grande afastamento numérico em relação ao conjunto amostrado e, diferenciando-se da curva de tendência. Esse dado pode ser interpretado como um indicador de instabilidade da marcha, uma vez que, representa valores anormais em relação à série. Verificou-se na rotina 1 que, 3,5% dos passos realizados pelo pé esquerdo foram marcados como *outliers*. Já para o pé e direito foram apenas 2,3%. Para a rotina 2, 6,8% e 2,3% dos passos realizados pelos pés esquerdo e direito respectivamente foram marcados como *outliers*. Por fim, não foram detectados *outliers* nos passos realizados com sapato pelo pé esquerdo, sendo que, para o pé direito, 6,8% dos passos foram marcados como *outliers*.

Figura 36: Boxplot dos picos dos ciclos de marcha das rotinas ensaiadas.



Fonte: Autoria própria.

Entre as rotinas 1 e 2, nas quais a velocidade é diferente, verifica-se que os valores máximos e de média das FRS são maiores para a velocidade ensaiada a 6 km/h. Por fim, comparando-se as rotinas de mesma velocidade, mas com diferentes calçados, observa-se uma notória diferença entre as amplitudes da FRS que, como esperado, apresentam-se maiores para a rotina realizada com o calçado sem sistema de amortecimento.

Resumem-se, na Tabela 4, as médias das FRS monitoradas nos calcanhares para cada uma das rotinas ensaiadas.

Tabela 4: FRS médias obtidas por meio dos ensaios das rotinas 1, 2 e 3.

Rotina	Sensor	Velocidade (km/h)	Calçado	Média FRS máxima (kgf)
1	Direito	4	1	1,645 ± 0,113
1	Esquerdo	4	1	2,157 ± 0,174
2	Direito	6	1	1,776 ± 0,115
2	Esquerdo	6	1	2,216 ± 0,157
3	Direito	4	2	2,189 ± 0,197
3	Esquerdo	4	2	3,364 ± 0,233

Fonte: Autoria própria.

Por meio da Tabela 4, observa-se que, entre os ensaios realizados utilizando o mesmo calçado, porém, com variação da velocidade, a FRS à velocidade de 6 km/h foi 9% maior do que a FRS à velocidade de 4 km/h. Verifica-se que esse comportamento é análogo ao descrito em literaturas correspondentes. Estudos relatam que, ao aumentar a velocidade da marcha, aumenta-se a força de reação do solo (KELLER et al., 1996; NILSSON; THORSTENSSON, 1989).

Comparando-se as FRS em diferentes calçados, mas mantendo a velocidade, a força de reação foi aproximadamente 33% maior para o calçado sem amortecimento do pé Direito e 56% maior para o calçado sem amortecimento do pé Esquerdo.

Pesquisas demonstram que há modificação das forças de reação ao solo durante a marcha em função da dureza dos materiais que constituem o calçado. Esses trabalhos sugerem que não é apenas o material da entressola que produz influência nas forças envolvidas na marcha, mas também a flexibilidade do calçado como um todo. Logo, os autores indicam que calçados com menos amortecimento respondem com maior intensidade de forças (LY et al., 2010; MUNIZ; BINI, 2017; RUDER et al., 2015).

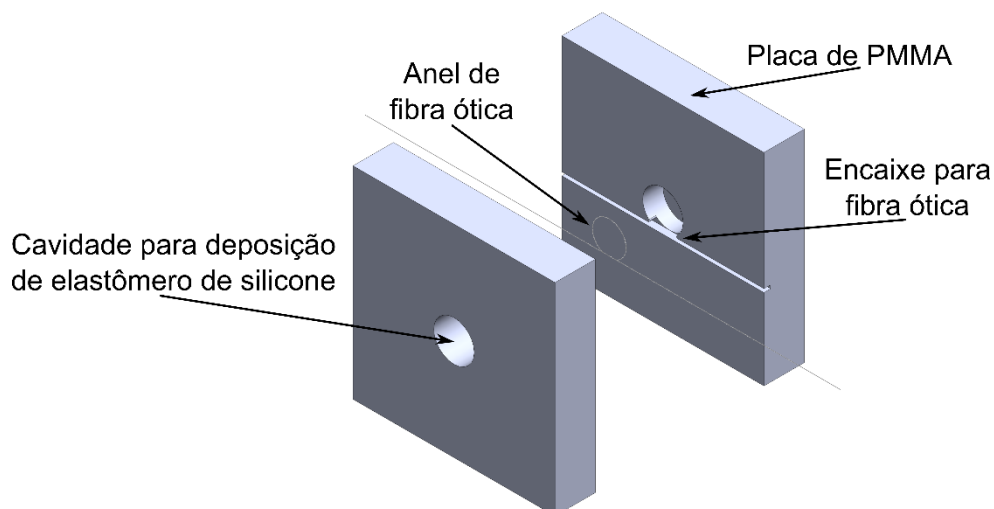
## 4 PALMILHA INSTRUMENTADA COM TRÊS ELEMENTOS SENSORES

Neste capítulo disserta-se sobre o desenvolvimento de uma palmilha instrumentada com três sensores óticos aplicada à monitoração das regiões do retropé, do mediopé e do antepé. São apresentados, o processo de fabricação das palmilhas, as atualizações do sistema interrogador e os resultados dos ensaios experimentais.

### 4.1 FABRICAÇÃO DA PALMILHA

Para atender ao propósito de monitoramento de múltiplos pontos plantares, optou-se pela fabricação de uma palmilha. Para tanto, foram fabricados 6 pré-sensores de macrocurvatura com formato cilíndrico, a partir de anéis encapsulados, com 6 mm de diâmetro. Um molde foi especialmente projetado para conferir ao pré-sensor o formato cilíndrico, uma vez que essa geometria facilita o posicionamento e a fixação dos pré-sensores no molde da palmilha. O molde dos pré-sensores foi constituído por duas placas de PMMA com as dimensões de 30 x 30 x 6 mm. Em uma das peças foi produzida uma cavidade que atravessou a placa e, na outra, uma cavidade de igual diâmetro, mas com uma profundidade de 3 mm. As perfurações foram feitas no centro da placa, conferindo alinhamento dos orifícios quando as placas são sobrepostas. A Figura 37 exibe um diagrama esquemático do molde dos pré-sensores.

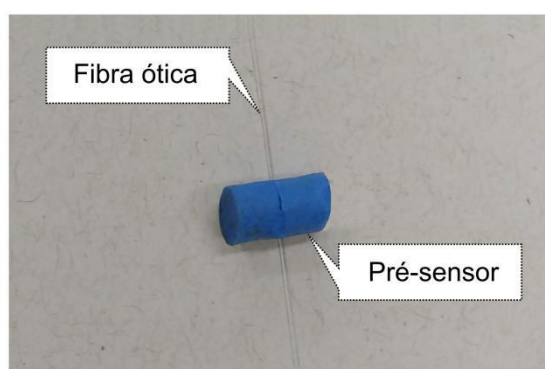
Figura 37: Diagrama esquemático do molde do pré-sensor.



Fonte: Autoria própria.

A confecção do pré-sensor começa pela inserção do anel de fibra ótica dentro do encaixe proporcionado por uma fenda linear produzida na superfície de uma das placas do molde. Posteriormente, fecha-se o molde unindo as placas. Por fim, preenche-se a cavidade cilíndrica com elastômero de silicone. Após a cura do elastômero, é obtido o pré-sensor. A Figura 38 exibe uma imagem do pré-sensor após a remoção do molde.

Figura 38: Imagem do pré-sensor.



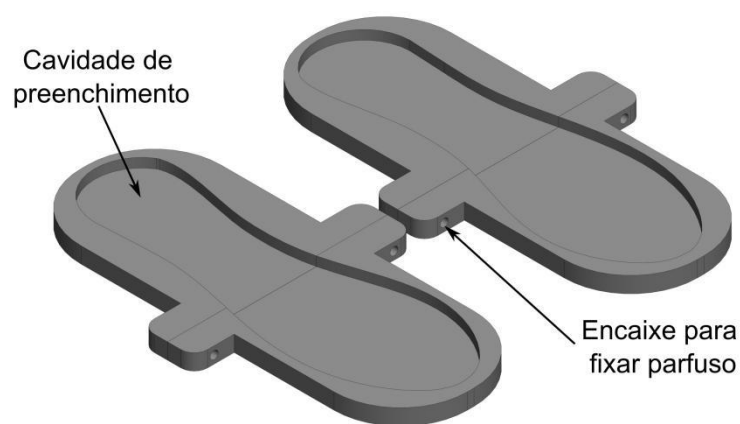
Fonte: Autoria própria.

O propósito dessa etapa construtiva foi facilitar e garantir o adequado posicionamento dos sensores de macrocurvatura na palmilha, de maneira que os anéis de fibras óticas fiquem contidos no plano normal a superfície da palmilha.



Para a fabricação das palmilhas foi necessário projetar e produzir moldes específicos. Nessa etapa, foi utilizada uma impressora 3D para a fabricação dos moldes. O material utilizado para a impressão foi o filamento ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene* - Acrilonitrila butadieno estireno). Na Figura 39 pode ser observada a vista isométrica do projeto do molde das palmilhas. Cada molde foi projetado e impresso em duas partes, visando facilitar o desmolde da peça durante o processo de fabricação da palmilha.

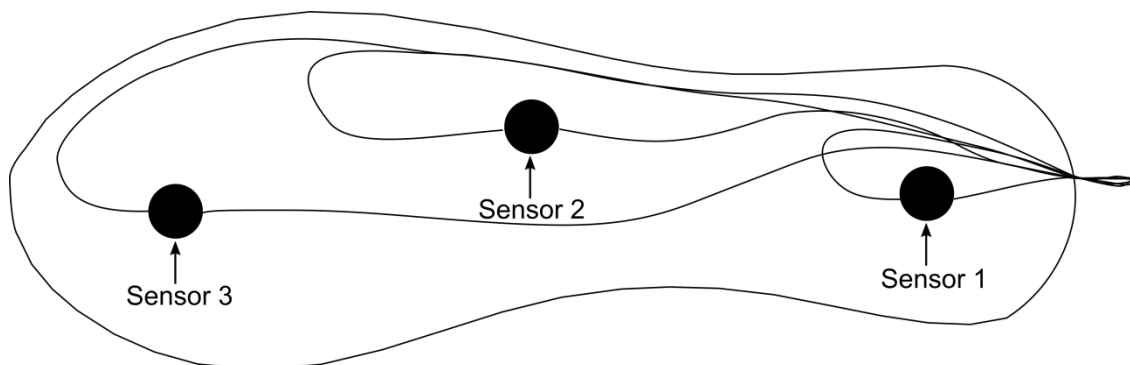
Figura 39: Vista isométrica do projeto 3D do molde da palmilha.



Fonte: Autoria própria.

A fabricação da palmilha inicia-se pelo posicionamento e fixação dos pré-sensores sobre a cavidade de cada um dos moldes. As regiões de fixação foram definidas para monitoração do retopé, mediopé e antepé. Dessa forma, é possível também, adquirir a informação sobre a postura do pé associada ao contato com solo, ou seja, se o membro inferior toca o solo primeiro utilizando apenas o retopé ou simultaneamente com o mediopé ou ainda meramente com o antepé. As regiões pré-definidas são exibidas na Figura 40.

Figura 40: Posicionamento dos sensores na palmilha



Fonte: Autoria própria.

Após o posicionamento dos pré-sensores, o elastômero de silicone previamente preparado foi depositado na cavidade do molde até o seu completo preenchimento. A Figura 41 exibe uma imagem do preenchimento de um dos moldes por elastômero de silicone.

Figura 41: Fabricação da das palmilhas instrumentadas.



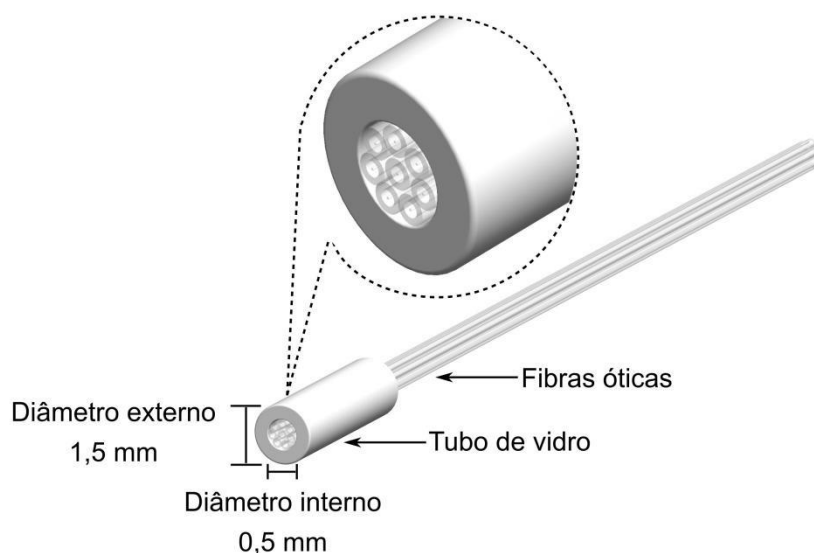
Fonte: Autoria própria.

É importante ressaltar que não foram adicionadas partículas de  $\text{SiO}_2$  na fabricação dos pré-sensores e das palmilhas. Isso porque, em ensaios preliminares,

foi observado que o volume de elastômero da palmilha proporciona resistência mecânica adequada para suportar a carga empregada neste trabalho. Para ambos, pré-sensores e palmilhas, o processo de cura foi realizado em temperatura ambiente pelo período de 24h.

Uma vez que cada palmilha contém 3 sensores, são necessárias 3 fibras óticas por palmilha para transmitir os sinais dos sensores e uma para o sinal de referência. Portanto, considerando as duas palmilhas, são necessárias 7 fibras óticas. Para acoplar a luz emitida por um LED às 7 fibras, foi confeccionada uma ponteira contendo as extremidades das fibras. Esse procedimento foi realizado inserindo as fibras dentro de um capilar de vidro com 6 mm de comprimento e diâmetro interno de 0,5 mm. Para facilitar a fixação e o alinhamento dentro do capilar, evitando folga e possíveis deslocamentos, foi acrescentada uma oitava fibra usada somente para preencher o espaço vazio. O mesmo procedimento foi utilizado para confeccionar a ponteira de saída do sinal. A Figura 42 exibe um diagrama esquemático da montagem das ponteiras de entrada e saída de sinal.

Figura 42: Ilustração da montagem das faces de entrada e saída ótica.

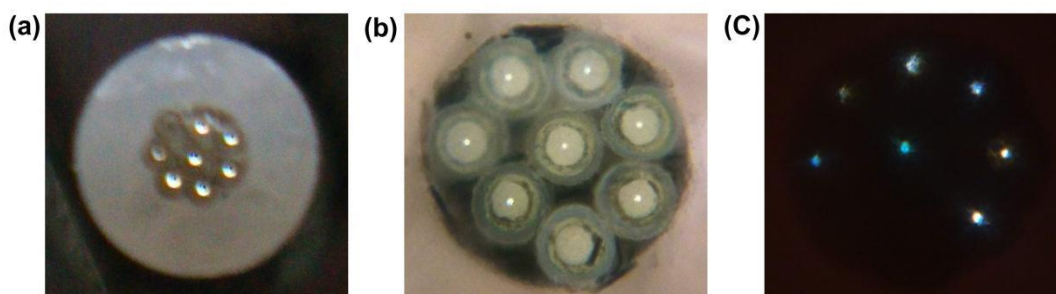


Fonte: Autoria própria.

