

**GUSTAVO POMPÊO DE CAMARGO LEME**

**Desenvolvimento de Palmilhas Instrumentadas para Retreinamento de Corrida  
com *Biofeedback* em Tempo Real**

**GUSTAVO POMPÊO DE CAMARGO LEME**

**Desenvolvimento de Palmilhas Instrumentadas para Retreinamento de Corrida  
com *Biofeedback* em Tempo Real**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia  
do Campus de Guaratinguetá, Universidade  
Estadual Paulista, para a obtenção do título de  
Doutor em Engenharia Mecânica, área de  
Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo T. Brandão

Guaratinguetá – SP

2018

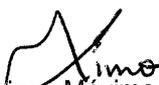
L551d Leme, Gustavo Pompêo de Camargo  
Desenvolvimento de palmilhas instrumentadas para retreinamento de  
corrida com Biofeedback em tempo real / Gustavo Pompêo de Camargo  
Leme – Guaratinguetá, 2018  
118 f. : il.  
Bibliografia: f. 94-102

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de  
Engenharia de Guaratinguetá, 2018.

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

1. Corridas. 2. Acelerômetros. 3. Biomecânica. 4. Corredores  
(Esporte). I. Título.

CDU 612.766(043)

  
Luciana Máximo

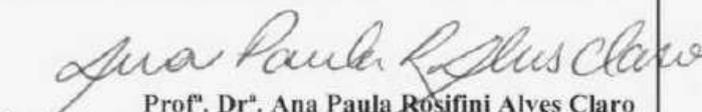
Bibliotecária/CRB-8 3595

**GUSTAVO POMPÊO DE CAMARGO LEME**

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

  
Prof.ª Dr.ª Ana Paula Rósifini Alves Claro  
Coordenadora

**BANCA EXAMINADORA:**

  
Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO  
Orientador / UNESP/FEG

  
Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI  
UNESP/FEG

  
Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS  
UNESP/FEG

  
Prof. Dr. RITA DE CASSIA RIGOTTI-VILELA MONTEIRO  
UNITAU

  
Prof. Dr. ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO  
FAPI

Março de 2018

## DADOS CURRICULARES

### GUSTAVO POMPÊO DE CAMARGO LEME

NASCIMENTO	09.06.1977 - Campinas / SP
FILIAÇÃO	Dulce Maria Pompêo de Camargo Roberto Silva Leme
1997/2000	Curso de Graduação em Fisioterapia - Pontifícia Universidade Católica de Campinas - PUCC
2001/2002	Curso de Pós Graduação em Fisioterapia Neurológica - nível Especialização - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
2004/2005	Curso de Pós - Graduação em Fisioterapia do Futebol - nível Especialização - CBES – UNIGUAÇU
2011/2013	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Semiológica, nível Mestrado, na Universidade Estadual Paulista - UNESP - Campus de Guaratinguetá

Dedico este trabalho à minha mãe, Dulce, pela dedicação e doação  
pessoal em prol de seus filhos.

Ao meu pai Roberto, pela importante contribuição na formação do  
meu caráter.

Aos meus amados irmãos André e Mariana, pelo companheirismo  
e amizade.

À minha filha Taís, que aos 2 meses de idade me ensinou o  
verdadeiro significado do que é lutar pela vida.

À minha esposa Carla, pela compreensão, paciência e amor  
demonstrados durante essa longa jornada.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão, pela sábia contribuição e pelo enorme conhecimento transmitido durante o desenvolvimento desse trabalho. Mesmo nos momentos difíceis que enfrentou no final dessa caminhada, sempre esteve presente e dando o devido suporte nos momentos que precisava.

Aos Professores Doutores do Departamento de Mecânica da FEG: José Elias Tomazini, Mauro Peres e Tamotsu Hirata, por toda imensa bagagem transmitida durante todos esses anos.

Ao meu querido amigo Reynaldo Vianna, pelos ensinamentos que me propiciaram o ingresso nesse programa de Pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Luis Filipe Wiltgen Barbosa pela importante colaboração no desenvolvimento desse projeto.

À minha irmã Mariana, por doar um pedaço das suas merecidas férias para revisar esse trabalho, e acima de tudo, por doar um pedaço da sua vida para cuidar daquela que deu a vida por nós.

Aos funcionários da Seção Técnica de Pós-Graduação, pela atenção e grande suporte dado durante todo esse período.

À Renata Barbosa, Supervisora da Seção Técnica de Pós-Graduação, pela paciência, amizade e suporte.

Aos competentes e atenciosos funcionários do Departamento de Mecânica.

Ao coordenador Ronald e todo corpo docente da Faculdade Anhanguera de Taubaté, pelo companheirismo e cumplicidade de tantos anos.

Ao irmão da fisioterapia André Polli Fujita, pela grande amizade e pela importante colaboração na revisão desse trabalho.

Aos amigos Marcelo Barbosa, Wagner Monteiro, Antônio Zangrandi e Luiz Roberto Coutinho Manhães Jr, sempre presentes nos momentos que precisei.

Aos amigos do JOFC, pela convivência e aprendizado diário durante tantos anos.

Aos voluntários que se dispuseram a participar desse estudo.

A toda minha família, campineira e guaratinguetaense, pelo apoio incondicional em todos os momentos em que precisei.



*“Que nossos atos sejam maiores que  
nossas covardias; e o nosso destino seja  
a soma das nossas melhores escolhas”*

***Paulo A. S. Azevedo***

## RESUMO

O retreinamento de corrida vem sendo utilizado por muitos clínicos e pesquisadores com intuito de corrigir padrões lesivos de movimentos que tendem a gerar maior sobrecarga nos tecidos músculoesqueléticos. Para isso algumas formas de *biofeedback* visual e auditivo são frequentemente utilizadas. Porém esses retreinamentos são realizados através de esteiras instrumentadas com plataforma de força, acelerômetros, dispositivos para mensuração de pressão plantar e outros dispositivos de alto custo que inviabilizam essa conduta fora do ambiente laboratorial, dificultando a utilização dessa ferramenta na prática clínica. O número de estudos sobre *biofeedback* em tempo real para retreinamento de corrida vem aumentando, porém seu acesso à imensa maioria dos corredores com padrões inadequados de movimento permanece muito raro. Esse estudo tem o objetivo de desenvolver e avaliar a efetividade de palmilhas instrumentadas com sensores táteis e sinalizadores de LED no retreinamento de corrida através de *biofeedback* visual. Para isso, foram desenvolvidas palmilhas com sensores de contato que informam, em tempo real, qual tipo de contato inicial está sendo realizado pelo corredor. Isso facilita a conduta de retreinamento do padrão de contato de retro pé para mediopé/antepé, como sugerido para alguns casos de lesão musculoesquelética. Essa alteração do padrão de movimento é utilizada para diminuir o pico inicial de força de reação vertical do solo e o pico de aceleração positiva da tíbia, útil em alguns corredores com síndrome do estresse tibial medial e histórico de fratura de estresse na tíbia. Foram recrutados 10 corredores de rua para uma sessão única de retreinamento com análise cinemática e acelerometria realizadas antes e após o período da utilização do *biofeedback*. Os resultados mostraram diminuição significativa do pico de aceleração positiva da tíbia ( $p < 0,01$ ) e com grande tamanho do efeito ( $d = 0,81$ ). As alterações angulares de tornozelo e joelho no contato inicial também apresentaram alterações significativas, propiciando maior absorção do impacto na fase excêntrica da corrida. As palmilhas instrumentadas se mostraram eficazes na alteração das medidas analisadas em favor de uma melhor absorção do impacto na corrida, e parecem ser uma alternativa viável e acessível na prática clínica.

**PALAVRAS-CHAVE:** Corrida de rua. Retreinamento de corrida. Palmilha. Acelerometria. *Biofeedback*.

## ABSTRACT

The running gait retraining has been used by many clinicians and researchers to correct injurious movement patterns which tend to generate greater overload in the musculoskeletal tissues. To do that many visual and auditory biofeedback are often used. However, these retraining strategies are performed through instrumented treadmills with force platform, accelerometers, devices that measure plantar pressure and other high cost devices that make evaluation infeasible outside the laboratory environment, making it difficult to use this tool in clinical practice. The number of studies on real-time biofeedback for running gait retraining has increased, but the access to the vast majority of runners with inadequate movement patterns remains very rare. This study aims to develop and determine the effectiveness of instrumented insoles with contact sensors and notifying LED signaling system in running gait retraining through visual biofeedback. For this purpose insoles with contact sensors were developed that inform in real time what type of initial contact is being made by the runner in each step with the purpose of re-educating the change of the initial contact pattern from back to midfoot / forefoot, in some cases of musculoskeletal injuries. This change in movement pattern is used to decrease the initial peak of vertical ground reaction force and the peak positive tibial acceleration, useful in some runners with medial tibial stress syndrome and history of tibial stress fracture. Ten runners were recruited for a single retraining session with kinematic and accelerometry analysis performed before and after using the biofeedback. The results showed a significant decrease in the peak of positive acceleration of the tibia ( $p < 0.01$ ) and with a high effect size ( $d = 0.81$ ). The ankle and knee angular changes during the initial contact also showed significant changes, providing a greater absorption of the impact in the eccentric phase of the running cycle. The instrumented insoles proved to be effective in altering the analyzed measures in favor of better absorption of the impact during running, and it seem to be a viable and accessible alternative in clinical practice.

**KEYWORD:** Running. Gait retraining. Insole. Accelerometry. Biofeedback.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	-	Comparação temporal da marcha e da corrida em diferentes velocidades.....	23
FIGURA 2	-	Fases do ciclo da marcha.....	24
FIGURA 3	-	Fases do ciclo da corrida.....	25
FIGURA 4	-	Fase de apoio do ciclo da corrida. A- contato inicial. B- médio apoio. C- retirada dos dedos.....	27
FIGURA 5	-	Fase de balanço do ciclo da corrida. A- balanço inicial. B- balanço médio. C- balanço terminal.....	28
FIGURA 6	-	Padrões de contato inicial. A- retropé, B- mediopé, C- antepé.....	28
FIGURA 7	-	Gráfico ilustrando impacto transitório causado pelo contato inicial com retropé.....	30
FIGURA 8	-	Gráfico ilustrando ausência do impacto transitório no contato inicial com mediopé ou antepé.....	33
FIGURA 9	-	Protocolo de retreinamento de corrida com <i>feedback</i> visual com espelho.....	36
FIGURA 10	-	A: Imagem pré retreinamento; B: Imagem pós retreinamento de corrida com <i>feedback</i> visual com espelho.....	36
FIGURA 11	-	Dispositivo para <i>feedback</i> auditivo com transdutor de força localizado na região do retropé.....	37
FIGURA 12	-	A: acelerômetro acoplado na região anteromedial da tibia. B: imagem do retreinamento com <i>feedback</i> em tempo real.....	39
FIGURA 13	-	Retreinamento com <i>biofeedback</i> com acelerômetro em tempo real. O círculo superior indica impacto alto, o do meio indica impacto médio e o inferior indica impacto aceitável.....	40
FIGURA 14	-	Retreinamento com <i>biofeedback</i> com visualização do gráfico da FRVS em tempo real.....	41
FIGURA 15	-	Identificação de padrão de contato inicial feito por meio de análise cinemática utilizando imagens quadro a quadro de uma filmagem com câmera de alta frequência. A- antepé. B- mediopé. C- retropé.....	49
FIGURA 16	-	Esquema de funcionamento das palmilhas.....	54
FIGURA 17	-	Ilustração do sistema durante a utilização na esteira.....	55
FIGURA 18	-	Posicionamento dos micro-sensores na primeira versão da palmilha e ligação por cabo RJ11.....	56
FIGURA 19	-	Micro-sensores táteis.....	56
FIGURA 20	-	Plantigrafia usada para posicionar os micro-sensores na palmilha.	57
FIGURA 21	-	A- nova versão da palmilha com as eletrofítas. B- detalhe da solda dos micro-sensores.....	58

FIGURA 22	-	Montagem das palmilhas. A- primeira camada de EVA com exposição dos micro-sensores. B- barras infracapital e de calcâneo cobrem a região das micro-chaves. C- segunda camada de EVA cobre a palmilha.....	59
FIGURA 23	-	Circuito eletrônico analógico de controle.....	60
FIGURA 24	-	Circuito eletrônico digital de controle com Arduino UNO R3.....	62
FIGURA 25	-	Caixas do circuito de controle digital microcontrolado das palmilhas (montagem).....	62
FIGURA 26	-	Testes eletrônicos das palmilhas.....	63
FIGURA 27	-	Instante final da fase de balanço.....	64
FIGURA 28	-	Eminência de contato inicial com calcâneo no início da fase de apoio.....	64
FIGURA 29	-	Confirmação de contato inicial de calcâneo com sinalização do LED vermelho.....	64
FIGURA 30	-	Final da fase de balanço.....	65
FIGURA 31	-	Eminência de contato inicial com mediopé no início da fase de apoio.....	65
FIGURA 32	-	Confirmação de contato inicial do mediopé com sinalização do LED verde.....	65
FIGURA 33	-	Acelerômetro biaxial com sensibilidade de 16g, modelo ACL 16g. EMG System do Brasil®.....	66
FIGURA 34	-	Condicionador de sinais EMG 430C. EMG System do Brasil®.....	66
FIGURA 35	-	Curva de calibração e a sua respectiva função.....	67
FIGURA 36	-	Exemplo do funcionamento do sistema de <i>biofeedback</i> visual em tempo real com o corredor fazendo contato inicial com o mediopé. LED verde acesso reforça o comportamento desejado.....	71
FIGURA 37	-	Exemplo do funcionamento do sistema de <i>biofeedback</i> visual em tempo real com o corredor fazendo contato inicial com o retropé. LED vermelho acesso reforça a falha no cumprimento da meta.....	71
FIGURA 38	-	Posicionamento do visor com LEDs fixado no painel da esteira para facilitar a visualização. A orientação consiste em manter apenas os LEDs verdes piscando.....	72
FIGURA 39	-	A: Pele previamente esticada com fita adesiva e acelerômetro coberto com filme plástico para evitar contato com suor. B: Acelerômetro firmemente fixado com fita microporosa na região anteromedial distal da tíbia.....	73
FIGURA 40	-	Marcadores usados nas análises cinemáticas dos corredores.....	73
FIGURA 41	-	Posicionamento dos marcadores com numeração correspondente..	74