Após a montagem das ponteiras, as faces capilares contendo as fibras óticas foram lixadas e polidas para permitir um acoplamento adequado da luz na entrada e reduzir o espalhamento na saída. A Figura 43 exibe três imagens da

ponteira de saída. A imagem da seção reta da ponteira é mostrada na Figura 43 (a), enquanto a Figura 43 (b) apresenta uma imagem ampliada que permite a visualização do feixe de fibras óticas. Na Figura 43 (c) pode-se ver a luz transmitida quando luz branca é acoplada ao conjunto.

Figura 43: Face de saída ótica.



Fonte: Autoria própria.

## 4.2 ATUALIZAÇÃO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

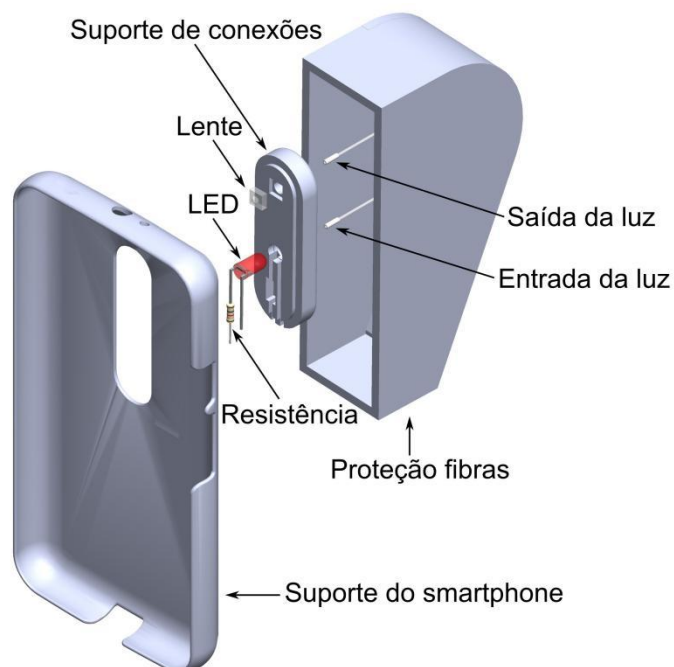
Para possibilitar a interrogação simultânea de 6 sensores, foi necessário desenvolver uma expansão do sistema de aquisição de dados. O método de multiplexação manteve-se o mesmo, ou sejam, com base na topologia de rede do tipo paralelo – transmissão por endereçamento espacial. Para isso, um suporte para *smartphone* com componentes modulares foi projetado e fabricado utilizando a tecnologia de impressora 3d.

O componente principal dessa atualização foi a lente. Isso porque, para haver a multiplexação é necessário obter uma separação espacial entre os sinais detectados, de forma que não ocorra sobreposições. Para isso, foi utilizado uma lente com distância focal de  $(0,5 \pm 0,05)$  cm instalada no suporte na área correspondente a posição da câmera do *smartphone*.

A Figura 44 exhibe os módulos projetados incluindo, o suporte do *smartphone*, o suporte ótico e a proteção das fibras. O suporte ótico é o componente do conjunto que abriga as peças relacionadas ao sistema de iluminação (LED), as faces de entrada e saída (fibras óticas) e a lente. Observa-se que nessa versão do

sistema, não foram utilizadas conexões nas fibras óticas, portanto, o aparato ficou mais simples em relação ao sistema utilizado com a calcanheira.

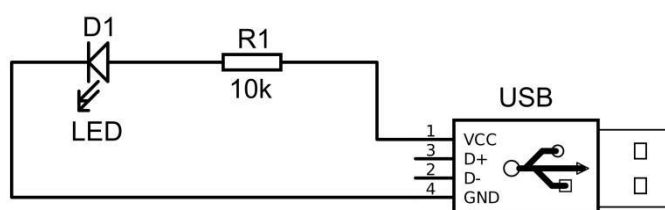
Figura 44: Vista dos componentes do sistema de aquisição de dados.



Fonte: Autoria própria.

A energia elétrica necessária para ativar o LED é fornecida por uma conexão do tipo USB, que pode ser conectada diretamente ao próprio *smartphone*, neste caso, utilizando-se de um cabo adaptador ou ainda, por meio de um carregador de bateria portátil (*Power Bank*). A figura 45 exibe o circuito elétrico de ativação do LED.

Figura 45: Circuito eletrônico de alimentação do LED.



Fonte: Autoria própria.

Complementarmente a Figura 46 ilustra a aparência parcial (sem smartphone) do sistema de aquisição de dados atualizado quando todos os módulos impressos estão conectados.

Figura 46: Ilustração do novo sistema de aquisição de dados sem *smartphone*.



Fonte: Autoria própria.

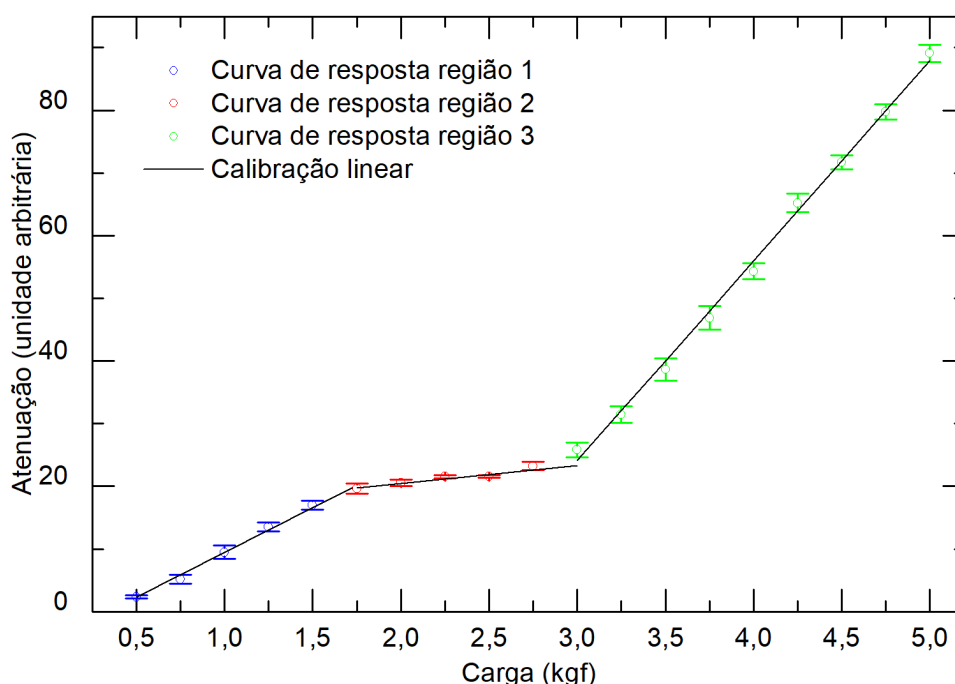
#### 4.3 CARACTERIZAÇÃO DA PALMILHA

Utilizou-se nesta etapa a mesma metodologia de caracterização descrita na seção 3.4.1. Constata-se, no entanto, que a adição e a subtração das cargas foram diferentes. Nesse sentido, o passo adotado nas fases de adição e subtração de carga foi de 0,25 kgf para cargas variando entre 0,50 kgf e 5,00 kgf. O procedimento foi realizado nas duas palmilhas, em cada um dos sensores de forma individual, utilizando uma área de contato de 1,13 cm<sup>2</sup> produzida por cilindros colados sobre a superfície da palmilha, na posição dos sensores. Portanto, para cada elemento sensor encapsulado nas palmilhas, obteve-se as respectivas curvas de respostas, em relação a diferentes cargas.

Após a análise dos dados, constatou-se que as curvas de respostas entre os sensores mantiveram características semelhantes. Observou-se também, que a curva de resposta foi diferente em relação a curva de resposta produzida pela calcaneira. Isso ocorreu porque o elastômero de silicone utilizado na constituição

das palmilhas foi diferente. Na calcanheira foi utilizado aditivos no elastômero de silicone, ao passo que, na palmilha apenas o elastômero de silicone. A Figura 47 exibe o gráfico em relação ao sensor 1 (posição do calcanhar) da palmilha direita. Nessa Figura, demonstram-se a curva de resposta do sensor e os três ajustes lineares que são referentes a calibração do sensor em três regiões de sensibilidade diferentes. Cada ponto do gráfico corresponde à média dos dados obtidos sob condições de repetibilidade. As barras de erros representam as incertezas combinadas, calculadas utilizando a Equação 8.

Figura 47: Curva de resposta em função de cargas.



Fonte: Autoria própria.

O sistema apresentou sensibilidades de  $(14,30 \pm 0,64)$ ,  $(2,81 \pm 1,02)$  e  $(31,91 \pm 0,64)$  int/kgf para as regiões 1, 2 e 3 respectivamente.

Foi definido como metodologia utilizar a região 3 para demonstrar as características metrológicas, uma vez que, no ensaio dinâmico foi verificado que aproximadamente 83% dos picos de intensidades detectados encontram-se nesta faixa de 3 kgf e 5 kgf. A Tabela 5 exibe as características metrológicas extraídas da região 3 da curva de calibração.

Tabela 5: Características metrológicas individuais dos sensores da palmilha.

	<b>Características</b>	<b>gf</b>	<b>Tipo de incerteza</b>	<b><math>u_i</math> (gf)</b>	<b><math>\nu_i</math></b>
Sensor	Resolução	0,1	B	> 0,1	$\infty$
	Repetibilidade	59,9	A	59,9	17
	Lineariedade	53,0	B	30,6	$\infty$
	Histerese	491,8	B	283,9	$\infty$
Máquina de teste	Resolução	10	B	5,8	$\infty$
Fonte ótica	Estabilidade	3,7	A	3,7	19
Incerteza combinada				2,9 x 10 <sup>2</sup>	
Incerteza expandida				5,8 x 10 <sup>2</sup>	

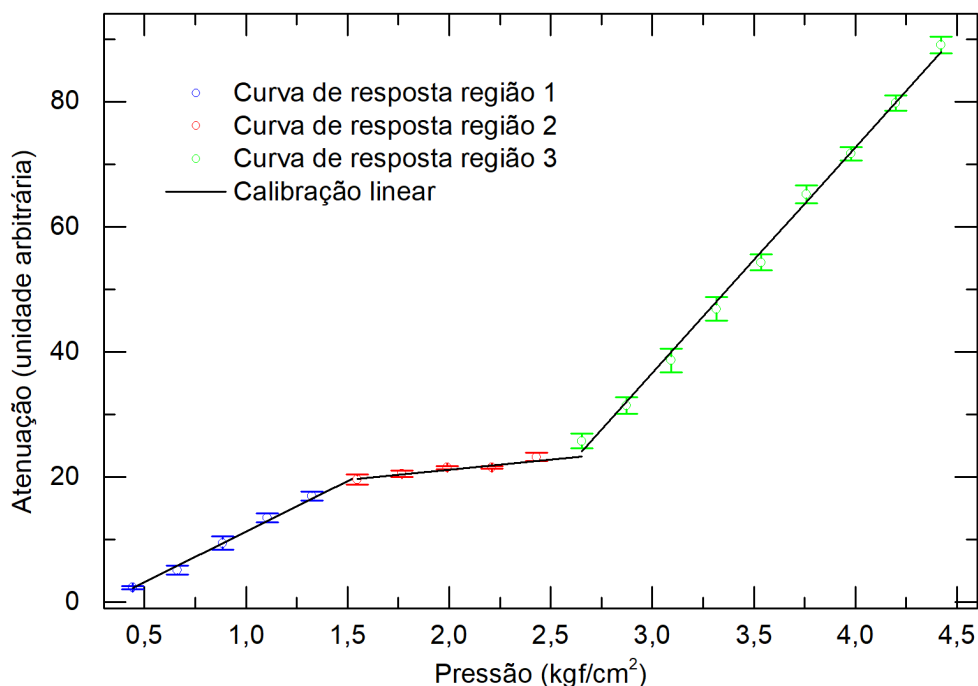
Fonte: Autoria própria.

Para essa região, o sensor apresentou incertezas de  $2,9 \times 10^2$  gf e  $5,8 \times 10^2$  gf para intervalos de confiança de 68,27% e 95,45%, respectivamente. Obteve-se a expansão da incerteza combinada  $U^{95,45}$  por meio das equações 9 e 10, onde,  $\nu_{\text{eff}} = 7.741,72$  e  $k^{95,45\%} = 2$ , considerando-se os graus de liberdade  $u_r$  e  $u_{\text{saq}}$  de 17 e 19, respectivamente, e para as demais incertezas do tipo B como  $\infty$ .

Foi obtida também uma curva de calibração em função da pressão, que é apresentada na Figura 48. Neste caso, o sistema forneceu sensibilidades de  $(16,1 \pm 0,7)$  e  $(3,2 \pm 1,1)$   $(\text{kgf}/\text{cm}^2)^{-1}$  para as regiões 1 e 2 respectivamente. Já a sensibilidade em função da atenuação para o intervalo da região 3, foi de  $(36,1 \pm 0,7)$   $(\text{kgf}/\text{cm}^2)^{-1}$ , com incertezas de  $0,26 \text{ kgf}/\text{cm}^2$  e  $0,52 \text{ kgf}/\text{cm}^2$  para intervalos de confiança de 68,27% e 95,45%, respectivamente.



Figura 48: Curva de resposta e calibração em função de cargas



Fonte: Autoria própria.

Uma vez que não foram utilizadas conexões, observou-se que, em relação ao sistema utilizado na calcanheira, a amplitude do sinal ótico foi maior. Além disso, também foi observada uma menor incerteza associada a estabilidade da fonte ótica. Atribui-se a isso, a qualidade da fonte de energia elétrica utilizada para alimentar o sistema do LED. Embora a amplitude no sinal tenha sido diferente em relação ao sistema da calcanheira, os sensores apresentaram comportamentos semelhantes. Isso destaca a boa reprodutibilidade dos sensores.

#### 4.4 ENSAIO COM AS PALMILHAS INSTRUMENTADAS

##### 4.4.1 Sistema sensor

Para realizar o ensaio com as palmilhas instrumentadas, foi fabricado um par de calçados composto por um solado de borracha comum e elementos de fixação feitos a partir de fechos de contato. Nessa proposta, as palmilhas foram

posicionadas dentro dos calçados, e por não haver laterais, elas se adaptaram sem deformações.-A Figura 49 exibe uma imagem do aparato montado.

Figura 49: Montagem do sistema sensor



Fonte: Autoria própria.

O propósito do ensaio foi verificar a resposta das palmilhas instrumentadas na monitoração da marcha, por meio da detecção da FRS em pontos do retropé, do mediopé e do antepé. Para isso, o procedimento adotado para simular a marcha é o mesmo descrito no item 3.5 da seção 3 e exemplificado pela Figura 25. A execução dos movimentos foi realizada por meio de uma marcha de 6 passadas em linha reta.

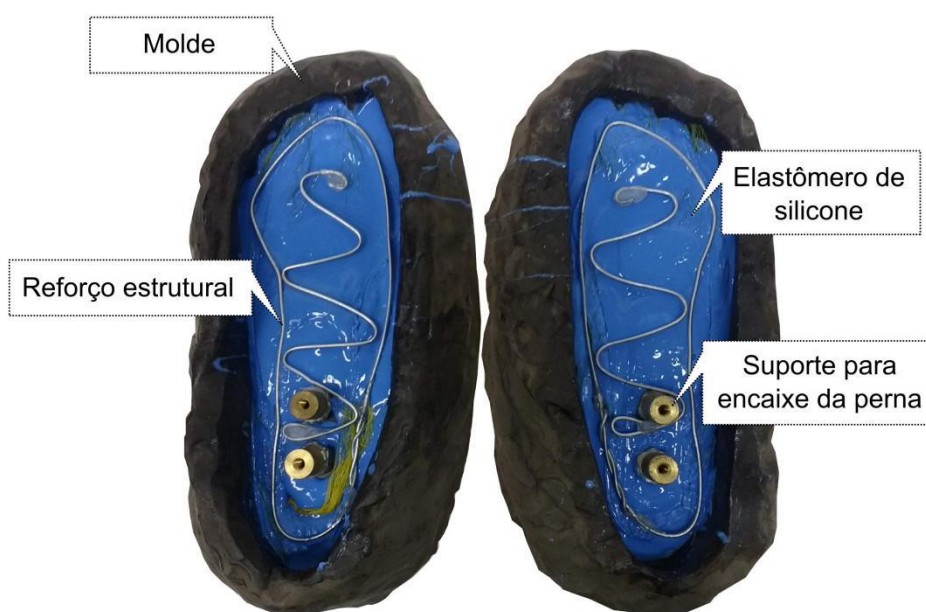
#### 4.4.1.1 Confecção dos modelos anatômicos para as simulações de marcha

Para uma melhor performance nos ensaios simulados com as palmilhas instrumentadas, optou-se por fabricar os modelos de pés artificiais. Para isso, foram confeccionados dois moldes utilizando-se de blocos de Montmorillonita (argila). Sobre os blocos, foram pressionados pés humanos, direito e esquerdo, até o material adquirir o formato dos membros. Após o processo de modelagem, os moldes foram curados de forma natural, ou seja, expostos ao ar livre por duas

semanas. O próximo passo foi aplicar nos moldes um revestimento desmoldante. Por meio desse processo, produziu-se um molde que copiou de maneira única o formato anatômico dos membros.

A fabricação dos modelos de pés foi realizada em duas etapas. Na primeira, preencheu-se parcialmente o molde com uma camada de elastômero de silicone com aproximadamente 8 mm de espessura. Após 2 horas de cura parcial do material, foram posicionados elementos estruturais dentro da forma. O objetivo dessa etapa foi criar uma superfície estável o suficiente para que os elementos estruturais não afundassem no elastômero de silicone. Na segunda fase, o espaço restante foi preenchido com o elastômero de silicone. A Figura 50 exibe os elementos estruturais posicionados dentro da forma antes do preenchimento total com elastômero de silicone. Por fim, a massa total dos pés direito e esquerdo após a cura do elastômero foi de  $(0,59 \pm 0,01)$  kgf e  $(0,62 \pm 0,01)$  kgf respectivamente.

Figura 50: Fabricação dos modelos de pés

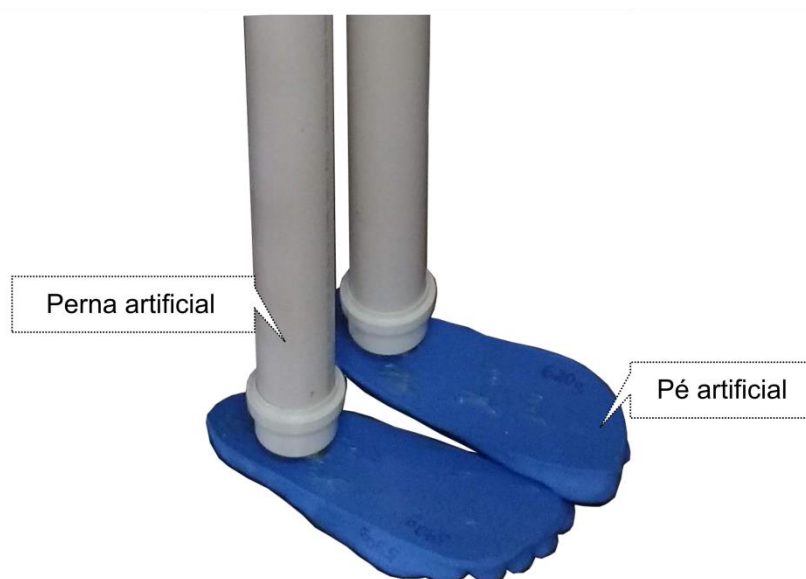


Fonte: Autoria própria.

Para suportar os membros, foram utilizados tubos de PVC (Policloreto de Vinila) de 40 mm de diâmetro. Com o propósito de aumentar a massa do conjunto, foi adicionada carga no interior dos tubos. Ao final, a massa dos pés direito e

esquerdo foi de  $(2,69 \pm 0,01)$  kgf e  $(2,79 \pm 0,01)$  kgf respectivamente. A Figura 51 exibe a imagem do protótipo. Para testar o sistema, foram mantidos na superfície de cada palmilha os três cilindros de contato utilizados durante a caracterização, o que permitiu a detecção das pressões aplicadas pelos membros artificiais. Além disso, durante a simulação de marcha, foi provocado um aumento da pressão sobre os sensores devido a influência do operador, uma vez que a simulação foi realizada de forma manual.

Figura 51: Modelo de pés para simulação de marcha.

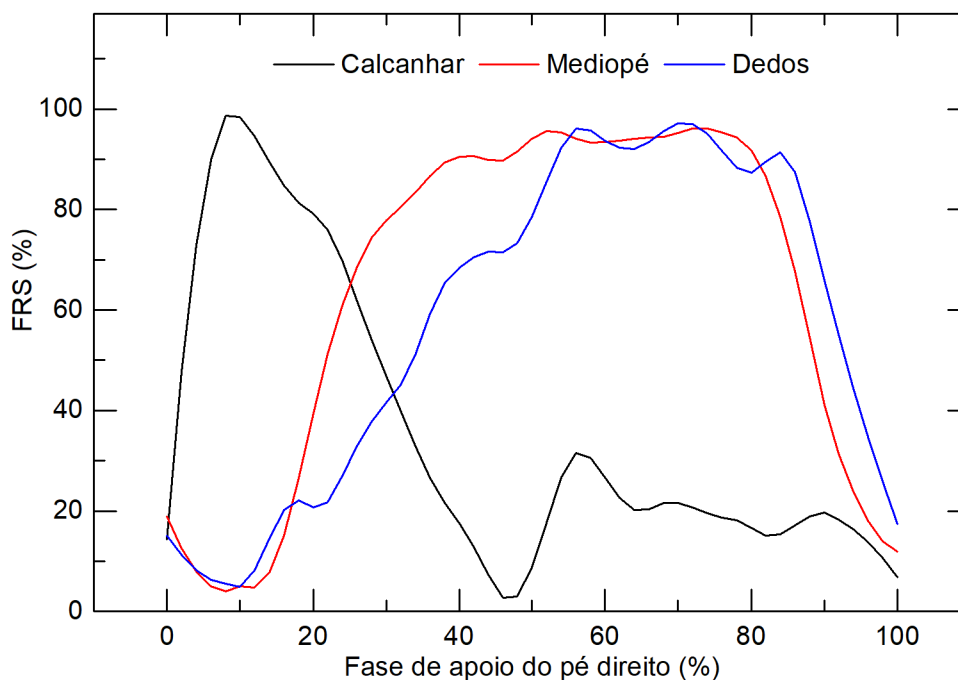


Fonte: Autoria própria.

#### 4.4.2 Resultados fornecidos pelo sistema sensor

Um dos resultados obtidos por meio do ensaio de caminhada simulada foi a curva característica das fases de apoio do ciclo da marcha. A Figura 52 exibe as respostas dos sensores encapsulados na palmilha direita durante um ciclo de marcha. Para permitir a comparação entre os dados, os valores de intensidade foram normalizados para uma escala de 0% a 100%.

Figura 52: Curva característica da fase de apoio, fornecida pelos sensores da palmilha direita.

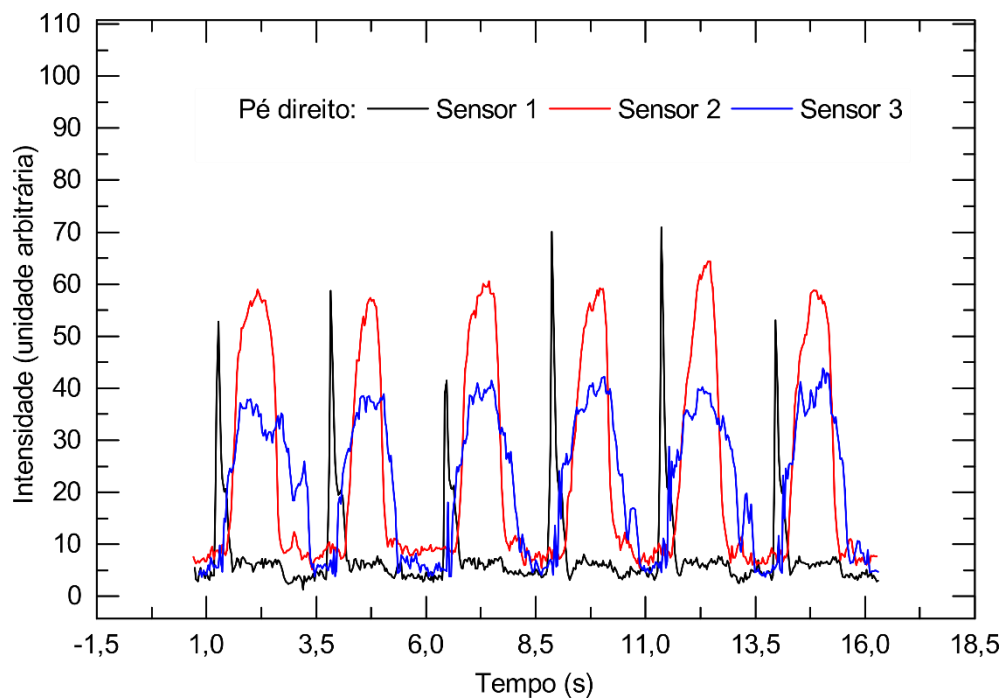


Fonte: Autoria própria.

Como pode ser verificado na Figura 52, o comportamento das FRS nos pontos monitorados é análogo ao reportado na literatura e abordado na seção 2.5.2 conforme exibido na Figura 8, demonstrando que as palmilhas possuem a capacidade de monitoração das FRS pontuais. Logo, a Figura 55 exhibe o momento em que o retropé (calcanhar), o mediopé e o antepé (região dos dedos) entram em contato com o solo durante a fase de apoio.

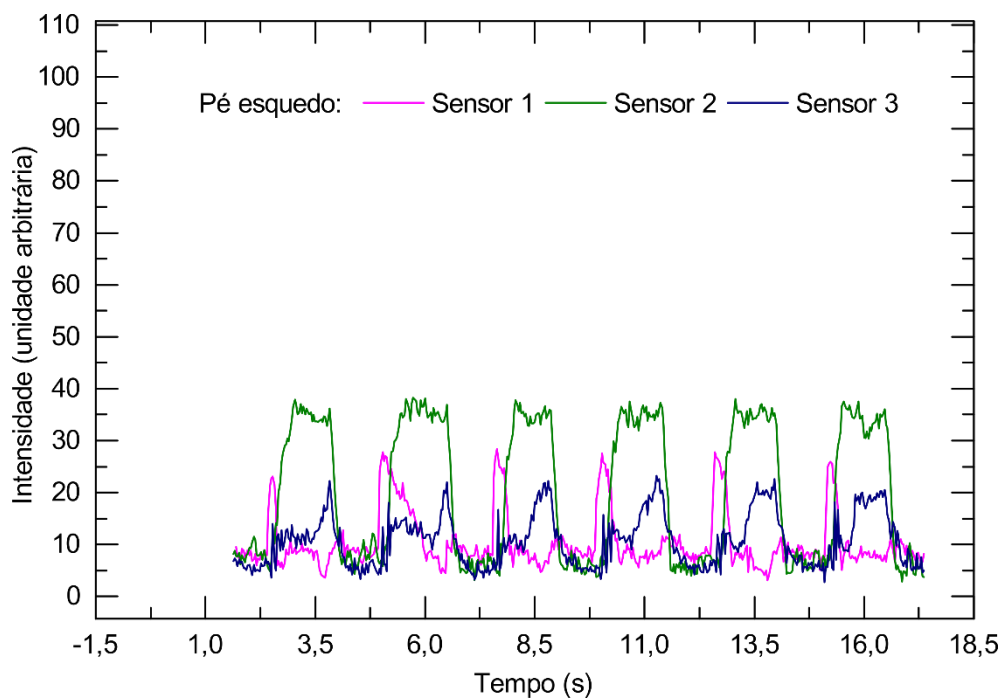
Uma amostra das respostas obtidas durante um ensaio com as palmilhas instrumentadas é exibida nas Figuras 53 e 54. Os sinais detectados pelos sensores são referentes a uma caminhada em linha reta. Durante o experimento, foram monitoradas as modulações das intensidades de luz transmitidas, causadas por FRS no antepé (sensor 3), no mediopé (sensor 2) e no retropé (sensor 1), dos pés direito e esquerdo, durante a marcha. Pode-se observar nos gráficos as variações de intensidades, as larguras e as separações temporais entre os períodos dos sinais de 3 sensores de um mesmo pé.

Figura 53: Padrão de marcha detectada durante ensaio pé direito.



Fonte: Autoria própria.

Figura 54: Padrão de marcha detectada durante ensaio pé esquerdo.



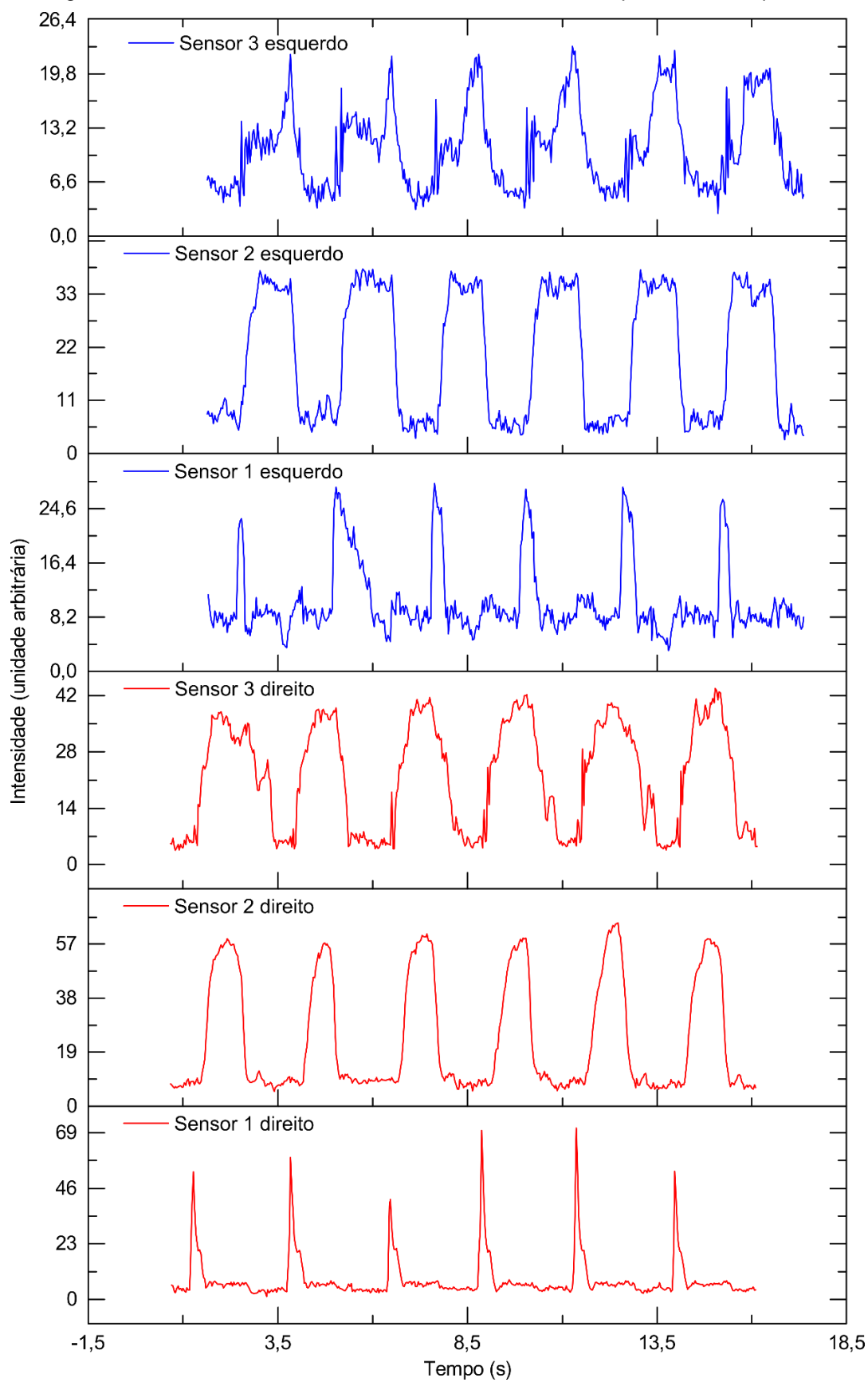
Fonte: Autoria própria.