FIGURA 42	-	Disposição da sala (em vista superior) com posicionamento dos aparelhos que foram utilizados na coleta dos dados.....	75
FIGURA 43	-	Confirmação de padrão de contato inicial e as angulações da inclinação da tíbia (rosa), tornozelo (amarelo), joelho (vermelho) e quadril (azul). O quadro A foi registrado antes e o quadro B após o retreinamento com <i>biofeedback</i> . As linhas dos ângulos estão afastadas dos marcadores para facilitar a leitura dos valores.....	77
FIGURA 44	-	Análise da acelerometria da tíbia no domínio da frequência.....	78
FIGURA 45	-	Sobreposição de dois PAPT nos diferentes tipos de contato inicial do sujeito 1.....	78
FIGURA 46	-	As colunas azuis mostram a média dos picos de aceleração positiva da tíbia (em g) de cada um dos 10 sujeitos antes do período de retreinamento, com os contatos iniciais realizados no retropé. As colunas vermelhas mostram os picos de aceleração positiva da tíbia no período pós retreinamento, com os contatos iniciais feitos em mediopé/antepé.....	81
FIGURA 47	-	Gráficos sobrepostos de 10 segundos do sujeito 1 durante os dois momentos de coleta.....	82
FIGURA 48	-	Gráficos sobrepostos de 10 segundos do sujeito 3 durante os dois momentos de coleta.....	83
FIGURA 49	-	Média das cadências dos sujeitos antes (azul) e após o retreinamento (vermelho).....	83
FIGURA 50	-	Gráfico das alterações da cadência dos 10 sujeitos antes (azul) e após (vermelho) a intervenção. Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).....	84
FIGURA 51	-	Gráfico com as médias dos ângulos das articulações durante o contato inicial (CI), antes (azul) e após (vermelho) a intervenção..	85
FIGURA 52	-	Gráfico com as médias dos ângulos das articulações no momento do apoio médio, antes (azul) e após (vermelho) a intervenção. Nesse gráfico, Contato Inicial (CI), se refere a forma de contato no solo e não o momento da mensuração das angulações.....	85
FIGURA 53	-	Variação na média da angulação do tornozelo de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré retreinamento e as colunas vermelhas aos dados pós retreinamento. Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).....	86
FIGURA 54	-	Variação na média da angulação do joelho de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré retreinamento e as	

	colunas vermelhas aos dados pós retreinamento. Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).....	87
FIGURA 55	- Variação na média da angulação do quadril de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré retreinamento e as colunas vermelhas aos dados pós retreinamento. Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).....	87
FIGURA 56	- Variação na média da angulação do tronco de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré retreinamento e as colunas vermelhas aos dados pós retreinamento Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).....	88
FIGURA 57	- Variação na média do ângulo de inclinação da tíbia de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré retreinamento e as colunas vermelhas aos dados pós retreinamento. Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).....	88

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	-	Calibração acelerômetro - Valores em Volts equivalentes a -1g, 0g e 1g.....	67
TABELA 2	-	Características individuais da amostra: massa corporal, estatura, IMC, idade, tempo de experiência e gênero.....	68
TABELA 3	-	Protocolo de retreinamento em sessão única, com total de 25 minutos de corrida a 10km/h. Durante o correr livre os sujeitos mantiveram contato inicial de preferência, com retropé, e durante o correr MP (mediopé) os sujeitos foram orientados a manter contato inicial com mediopé/antepé.....	70
TABELA 4	-	Valores médios dos picos de aceleração positiva da tíbia dos 10 sujeitos com os respectivos Desvios Padrões (DP) nos momentos pré retreinamento (Média RP), onde os padrões de contato inicial eram feitos naturalmente no retropé, e pós retreinamento (Média MP), onde os sujeitos alteraram os padrões de contato inicial para mediopé/antepé através do <i>biofeedback</i> visual em tempo real. A coluna da direita mostra a porcentagem da diminuição do Pico de Aceleração Positiva da Tíbia (% ↓PAPT).....	81
TABELA 5	-	Cadência (passadas/min) dos corredores, antes (RP) e após (MP) a intervenção com as palmilhas.....	84
TABELA 6	-	Angulações médias de cada mensuração de cada sujeito no momento do contato inicial. Contato Inicial com Retropé (CI RP), pré retreinamento e Contato Inicial com Mediopé/antepé (CI MP), pós retreinamento. Desvio Padrão (DP).....	86

## LISTAS DE SÍMBOLOS

t	- tempo	[s]
L	- comprimento	[m, cm]
m	- massa	[kg]
F	- força	[N]
d	- distância	[m, cm, mm]
v	- velocidade	[km/h]
V	- voltagem	[V]
A	- área	[mm <sup>2</sup> ]

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FRVS	-	Força de Reação Vertical do Solo
IMC	-	Índice de Massa Corporal
DMO	-	Densidade Mineral Óssea
MID	-	Membro Inferior Direito
MIE	-	Membro Inferior Esquerdo
MMII	-	Membros Inferiores
PAPT	-	Pico de Aceleração Positiva da Tíbia
IC	-	Intervalo de Confiança
cc	-	Corrente Contínua
ca	-	Corrente Alternada
RP	-	Retropé
MP	-	Mediopé

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	19
1.1	OBJETIVOS .....	20
<b>1.1.1</b>	<b>Objetivos específicos</b> .....	20
1.2	DELIMITAÇÃO DA TESE.....	21
1.3	ESTRUTURA DA TESE .....	21
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	22
2.1	BIOMECÂNICA DA CORRIDA .....	22
<b>2.1.1</b>	<b>Ciclo da marcha e corrida</b> .....	23
2.1.1.1	Fase de apoio da corrida .....	27
2.1.1.2	Fase de balanço da corrida .....	29
<b>2.1.2</b>	<b>Padrão de contato inicial</b> .....	29
2.2	RETREINAMENTO DA CORRIDA .....	32
<b>2.2.1</b>	<b>Retreinamento com <i>biofeedback</i> de espelho</b> .....	35
<b>2.2.2</b>	<b>Retreinamento com <i>biofeedback</i> auditivo</b> .....	37
<b>2.2.3</b>	<b>Retreinamento com <i>biofeedback</i> visual</b> .....	38
2.3	LESÕES POR ESTRESSE NA TÍBIA .....	42
<b>2.3.1</b>	<b>Etiologia das lesões e fatores de risco</b> .....	44
2.4	AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DA CORRIDA .....	45
2.5	ACELERÔMETRO: CONCEITOS BÁSICOS.....	49
<b>2.5.1</b>	<b>Pico de aceleração positiva da tíbia</b> .....	51
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	53
3.1	DESENVOLVIMENTO DO CIRCUITO ELETRÔNICO E DA PALMILHA INSTRUMENTADA.....	53
<b>3.1.1</b>	<b>Etapas de desenvolvimento da palmilha</b> .....	53
<b>3.1.2</b>	<b>Princípios de funcionamento do dispositivo</b> .....	54
<b>3.1.3</b>	<b>Testes eletrônicos e mecânicos de funcionamento</b> .....	63
3.2	CALIBRAÇÃO DO ACELERÔMETRO .....	66
3.3	DELINEAMENTO DA PESQUISA E COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA.....	68
<b>3.3.1</b>	<b>Composição da amostra e avaliação inicial</b> .....	68

<b>3.3.2</b>	<b>Protocolo experimental.....</b>	<b>69</b>
3.4	COLETA DE DADOS.....	72
3.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	79
3.6	CONSIDERAÇÕES ÉTICAS.....	79
<b>4.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>80</b>
4.1	ANÁLISE DA ACELEROMETRIA DA TÍBIA.....	80
<b>4.1.1</b>	<b>Análise da acelerometria de um corredor com grande diminuição do PAPT.....</b>	<b>82</b>
<b>4.1.2</b>	<b>Análise da acelerometria de um corredor com pequena diminuição do PAPT.....</b>	<b>82</b>
4.2	ANÁLISE DA CADÊNCIA.....	83
4.3	ANÁLISE DAS VARIAÇÕES CINEMÁTICAS APÓS O RETREINAMENTO.....	84
<b>5.</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>89</b>
<b>6.</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>93</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>94</b>
	<b>ANEXO A .....</b>	<b>103</b>
	<b>APÊNDICE A.....</b>	<b>105</b>
	<b>APÊNDICE B.....</b>	<b>108</b>
	<b>APÊNDICE C.....</b>	<b>109</b>
	<b>APÊNDICE D.....</b>	<b>111</b>
	<b>APÊNDICE E.....</b>	<b>116</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A incidência de lesões na corrida varia de 19% a 84% e essa porcentagem não tem diminuído nos últimos 30 anos (NAPIER et al, 2015). Entre as lesões mais comuns estão a síndrome do estresse tibial medial e a fratura por estresse da tíbia, que possuem relação com uma ineficiente absorção de impacto na corrida e totalizam aproximadamente 9% do total (TAUTON et al, 2002). As fraturas por estresse da tíbia especificamente representam de 20 a 49% de todas as fraturas por estresse em corredores (BRUKNER et al, 1996; MATHESON et al, 1987) e o período de recuperação pode superar 14 semanas (ARENDRT et al, 2003). Apesar do longo período de afastamento a taxa de recidiva é alta, ultrapassando 36% dos casos (HAURET et al, 2001; MILGROM et al, 1985). Existem diversos fatores associados ao desenvolvimento de fraturas por estresse: volume e intensidade de treinamento, superfície do terreno na corrida e dieta. Alguns estudos sugerem também, que a mecânica da corrida pode ser um fator de risco para desenvolvimento dessas fraturas (CROWELL, DAVIS, 2011). Por ser um esporte de impacto repetitivo, as lesões na corrida são vistas como resultado de sobrecargas ocasionadas por microtraumas acumulativos (HRELJAC, 2005).

Muitos estudos prospectivos têm documentado a presença de alterações mecânicas nos corredores que desenvolvem lesões na corrida e esses achados sugerem relação causal entre mecânica anormal da corrida e as lesões subsequentes. Davis et al (2004) sugeriram que corredores que apresentavam reação ou fratura de estresse na tíbia tinham um maior Pico de Aceleração Positiva da Tíbia (PAPT) e maior Força de Reação Vertical do Solo (FRVS), tanto nas medidas da média como as instantâneas. Essas variáveis influenciam a absorção da carga pelos membros inferiores, com isso a modificação desse mecanismo responsável pela absorção da carga pode diminuir o risco dos corredores desenvolverem as lesões de estresse na tíbia. Corroborando com esses achados, um estudo retrospectivo de Milner et al (2006) conclui que corredores com histórico de fratura de estresse da tíbia apresentavam um maior pico de aceleração positiva da tíbia.

Para minimizar essas alterações, alguns pesquisadores têm utilizado dispositivos externos para fornecer *biofeedback* visual e/ou auditivo para reeducar a mecânica dos

corredores, que utilizam as informações fornecidas pelos dispositivos para corrigir ou melhorar alguns parâmetros da corrida (AGRESTA, BROWN, 2015). Entre as variáveis usadas para analisar a carga de impacto durante a corrida, a taxa média de carga vertical aparece como importante fator de risco relacionado às lesões em corredores (NAPIER et al, 2015). Vários estudos para retreinamento de corrida através de *biofeedback* visual e auditivo evidenciaram sucesso na diminuição das forças verticais de reação do solo. Porém a maioria dos estudos utilizaram dispositivos de alto custo (esteira com plataforma de força e acelerômetros, ambos com necessidades de hardware e software) para realização do *biofeedback*, além da necessidade de que os participantes realizassem o retreinamento dentro dos laboratórios.

Pelo alto custo dos dispositivos disponíveis e pela dificuldade em encontrar laboratórios que possibilitem esse retreinamento de corrida, a maioria dos corredores que sofrem com essas lesões por estresse ficam impossibilitados de receberem essa conduta. Com isso, o desenvolvimento de aparatos com custo acessível para essa população se torna necessário. As palmilhas instrumentadas com sensores de contato e luzes de LED possibilitam a realização do retreinamento em qualquer esteira e com um custo bem menor, tornando esse tipo de conduta muito mais acessível a clínicos e corredores.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um dispositivo com palmilhas instrumentadas que permita realizar retreinamento de corrida através de *biofeedback* visual em tempo real fora do ambiente laboratorial, que seja acessível na prática clínica e que tenha baixo custo.