Verifica-se nos gráficos apresentados nas Figuras 53 e 54 que os sinais referentes a cada passo foram diferentes. Isso indica que os movimentos foram assimétricos, de forma análoga a marcha humana, em que diferentes formas de apoio foram experimentadas. Nesse sentido, estudos relatam que há assimetria de movimentos entre os membros inferiores, inclusive sobre a influência de um membro dominante como fator de diferenciação entre os parâmetros biomecânicos em marchas normais (PEREIRA; SACCO, 2008; SADEGHI et al., 2000; KARAHARJU-HUISNAN et al., 2001).

Para facilitar a visualização dos sinais individuais, a Figura 55 apresenta os sinais amostrados separados com a escala vertical apresentada em variação de intensidade. Como era previsto, verifica-se nesta Figura que cada sensor captou uma resposta diferente. Isso se deve ao monitoramento de diferentes regiões plantares dos dois membros.

Contudo, ao analisar os sinais de forma isolada, pode-se verificar que há uma certa regularidade nos períodos das fases. Já em relação às intensidades, observa-se que os picos possuem variações mais destacadas, principalmente para o sensor 1, que corresponde ao sensor do calcanhar.

Figura 55: Padrão de marcha detectada durante ensaio com pé direito e esquerdo.



Fonte: Autoria própria.



Uma vez que o sistema possui capacidade de monitoração das regiões do antepé, do mediopé e do retropé, ele pode ser utilizado para determinar o padrão de apoio em marchas. Isso porque a região plantar que toca o solo primeiro pode variar. Essa informação pode ser utilizada para compor uma análise do desempenho da atividade (ALTMAN; DAVIS, 2012; PERL; DAOUD; LIEBERMAN, 2012; BREINE et al., 2016).

Além do padrão de apoio, o sistema foi capaz de identificar os parâmetros associados a marcha, exibidos na Tabela 6.

Tabela 6: Parâmetros da marcha

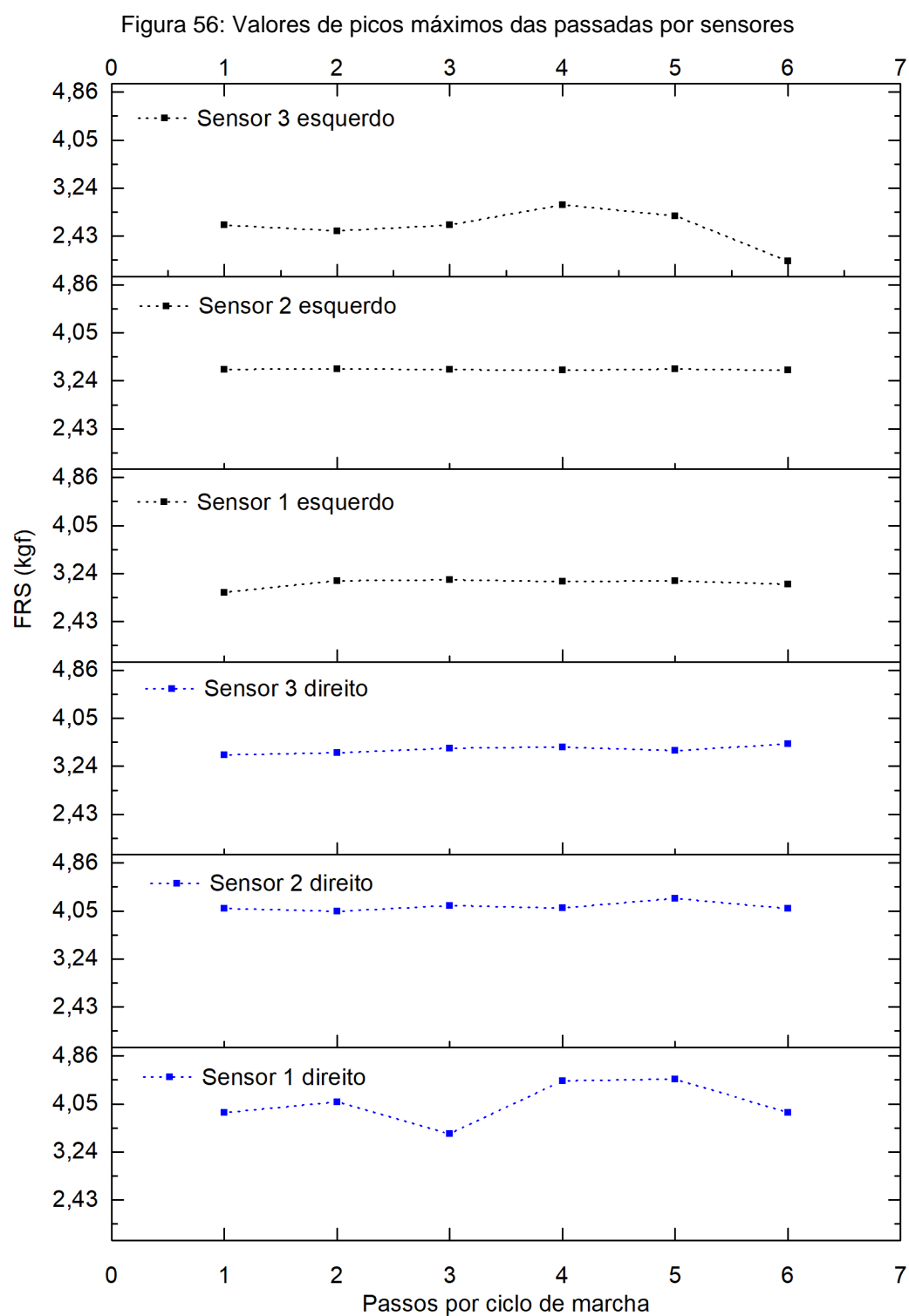
<b>Parâmetros da marcha</b>	<b>Resultados</b>
Comprimento da passada (m)	1,27
Tempo do ciclo de marcha ou passada (s)	2,49
Tempo do passo (s)	1,25
Tempo de apoio duplo (s)	0,97
Tempo de apoio simples (s)	0,73
Tempo de apoio (s)	1,70
Frequência da passada (Hz)	0,40
Velocidade da marcha (m/s)	0,51
Frequência da passada ou cadência (passos/min)	48

Fonte: Autoria própria.

As FRS máximas por ciclo de marcha também fornecem informações a respeito da estabilidade de cada passo. A Figura 56 exhibe as FRS máximas por ciclo de marcha para cada um dos sensores instalados nas palmilhas direita e esquerda. Por essa Figura, é possível verificar que o sensor detectou picos de FRS diferentes para cada elemento sensor. Observa-se também que a histerese não gerou contribuições significativas para a aplicação, uma vez que o sinal não apresentou uma linha de tendência cumulativa.

Em relação a região da curva de resposta que foi apresentada na Figura 47, apenas o sensor 3 esquerdo foi classificado na região 2, os demais foram classificados na região de operação 3. Essa diferença foi associada a pouca pressão exercida na nesta área, uma vez que, o modelo de pé (pé direito e pé esquerdo) utilizados possuem diferenças anatômicas. Logo, para este sensor a

curva de calibração utilizada para encontrar os valores de FRS máxima foi diferente (região 2).



Fonte: Autoria própria.

A Tabela 7 apresenta as médias das FRS máximas apresentadas na Figura 56.

Tabela 7: FRS máximas

<b>Membro</b>	<b>Sensor</b>	<b>FRS Máxima</b>
Direito	1	4,057 ± 0,354
	2	4,122 ± 0,077
	3	3,522 ± 0,068
Esquerdo	1	3,076 ± 0,079
	2	3,430 ± 0,009
	3	2,583 ± 0,319

Fonte: Autoria própria.

Como se pode verificar na Figura 56, o sensor 1 da palmilha direita e o sensor 3 da palmilha esquerda apresentaram uma variação da FRS diferenciada em relação aos outros elementos sensores. Atribui-se isso a uma folga na fixação do modelo de pé ao calçado na região do calcanhar. Dessa forma, foram gerados pequenos deslocamentos do calcanhar em relação ao elemento sensor da palmilha durante o ensaio. Por fim, destaca-se que o sistema atualizado em relação a calcanheira, além de possuir maior capacidade de monitoramento, também atendeu ao requisito de portabilidade e facilidade de uso.

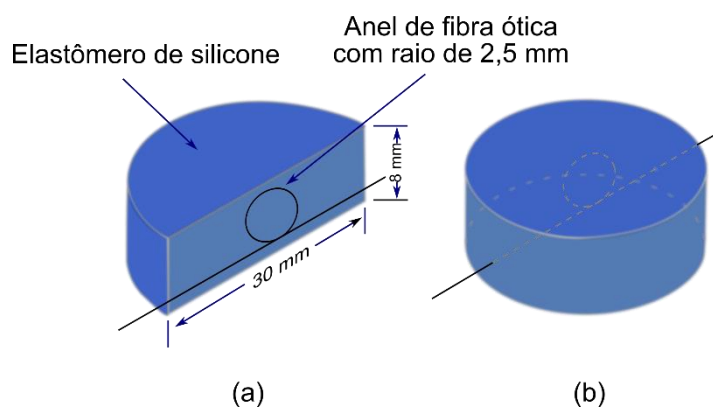
## 5 MULTIPLEXAÇÃO DE UM CONJUNTO DE SENSORES EM SÉRIE

Os sensores aplicados nas palmilhas foram desenvolvidos e interrogados usando um *smartphone*, por meio de uma simples técnica de multiplexação de endereçamento espacial (topologia de rede do tipo paralelo). Com o objetivo de otimizar as conexões dos sensores, foi estudada a possibilidade de multiplexação em intensidade e comprimento de onda por meio de um canal único de entrada e saída de sinal. Dessa forma, uma única fibra ótica poderia ser usada, o que contribuiria como uma melhoria futura do sistema em relação à simplificação do processo produtivo e na redução de matéria prima utilizada. Logo, neste capítulo aborda-se o desenvolvimento de uma técnica de multiplexação por comprimento de onda em série, com 6 sensores óticos, aplicada à monitoração de cargas. São apresentados, o processo de fabricação, o sistema interrogador e os resultados dos ensaios experimentais.

### 5.1 FABRICAÇÃO DOS SENSORES

O arranjo experimental foi desenvolvido a partir de uma matriz de seis sensores conectados em série. Para isso, foram produzidos anéis com diâmetros de 5 mm em um único segmento de fibra ótica padrão (SSMF, G-652, Draktel, comprimento de onda de corte de 1238 nm), os quais foram encapsulados em elastômero de silicone (Dow Corning, BX3-8001). Para conferir formato cilíndrico aos sensores encapsulados, foram utilizados moldes fabricados com tubos de PVC. Cada anel de fibras foi posicionado no centro do molde com o plano do anel orientado perpendicularmente à base do cilindro. Na sequência, os moldes foram preenchidos com o elastômero e os sensores foram vulcanizados à temperatura ambiente por meio de catalisador. Após a cura do elastômero, o sensor obtém formato cilíndrico com diâmetro de  $(30,00 \pm 0,05)$  mm e altura de  $(8,00 \pm 0,05)$  mm. A Figura 57 exibe um diagrama do posicionamento do anel no interior do elastômero.

Figura 57: Diagrama esquemático mostrando: a) Seção transversal do sensor com o anel de fibra incorporado e, b) Elemento cilíndrico do sensor.



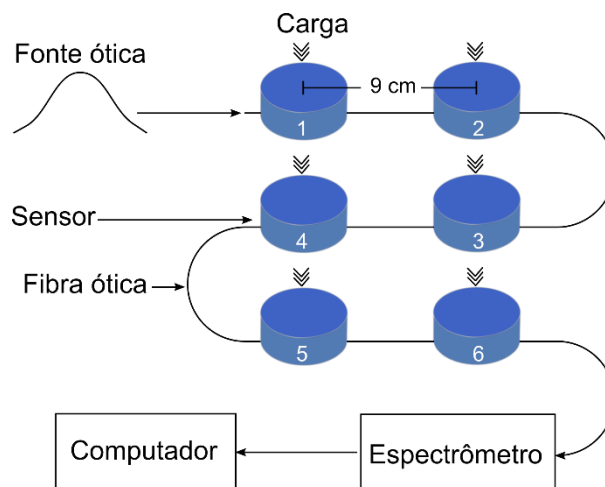
Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019a, p.2).

Ressalta-se que, apesar de todos os sensores terem sido fabricados com os mesmos parâmetros, diferenças construtivas podem ter ocorrido durante a fabricação, como por exemplo, pequenas variações no posicionamento do anel em relação ao centro do cilindro ou diferentes inclinações entre o plano do anel e o plano da base do cilindro.

## 5.2 COMPOSIÇÃO DO SISTEMA

O sistema de monitoramento de cargas foi composto pela matriz de sensores e por um sistema interrogador. A interrogação dos sensores utiliza a luz de uma fonte de banda larga (LS-1 Tungstênio Halogênio, *Ocean Optics*, conectores FC / PC, irradiância espectral de corpo negro) e um espectrômetro de fibra óptica UV-VIS (HR4000, *Ocean Optics* no modo de transmitância) definido para uma resolução de 3,45 nm. Apesar do uso de uma fibra óptica padrão de comunicação, o sistema de detecção operou dentro da faixa espectral de 400 - 800 nm em um regime de operação multimodal. A Figura 58 exibe um diagrama esquemático do sistema experimental.

Figura 58: Diagrama do sistema experimental de multiplexação em série



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019a, p.3).

### 5.3 ANÁLISE DOS DADOS

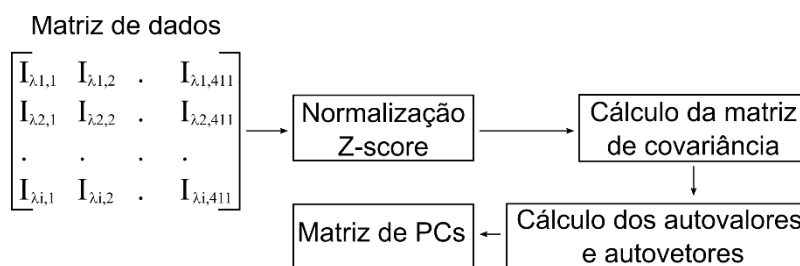
Para análise dos dados, foram testadas duas formas de processamento, uma utilizando os dados brutos, e outra, utilizando dados pré-processados. Isso porque em aplicações específicas, onde o tempo computacional é um problema, estratégias alternativas para redução do volume de dados devem ser consideradas. Nesse sentido, o método de *Principal Component Analysis* (PCA) pode ser usado no primeiro estágio do processamento do sinal (pré-processamento). Essa técnica é empregada em grandes conjuntos de dados com o objetivo de reduzir sua dimensionalidade, melhorando a interpretação dos dados sem prejudicar a maioria das informações disponíveis. O método cria conjuntos de variáveis não correlacionadas, denominados de *Principal Component* (PC), que maximizam sucessivamente a variância. Esses PCs são extraídos do conjunto de dados original por meio de transformações lineares ortogonais, levando a um novo conjunto de dados em que a maior variância está associada ao primeiro PC, a segunda maior variância ao segundo PC e assim por diante (JOLLIFFE; CADIMA, 2016).

Para realizar o pré-processamento, os dados foram normalizados utilizando a técnica z-score, em que  $z$  é o valor normalizado,  $X$  é a variável (intensidade),  $\mu$  é

a média e  $\sigma$  é o desvio padrão do conjunto de dados, para cada configuração de carga, conforme exibe a Equação 11 (KAMIZI et al., 2019a).

Após padronizar as variáveis, uma matriz de covariância foi calculada, fornecendo os autovalores e autovetores do sistema. Como os valores próprios (normalizados de 0 a 1) indicam a importância de cada PC, eles podem ser usados para selecionar os componentes mais significativos. Um algoritmo Matlab® foi desenvolvido para realizar o procedimento de PCA. A Figura 59 mostra um diagrama do procedimento, onde  $I_{\lambda_i,j}$  representa a intensidade espectral medida no  $\lambda_i$ -ésimo comprimento de onda da  $j$ -ésima configuração (KAMIZI et al., 2019a).

Figura 59: Diagrama esquemático do procedimento adotado para determinar os autovalores e autovetores do sistema



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019a, p.3).

A dimensionalidade do conjunto de dados original pode ser reduzida usando uma técnica adicional baseada nos valores de autovalor e autovetor calculados durante o PCA. O procedimento leva em consideração a premissa de que PCs com baixos valores próprios têm uma pequena contribuição para a variância cumulativa. Segundo Jolliffe (1972), o método B2 requer o estabelecimento de um autovalor limiar associado a uma certa variância cumulativa (60% no presente caso). Um procedimento iterativo segue descartando variáveis redundantes no conjunto de dados original (remoção de comprimentos de onda discretos), associados a vetores próprios de baixa importância (JOLLIFFE, 1972; JOLLIFFE, 1973).

Para estimar as configurações das cargas desconhecidas a partir dos espectros, foi utilizado um modelo de regressão linear, que foi ajustado usando o método dos Mínimos Quadrados Ordinários (MQO), com as intensidades espectrais  $I_{\lambda_i}$  como variáveis independentes, e as configurações de carga correspondentes

como variáveis dependentes. O método MQO foi utilizado para calcular a solução dos mínimos quadrados para  $AX = Y$ , onde  $A$ ,  $Y$  e  $X$  são, respectivamente, as matrizes, observação e solução. Para a matriz de  $A$ , cada linha é um vetor de linha contendo as intensidades espectrais  $I_{\lambda_i}$  para cada configuração de carga. Na matriz de observação  $Y$ , cada linha é um vetor de linha contendo a configuração de carga, enquanto  $X$  é a matriz de solução que minimiza a norma  $l_2 (Y-AX)$  (KAMIZI et al., 2019a).

Os dois conjuntos de dados (brutos e pré-processados pelo PCA) foram apresentados ao modelo de regressão linear para a análise dos dados. Os pares de entrada e saída foram separados em dois subconjuntos usados para treinamento e teste, cada um contendo 50% de todo o conjunto de dados.

Após o treinamento, o modelo fornece um vetor com seis elementos como saída, cada elemento contendo as cargas previstas nos elementos sensores correspondentes (KAMIZI et al., 2019a). Para analisar o desempenho da matriz de detecção foi utilizado como métrica o Erro Médio Absoluto (EMA). O EMA de cada configuração é dado pela equação 12.

$$EMA = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n |x_j - \hat{x}_j| \quad (12)$$

Em que  $\hat{x}_j$  é o valor de carga observado,  $x_j$  é o valor de carga previsto e  $n$  é o número de sensores. Um EMA total ( $EMA_T$ ) é fornecido pela média do EMA de todas as configurações de conjunto de dados de teste (KAMIZI et al., 2019a).

#### 5.4 MÉTODO EXPERIMENTAL

Para verificar a capacidade de multiplexação da matriz de detecção foi estabelecido um protocolo que consistia na aplicação individual e/ou combinada de cargas diretamente sobre os 6 sensores. Para isso, foram utilizadas combinações discretas de cargas com valores entre 0,0, 0,5, 1,0 e 1,5 kgf, constituindo



configurações de cargas. Do espaço total de 4096 configurações, 411 foram selecionadas aleatoriamente para realizar o estudo do desempenho do sistema. Para padronizar o procedimento de medição, após o posicionamento das cargas sobre os sensores foi estabelecido um período de espera de 20 s antes da aquisição do espectro.

Os espectros de transmitância foram obtidos por meio de uma média de 10 aquisições consecutivas, com um tempo de integração de 70 ms. A temperatura ambiente foi mantida em  $(20,0 \pm 0,5)$  °C durante o experimento.

#### 5.4.1 Resultados

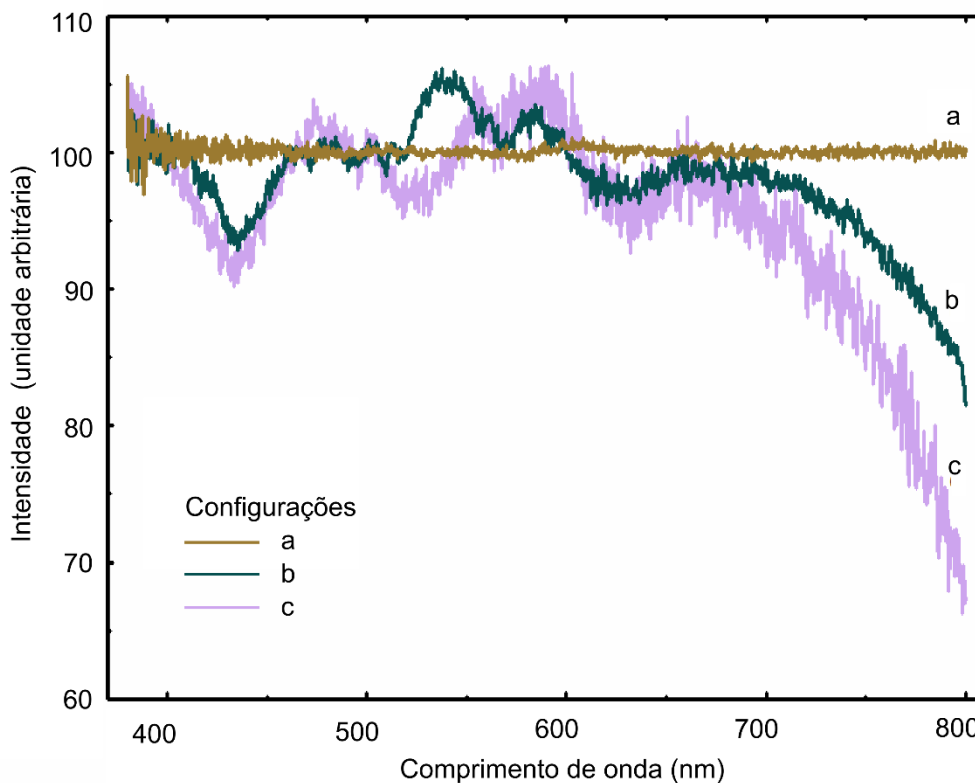
A fim de exemplificar a operação do sistema sensor, a Figura 60 exibe os espectros de transmitância de três configurações de carga diferentes, listadas na Tabela 8, onde a configuração (a) corresponde ao sistema sem cargas, cuja resposta espectral foi utilizada como referência.

Tabela 8: Configurações de cargas (kgf) sobre a matriz de sensores

<b>Sensor</b> <b>Config.</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
a	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
b	1,50	1,00	0,50	0,00	0,00	0,50
c	0,00	0,00	0,50	1,50	0,50	1,00

Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019a, p.4).

Figura 60: Espectros de transmitância de três configurações diferentes.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019a, p.4).

O espectro de luz transmitido pelo conjunto de sensores sem carga é modificado quando as diferentes configurações de carga são aplicadas sobre os sensores. As alterações de intensidade dependem do comprimento de onda e são causadas por perdas de curvatura puras e por acoplamentos de luz associados ao efeito de *Whispering gallery modes* para modos principais (HARRIS; CASTLE, 1986). Como os sensores são ligeiramente diferentes, o espectro de luz transmitido pela matriz depende da localização na matriz de cada sensor perturbado. Esse comportamento indica que não apenas a magnitude das cargas, mas também os pontos de aplicação, podem ser identificados usando um método adequado para a análise dos dados (KAMIZI et al., 2019a).

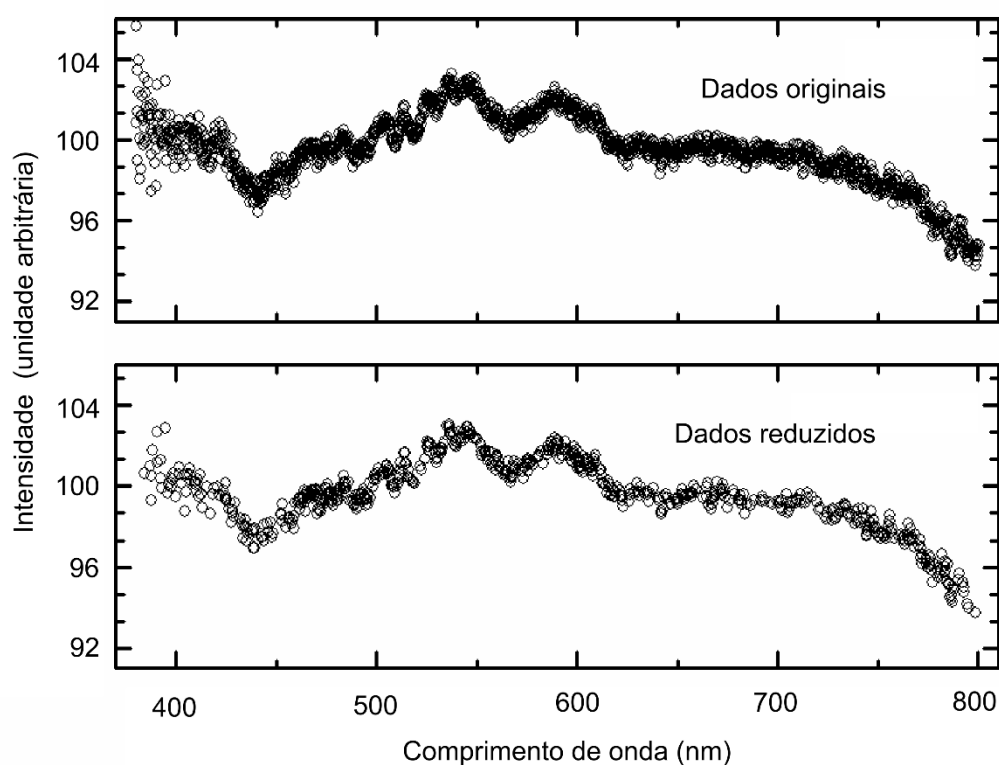
Deve-se observar que diferentes configurações espaciais, do mesmo conjunto de cargas, resultam em espectros distintos. Isto é, se for aplicada, sobre os sensores, uma configuração cuja sequência de cargas seja (0,5; 1,0; 1,5; 0,0;

0,0; 0,0) kgf e outra, com uma sequência de cargas de (1,5; 1,0; 0,5; 0,0; 0,0; 0,0) kgf os espectros serão diferentes.

Após processamento por meio do modelo de regressão linear utilizando os dados brutos (intensidades para 1619 comprimentos de onda discretos), foi obtido um  $EMA_T = 0,12$  kg, que equivale a 7,8% da carga máxima de 1,5 kg por sensor (KAMIZI et al., 2019a).

A Figura 61 exibe a densidade dos pontos de um espectro de uma configuração de cargas antes e depois da computação dos Componentes Principais e do descarte de variáveis de pouca relevância.

Figura 61: Espectros de transmitância sob configuração de cargas (0,0 kg, 1,5 kg, 0,0 kg, 0,5 kg, 0,5 kg, 1,0 kg). Dados brutos (superior) e dados reduzidos pelo PCA (inferior).



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019a, p.4).

Usando o conjunto de dados reduzidos (intensidades para 639 comprimentos de onda discretos), foi encontrado um  $EMA_T = 0,13$  kg, que equivale a 8,5% da carga máxima de 1,5 kg por sensor (KAMIZI et al., 2019a).

Ao comparar o  $EMA_T$  para conjuntos de dados brutos e reduzidos, fica claro que a redução de dados, quando necessário, não prejudica o desempenho final da matriz de sensores.

A fim de melhor visualizar a capacidade do sistema de detecção de configurações de cargas desconhecidas, os valores absolutos e relativos ao EMA resultantes para cinco configurações escolhidas aleatoriamente são apresentados na Tabela 9.

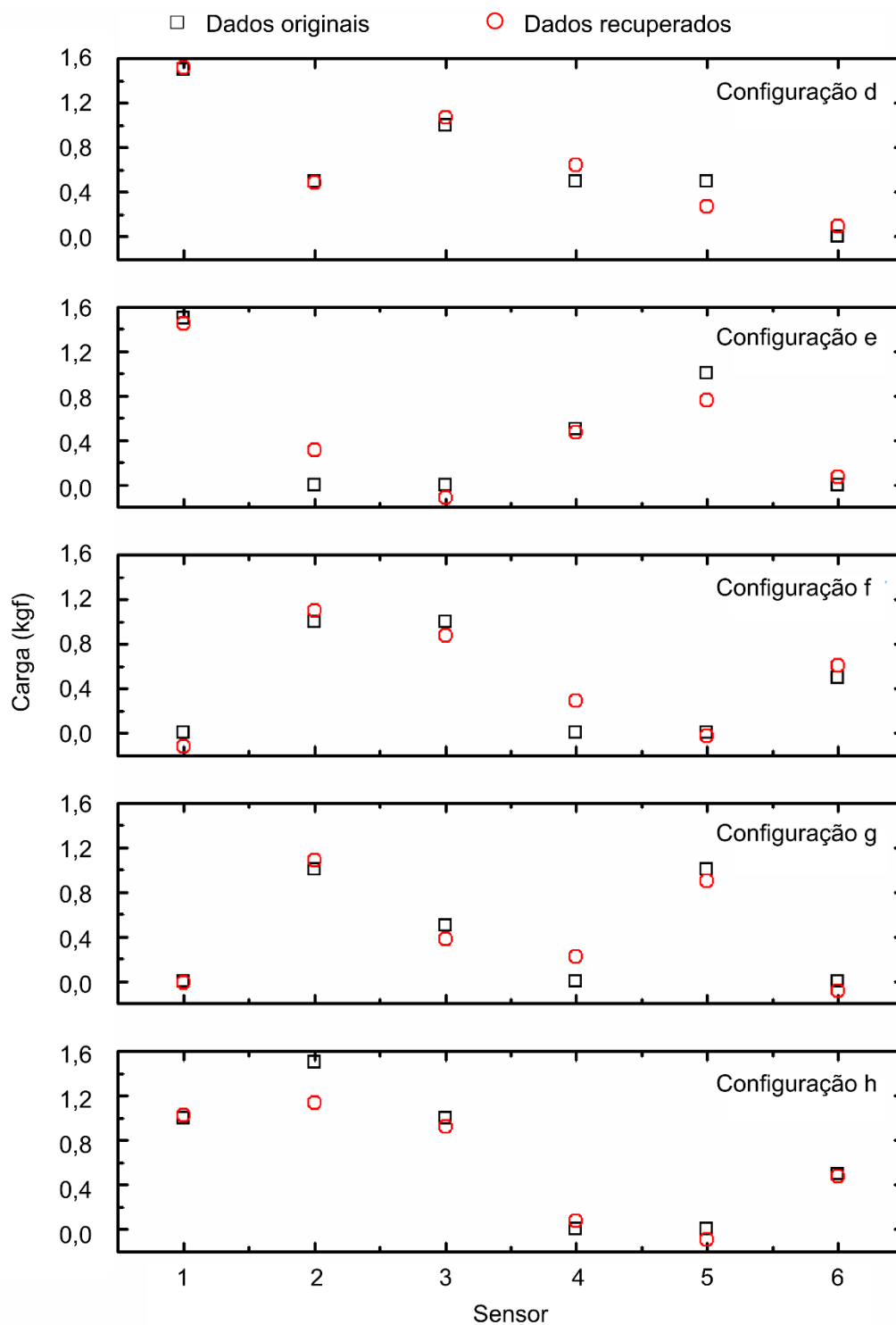
Tabela 9: Valores originais e recuperados de cargas (kgf) e EMA (kgf e %) extraídos de 5 configurações diferentes

Config.	Sensor	Sensor						EMA (kgf)	EMA (%)
		1	2	3	4	5	6		
d	O	1,50	0,50	1,00	0,50	0,50	0,00	0,096	6,4
	R	1,52	0,49	1,07	0,64	0,27	0,10		
e	O	1,50	0,00	0,00	0,50	1,00	0,00	0,136	9,1
	R	1,45	0,31	-0,11	0,47	0,76	0,07		
f	O	0,00	1,00	1,00	0,00	0,00	0,50	0,127	8,5
	R	-0,12	1,10	0,88	0,29	-0,03	0,61		
g	O	0,00	1,00	0,50	0,00	1,00	0,00	0,104	7,0
	R	-0,01	1,09	0,38	0,22	0,90	-0,90		
h	O	1,00	1,50	1,00	0,00	0,00	0,50	0,110	7,4
	R	1,03	1,14	0,92	0,08	-0,09	0,48		

Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019a, p.4).