### 1.1.1 Objetivos específicos

- Viabilizar um dispositivo de custo acessível que seja eficiente no retreinamento para diminuição do impacto em membros inferiores durante a corrida e que seja acessível a clínicos e corredores.

- Avaliar a influência aguda do dispositivo nos picos de aceleração positiva da tíbia e nas angulações articulares durante a fase de apoio da corrida.

## 1.2 DELIMITAÇÃO DA TESE

Esse estudo delimita-se a avaliar a viabilidade e a efetividade aguda de um dispositivo desenvolvido através de palmilhas para gerar *biofeedback* visual em tempo real para alterar o padrão de corrida.

## 1.3 ESTRUTURA DA TESE

No Capítulo 1 são feitas as considerações iniciais com uma introdução sobre lesões relacionadas à absorção ineficiente de impacto na corrida, incidência de lesões, fatores de risco e retreinamento de corrida com diferentes tipos de *biofeedback*, explicitando a importância de popularizar esse tipo de abordagem. São apresentados também os objetivos, além da delimitação da tese.

No Capítulo 2 é apresentada uma fundamentação teórica sobre a biomecânica da corrida e os tipos de análise cinemática, acelerometria, as lesões da corrida relacionadas ao estresse na tíbia, os diferentes tipos de *biofeedback* utilizados para retreinamento de corrida e a alteração de padrão de contato inicial.

No Capítulo 3 é apresentada a metodologia do trabalho, a composição da amostra, protocolo de retreinamento e o desenvolvimento, a montagem e os testes das palmilhas instrumentadas.

No capítulo 4 são apresentados os resultados das coletas da acelerometria da tíbia e das análises cinemáticas da corrida no plano sagital direito antes e após a intervenção com as palmilhas instrumentadas.

O quinto capítulo apresenta as discussões sobre a efetividade do retreinamento e as respectivas alterações nos parâmetros da corrida correlacionando os dados com trabalhos prévios.

O sexto capítulo apresenta a conclusão.

O trabalho é finalizado com a apresentação das referências bibliográficas, anexo e apêndices.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 BIOMECÂNICA DA CORRIDA

O estudo da biomecânica da corrida engloba o conhecimento da estrutura, função e capacidade dos membros inferiores e demais cadeias cinéticas responsáveis pela nossa movimentação. Embora dois indivíduos não compartilhem da mesma anatomia, força ou qualidades proprioceptivas, existem muitas semelhanças a serem compreendidas no que diz respeito ao papel do ciclo de funcionamento de cada indivíduo para diagnosticar e tratar lesões que ocorrem durante a corrida (NICOLA, JEWISON, 2012).

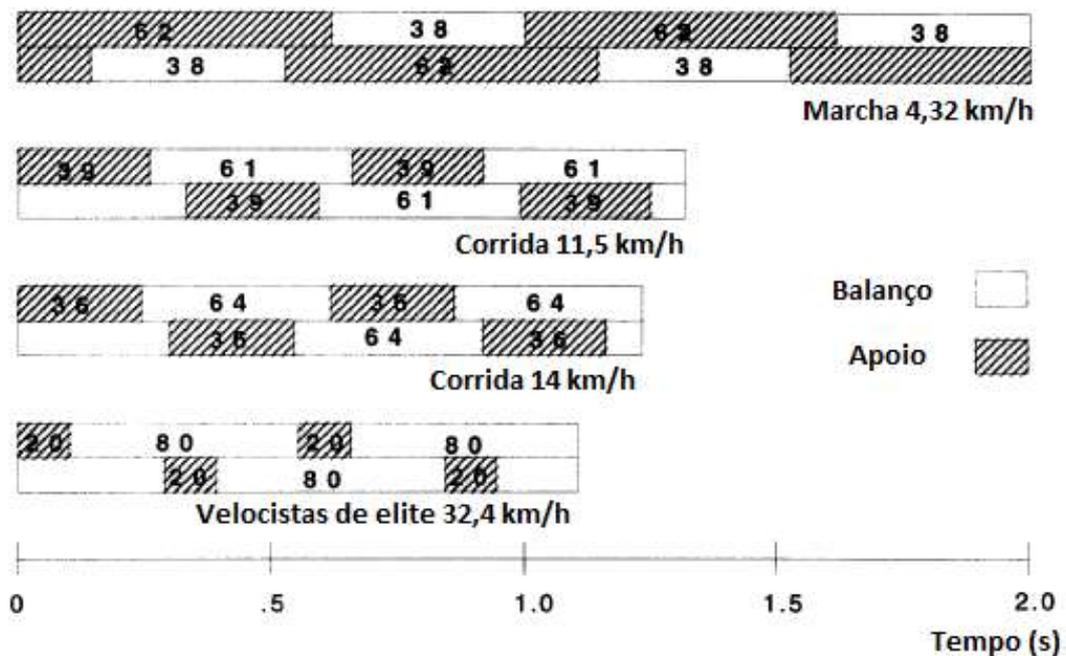
O grande aumento no interesse pela prática da corrida provocou um avanço comparável em relação a avaliações biomecânicas e às pesquisas sobre o tema. Isto tem sido potencializado por avanços técnicos, incluindo câmeras mais rápidas e sistemas de marcadores que eliminam a necessidade de digitalizar os vídeos manualmente, quadro a quadro. O crescimento dessa área tem sido estimulado pelo grande crescimento do número de participantes de corridas de rua desde o final dos anos 60 e início dos anos 70 (NOVACHECK, 1998).

Com a popularidade da corrida, o aparecimento de muitas lesões crônicas passou a ser frequente, sobretudo pelo uso excessivo e repetitivo dos membros inferiores, técnicas inadequadas de treinamento, ou uma combinação desses dois fatores. Fraturas de estresse são apenas um dos exemplos de lesões crônicas que podem ocorrer devido a essas sobrecargas repetitivas. Para entender a causa das lesões na corrida é necessária uma compreensão básica da biomecânica da corrida (THORDARSON, 1997). Partindo do princípio de que uma maior compreensão da biomecânica irá melhorar o diagnóstico e aconselhamento dos corredores, o dilema para as últimas duas a três décadas tem sido estudar por que e como as lesões ocorrem (NOVACHECK, 1998).

### 2.1.1 Ciclo da marcha e da corrida

O ciclo da marcha ou da corrida pode ser definido como a série de movimentos de uma extremidade inferior que inicia no contato inicial do pé com o solo e finaliza quando este mesmo membro toca o solo novamente no final do ciclo. O ciclo é separado por duas fases distintas, a fase de apoio e a fase de balanço (DICHARRY, 2011). A fase de apoio ocorre durante o contato entre o pé e o solo. Quando um membro está na fase de apoio, o outro está na fase de balanço. A corrida se diferencia da marcha, pois possui uma fase de flutuação em que os dois membros não estão em contato com o solo enquanto que a marcha possui uma fase em que os dois pés estão em contato com o solo (NICOLA, JEWISON, 2012). A Figura 1 ilustra a diferença.

Figura 1 – Comparação temporal da marcha e da corrida em diferentes velocidades.

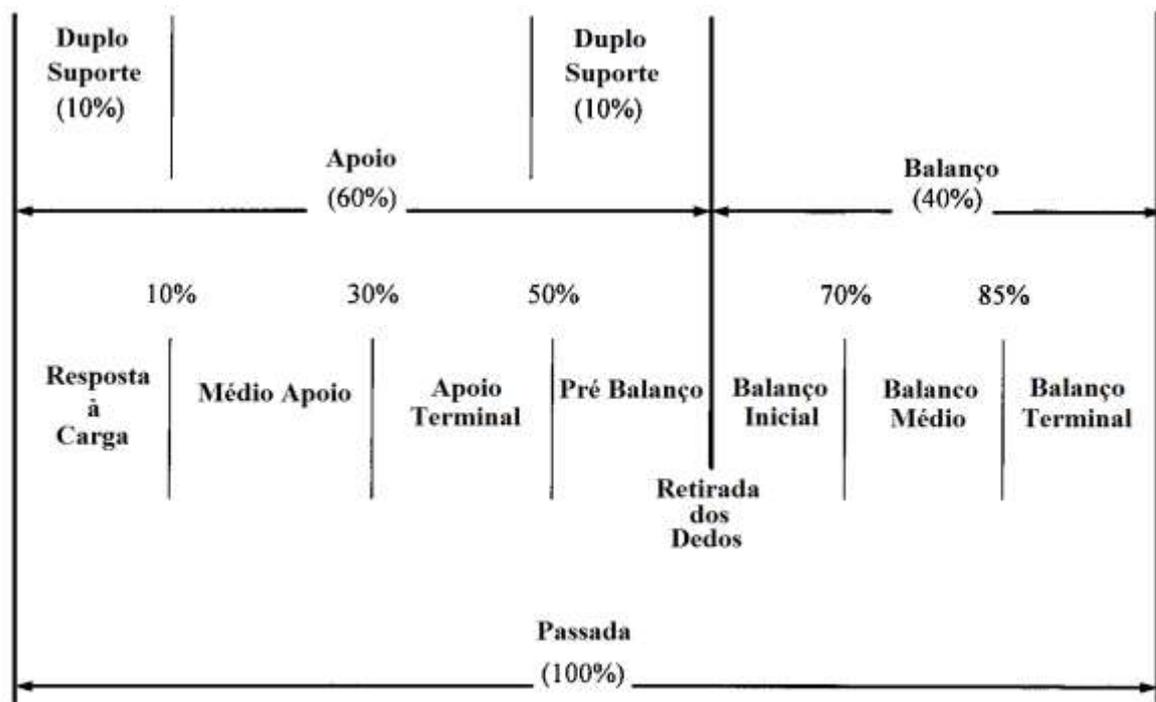


Fonte: Adaptado de Novacheck (1998).

Na marcha, a fase de apoio totaliza aproximadamente 60% de todo ciclo e a fase de balanço os outros 40% (DUGAN, BHAT, 2005). Diferentemente da corrida, a caminhada apresenta a fase de duplo apoio, quando ambos os pés estão em contato com o solo. O duplo apoio ocorre durante os 10% iniciais e finais da fase de contato, e entre essas duas fases há o apoio simples, período de tempo em que a extremidade

contralateral está na fase de balanço. A fase de apoio é subdividida em quatro fases, e começa com o contato inicial do membro no solo (OUNPUU, 1994). A primeira fase é a resposta à carga, seguida pelo médio apoio, apoio terminal e pré balanço. A fase de balanço começa na retirada dos dedos e é subdividida em balanço inicial, balanço médio e balanço terminal (THORDARSON, 1997). O ciclo da marcha está resumido na Figura 2.

Figura 2 – Fases do ciclo da marcha

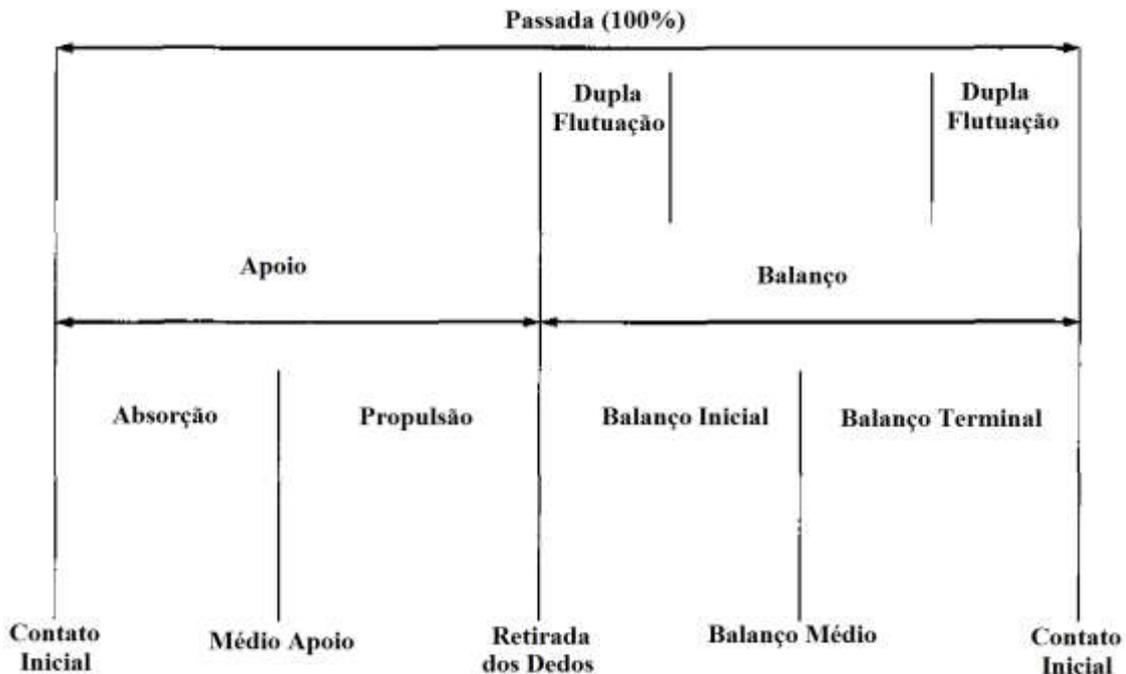


Fonte: Adaptado de Thordarson (1997).

A diferença entre andar e correr fica caracterizada quando os períodos de duplo apoio durante a fase de contato do ciclo da marcha, quando ambos os pés estão simultaneamente em contato com o solo, são substituídos pelos períodos de dupla flutuação no início e no final da fase de balanço da corrida, quando nenhum dos pés está tocando o solo (NOVACHECK, 1998). O ciclo da corrida também é dividido em fase de apoio e balanço. A fase de apoio é subdividida nas fases de absorção e propulsão, e a fase de balanço nas fases de balanço inicial e terminal. O início e o final de cada fase de balanço correspondem a um período de dupla flutuação, em que nenhum dos membros está em contato com o solo. Portanto, por definição, a fase de apoio deve

representar menos de 50% do ciclo de corrida para permitir este período de flutuação. Com um aumento na velocidade, há uma redução na fase de apoio e um aumento no tempo de balanço, o que também resulta em uma fase de dupla flutuação mais longa (THORDARSON, 1997). O ciclo da corrida está ilustrado na Figura 3.

Figura 3 – Fases do ciclo da corrida



Fonte: Adaptado de Thordarson (1997).

À medida que a velocidade da corrida aumenta, a fase de apoio torna-se mais curta. Portanto, os velocistas têm uma porcentagem menor da fase de apoio durante um ciclo da corrida. Além disso, o comprimento do passo e a cadência são aumentados durante a corrida em comparação com a caminhada (DUGAN, BATH, 2005). O comprimento da passada é a distância do contato inicial de um pé até que o mesmo pé entre novamente em contato com a superfície do terreno. O comprimento do passo é a distância entre o contato inicial de um pé e o contato inicial subsequente do pé oposto. Cadência é o número de passos durante um determinado período de tempo. O aumento da velocidade ocorre inicialmente pelo aumento do comprimento do passo e, posteriormente, pelo aumento da cadência. À medida que a cadência, o comprimento do passo e da passada aumentam, a velocidade e as forças de reação do solo também aumentam (OUNPUU,

1994). Isso tem implicações no aumento do estresse absorvido pelos membros inferiores e no risco de lesões. A marcha apresenta uma base mais larga durante o contato inicial, ou seja, uma distância maior entre as bordas medianas dos calcanhares (NICOLAS, JEWISON, 2012).

#### 2.1.1.1 Fase de apoio da corrida

A fase de apoio (Figura 4) tem início com o contato inicial, seguida pelo médio apoio e finaliza com a retirada dos dedos (BRUKNER, KHAN, 1998). Diferentes grupos musculares, ossos e articulações estão agindo em cada uma dessas fases, no momento do contato inicial, os músculos, tendões, ossos e articulações do pé e do membro inferior funcionam para absorver o impacto do pouso (DUGAN, BHAT, 2005). A absorção do impacto é facilitado pela ação da articulação subtalar, que provoca a pronação do pé e pela fásia plantar que se alonga para permitir que o pé se expanda e absorva a aterrissagem (PERRY, 1983). Ocorre uma dorsiflexão ao nível do tornozelo, acompanhado de flexão do joelho e movimento estabilizador com pouca mudança de angulação do quadril, todos envolvidos na distribuição da força de impacto através da cadeia cinética fechada que ocorre no início da fase de apoio. Os músculos reto femoral e gastrocnêmios transferem a energia de impacto de distal para proximal, através do tornozelo, joelho e quadril (PRILUTSKY, ZATSIORSKY, 1994).

Quando a fase de apoio avança para o médio apoio, o pé começa a se mover da pronação para a supinação, se preparando para a retirada dos dedos. Os músculos isquiotibiais, reforçados pelo recrutamento dos gastrocnêmios e sóleo, se contraem para iniciar a propulsão do médio apoio até a retirada dos dedos. Em conjunto é gerado torque de extensão do quadril e flexão plantar do tornozelo, finalizando a fase de apoio e dando início à fase de balanço (NICOLA, JEWSEN, 2012).

Figura 4 – Fase de apoio do ciclo da corrida.



A- contato inicial. B- médio apoio. C- retirada dos dedos.

Fonte: autor.

#### 2.1.1.2 Fase de balanço da corrida

A fase de balanço do ciclo da corrida (Figura 5) ocorre quando uma extremidade inferior se move através do ar desde a retirada dos dedos até o contato inicial (BRUKNER, KHAN, 2008). Quando ocorre a retirada dos pés e se inicia a fase de balanço, o reto femoral e o tibial anterior são os músculos mais ativos. Os isquiotibiais e extensores de quadril estão ativos desde o final da fase de balanço até a fase final de apoio (NOVACHECK, 1997). A fase de flutuação inclui a rotação anterior da pelve ipsilateral e flexão do quadril causada pelo músculo psoas e outros músculos pélvicos, que associados à ativação do *core* permitem a inclinação da pelve. O reto femoral está ativo durante a fase de balanço médio e o quadríceps inicia sua ativação durante o balanço terminal (NICOLA, JEWISON, 2012). Os isquiotibiais são estirados à medida que o joelho vai estendendo no final da fase de balanço, ficando nesse momento mais suscetíveis às lesões (SCHACHE *et al*, 1999). No balanço terminal começa a descida do pé em direção ao solo e o membro contralateral está finalizando a fase de apoio. Os adutores permanecem ativos tanto na fase de apoio quanto na fase de balanço da corrida (NICOLA, JEWISON, 2012).

Figura 5 – Fase de balanço do ciclo da corrida.



A- balanço inicial. B- balanço médio. C- balanço terminal.

Fonte: autor.

### 2.1.2 Padrão de contato inicial

Existem três padrões diferentes de contato inicial: com retropé, em que o contato inicial é feito em alguma região do calcanhar ou terço posterior do pé; com o mediopé, em que o calcanhar e a região abaixo do quinto metatarso fazem contato simultaneamente; e com o antepé, em que o contato inicial é feito na metade anterior do pé (HASEGAWA et al, 2007). Na maioria das vezes, os corredores fazem contato inicial com retropé e atacam o solo com a região lateral do calcanhar e com o pé em supinação (NICOLA E JEWISON, 2012). A Figura 6 ilustra os três padrões de contato inicial.

Figura 6 – Padrões de contato inicial.



A- retropé, B- mediopé, C- antepé

Fonte: Larson (2014).

Os indivíduos que habitualmente correm descalços aterrissam com o antepé no contato inicial da corrida. Em contrapartida, os corredores que usam tênis de corrida tendem a fazer o contato inicial com o calcanhar (LIEBERMAN et al, 2010). Durante o ciclo da corrida, o pé absorve até três vezes o peso corporal ao atingir o solo, por isso os calçados de corrida foram criados para amortecer o impacto no pé e permitir a neutralização de certas diferenças biomecânicas em corredores, objetivando com isso a prevenção de lesões. No entanto, novas evidências sugerem que esses calçados inibem a pronação adaptativa durante a fase de apoio, o que seria um fator protetivo dos corredores (VORMITTAG et al, 2009), e diminuem a eficiência metabólica e mecânica na corrida (PRILUTSKY, ZATSIORSKY, 1994). Fazer a aterrissagem no mediopé ou no antepé durante a corrida, normalmente vista em corredores descalços, ajuda a dissipar as forças de impacto em maior extensão do que aterrissar no calcanhar. Isso ocorre já que o pé fica com um maior grau de flexão plantar no contato inicial, bem como os músculos do tornozelos mais ativos. Em contraste, os tênis com amortecimento no calcanhar podem reduzir a necessidade de dorsiflexão de tornozelo em cinco graus, facilitando o contato inicial com calcanhar. Durante a aterrissagem com retropé, o tornozelo é mais rígido e incapaz de distribuir as forças de impacto como nos contatos iniciais com o mediopé ou antepé. Isto se deve à incapacidade de absorver as forças de impacto através da dorsiflexão do tornozelo (contração excêntrica do tríceps sural) e flexão do joelho (contração excêntrica do quadríceps). Isto implica também que os corredores que não utilizam calçados de corrida e que não ajustem sua aterrissagem para o mediopé ou antepé, tenham um risco aumentado de desenvolverem lesões por estresse pela maneira com que as forças do impacto são absorvidas (LIERBERMAN et al, 2010). Os corredores com um padrão de contato inicial com antepé e mediopé apresentam aumento da flexão plantar do tornozelo e um aumento do ângulo de flexão do joelho no contato inicial (DE WITS et al, 2000).

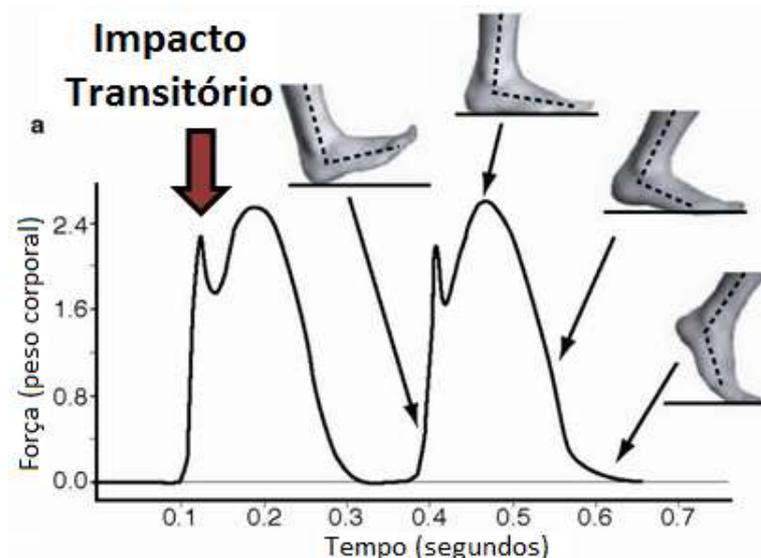
Outros estudos sobre padrão de contato inicial indicam que a maioria dos corredores que utilizam calçados fazem contato inicial com o retropé, com porcentagens que variam de 74,9% dos corredores de uma meia maratona de elite (HASEGAWA et al, 2007), até mais de 90% dos corredores recreativos em eventos de maratona (KASMER et al, 2013).

Vários fatores podem influenciar o padrão de contato inicial de um corredor. Muitos estudos de corrida apontam que a porcentagem de corredores que não fazem contato inicial com o calcanhar aumentou entre os corredores mais velozes, sugerindo um efeito na melhora da velocidade (HAYES, KAPLAN, 2012). O tipo de superfície onde é realizada a corrida também influencia no padrão de contato inicial, no asfalto 76,7% dos corredores descalços são mais propensos a fazer o contato inicial no antepé e 23,3% no retropé. Já na grama, 54,3% dos corredores descalços fazem contato inicial com o retropé e 45,7% com o antepé (NIGGS, 2010).

Gruber et al (1997) verificaram que apenas 20% dos corredores que utilizam calçado de corrida adotaram um contato inicial com mediopé ou antepé quando corriam descalços sobre uma superfície macia, em contrapartida 65% desses corredores adotavam uma aterrissagem com mediopé ou antepé ao correrem descalços sobre uma superfície dura.

Um padrão de contato inicial com o retropé tem um impacto transitório característico no gráfico da força de reação vertical do solo (Figura 7) e não é tipicamente visto (Figura 8) em um padrão de contato inicial com mediopé ou antepé (CAVANAGH, LAFORTUNE, 1980). Esse impacto transitório está associado às altas taxas de sobrecarga, já que as estruturas viscoelásticas do sistema músculo-esquelético não respondem bem a estas cargas impulsivas (MILNER et al, 2006).

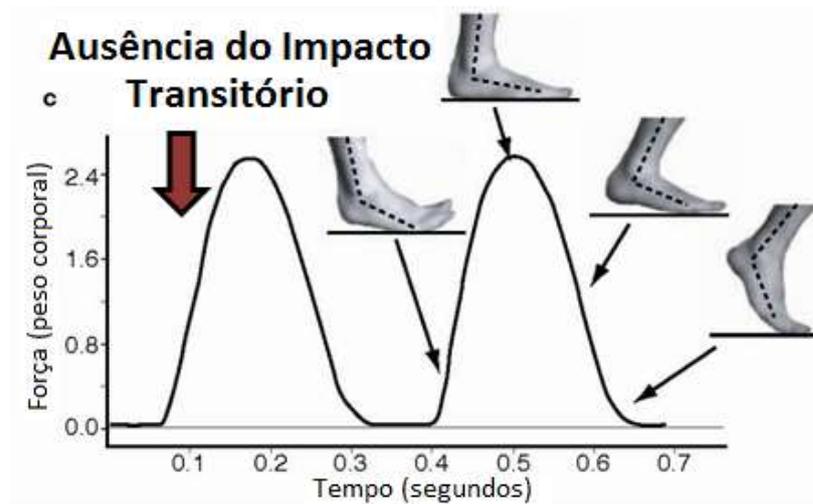
Figura 7 – Gráfico ilustrando impacto transitório causado pelo contato inicial com retropé.



Fonte: Adaptado de Lieberman (2016).

Radín et al (1971) observaram que cargas impulsivas causavam fraturas de estresse na tíbia de coelhos. Esse mesmo grupo de pesquisa constatou que a cartilagem articular também é afetada por essa carga impulsiva. Embora não houvesse danos na cartilagem bovina com cargas lentas e repetitivas, a adição periódica de cargas de impacto levou a um desgaste rápido da cartilagem (RADIN, PAUL, 1973). Esses estudos com animais foram a base científica para a associação entre altas taxas de carga e lesões músculo-esqueléticas (DAVIS et al, 2015).