Por meio do gráfico apresentado na Figura 62, pode-se realizar uma comparação entre as respostas dos valores de carga original (O) e de carga recuperada (R) listadas na Tabela 9. Como pode ser observado na Figura 62, a relação entre as variáveis do conjunto de dados é simples o suficiente para permitir o uso de um modelo de regressão linear ajustado por mínimos quadrados comuns. Embora o princípio de detecção tenha sido demonstrado para uma matriz de seis sensores, um incremento nesse número pode ser experimentado (KAMIZI et al., 2019a).

Figura 62: Comparativo entre os dados originais e os recuperados fornecido pela regressão linear listados na Tabela 9.



Fonte: Adaptado de KAMIZI et al. (2019a, p.5).

## 6 CONCLUSÕES

Neste trabalho foram desenvolvidos três sistemas sensores a partir de fibras óticas moduladas pelo efeito de macrocurvatura. Para tanto, foram projetados e produzidos elementos sensores a partir de fibras óticas encapsuladas em elastômero de silicone. O elastômero possibilitou a produção de sensores flexíveis com sensibilidade e resistência mecânica adequada para as aplicações. Por esse motivo, as palmilhas podem ser utilizadas em superfícies irregulares e aplicadas em atividades que necessitam de flexibilidade e dinamismo. Além disso, destaca-se a possibilidade de utilizar o sistema dentro de calçados em substituição a uma palmilha comum, sem elementos que limitem os movimentos ou alterem demasiadamente a postura do usuário. Dessa forma, viabiliza-se uma monitoração da marcha humana em condições muito próximas às naturais.

Nesse sentido, o emprego da tecnologia de impressão 3D permitiu a construção personalizada dos aparatos necessários para realizar a interrogação do sinal, conferindo ao conjunto a portabilidade necessária à aplicação. Uma importante contribuição deste trabalho reside no fato de que a tecnologia do *smartphone* é utilizada não apenas para armazenamento de dados, mas também para a interrogação do sensor. Assim, não é necessário o uso de equipamentos de interrogação especializados. Embora toda a análise de dados tenha sido realizada após a execução dos ensaios, a resposta rápida do sensor pode ser explorada para uma aplicação em tempo real com a possibilidade de *biofeedback*. Nesse sentido, a utilização do Matlab<sup>®</sup> também pode ser considerada, uma vez que, a plataforma possui ferramentas de captação de vídeos por demanda. Dessa forma, os dados podem ser transferidos do *smartphone* para um computador por meio de uma rede sem fio e, após o processamento, os resultados poderiam retornar ao *smartphone* a fim de informar o usuário ou ainda serem enviados para uma análise especializada em outra estação de trabalho. Portanto, foi alcançado o objetivo de desenvolver um equipamento portátil para monitoração da marcha, com peso e dimensões reduzidas.

Durante o desenvolvimento do sistema ficaram evidenciadas como principais características, a facilidade de produção dos sensores, a simplicidade no emprego do aparato e no tratamento dos dados e a capacidade de obtenção dos resultados.

Em relação aos sensores instalados na palmilha, conclui-se que a resistência mecânica final do conjunto atende o objetivo da aplicação. A caracterização do sensor forneceu os dados metrológicos, nos quais a histerese destacou-se com  $\pm 6\%$  em relação à faixa de operação do sensor. Contudo, essa característica não produziu efeitos negativos à aplicação durante os ensaios dinâmicos. Logo, os sinais produzidos possuem dimensões superiores aos ruídos, facilitando a extração da informação.

Os resultados obtidos nos ensaios experimentais de marcha simulada atestaram que o sistema pode ser utilizado na monitoração da marcha. A boa qualidade dos sinais permitiu extrair vários parâmetros associados à marcha, como: comprimento da passada; tempo do ciclo de marcha ou passada; tempo do passo; tempo de apoio duplo; tempo de apoio simples; tempo de apoio; frequência da passada; velocidade da marcha; cadência de passos. Além disso, foi possível também identificar as fases da marcha.

Adicionalmente, a métrica proposta para realizar a análise dos dados pode ser utilizada como mecanismo de avaliação, em relação à atividade motora, uma vez que, por meio de comparações dos resultados tornou-se possível realizar associações entre os dados mensurados com parâmetros externos como, por exemplo, o tipo de calçado.

Por fim, conclui-se que os sistemas são de fácil produção, de simples manipulação e além disso, o sistema da palmilha, por ser portátil, diferencia-se de outras técnicas, fornecendo flexibilidade de utilização por isso, a palmilha apresentada neste trabalho mostrou-se como uma ferramenta promissora para aplicações de *biofeedback*.

Como melhorias para o sistema, sugere-se investigar a viabilidade do aumento do número de pontos monitorados pela palmilha. Para isso, pode-se explorar a expansão da quantidade de sensores por meio da ampliação do número

de receptores, nesse caso, utilizando duas câmeras simultaneamente. Outra possibilidade de expansão, seria a utilização do método de multiplexação por intensidade e comprimento de onda demonstrado no quinto capítulo. Nessa abordagem, o sistema demonstrou o potencial para o sensoriamento de cargas, e por isso pode ser explorado no sistema de palmilhas. Adicionalmente, este método traz como vantagem a otimização das conexões dos sensores, por meio da redução da quantidade de fibras óticas empregadas.

Os resultados obtidos com o novo método proposto para a multiplexação dos sensores de macrocurvatura, foram conclusivos quanto à capacidade de reconstrução de configurações de carga desconhecidas aplicadas sobre o conjunto. O método, baseado em variações de intensidade dependentes do comprimento de onda da luz forneceu um erro correspondente a 7,8% da carga máxima aplicada por sensor, para a configuração utilizada. A dependência funcional simples entre as variáveis do conjunto de dados permite o uso de um modelo de regressão linear para a estimativa das variáveis. Embora o princípio de sensoriamento tenha sido demonstrado para um conjunto de 6 sensores, o método pode ser também utilizado com configurações contendo um número diferente de sensores. Os sensores podem ser produzidos com raio de curvatura e encapsulamento que permitam adequar sua sensibilidade à aplicação desejada. Estas características possibilitam a aplicação dos sensores de macrocurvatura em sistemas complexos envolvendo a monitoração quasi-distribuída de cargas. A interrogação na região do visível torna o método de interrogação atrativo uma vez que espectrômetros portáteis e de baixo custo são de fácil aquisição.



## REFERÊNCIAS

AGRAWAL, G. P. **Fiber-Optic Communications**. Third edit. London, UK: Wiley, 2002. 0–471 p. ISBN 0-471-22114-7.

ALLÉ, P.; WENGER, E.; DAHAOUI, S.; SCHANIEL, D.; LECOMTE, C. Comparison of CCD, CMOS and hybrid pixel x-ray detectors: Detection principle and data quality. **Physica Scripta**, IOP Publishing, v. 91, n. 6, 2016. ISSN 14024896.

ALTMAN, A. R.; DAVIS, I. S. A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. **Gait & Posture**, Elsevier BV, v. 35, n. 2, p. 298–300, feb 2012.

ALVES, R. N.; COSTA, L. O. P.; SAMULSKI, D. M. Monitoramento e prevenção do super treinamento em atletas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 12, n. 5, p. 291–296, 2006. ISSN 15178692.

AMADIO, A. C.; ÁVILA, A. O. V.; GUIMARÃES, A. C. S.; DAVID, A. C.; MOTA, C. B.; BORGES, D. M.; GUIMARÃES, F.; MENZEL, H.; CARMO, J.; LOSS, J.; SERRÃO, J. C.; SÁ, M. R.; BARROS, R. M. L. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva (Rede CENESP-MET). **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 4, n. April 2016, p. 57–67, 2002. ISSN 1518-8191.

BALBINOT, G.; QUEIROZ, F. Simetria das curvas de força de reação do solo: Uma análise qualitativa. *In: Anais do IV Congresso Sul brasileiro de Ciências do Esporte*. [S.l.: s.n.], 2008.

BALTICH, J.; MAURER, C.; NIGG, B. M. Increased vertical impact forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. **PLoS ONE**, v. 10, n. 4, p. 1–11, 2015. ISSN 19326203.

BARTLETT, R. **Introduction to Sports Biomechanics - Analysing Human Movement Patterns**. [S.l.]: Routledge, 1997. ISBN 0-203-46202-5.

BAYUWATI, D.; WALUYO, T. B. Macro-bending loss of single-mode fiber beyond its operating wavelength. **TELKOMNIKA (Telecommunication Computing Electronics and Control)**, Universitas Ahmad Dahlan, v. 16, n. 1, p. 142, feb 2018.

BILRO, L.; ALBERTO, N.; PINTO, J. L.; NOGUEIRA, R. Optical sensors based on plastic fibers. **Sensors (Switzerland)**, v. 12, n. 9, p. 12184–12207, 2012. ISSN14248220.

BREINE, B.; MALCOLM, P.; CAEKENBERGHE, I. V.; FIERS, P.; FREDERICK, E. C.; CLERCQ, D. DE. Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running. **Journal of Sports Sciences**, Informa UK Limited, v. 35, n. 15, p. 1556–1564, sep 2016.

CARMO, J. P.; SILVA, A. M. F. DA; ROCHA, R. P.; CORREIA, J. H. Application of fiber Bragg gratings to wearable garments. **IEEE Sensors Journal**, v. 12, n. 1, p. 261–266, jan 2012. ISSN 1530-437X.

CARTY, C. P.; BENNETT, M. B. The use of dimensionless scaling strategies in gait analysis. **Human Movement Science**, Elsevier B.V., v. 28, n. 2, p. 218–225, apr 2009. ISSN 01679457.

CHEN, D. K.Y.; HALLER, M.; BESIER, T. F. Wearable lower limb haptic feedback device for retraining Foot Progression Angle and Step Width. **Gait & Posture**, Elsevier, v. 55, n. May, p. 177–183, jun 2017. ISSN 09666362.

CHOI, Y.; QI, F.; GORDON, J.; SCHWEIGHOFER, N. Performance-based adaptive schedules enhance motor learning. **Journal of Motor Behavior**, Informa UK Limited, v. 40, n. 4, p. 273–280, jul 2008. ISSN 0022-2895.

CREA, S.; DONATI, M.; De ROSSI, S. M. M.; MARIA, O. C.; VITIELLO, N. A wireless flexible sensorized insole for gait analysis. **Sensors (Switzerland)**, v. 14, n. 1, p.1073–1093, 2014. ISSN 14248220.

DARIO, P.; De ROSSI, D. Tactile sensors and the gripping challenge: Increasing the performance of sensors over a wide range of force is a first step toward robotics that can hold and manipulate objects as humans do. **IEEE Spectrum**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 22, n. 5, p. 46–53, 1985. ISSN 00189235.

DIERKS, T. A.; DAVIS, I. S.; HAMILL, J. The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 43, n. 15, p. 2993–2998, nov 2010. ISSN 00219290.

DOMINGUES, M. F.; ALBERTO, N.; LEITAO, C. S. J.; TAVARES, C.; De LIMA, E. R.; RADWAN, A.; SUCASAS, V.; RODRIGUEZ, J.; ANDRE, P. S. B.; ANTUNES, P. F.C. Insole optical fiber sensor architecture for remote gait analysis - An e-Health Solution. **IEEE Internet of Things Journal**, IEEE, v. 6, n. 1, p. 207–214, 2019. ISSN23274662.

DONLAGIC, D.; CULSHAW, B. Low-loss transmission through tightly bent standard telecommunication fibers. **Applied Physics Letters**, 2000.

DONLAGIC, D.; CULSHAW, B. Propagation of the fundamental mode in curved graded index multimode fiber and its application in sensor systems. **Journal of Lightwave Technology**, v. 18, n. 3, p. 334–342, 2000. ISSN 07338724.

DONNO, M.; PALANGE, E.; Di Nicola, F.; BUCCI, G.; CIANCETTA, F. A new flexible optical fiber goniometer for dynamic angular measurements: Application to human joint movement monitoring. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 57, n. 8, p. 1614–1620, aug 2008. ISSN 0018-9456.

DUTTA, S.; PAL, S. K.; MUKHOPADHYAY, S.; SEN, R. Application of digital image processing in tool condition monitoring: A review. **CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology**, CIRP, v. 6, n. 3, p. 212–232, jan 2013. ISSN 17555817.

DUTTON, H. J. R. **Understanding Optical Communications**. [S.l.]: IBM Corporation, international technical support organization, 1998. v. 1. 1–638 p. ISSN 0130201413. ISBN 0130201413.

FILIPPIN, N. T.; SACCO, I. DE C. N.; COSTA, P. H. L. Distribuição da pressão plantar: definição, caracterização e aplicações no estudo do movimento humano. **Fisioterapia Brasil**, v. 9, n. 2, p. 124–129, 2008.

FUJIWARA, E.; SANTOS, M. F. M.; SUZUKI, C. K. Flexible optical fiber bending transducer for application in glove-based sensors. **IEEE Sensors Journal**, v. 14, n. 10, p. 3631–3636, oct 2014. ISSN 1530-437X.

GAGNADRE, C.; BILLON, M.; THUILLIER, S. Fibre optic sensor for physiological parameters. **Electronics Letters**, v. 34, n. 21, p. 1991, 1998. ISSN 00135194.

GERBER, H. A system for measuring dynamic pressure distribution under the human foot. **Journal of Biomechanics**, v. 15, n. 3, p. 225–227, jan 1982. ISSN 00219290.

GERRITSEN, K. G. M.; BOGERT, A. J. V. D.; NIGG, B. M. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. **Journal of Biomechanics**, Elsevier BV, v. 28, n. 6, p. 661–668, jun. 1995. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00127-p](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00127-p).

GIACOMOZZI, C.; KEIJERS, N.; PATAKY, T.; ROSENBAUM, D. International scientific consensus on medical plantar pressure measurement devices: technical requirements and performance. **Annali dell'Istituto Superiore di Sanità**, v. 48, n. 3, p. 259–271, sep 2012. ISSN 0021-2571.