Figura 8 – Gráfico ilustrando ausência do impacto transitório no contato inicial com mediopé ou antepé.



Fonte: Adaptado de Lieberman (2016).

Em um estudo retrospectivo com 52 corredores de elite, Daoud et al (2011) concluíram que a incidência de lesões em corredores competitivos é alta, porém os corredores com contato inicial em retropé tem taxas significativamente maiores em relação os corredores que iniciam o contato com mediopé e antepé. Porém citam no artigo que a alteração indiscriminada do padrão de contato inicial de retropé para mediopé pode aumentar a incidência de lesões no tríceps sural, tendão do calcâneo, fáschia plantar e músculos e ossos do pé. Já que aumentam a demanda dessas estruturas na absorção do impacto da corrida.

## 2.2 BIOFEEDBACK E RETREINAMENTO DE CORRIDA

*Biofeedback* é uma técnica de autorregulação através da qual os pacientes aprendem a controlar voluntariamente o que antes eram processos involuntários do corpo. Normalmente esta intervenção requer equipamentos especializados para converter sinais fisiológicos em sinais visuais ou auditivos, e um profissional treinado em *biofeedback* para orientar a terapia. Usando uma tela como um monitor de computador, por exemplo, o paciente pode receber um *feedback* para ajudar a desenvolver controle e aprendizagem sobre sua fisiologia. Assim como olhar para um espelho permite ver e mudar posições, expressões, etc., o *biofeedback* permite que o paciente receba informações de seu corpo, direcionando-o para uma direção saudável. O treinamento com *biofeedback* pode ser usado em uma variedade de configurações a fim de melhorar o desempenho acadêmico, atlético ou corporativo, bem como melhorar a saúde e o bem-estar. Este treinamento pode seguir dois modelos de aprendizagem, o condicionamento operante com aprendizado por *feedback*, que será abordado no próximo parágrafo, e a psicoterapia psicofisiológica. Ambos fornecem *feedback* para que o cliente aprenda técnicas ou estratégias que ajudem a corrigir quaisquer defeitos, disfunções ou alterações encontradas na avaliação inicial (FRANK et al, 2010).

O condicionamento operante é um modelo de aprendizado que utiliza a consequência como meio de modificar a ocorrência de determinado comportamento. Esse modelo de condicionamento operante direto baseia-se unicamente no reforço do sinal vindo da tela, a fim de induzir os pacientes a mudar sua fisiologia. O terapeuta simplesmente está lá para explicar a informação que o equipamento de *biofeedback* está fornecendo e como ele se relaciona com a fisiologia do paciente (MCKEE, 2008).

O *biofeedback* foi desenvolvido há aproximadamente 50 anos e possui aplicações documentadas para muitas desordens médicas, incluindo a medicina física. Para aprendizado motor, a metodologia do *biofeedback* é simples, o terapeuta posiciona um ou mais sensores em dispositivos externos ou pela superfície do corpo para mensurar processos fisiológicos específicos. Os sinais biológicos processados eletronicamente são repassados ao paciente através de sinais auditivos ou visuais, através disso é propiciada

ao paciente uma maior consciência das evoluções parciais ou totais sobre os processos biológicos (MOSS et al, 2003).

O retreinamento com biofeedback para alteração da técnica de corrida pode ajudar a tratar as lesões em corredores reduzindo a carga em certos grupos musculares e articulares (FRANKLYN-MILLER, 2014). Esse tipo de conduta em corredores foi testada inicialmente por Davis (2005) que introduziu o conceito de reeducação da corrida com intuito de tratar lesões de membros inferiores em uma série de casos com cinco pacientes que relatavam dor. O processo envolveu (1) identificar as alterações mecânicas que poderiam contribuir para a sobrecarga tecidual; (2) estabelecer se a mecânica da corrida poderia ser alterada; e (3) facilitar as alterações mecânicas desejadas e incentivar a aprendizagem motora para garantir a manutenção dessas alterações.

Vários estudos biomecânicos em indivíduos assintomáticos têm analisado as estratégias de retreinamento de corrida (incluindo alteração da cadência, padrão de contato inicial, angulações de quadril e joelho, posição do tronco, comprimento do passo e outras variáveis de carga de impacto) e verificaram mudanças na cinemática, cinética e eletromiografia (BARTON et al, 2016). Napier et al (2014) concluíram em uma revisão sistemática que algumas variáveis biomecânicas podem ser alteradas através da execução de retreinamento de corrida e citaram que a estratégia mais eficaz para reduzir as variáveis de carga de impacto, incluindo o pico de impacto vertical, a taxa de carga média e instantânea, foi através de biofeedback de informações cinéticas e cinemáticas em tempo real.

Os resultados iniciais positivos alcançados pelos estudos de retreinamento de corrida de atletas lesionados são promissores. Porém, há necessidade de identificar os principais fatores biomecânicos que podem e devem ser alterados. Ou seja, é preciso definir quais são os aspectos biomecânicos que realmente estão contribuindo para o surgimento dos sintomas, e que, quando alterados, têm resultados clínicos positivos (HEIDERSCHEIT, 2011). Entre os parâmetros cinemáticos que foram alterados e tiveram benefícios relatados estão: adução do quadril (NOEHREN, 2011), comprimento da passada (HEIDERSCHEIT et al, 2011) e padrão de contato inicial (CHEUNG, DAVIS, 2011); a alteração da aceleração tibial foi um parâmetro cinético que também

apresentou benefícios nos estudos de retreinamento (CROWEL, DAVIS, 2011). Mas dada a interdependência desses fatores, é difícil mudar um parâmetro sem induzir a mudança de pelo menos um outro. Cheung e Davis (2011), apresentaram uma série de casos em que o padrão de contato inicial e o comprimento da passada foram modificados em três corredores com dor femoropatelar para melhora da dor e da função, porém não foi possível concluir se o parâmetro responsável pela diminuição da carga na fase de apoio e a melhora clínica dos corredores foi a evitação do padrão de contato inicial com o calcanhar ou a diminuição do comprimento da passada.

Uma vez identificados os fatores biomecânicos que devem ser alvo de alterações clínicas é preciso verificar sua influência no custo energético e metabólico e no desempenho do corredor. Geralmente os corredores usam a menor quantidade de energia metabólica e têm menor consumo de oxigênio quando estão correndo usando seu padrão preferido (CAVANAGH, WILLIAMS, 1982). Forçar um corredor a correr com uma técnica diferente da preferida por ele tem o efeito de aumentar o consumo de oxigênio, pelo menos a curto prazo, reduzindo assim o desempenho. Essa relação parece ser mais aparente em corredores de alto nível, que tiveram vários anos e quilômetros para apurar sua técnica. Nos corredores recreacionais, normalmente a grande maioria dos pacientes, as mudanças sutis no padrão de corrida têm um efeito mínimo sobre o consumo de oxigênio (HAMILL et al, 1995).

O protocolo ideal de retreinamento ainda permanece desconhecido, vários estudos têm usado múltiplas sessões ao longo de várias semanas em um ambiente laboratorial, com orientações e *feedbacks* verbais, visuais ou auditivos. Para possibilitar que o corredor se auto-avaliar e se corrija conforme necessário, os *feedbacks* são progressivamente diminuídos ao longo do período de retreinamento. Dependendo da magnitude da alteração sugerida, pode ser necessário um período de adaptação para que os tecidos do sistema músculo-esquelético suportem as novas cargas. O tempo de adaptação ideal para permitir uma alteração segura da técnica de corrida também é desconhecida e provavelmente não será constante entre os indivíduos (HEIDERSCHEIT, 2011). Existe uma enorme diversidade na literatura a respeito da frequência semanal e do número total das sessões de *feedback*. Com toda essa variabilidade, não há indicação clara de que um cronograma específico de *feedback* seja

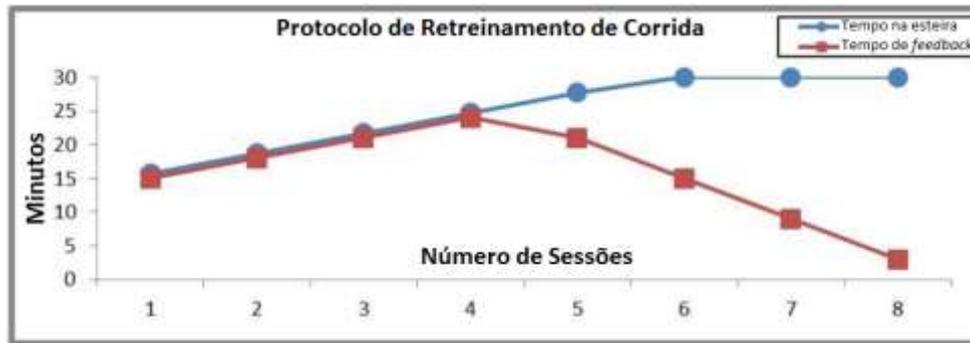
superior a outro, uma vez que vários desenhos de estudo se mostraram eficazes na modificação positiva de variáveis cinemáticas e cinéticas dos corredores. No entanto, resultados superiores foram demonstrados quando os corredores receberam múltiplas sessões de *feedback* (AGRESTA, BROWN, 2015).

A questão mais importante no que diz respeito ao retreinamento de corrida é determinar quais são os indivíduos que verdadeiramente serão beneficiados por essa conduta: corredores lesionados, corredores não lesionados, ou ambos. Em corredores lesionados ou com maior predisposição a lesões, a redução da carga mecânica para os tecidos envolvidos na corrida através de retreinamento orientado da técnica parece ter uma razão evidente. Se o corredor é sintomático, a resposta à mudança da técnica de corrida pode ser imediata e fornecer uma base sobre sua eficácia. Recomendar o retreinamento para corredores livres de lesões com o objetivo de prevení-las já é uma proposta mais desafiadora. Sem ter o histórico de sintomas para orientar a abordagem, a idéia seria essencialmente orientar os corredores de acordo com um padrão que tenda a minimizar as cargas biomecânicas específicas. Essa abordagem precisaria ser feita levando em consideração o estado musculoesquelético do indivíduo. Por exemplo, o que é ideal para um jovem adulto provavelmente não é para um corredor veterano, devido aos efeitos da idade sobre as tolerâncias mecânicas dos tecidos. Embora um padrão de funcionamento biomecânicamente eficiente possa ser definido, ele provavelmente precisará ser adaptado ao indivíduo. A suposição de que todos os corredores poderiam igualar o mesmo padrão ideal é irreal (HEIDERSCHEIT, 2011).

### **2.2.1 Retreinamento com *biofeedback* de espelho**

Willy et al (2012) pesquisaram sobre o efeito do retreinamento de corrida através de *biofeedback* visual com espelho em dez corredoras com dor patelofemoral. No total foram realizadas 8 sessões, 2 por semana durante 4 semanas, de *feedback* visual com espelho e verbal sobre o alinhamento das extremidades inferiores durante a corrida na esteira. A Figura 9 ilustra o protocolo de retreinamento com espelho.

Figura 9 – Protocolo de retrainingo de corrida com *feedback* visual com espelho.

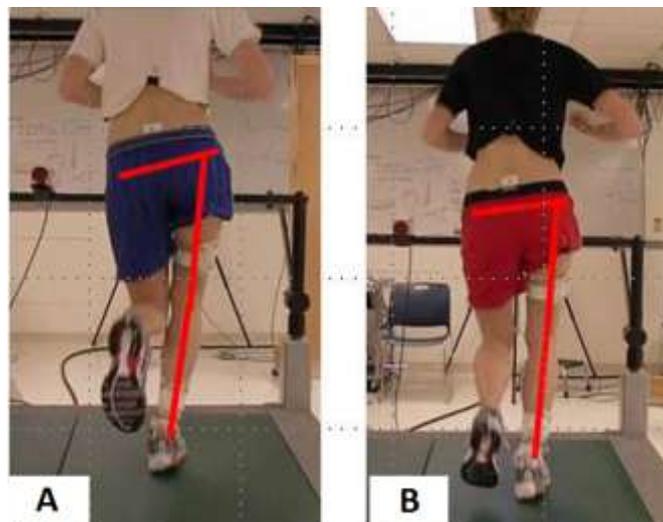


Fonte: Adaptado de Willy et al (2012).

Durante as últimas quatro sessões, o *feedback* com espelho e verbal foram progressivamente removidos. Foram avaliados ainda: a mecânica do quadril durante a corrida, o agachamento unipodal e uma descida de degrau, sempre no pré e pós-treino. Os indivíduos retornaram às suas rotinas normais e as análises foram repetidas em 1 mês e 3 meses após a retrainingo.

Após o retrainingo os sujeitos reduziram os picos de adução do quadril e da queda pélvica contralateral durante a corrida (Figura 10). Em 1 e 3 meses após a retrainingo, as melhoras mecânicas estudadas foram mantidas mesmo sem continuidade do *feedback*. Os indivíduos relataram melhora na dor e na função na reavaliação 3 meses após o retrainingo.

Figura 10 – A: Imagem pré retrainingo; B: Imagem pós retrainingo de corrida com *feedback* visual com espelho.



Fonte: Adaptado de Willy et al (2012).

Os autores concluíram que o retreinamento com espelho foi eficaz na melhora da mecânica da corrida e das medidas de dor e função. Para as tarefas não treinadas de agachamento unipodal e descida de degrau ficou evidente um melhor nível de aprendizagem motora.

### 2.2.2 Retreinamento com *biofeedback* auditivo

Cheung e Davis (2011) publicaram um estudo sobre o efeito do retreinamento de corrida através de *biofeedback* auditivo na mudança de padrão de contato inicial. Três corredoras com dor femorapatelar unilateral e que apresentavam um padrão de contato inicial no retropé foram submetidas a oito sessões de retreinamento por 4 semanas para modificação de padrão de contato inicial com *feedback* auditivo em tempo real através de um sensor de força colocado dentro do calçado (Figura 11). As forças de reação vertical do solo foram avaliadas durante a corrida por uma esteira rolante instrumentada com plataforma de força. Os sintomas da dor femorapatelar foram avaliados com 2 questionários validados. Os corredores foram avaliados antes, imediatamente após e 3 meses depois do retreinamento.

Figura 11 – Dispositivo para *feedback* auditivo com transdutor de força localizado na região do retropé.



Fonte: Cheung e Davis (2011).

Ao final do estudo os autores verificaram que o padrão de contato inicial foi alterado com sucesso, de retropé para um padrão com mediopé ou antepé, após o treino. Este novo padrão havia se mantido 3 meses após o programa. O pico de impacto vertical e as taxas médias de carga vertical foram reduzidos. Os sintomas relacionados a dor femoropatelar e as limitações funcionais associadas apresentaram melhora. Em contrapartida, apenas uma das participantes relatou melhora no desempenho após o treinamento, com diminuição do tempo de corrida de 10 quilômetros, as outras voluntárias apresentaram queda na performance. Essa série de casos forneceu dados preliminares que apoiam a investigação de intervenções que conduzam à modificação do padrão de contato inicial em corredores com dor femoropatelar.

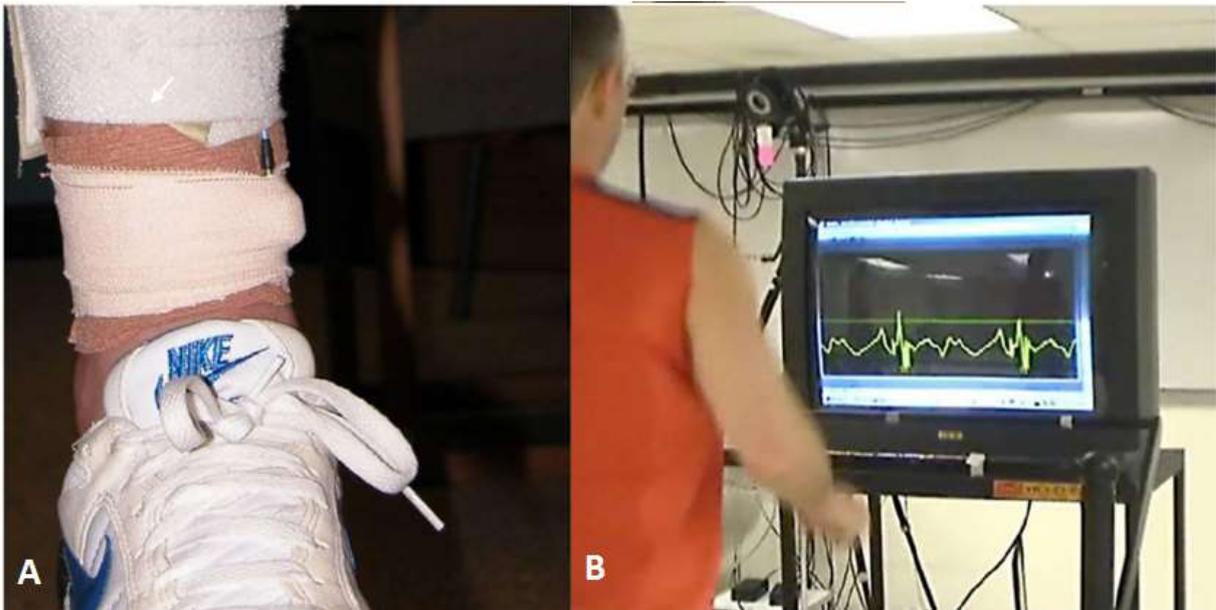
Wood e Kipp (2014) investigaram através de um estudo de sessão única, a viabilidade do uso de biofeedback de áudio gerado por acelerômetro para reduzir o PAPT durante a corrida. Os acelerômetros sem fio foram fixados na tíbia esquerda de nove corredores e os picos de aceleração durante a corrida foram coletados por um condicionador de sinais. Posteriormente a análise dos dados foi definido um limite para emissão de sinal sonoro durante o retreinamento. Cada corredor tinha um valor personalizado de acordo com seus picos e o volume dos sinais sonoros aumentava de acordo com os valores da aceleração, com isso os corredores foram instruídos a manter o volume o mais baixo possível. Os autores concluíram que os indivíduos foram capazes de reduzir significativamente o PAPT durante a exposição ao *biofeedback* de áudio. Além disso, uma sessão única de retreinamento com duas rodadas de 5 minutos de *biofeedback* foi suficiente para que os indivíduos mantivessem uma redução do PAPT mesmo após a retirada das informações sonoras em tempo real.

### **2.2.3 Retreinamento com *biofeedback* visual**

Crowel e Davis (2011) pesquisaram sobre a efetividade de um retreinamento de corrida com *feedback* visual através de acelerômetro colocado na tíbia. Participaram do programa de retreinamento dez corredores (6 do sexo feminino e 4 do sexo masculino) que apresentavam aceleração tibial positiva máxima superior a 8g, medida na avaliação inicial. Durante as sessões, os sujeitos correram em uma esteira rolante e receberam

*feedback* visual em tempo real de acelerômetros acoplados às suas tíbias distalmente (Figura 12). Os dados da aceleração tibial e da força de reação vertical do solo foram coletados durante as sessões de avaliação realizadas antes do treinamento, pós-treinamento e com um mês de acompanhamento.

Figura 12 – A: acelerômetro acoplado na região anteromedial da tíbia. B: imagem do retreinamento com *feedback* em tempo real.

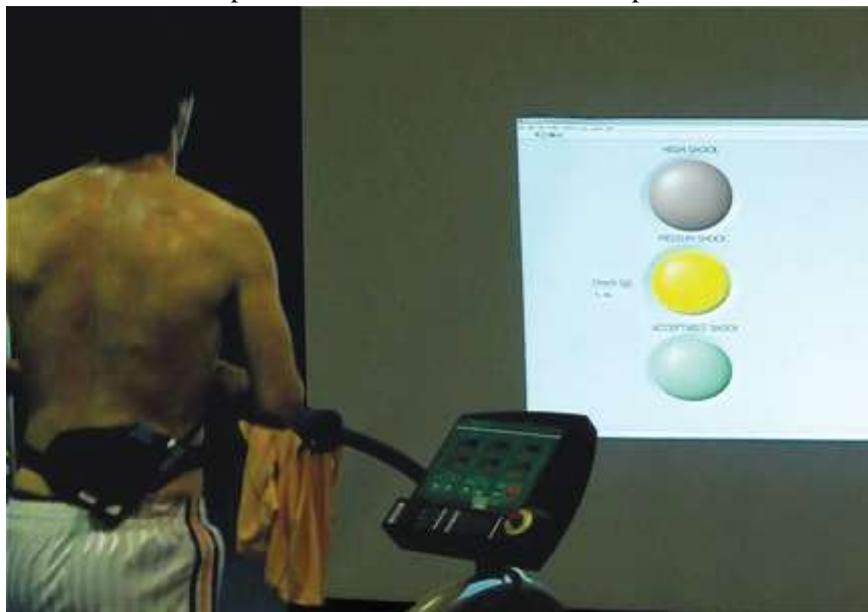


Fonte: Crowel e Davis (2011).

O gráfico do *feedback* fornecido pelos acelerômetros em tempo real ilustra a aceleração tibial dos sujeitos enquanto eles corriam na esteira. Os sujeitos foram instruídos a manter a sua aceleração tibial abaixo da linha horizontal verde definida a 50% dos seus valores de pico. A aceleração positiva máxima da tíbia, o pico de impacto da força vertical e as taxas média e instantânea de carga vertical foram todos reduzidos imediatamente após o retreinamento da corrida. A diminuição da aceleração da tíbia foi de quase 50%. As reduções nas taxas de carga vertical e no pico de impacto da força vertical foram de aproximadamente 30% e 20%, respectivamente. Estas reduções foram mantidas no seguimento de um mês após o retreinamento. Os autores concluíram que pelos resultados positivos, essa conduta pode reduzir o risco de fratura de estresse nos corredores.

Clansey et al (2014) realizaram um estudo clínico randomizado para investigar se o retreinamento com *biofeedback* em tempo real reduziria as variáveis de carga de impacto na tíbia, previamente associadas ao risco de fratura do estresse da tíbia e se essas adaptações influenciariam na economia de energia durante a corrida. Vinte e dois corredores do sexo masculino foram distribuídos aleatoriamente em dois grupo. Um grupo retreinamento (n=12) e um grupo controle (n=10). O grupo que realizou o retreinamento com *biofeedback* em tempo real recebeu informações visuais para controlar o PAPT em valores ideais (Figura 13) durante seis sessões de 20 minutos de corrida em esteira, durante 3 semanas; enquanto o grupo controle aderiu ao mesmo treinamento, mas sem o *biofeedback*. As análises cinemáticas tridimensionais, cinéticas unilaterais e as medidas de economia de energia na execução da corrida foram realizadas antes, imediatamente após e depois de 1 mês do final dos retreinamentos.

Figura 13 – Retreinamento com *biofeedback* com acelerômetro em tempo real. O círculo superior indica impacto alto, o do meio indica impacto médio e o inferior indica impacto aceitável.



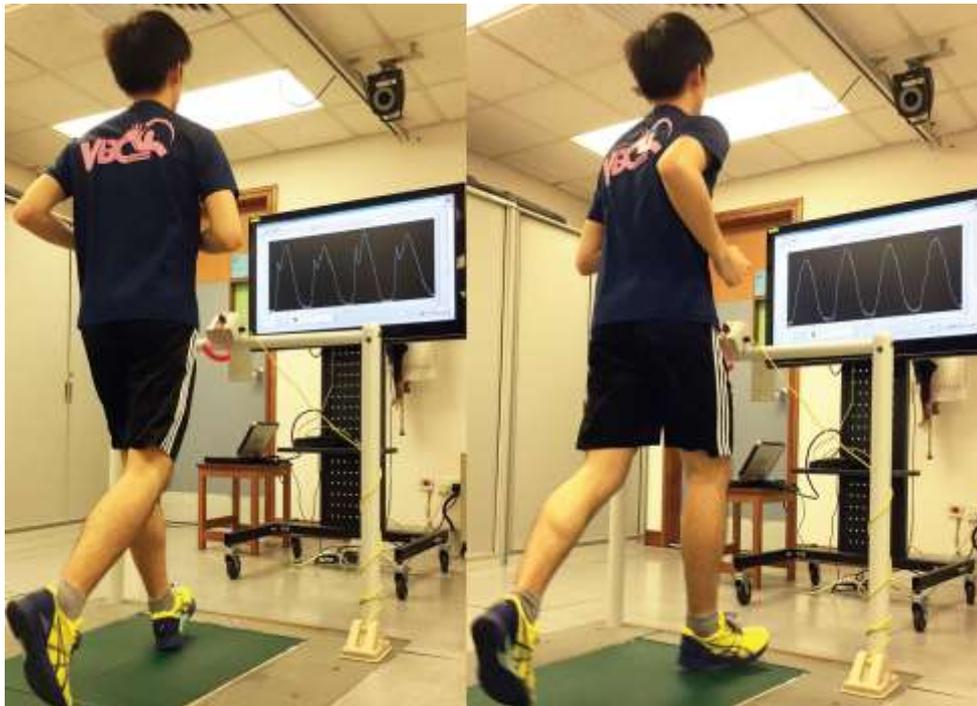
Fonte: Clansey et al (2014).

Como resultado os autores encontraram reduções significativas no PAPT e nos valores médios e instantâneos de FRVS no grupo retreinamento em comparação com nenhuma alteração no grupo controle. Nas análises cinemáticas, foi observado um aumento significativo na flexão plantar do tornozelo no contato inicial e uma alteração significativa no padrão de contato inicial (de um padrão de ataque com retropé para

mediopé). Apesar dessas adaptações na mecânica da corrida, a economia de energia não foi afetada. Como conclusão sugerem que o retreinamento da marcha usando *biofeedback* visual em tempo real é uma estratégia efetiva para reduzir as cargas de impacto sem afetar negativamente a economia de energia.

Chan et al (2017) publicaram o maior estudo clínico randomizado controlado sobre retreinamento de corrida com reavaliação dos corredores após um ano de seguimento. O objetivo foi avaliar as taxas de impacto antes e depois do programa de retreinamento e avaliar a eficácia do programa em reduzir a ocorrência de lesões relacionadas à corrida durante um período de observação de 12 meses. Foram recrutados 320 corredores novatos (com menos de 2 anos de prática de corrida) que após análise cinemática inicial foram randomizados em dois grupos, retreinamento e controle. O grupo retreinamento recebeu *biofeedback* visual do pico de impacto vertical, registrado por plataforma de força numa esteira instrumentada (como ilustra a Figura 14), durante duas semanas num total de 8 sessões de treino em esteira. Os corredores eram orientados a reduzir o impacto vertical suavizando sua pisada. O grupo controle realizou treinos idênticos, porém sem o recurso do *biofeedback* visual.