GIRÃO, N. S.; KAMIZI, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Palmilha instrumentada com redes de Bragg para monitoração de pressão plantar. *In: 18 SBMO - Simpósio Brasileiro de Micro-ondas e Optoeletrônica e 13 CBMAG - Congresso Brasileiro de Eletromagnetismo. [S.l.: s.n.], 2018. p. 332–335.*

GRATTAN, K.T.V.; KHALIL, N.; PALMER, A.W. Biomedical thermometry-a simple fiber optic approach. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 35, n. 8, p. 618–622, 1988. ISSN 00189294.

GROSS, T. S.; BUNCH, R. P. Measurement of discrete vertical in-shoe stress with piezoelectric transducers. **Journal of Biomedical Engineering**, v. 10, n. 3, p. 261–265, 1988. ISSN 01415425.

HANSEN, T.; MUNKHAUGEN, A. Fiber-optic sensors for medical and electrotechnical applications using bifurcated fiber bundles. **IEEE Journal of Quantum Electronics**, v. 17, n. 12, p. 2530–2530, dec 1981. ISSN 0018-9197.

HARMON, L. D. A sense of touch begins to gather momentum. **Sensor Review**, v. 1, n. 2, p. 82–88, feb 1981. ISSN 0260-2288.

HARMON, L. D. Automated tactile sensing. **The International Journal of Robotics Research**, v. 1, p. 3–32, 1982.

HARRIS, A.; CASTLE, P. Bend loss measurements on high numerical aperture single-mode fibers as a function of wavelength and bend radius. **Journal of Lightwave Technology**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 4, n. 1, p.34–40, 1986.

HARRIS, A.J.; SHRUBSHALL, P.A.; CASTLE, P.F. Wavelength demultiplexing using bends in a single-mode optical fiber. **Journal of Lightwave Technology**, v. 6, n. 1, p. 80–86, 1988. ISSN 07338724.

HEALY, N.; HUSSEY, C. D. Minimizing bend loss by removing material inside the caustic in bent single-mode fibers. **Applied Optics**, The Optical Society, v. 45, n. 18, p. 4219, jun 2006.

HECHT, E. **Optics (4th Edition)**. 4th editio. ed. [S.l.]: Addison-Wesley, 2001. ISBN 0805385665.

HEE, M. R.; IZATT, J. A.; SWANSON, E. A.; HUANG, D.; SCHUMUN, J. S.; LIN, C. P.; PULIAFITO, C. A.; FUJIMOTO, J. G. Optical coherence tomography for ophthalmic imaging: new technique delivers micron-scale resolution. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 14, n. 1, p. 67–76, 1995. ISSN 07395175.

HESSERT, M. J.; VYAS, M.; LEACH, J.; HU, K.; LIPSITZ, L. A.; NOVAK, V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. **BMC Geriatrics**, Springer Nature, v. 5, n. 1, may 2005.

HIRSCHOWITZ, B. I. A personal history of the fiberscope. **Gastroenterology**, American Gastroenterological Association, v. 76, n. 4, p. 864–869, 1979. ISSN 00165085.

Hu, Y.; CHEN, S. Spatial frequency multiplexing of optical fiber sensor arrays. **Optical Society of America**, The Optical Society, v. 20, n. 10, p. 1207, may 1995.

HUFFMAN, J. L.; NORTON, L. E.; ADKIN, A. L.; ALLUM, J. H. J. Directional effects of biofeedback on trunk sway during stance tasks in healthy young adults. **Gait and Posture**, Elsevier B.V., v. 32, n. 1, p. 62–66, 2010. ISSN 09666362.

HUGHES, J.; PRATT, L.; LINGE, K.; CLARK, P.; KLENERMAN, L. Reliability of pressure measurements: the EM ED F system. **Clinical Biomechanics**, v. 6, n. 1, p. 14–18, 1991. ISSN 02680033.

INMETRO INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA. **Avaliação de dados de medição: Guia para a expressão de incerteza de medição – GUM 2008**. Duque de Caxias, RJ, 2012. Disponível em: [http://www.inmetro.gov.br/inovacao/publicacoes/gum\\_final.pdf](http://www.inmetro.gov.br/inovacao/publicacoes/gum_final.pdf).

INMETRO INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, QUALIDADE E TECNOLOGIA. **Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012)**. Duque de Caxias, RJ,

2012. Disponível em:  
[http://www.inmetro.gov.br/inovacao/publicacoes/vim\\_2012.pdf](http://www.inmetro.gov.br/inovacao/publicacoes/vim_2012.pdf).

JOLLIFFE, I. T. Discarding variables in a principal component analysis. I: Artificial Data. **Applied Statistics**, JSTOR, v. 21, n. 2, p. 160, 1972.

JOLLIFFE, I. T. Discarding variables in a principal component analysis. II: Real Data. **Applied Statistics**, JSTOR, v. 22, n. 1, p. 21, 1973.

JOLLIFFE, Ian T; CADIMA, Jorge. Principal component analysis: a review and recent developments. **Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, v. 374, n. 2065, p. 20150202, apr 2016. ISSN1364-503X.

KAM, W.; MOHAMMED, W. S.; LEEN, G; O'KEEFFE, M.; O'SULLIVAN, K.; O'KEEFFE, S.; LEWIS, E. Compact and low-cost optical fiber respiratory monitoring sensor based on intensity interrogation. **Journal of Lightwave Technology**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 35, n. 20, p. 4567–4573, oct 2017.

KAMIZI, M. A.; LUGARINI, D.; FUSER, R.; NEGRI, L. H.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Multiplexing optical fiber macro-bend load sensors. **Journal of Lightwave Technology**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 37, n. 18, p. 4858–4863, sep2019.

KAMIZI, M. A.; NEGRI, L. H.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. A smartphone based fiber sensor for recognizing walking patterns. **IEEE Sensors Journal**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 19, n. 21, p. 9782–9789, nov 2019.

KAMIZI, M. A.; PEDROSO, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Smartphone technology applied in an approach for multiplexing of fibre optic intensity-modulated macro-bend based sensors. *In: 26th International Conference on Optical Fiber Sensors*. Washington, D.C.: OSA, 2018. p. TuE82. ISBN 978-1-943580-50-7.

KAMIZI, M. A.; PEDROSO, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Fabrication and characterization of fiber Bragg grating based sensors for force measurements. *In: SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference, IMOC 2017*. [S.l.]: IEEE, 2017. v. 2017-Janua. ISBN 9781509062416.

KARAHARJU-HUISNAN, T.; TAYLOR, S.; BEGG, R.; CAI, J.; BEST, R. Gait symmetry quantification during treadmill walking. *In: The Seventh Australian and*

**New Zealand Intelligent Information Systems Conference, 2001.** [S.l.]: IEEE, 2001.

KAUNITZ, J. D. The fruits of fiber: The invention of the flexible fiberoptic gastroscope. **Digestive Diseases and Sciences**, v. 59, n. 11, p. 2616–2618, 2014. ISSN 0163-2116.

KELLER, T. S.; WEISBERGER, A. M.; RAY, J. L.; HASAN, S. S.; SHIAMI, R. G.; SPENGLER, D. M. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 5, p.253–259, 1996. ISSN 02680033.

KELLY, L. A.; LICHTWARK, G. A.; FARRIS, D. J.; CRESSWELL, A. Shoes alter the spring-like function of the human foot during running. **Journal of The Royal Society Interface**, v. 13, n. 119, p. 20160174, 2016. ISSN 1742-5689.

KERRIGAN, D. C.; TODD, M. K.; DELLA CROCE, U. Gender differences in joint biomechanics during walking: Normative study in young adults. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 1, p. 2–7, 1998. ISSN 08949115.

KERSEY, A. D. Multiplexed fiber optic sensors. **Distributed and Multiplexed Fiber Optic Sensors**, SPIE, mar 1993.

KERSEY, A. D.; BERKOFF, T. A.; MOREY, W. W. Multiplexed fiber Bragg grating strain-sensor system with a fiber Fabry-Perot wavelength filter. **Optics Letters**, v. 18, n. 16, p. 1370–1372, 1993. ISSN 0146-9592.

KLENERMAN, L.; WOOD, B. **The Human Foot**. London: Springer London, 2006. ISBN 978-1-85233-925-8.

KLIMIEC, E.; ZARASKA, K.; PIEKARSKI, J.; GUZDEK, P.; KOLASZCZYŃSKI, G.; JASIEWICZ, B. Durable sensors for measurement of foot plantar pressure with piezoelectric polyvinylidene fluoride foil. **Sensors and Actuators, A: Physical**, v. 247, p. 504–513, 2016. ISSN 09244247.

LAU, D.; CHEN, Z.; TEO, J. T.; NG, S. H.; RUMPEL, H.; LIAN, Y.; YANG, H.; KEI, P. L. Intensity-modulated microbend fiber optic sensor for respiratory monitoring and gating during MRI. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 60, n. 9, p. 2655–2662, sep 2013. ISSN 0018-9294.

LEAL JUNIOR, A. G.; FRIZERA, A.; AVELLAR, L. M.; MARQUES, C.; PONTES, M. J. polymer optical fiber for In-shoe monitoring of ground reaction forces during the gait. **IEEE Sensors Journal**, v. 18, n. 6, p. 2362–2368, 2018. ISSN 1530437X.

LEAL JUNIOR, A. G.; FRIZERA, A.; VARGAS, V. L.; Dos Santos, W. M.; BO, A. P. L.; SIQUEIRA, A. A. G.; PONTES, M. J. Polymer optical fiber sensors in wearable devices: Toward novel instrumentation approaches for gait assistance devices. **IEEE Sensors Journal**, v. 18, n. 17, p. 7085–7092, 2018. ISSN 1530437X.

LEE, B. Review of the present status of optical fiber sensors. **Optical Fiber Technology**, v. 9, n. 2, p. 57–79, apr 2003. ISSN 10685200.

LEE, M. H. Tactile Sensing: New directions, new challenges. **The International Journal of Robotics Research**, v. 19, n. 7, p. 636–643, jul 2000. ISSN 0278-3649.

LEE, M. H.; NICHOLLS, H. R. Review article tactile sensing for mechatronics - a state of the art survey. **Mechatronics**, v. 9, n. 1, p. 1–31, 1999. ISSN 09574158.

LEE, S.; CHOU, C.; HOU, Y.; WANG, Y.; YANG, C.; GUO, L. The effects of changes instep width on plantar foot pressure patterns of young female subjects during walking. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 11, n. 05, p. 1071–1083, dec 2011. ISSN 0219-5194.

LEI, K. F.; LEE, K. F.; LEE, M. Development of a flexible PDMS capacitive pressure sensor for plantar pressure measurement. **Microelectronic Engineering**, Elsevier B.V., v. 99, p. 1–5, 2012. ISSN 01679317.

LI, Y.; AISSAOUI, R.; LACOSTE, M.; DANSEREAU, J. Development and evaluation of a new body-seat interface shape measurement system. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 51, n. 11, p. 2040–2050, nov 2004. ISSN 0018-9294.

LIANG, T. C.; LIN, J. J.; GUO, L. Y. Plantar pressure detection with fiber Bragg gratings sensing system. **Sensors (Switzerland)**, v. 16, n. 10, 2016. ISSN 14248220.

LORD, S. R.; LLOYD, D. G.; LI, S. K. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. **Age and Ageing**, v. 25, n. 4, p. 292–299, 1996. ISSN 00020729.



LOU, C.; WANG, S.; LIANG, T.; PANG, C.; HUANG, L.; RUN, M.; LIU, X. A graphene-based flexible pressure sensor with applications to plantar pressure measurement and gait analysis. **Materials**, v. 10, n. 9, 2017. ISSN 19961944.

LV, R.; QIU, L.; HU, H.; MENG, L.; ZHANG, Y. The phase interrogation method for optical fiber sensor by analyzing the fork interference pattern. **Applied Physics B: Lasers and Optics**, Springer Berlin Heidelberg, v. 124, n. 2, p. 1–8, 2018. ISSN09462171.

LY, Q. H.; ALAOUI, A.; ERLICHER, S.; BALY, L. Towards a footwear design tool: Influence of shoe midsole properties and ground stiffness on the impact force during running. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 43, n. 2, p. 310–317, 2010. ISSN00219290.

MARCUSE, D. Curvature loss formula for optical fibers. **Journal of the Optical Society of America**, v. 66, n. 3, p. 216, mar 1976. ISSN 0030-3941.

MARQUES FILHO, O.; VIEIRA NETO, H. **Processamento digital de imagens**. Rio de Janeiro: Brasport, 1999. 331 p. ISSN 0102-261X. ISBN 8574520098.

MERCER, J. A.; HORSCH, S. Heel–toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on impact force. **Journal of Exercise Science & Fitness**, Elsevier BV, v. 13, n. 1, p. 29–34, jun. 2015.

MOLIN, D.; MATTHIJSSE, P.; KUYT, G.; SILLARD, P. Reduced bend sensitivity of multimode fibers in ftx applications. *In: Wire & Cable Technology International (WCTI)*. [S.l.: s.n.], 2019. p. 348–353.

NEGRI, L. H. **Inteligência computacional no sensoriamento a fibra ótica**. 113 p. Tese (Doutorado) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, 2017.

NEGRI, L. H.; SCHIEFER, E. M.; PATERNO, A. S.; MULLER, M.; FABRIS, J. L. Smartphone-based portable intensity modulated force sensor. *In: KALINOWSKI, Hypolito J.; FABRIS, José Luís; BOCK, Wojtek J. (Ed.)*. **Proc. SPIE**. [S.l.: s.n.], 2015.v. 9634, p. 96347S.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 136, n. 2, p. 217–227, 1989.

NISHIYAMA, M.; WATANABE, K. Wearable sensing glove with embedded hetero-core fiber-optic nerves for unconstrained hand motion capture. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 58, n. 12, p. 3995–4000, dec 2009. ISSN 0018-9456.

NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 5, n. 4, p. 273–279, 1995. ISSN 18786324.

NURULAIN, S.; MAZLEE, N.N.; SALIM, M. R.; MANAP, H. A review on optical fibre sensor topology and modulation technique. **INTERNATIONAL JOURNAL OF ENGINEERING TECHNOLOGY AND SCIENCES**, 2017.

OKAZAKI, V. H. A.; OKAZAKI, F. H. A.; DASCAL, J. B.; TEIXEIRA, L. A. Ciência e tecnologia aplicada à melhoria do desempenho esportivo. **Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte**, v. 11, n. 1, p. 143–157, 2012. ISSN 1980-6892.

OSTROSKY, K. M.; VANSWEARINGEN, J. M.; BURDETT, R. G.; GEE, Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. **Physical Therapy**, Oxford University Press (OUP), v. 74, n. 7, p. 34, may 1994. ISSN 00319023.

PAQUETTE, M. R.; KLIPPLE, G.; ZHANG, S. Greater step widths reduce internal knee abduction moments in medial compartment knee osteoarthritis patients during stair ascent. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 31, n. 4, p. 229–236, aug 2015. ISSN 1065-8483.

PEDROSO, M. A.; NEGRI, L. H.; KAMIZI, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Fabrication of a tactile sensor array with fiber Bragg gratings using a 3D printed mold. *In: SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference, IMOC 2017. [S.l.: s.n.], 2017. v. 2017-Janua. ISBN 9781509062416.*

PEDROSO, M. A.; NEGRI, L. H.; KAMIZI, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Tactile sensor array with fiber Bragg gratings in quasi-distributed sensing. **Hindawi Publishing Corporation: Journal of Sensors**, IEEE, v. 2018, p. 8, aug 2017.

PEREIRA, C. S.; SACCO, I. C. N. Is structural and midleg length discrepancy enough to cause a kinetic change in runners gait? **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 16, p. 28 – 31, 2008. ISSN 1413-7852.

PERL, DANIEL P.; DAOUD, ADAM I.; LIEBERMAN, DANIEL E. Effects of footwear and strike type on running economy. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 44, n. 7, p. 1335–1343, jul 2012.