Figura 14 – Retreinamento com *biofeedback* com visualização do gráfico da FRVS em tempo real.



Fonte: Chan et al (2017).

A cinemática da corrida dos sujeitos foi reavaliada após o retreinamento, e o histórico de lesões pós-treinamento foi monitorado com o uso de uma plataforma online durante o seguimento de 12 meses. Foi encontrada uma redução significativa das taxas de carga vertical no grupo que realizou o retreinamento, enquanto no grupo controle essas taxas foram semelhantes ou ligeiramente maiores. Em relação ao monitoramento das lesões nos 12 meses seguintes ao retreinamento, a ocorrência de lesão musculoesquelética relacionada à corrida foi de 16% e 38% nos grupos *biofeedback* e controle, respectivamente. Configurando um risco de lesão 62% menor em corredores que realizaram o retreinamento quando comparados ao grupo controle. Os autores concluem que um programa de retreinamento da corrida com *biofeedback* realizado por 2 semanas foi efetivo na redução do impacto vertical em corredores novatos e que a incidência de lesão foi reduzida em 62%.

### 2.3 LESÕES POR ESTRESSE NA TIBIA

Os corredores de rua frequentemente sofrem lesões de estresse na tibia, o que implica em consideráveis interferências no treinamento e nas competições. Estas lesões esqueléticas por sobreuso são o resultado da falha de adaptação óssea às cargas repetitivas ocorridas durante a corrida. O número de ciclos de carga necessários para iniciar o desenvolvimento da fratura de estresse está relacionado com a magnitude e a frequência da carga aplicada e com a capacidade do osso de resistir à essas forças (BRUKNER et al, 1999). Setenta e dois por cento de todas as fraturas de estresse em atletas ocorrem em corredores, o que causa uma paralisação imediata do treinamento. Metade dessas lesões ocorrem na extremidade distal da tibia (MIZRAHI et al, 2000).

Durante a corrida é gerada uma força de reação vertical do solo (FRVS) equivalente de 2 a 4 vezes o peso corporal (NIGG et al, 1995). A região distal da perna chega a receber entre 10,3 e 14,1 vezes o peso corporal em forças compressivas (SASIMONTONKUL et al, 2007). Com esse excesso de carga nos ossos longos dos membros inferiores (tibia, fíbula, fêmur), existe um maior risco de fraturas de estresse (MIZRAHI et al, 2000). Um maior risco de lesões por sobreuso, como fraturas de estresse, também foi associado ao alto pico de aceleração positiva da tibia no momento

do contato inicial da fase de apoio da corrida (Davis et al, 2004). Embora seja parcialmente atenuada pelas articulações e tecidos moles, uma força considerável ainda é transmitida aos ossos dos membros inferiores (MMII), o que resulta em deformação óssea e forças internas agindo sobre as unidades de área do osso. A tensão óssea pode tornar-se excessiva como resultado de aumentos na magnitude, na taxa e na frequência da carga. Nos seres humanos, a mensuração direta da tensão óssea tem restrições éticas e metodológicas, já que seria necessária uma cirurgia para introduzir esse tipo de sensor no osso. A FRVS e o pico de aceleração positiva da tíbia fornecem medidas indiretas tanto da magnitude quanto da taxa de carga externa na extremidade inferior durante as atividades com suporte do peso corporal (BASSEY et al, 1997).

Não está claro se as diferenças na FRVS são evidentes em atletas com e sem fraturas de estresse. Em dois estudos cruzados, Grimston et al (1991, 1994) encontraram diferenças significativas na FRVS nos corredores com e sem história de fratura por estresse. No estudo inicial, as forças foram maiores no grupo com histórico de fratura por estresse, enquanto que no estudo subsequente elas foram menores. Crossley et al (1999) não encontraram ligação entre FRVS e fraturas por estresse da tíbia em corredores do sexo masculino. Em contrapartida, em um estudo prospectivo, Davis et al (2004) mostraram que corredores com histórico de fratura de estresse tibial apresentavam maiores taxas médias e instantâneas de força de reação vertical do solo e maiores picos de aceleração positiva da tíbia em comparação com corredores sem histórico de fratura de estresse na tíbia. Seguindo a mesma linha, outros estudos retrospectivos também concluíram que maiores picos de força de reação vertical e de aceleração positiva da tíbia estavam presentes em corredores que tiveram histórico prévio de fratura de estresse tibial e outras lesões por sobreuso (HRELJAC et al, 2000; MILNER et al, 2006). Esses resultados conflitantes ressaltam a necessidade de investigações adicionais sobre a influência da FRVS em indivíduos propensos a fraturas por estresse (BENNELL, 2004).

A capacidade do osso em resistir às deformações depende de vários fatores incluindo a massa mineral óssea e a geometria do osso. Teoricamente, uma baixa densidade mineral óssea (DMO) poderia contribuir para o desenvolvimento das fraturas por estresse, diminuindo a resistência do osso às cargas repetitivas. No entanto,

comparações da DMO local em indivíduos com e sem fratura por estresse têm sido inconclusivas (BRUKNER et al, 1999). A discrepância entre os resultados pode refletir diferenças nas populações, sexo, técnicas de medição e regiões ósseas. A relação entre a geometria óssea, a resistência óssea e as fraturas por estresse foi examinada em diversas populações, como recrutas militares masculinos (MILGROM, 1989) e femininos (BECK et al, 2000), e em corredores homens (CROSSLEY et al, 1999).

Giladi e Milgrom (1999) fizeram um estudo utilizando radiografia convencional para medir a largura da tíbia em recrutas do sexo masculino e encontram uma incidência maior de fraturas por estresse nos indivíduos com menor largura tibial médio-lateral em comparação com aqueles com uma tíbia mais larga. Os resultados nas populações femininas são menos consistentes e limitados às recrutas militares (GIRRBACH et al, 2001). Embora haja alguma evidência de que diferenças geométricas consistentes com um osso mais fraco pode aumentar o risco de fratura por estresse em indivíduos que realizam atividade física intensa, isso não foi verificado nas populações atléticas femininas (BENNELL et al, 2004).

### **2.3.1 Etiologia das Lesões e Fatores de Risco**

Vários elementos extrínsecos e intrínsecos são considerados fatores de risco para fraturas de estresse da tíbia. Um elemento extrínseco é um fator externo que pode impor tensões adicionais sobre o osso durante a corrida. Alguns exemplos são: planilha de treinamento mal planejada, calçados inadequados e superfícies rígidas ou irregulares de corrida. Um elemento intrínseco é um fator interno que pode impor tensões adicionais ao osso. Exemplos de elementos intrínsecos incluem mecânica da corrida, variações anatômicas e fatores de saúde individuais, como osteoporose e baixa DMO (BOLTHOUSE et al, 2015).

A mecânica inadequada da corrida é um fator intrínseco comum associado a fatores de estresse. A cinemática anormal durante a corrida também pode contribuir para a alteração dos padrões de carga na tíbia. Pohl et al (2008) identificaram aumento do momento adutor do quadril e o aumento da eversão do retropé como fatores preditores significativos das fraturas por estresse da tibia. Bennell e Brukner (2005) encontraram

redução no volume e na força muscular, particularmente do músculo tríceps sural, considerando esse como outro fator predisponente para fraturas de estresse.

## 2.4 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DA CORRIDA

Muitos estudos recentes identificaram alteração da mecânica normal da corrida em indivíduos com lesões específicas (EDWARDS et al, 2009). Com isso, a análise de padrões de movimentos anormais durante a corrida pode ajudar na escolha de intervenções clínicas eficazes e auxiliar na prevenção de lesões (FERBER. McDONALD, 2014). Os sistemas de captura de movimento em 3 dimensões (3D), realizadas em laboratórios, são confiáveis na mensuração de muitas tarefas funcionais e podem determinar com precisão a cinemática multiplanar e multidimensional incluindo forças rotacionais nas articulações, e são considerados o padrão-ouro na avaliação de fatores de risco biomecânicos (MUNRO et al, 2012; NAKAGAWA et al, 2014; FORD et al, 2007).

Alguns estudos concluem que as avaliações em 3D apresentam superioridade em relação às análises em 2D. Areblad et al (1990) concluíram que é aconselhável usar um modelo tridimensional ao estudar o movimento entre o pé e a perna durante a corrida. McLean et al (2003) relataram que erros na magnitude de 200% estavam presentes quando compararam ângulos 2D com ângulos 3D durante a subida lateral de degrau, salto lateral e corrida com mudanças abruptas de direção, mas que o padrão da forma das ondas angulares dos gráficos entre 2D e 3D foi semelhante. Cormack et al (2011) verificaram uma superestimação consistente das medidas de quadril e joelho usando uma abordagem 2D.

No entanto, os sistemas de captura de movimento em 3D têm aplicação limitada no cenário clínico devido a alguns fatores como: os altos custos dos equipamentos, o tempo consumido na configuração do sistema, a dificuldade de posicionamento de múltiplos sensores eletromagnéticos que nem sempre se relacionam bem com o desempenho de tarefas funcionais e a dificuldade de utilização em testes de pré-temporada. As avaliações em 2D com câmeras de vídeo são uma solução potencial para as limitações como portabilidade, tempo, custo-eficácia e padronização nas avaliações

de movimento clínico acima mencionadas (SCHURR et al, 2017). As análises com imagens de vídeo podem ser feitas em clínicas de fisioterapia ou consultórios médicos e os resultados podem ser facilmente discutidos usando softwares ou aplicativos de telefone ou tablet. Além disso, esses sistemas de vídeo bidimensionais (2D) são portáteis, de baixo custo, tem rápida preparação e execução, e exigem pouco treinamento (MUNRO et al, 2012).

Atualmente a grande maioria dos estudos utiliza métodos tecnológicos avançados, que são caros e incomuns na prática clínica padrão, mas embora algumas variáveis associadas às lesões necessitem de equipamentos de alta tecnologia, tais como esteiras instrumentadas e sistemas de captura de movimento tridimensional (3D), muitas das alterações cinemáticas identificadas em corredores com lesões podem ser medidas usando um sistema bidimensional (2D) mais simples, com análise de execução baseada em vídeo e outras ferramentas de baixo custo (SOUZA, 2016). O sistema de avaliação em duas dimensões (2D), com câmera única, é frequentemente utilizado no cenário clínico, pois exige menos marcadores, é muito mais barato, e necessita de menos espaço físico comparado ao sistema multicâmera em 3D. Assim, a compreensão da relação entre os sistemas de movimento 2D e 3D permite que os resultados das pesquisas sejam mais aplicáveis ao cenário clínico e proporcionem uma melhor compreensão do potencial erro associado a um sistema 2D. Estudos têm investigado a relação entre a captura de movimento 2D e 3D para a biomecânica da marcha (FERBER, MCDONALD, 2014).

Como a maioria dos fatores de risco de lesão no joelho associados às alterações mecânicas da corrida ocorrem nos planos sagital e frontal de movimento, a hipótese é que a análise de vídeo nesses planos seria comparável às mesmas medidas cinemáticas usando captura de movimento em 3D (SCHURR et al, 2012). Estudos recentes têm analisado a viabilidade de utilização da análise 2D nas avaliações cinemáticas durante a corrida e outras tarefas funcionais.

Dingenen et al (2018) investigaram a relação temporal entre os ângulos articulares mensurados no plano frontal em 2D e 3D durante a fase de apoio da corrida e avaliaram a confiabilidade intra e interexaminadores dos ângulos bidimensionais, como resultado encontraram que a queda da pelve contralateral e adução do quadril mensurados em 2D

tiveram correlação estatisticamente significativa com o perfil cinemático da queda da pelve contralateral e adução do quadril medidos em 3D. A avaliação em 2D do valgo dinâmico apresentou correlação significativa com a abdução do joelho em 3D. Foi encontrada excelente confiabilidade intra e interexaminadores para os ângulos bidimensionais. Os autores concluem que os achados suportam a implementação de análise de vídeo bidimensional para avaliar queda da pelve contralateral e adução do quadril durante a corrida. Em estudo semelhante, Maykut et al (2015) avaliaram tanto a validade quanto a confiabilidade das análises de vídeo 2D para variáveis cinemáticas do plano frontal durante a corrida em esteira e concluíram que a facilidade de captura e análise de imagens usando o software 2D fornecem suporte para a utilização da análise de vídeo em 2D na avaliação de variáveis do plano frontal, mais especificamente a adução do quadril.

Norris e Olson (2011) investigaram a validade, a confiabilidade intra e interexaminador da análise de vídeo 2D para a mensuração dos ângulos de quadril e joelho no plano sagital durante o levantamento de peso. A validade da análise dos ângulos no plano sagital em 2D foi suportada por altas correlações e diferenças não significativas entre as medidas 2D e goniométricas dos movimentos de quadril e joelho. Os valores de confiabilidade intra e interexaminador dos ângulos de flexão de quadril e joelho foram excelentes. Através desses achados e da facilidade de captura de dados usando este sistema, os autores concluem que há evidências que suportam a utilização clínica da análise de vídeo 2D para fornecer medidas objetivas de padrões de movimento no quadril e joelho durante tarefas funcionais dinâmicas.