POSSETTI, G. R. C.; KAMIKAWACHI, R. C.; MULLER, M.; FABRIS, J. L. Metrological evaluation of optical fiber grating-based sensors: An approach towards the standardization. **Journal of Lightwave Technology**, v. 30, n. 8, p. 1042–1052, apr2012. ISSN 0733-8724.

QUESADA-GONZÁLEZ, D.; MERKOÇI, A. Mobile phone-based biosensing: An emerging "diagnostic and communication" technology. **Biosensors and Bioelectronics**, v. 92, n. October 2016, p. 549–562, jun 2017. ISSN 09565663.

RAZAK, A. H. ABDUL; ZAYEGH, A.; BEGG, R. K.; WAHAB, Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. **Sensors (Switzerland)**, v. 12, n. 7, p. 9884–9912, 2012. ISSN 14248220.

RIBEIRO, A. B. L. **Esquemas de Multiplexagem de Sensores de Fibra Óptica**. Tese (Doutorado) — Universidade do Porto, 1996.

RICHARDS, R.; NOORT, J. C. VAN DEN; DEKKER, J.; HARLAAR, J. Gait retraining with real-time biofeedback to reduce knee adduction moment: systematic review of effects and methods used. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Elsevier Inc, v. 98, n. 1, p. 137–150, jan 2017. ISSN 00039993.

ROCHA, R. P.; GOMES, J. M.; CARMO, J. P.; SILVA, A. F.; CORREIA, J. H. Low-cost/high-reproducibility flexible sensor based on photonics for strain measuring. **Optics & Laser Technology**, Elsevier, v. 56, p. 278–284, mar 2014. ISSN 00303992.

ROCHA, R. P.; SILVA, A. F.; CARMO, J. P.; CORREIA, J. H. FBG in PVC foils for monitoring the knee joint movement during the rehabilitation process. *In: 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.]: IEEE, 2011. p. 458–461. ISBN 978-1-4577-1589-1. ISSN 1557170X.

RUDER, M.; ATIMETIN, P.; FUTRELL, E.; DAVIS, I. Effect of highly cushioned shoes on ground reaction forces during running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 47, p. 293–294, may 2015. ISSN 0195-9131.

S., KAUFMAN K.; R., TERRAS; F., MATHIS R. Curvature loss in multimode optical fibers. **Journal of the Optical Society of America**, The Optical Society, v. 71, n. 12, p. 1513, dec 1981.

SADEGHI, Heydar; ALLARD, Paul; PRINCE, François; LABELLE, Hubert. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait & Posture**, Elsevier BV, v. 12, n. 1, p. 34–45, sep 2000.

SAGGIO, G.; RIILLO, F.; SBERNINI, L.; QUITADAMO, L. R. Resistive flex sensors: a survey. **Smart Materials and Structures**, v. 25, n. 1, p. 13001, 2016.

SANTOS, J. L. C. O. **Multiplexagem e Processamento de Sinais de Sensores de Fibra Óptica**. Tese (Doutorado) — Universidade do Porto, 1992.

SCHAECHTER, J. D.; PERDUE, K. L. Enhanced cortical activation in the contralesional hemisphere of chronic stroke patients in response to motor skill challenge. **Cerebral Cortex**, v. 18, n. 3, p. 638–647, mar 2008. ISSN 1047-3211.

SCHEGGI, A. M.; BRENCI, M.; CONFORTI, G.; FALCIAI, R. Optical-fibre thermometer for medical use. **IEE Proceedings H Microwaves, Optics and Antennas**, v. 131, n. 4, p. 270, 1984. ISSN 01437097.

SHULL, P. B.; JIRATTIGALACHOTE, W.; HUNT, M. A.; CUTKOSKY, M. R.; DELP, S. L. Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. **Gait & Posture**, v. 40, n. 1, p.11–19, may 2014. ISSN 09666362.

SMITH, G. E. The invention and early history of the CCD. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 607, n. 1, p. 1–6, 2009. ISSN 01689002.

SOETANTO, W.; NGUYEN, N. T.; WANG, W. C. Fiber optic plantar pressure/shear sensor. **Health (San Francisco)**, v. 7984, n. April 2011, p. 79840Z–79840Z–7, 2011. ISSN 0277786X.

TAMURA, T.; NISHIGAICHI, A.; NOMURA, T. Monitoring of body movement during sleep in bed. *In: Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.]: IEEE, 1992. p. 1483–1484. ISBN 0-7803-0785-2.

TAN, A. M.; FUSS, F. K.; WEIZMAN, Y.; WOULDSTRA, Y.; TROYNIKOV, O. Design of low cost smart insole for real time measurement of plantar pressure. **Procedia Technology**, Elsevier B.V., v. 20, n. July, p. 117–122, 2015. ISSN 22120173.

TAO, W.; LIU, T.; ZHENG, R.; FENG, H. Gait analysis using wearable sensors. **Sensors**, v. 12, n. 2, p. 2255–2283, 2012. ISSN 14248220.

TAVARES, C.; DOMINGUES, M. F.; FRIZERA NETO, A.; LEITE, T.; LEITÃO, C.; ALBERTO, N.; MARQUES, C.; RADWAN, A.; ROCON, E.; ANDRÉ, P.; ANTUNES, P. Gait shear and plantar pressure monitoring: A non-invasive OFS based solution for e-health architectures. **Sensors (Switzerland)**, v. 18, n. 5, 2018. ISSN 14248220.

TIWANA, M. I.; REDMOND, S. J.; LOVELL, NI. H. A review of tactile sensing Technologies with applications in biomedical engineering. **Sensors and Actuators, A: Physical**, Elsevier B.V., v. 179, p. 17–31, 2012. ISSN 09244247.

TSIGE, M.; SODDEMANN, T.; REMPE, S. B.; GREY, G. S.; KRESS, J. D.; ROBBINS, M. O.; SIDES, S. W.; STEVENS, M. J.; WEBB, E. Interactions and structure of poly (dimethylsiloxane) at silicon dioxide surfaces: Electronic structure and molecular dynamics studies. **Journal of Chemical Physics**, v. 118, n. 11, p. 5132–5142, 2003. ISSN 00219606.

UGNELL, H.; LINDBERG, L. G.; OBERG, P. A. Monitoring of heart - and respiration rates using a fiber optic sensor. *In: Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Volume 13: 1991.* [S.l.]: IEEE, 1991. v. 13, n. 4, p. 1566–1567. ISBN 0-7803-0216-8.

URRY, S. Plantar pressure-measurement sensors. **Measurement Science and Technology**, v. 10, p. R16, 1999.

VAGUINE, V. A.; CHRISTENSEN, D. A.; LINDLEY, J. H.; WALSTON, T. E. Multiple sensor optical thermometry system for application in clinical hyperthermia. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, BME-31, n. 1, p. 168–172, jan 1984. ISSN0018-9294.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. **The Three-Dimensional and Cyclic Nature of Gait.** [S.l.]: Kiboho Publishers, 1999. 16-17 p. ISSN 00219290. ISBN 0-620-23558-6.

VOLZ, R. J.; CHRISTENSEN, D. A. A neonatal fiberoptic probe for oximetry and dye curves. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, BME-26, n. 7, p. 416–422, jul 1979. ISSN 0018-9294.

WALT, D. R. Overview of the application of fiber optic biosensors. *In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.: s.n.], 1990. p. 7–8.

WANG, Q.; FARRELL, G.; FREIR, T. Theoretical and experimental investigations of macro-bend losses for standard single mode fibers. **Optics Express**, v. 13, n. 12, p. 4476, 2005. ISSN 1094-4087.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait**. [S.l.]: Univ of Waterloo Pr, 1987. 80 p. ISSN 0021-9290. ISBN 0-88898-078-7.

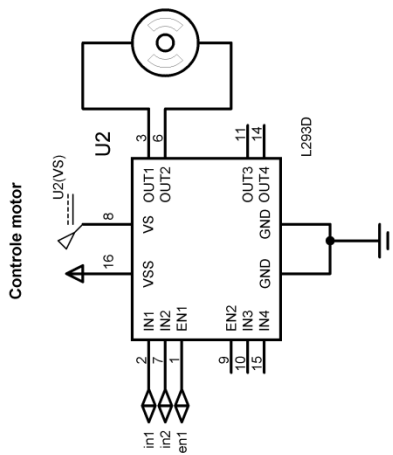
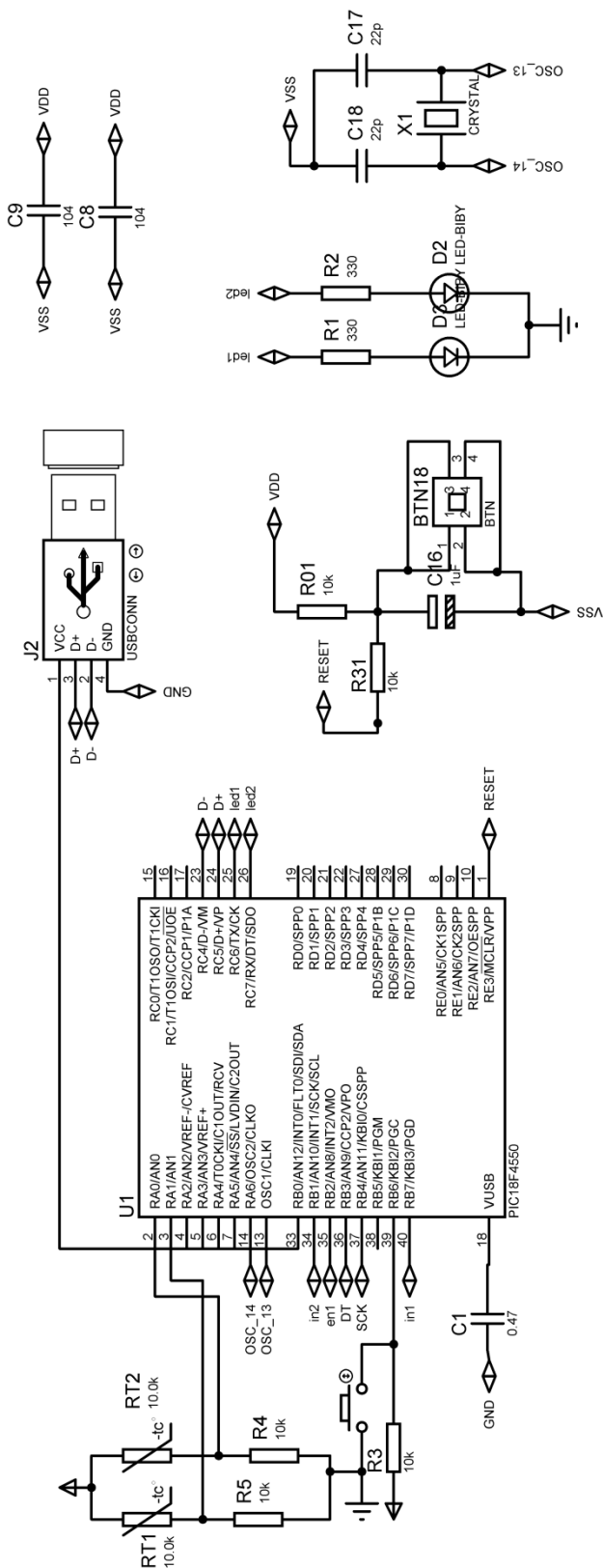
WORSTER, K.; VALVANO, J.; CAROLLO, J. J. Sagittal plane coordination dynamics of typically developing gait. **Clinical Biomechanics**, Elsevier Ltd, v. 30, n. 4, p. 366–372, 2015. ISSN 18791271.

ZAWAWI, M. A.; O'KEFFE, S.; LEWIS, E. Intensity-modulated fiber optic sensor for health monitoring applications: a comparative review. **Sensor Review**, v. 33, n. 1, p. 57–67, jan 2013. ISSN 0260-2288.

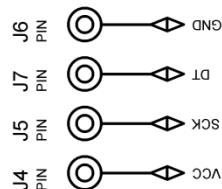
ZENDEHNAM, A.; MIRZAEI, M.; FARASHIANI, A.; HORABADI FARAHANI, L. Investigation of bending loss in a single-mode optical fibre. **Pramana**, v. 74, n. 4, p.591–603, apr 2010. ISSN 0304-4289.

ZHANG, K.; SUN, M.; LESTER, D. K.; PI-SUNYER, F. X.; BOOZER, C. N.; LONGMAN, R. W. Assessment of human locomotion by using an insole measurement system and artificial neural networks. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 11, p. 2276–2287, 2005. ISSN 00219290.

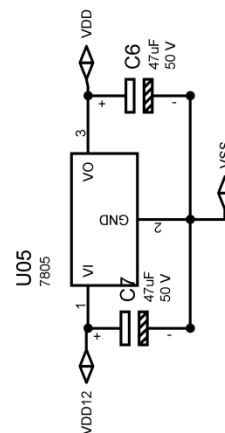
## APÊNDICE A – Projeto eletrônico da máquina de estágio Z



Módulo Conversor Hx711



Alimentação



## APÊNDICE B – Publicações

Listam-se neste apêndice, os trabalhos publicados em periódicos e em anais de eventos.

Publicações associadas ao trabalho:

01: KAMIZI, M. A.; LUGARINI, D.; FUSER, R.; NEGRI, L. H.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Multiplexing optical fiber macro-bend load sensors. **Journal of Lightwave Technology**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 37, n. 18, p. 4858–4863, sep2019.

02: KAMIZI, M. A.; NEGRI, L. H.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. A smartphone based fiber sensor for recognizing walking patterns. **IEEE Sensors Journal**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 19, n. 21, p. 9782–9789, nov 2019.

03: KAMIZI, M. A.; PEDROSO, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Smartphone Technology Applied in an Approach for Multiplexing of Fibre Optic Intensity-Modulated Macro-Bend Based Sensors. *In: 26th International Conference on Optical Fiber Sensors*. Lausanne: OSA, 2018. p. TuE82. ISBN 978-1-943580-50-7.

04: KAMIZI, M. A.; PEDROSO, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Fabrication and characterization of fiber Bragg grating based sensors for force measurements. *In: SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference, IMOC 2017*, Águas de Lindóia. [S.l.]: IEEE, 2017. v. 2017-Janua. ISBN 9781509062416.

Publicações em colaboração:

01: LUGARINI, D.; CARVALHO, V.; KAMIZI, M. A.; FABRIS, JOSE L; MULLER, M. Fabrication of a Flexible Tactile Sensing System with MacroBend Optical Fiber Sensors. *In: Proceedings of Latin America Workshop on Optical Fiber Sensors, SBMO*, 2019, Rio de Janeiro, Brazil. Latin American Workshop on Optical Fiber Sensors. São Caetano do Sul: SBMO, 2019. p. 73-77.

02: GIRÃO, N. S.; KAMIZI, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Palmilha instrumentada com redes de Bragg para monitoração de pressão plantar. *In: 18 SBMO - Simpósio Brasileiro de Micro-ondas e Optoeletrônica e*



**13 CBMAG - Congresso Brasileiro de Eletromagnetismo.** [S.l.: s.n.], 2018. p. 332–335.

03: PEDROSO, M. A.; NEGRI, L. H.; KAMIZI, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Tactile sensor array with fiber Bragg gratings in quasi-distributed sensing. **Hindawi Publishing Corporation: Journal of Sensors**, IEEE, v. 2018, p. 8, aug 2017.

04: PEDROSO, M. A.; NEGRI, L. H.; KAMIZI, M. A.; FABRIS, J. L.; MULLER, M. Fabrication of a tactile sensor array with fiber Bragg gratings using a 3D printed mold. *In*: **SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference, IMOC 2017.** [S.l.: s.n.], 2017. v. 2017-Janua. ISBN 9781509062416.