Pipkin et al (2016) fizeram um estudo para determinar a confiabilidade intra e interexaminador da avaliação cinemática da corrida a partir de um vídeo bidimensional. Como conclusão encontraram que a avaliação cinemática de medidas específicas durante a corrida pôde ser realizada de forma confiável com o uso de uma câmera de vídeo de alta velocidade. A detecção de eventos específicos foi altamente reproduzível, assim como variáveis cinemáticas comuns, como posição do retropé, padrão de contato inicial, ângulo de inclinação da tibia, ângulo de flexão do joelho e inclinação anterior do tronco. Os resultados deste estudo forneceram evidências de que uma análise de vídeo de corrida pode ser usada de forma confiável, dependendo da variável que está sendo

avaliada. As imagens do plano frontal no médio apoio e as imagens do plano sagital no contato inicial e no médio apoio podem ser usadas com confiança. A fase de balanço médio, a posição do retropé e o padrão de contato inicial também podem ser usados com confiabilidade. Outras variáveis devem ser usadas com cautela pois apresentam coeficientes de correlação interexaminadores baixos.

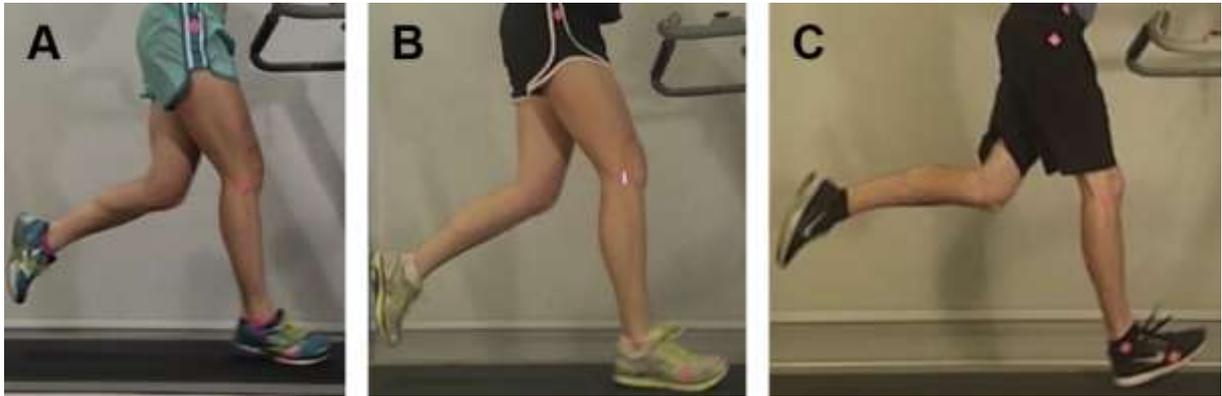
Com base nesses estudos, pode-se concluir que uma abordagem 3D para a análise da corrida é superior e deve ser considerada a preferência inicial. No entanto, além do alto custo, a aplicação da análise em 3D envolve habilidades técnicas e treinamento especializado, além de levar tempo para o processamento dos dados. Assim, a otimização de uma abordagem 2D para o registro da biomecânica da marcha se torna fundamental para minimizar as limitações das análises da avaliação. Vários fatores devem ser considerados ao determinar o equipamento ideal para as coletas de dados em 2D, incluindo, mas não se limitando a custo, portabilidade, software e principalmente a adequada frequência de filmagem da câmera (FERBER, MCDONALD, 2014).

Muitas câmeras de alta definição estão disponíveis em diferentes preços. Tanto a resolução da imagem como a resolução temporal devem ser consideradas ao selecionar a câmera adequada para análise de movimento com filmagens. Muitas câmeras de vídeo têm excelente resolução de imagem, mas são limitadas a 30 quadros por segundo. As câmeras com taxas de quadros mais altas ( $\geq 120$  Hz) podem fornecer imagens mais apropriadas para a avaliação da cinemática da corrida. A fixação de marcadores para a identificação de pontos anatômicos facilita e melhora a qualidade da análise do movimento com imagem em vídeo. Sempre que possível, o marcador deve ser aplicado diretamente na pele do corredor; se não for possível, recomenda-se que os corredores usem roupas esportivas justas, para minimizar o movimento dos marcadores da roupa durante a corrida. O local da fixação varia de acordo com as necessidades da avaliação cinemática (SOUZA, 2016).

A identificação do padrão de contato inicial do pé, principal análise desse estudo, pode ser facilmente realizada avaliando a filmagem quadro a quadro. Recomenda-se sempre a confirmação do tipo de contato inicial porque mesmo após uma prática considerável com essas avaliações, não é incomum errar a identificação do tipo de ataque do pé no solo quando a avaliação for feita com velocidade real (SOUZA, 2016).

A Figura 15 ilustra os padrões de contato inicial identificados através de análise cinemática utilizando filmagem.

Figura 15 – Identificação de padrão de contato inicial feito por meio de análise cinemática utilizando imagens quadro a quadro de uma filmagem com câmera de alta frequência.



A- antepé. B- mediopé. C- retropé

Fonte: Souza (2016).

Um estudo recente sugere que a identificação do padrão de contato inicial baseada em vídeo por um único examinador é altamente confiável, porém as mensurações encontradas entre examinadores foram menos confiáveis (DAMSTED et al, 2015). Atualmente a evidência de que um padrão de contato inicial seja mais ou menos lesivo para o corredor é limitada. No entanto, esta é uma área de pesquisa ativa e os dados sobre esta questão estão aumentando (GRUBER et al, 2013; MANN et al, 2014). Um estudo com corredores universitários competitivos sugeriu que os corredores com um padrão de ataque em retropé desenvolveram mais lesões por sobreuso quando comparados com corredores com um padrão de contato inicial em mediopé. Embora esses achados sugiram uma possível associação entre padrão de contato inicial e a ocorrência de lesões, mais estudos são necessários para uma correta conclusão sobre as recomendações de mudança desses padrões para modificar o risco de lesão (DAOUD et al, 2012).

## 2.5 ACELERÔMETRO: CONCEITOS BÁSICOS

Os acelerômetros são sensores que medem a intensidade da aceleração desenvolvida ao longo dos três eixos e podem ser utilizados para quantificar a

intensidade dos movimentos do corpo. Existem diferentes tipos de acelerômetro para mensurar a aceleração: cristais piezoelétricos, capacitores diferenciais, sensores piezorresistivos e outros (MATHIE et al 2004). Tipicamente são feitos de uma massa sísmica suspensa por uma estrutura estacionária, e tem o princípio do sistema de massa-mola. A força exercida pelo peso causa um deslocamento da massa que é equilibrada pela mola, e como o deslocamento será proporcional à força aplicada, a aceleração do corpo será proporcional ao deslocamento da massa. Nos acelerômetros piezoelétricos, a massa está ligada a um cristal piezoelétrico. Quando o corpo sofre uma vibração, a massa se desloca e o cristal é submetido a forças de tração e compressão, gerando cargas proporcionais que permitem o cálculo da aceleração (RIOS et al, 2010).

Bruxel (2010) explica o funcionamento do sistema massa-mola matematicamente, através da aplicação da 2ª lei de Newton e da lei de Hooke. A 2ª lei de Newton descreve que uma massa ( $m$ ) sofre uma aceleração proporcional a força ( $F$ ) resultante que atua sobre ela, conforme descrito na Equação 1.

$$F = m.a \quad (1)$$

A lei de Hooke estabelece que uma mola, com coeficiente de rigidez ( $k$ ), deve sofrer a ação de uma força ( $F$ ), para ser comprimida ou tracionada por uma distância ( $x$ ), conforme descrito na Equação 2.

$$F = k.x \quad (2)$$

Pela aplicação das Equações 1 e 2, chega-se a expressão da aceleração que o sistema está sujeito (Equação 3) desde que sejam conhecidas as constantes  $k$  e  $m$ , além do deslocamento ocorrido pela massa sísmica ( $\Delta x$ ).

$$a = \frac{k}{m} . \Delta x \quad (3)$$

Os acelerômetros também podem ser divididos em termos de funcionalidade entre os que permitem medições estáticas, como a aceleração constante da gravidade, e os que

não são capazes de fazer esse tipo de medida. Para avaliações cinemáticas do movimento humano, os acelerômetros mais usados são os piezorresistivos ou capacitivos (MATHIE, 2004).

### **2.5.1 Pico de aceleração positiva da tíbia**

O Pico de Aceleração Positiva da Tíbia (PAPT) é a mensuração da desaceleração abrupta que ocorre durante o contato inicial do pé com o solo. Embora não represente diretamente a força de reação exercida na tíbia, é um método eficaz para avaliar o estresse que o osso está absorvendo. O PAPT é usado para inferir a atenuação da carga, que é a absorção e dissipação da força pelo osso (LAUGHTON et al 2003; KIM, 2004). A atenuação ocorre inicialmente no contato do pé com o solo e atravessa o corpo até chegar à cabeça. Embora a carga na tíbia ocorra durante toda a fase de apoio da corrida, o PAPT é a parte mais comumente avaliada devido às maiores demandas na tíbia. Os músculos que envolvem os membros inferiores ajudam a atenuar e dissipar a força em todo o corpo evitando que os ossos recebam toda essa demanda (MIZRAHI et al, 2000). Mizrahi et al (2000) levantaram a hipótese de que o dano muscular, através das contrações excêntricas e a fadiga, cause incapacidade do corpo dissipar e atenuar a propagação das cargas ascendentes. Sem a participação da atividade muscular, pode ocorrer maior estresse e deformação dos ossos, o que pode aumentar o risco de lesão.

As forças de aceleração na extremidade distal da tíbia podem ultrapassar 9g, enquanto na cabeça pode diminuir para menos de 1g. Mercer et al (2002) realizaram um estudo com 8 indivíduos, em que fixaram acelerômetros na cabeça e na tíbia durante corrida em diversas velocidades e concluíram que os picos de impacto na tíbia foram significativamente superiores aos picos da cabeça. Também foi observado que os picos na tíbia aumentaram de acordo com a velocidade, enquanto os picos ocorridos na cabeça permaneceram praticamente sem alterações. Lafortune e Hennig (1992) em estudo com acelerômetro fixado diretamente sobre o osso, encontraram pico positivo de aceleração da tíbia de mais de 5g durante a caminhada, e Lafortune et al (1995) encontraram picos acima de 11g durante a corrida.

O posicionamento do corpo pode influenciar uma melhor absorção do impacto. Os corredores com baixa absorção demonstraram maior extensão do corpo e aumento do pico de aceleração na cabeça e no terço distal da tíbia (CHU, CALDWEELL, 2004). A posição da cabeça também tem influência em alterações cinemáticas do membro inferior, e uma cabeça mais estabilizada pode reduzir a FRVS e o PAPT. Em esportes como corrida, o impacto tibial não é evitável mas parece ser modificável, existem muitos fatores na corrida que influenciam e podem alterar a aceleração da tíbia. Parâmetros como comprimento da passada, frequência da passada, velocidade da corrida, tipo de calçado, padrão de contato inicial, duração e superfície de corrida interferem no PAPT (RICKERT, 2012). Várias pesquisas já investigaram o impacto na tíbia através da mensuração do PAPT, um resumo desses estudos é apresentado no Quadro 1.

Quadro 1 – Resumo de trabalhos que investigaram as médias de pico da aceleração positiva da tíbia em corredores.

Estudos	n	Pico de aceleração da tíbia (g)
Hamill et al, 1995	10	5.27 ( $\pm 1.42$ ) a 6.67 ( $\pm 1.84$ )
Derrick et al, 1998	10	5.7 a 11.3
Mizrahi et al, 2000	14	6.9 ( $\pm 2.9$ ) a 11.1 ( $\pm 4.2$ )
Laughton et al, 2003	15	6.15 ( $\pm 2.96$ ) a 7.82 ( $\pm 3.16$ )
Chu et al, 2004	10	7.86 ( $\pm 2.25$ ) a 9.64 ( $\pm 3.40$ )
Davis et al, 2004	5	4.73 a 9.06
Killian, 2007	17	3.95 ( $\pm 0.98$ ) a 4.94 ( $\pm 1.54$ )

Ordem das colunas: autores, número de participantes, média ( $\pm DP$ ) da aceleração (g).

Fonte: Adaptado de Rickert (2012).

Mizrahi et al (2000) concluíram que o PAPT aumentou significativamente após 15 minutos ( $10,5 \pm 4,7$  g) em relação aos valores do primeiro minuto ( $6,9 \pm 2,9$  g), e justificaram esse aumento pela fadiga ocorrida pela corrida em maiores distâncias. Além disso, as contrações excêntricas da corrida em declive também causaram maior fadiga em comparação à corrida no plano, o que também resultou em um aumento no PAPT (MIZRAHI et al, 2001). Os mesmos autores, em 2000, também publicaram resultados semelhantes em outros estudos que examinaram a relação de fadiga e PAPT e suas repercussões para a fratura do estresse tibial.

### 3 METODOLOGIA

Este trabalho foi idealizado no Departamento de Mecânica da FEG - Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP. Para atingir os objetivos de desenvolvimento do sistema para *biofeedback* visual foram realizadas as seguintes etapas:

3.1- Desenvolvimento e montagem dos circuitos eletrônicos e instrumentação e confecção das palmilhas;

3.2- Calibração do acelerômetro;

3.3- Delineamento da pesquisa e composição da amostra;

3.4- Coleta de dados, em sessão única, pré e pós retreinamento com *biofeedback* em tempo real.

#### 3.1 DESENVOLVIMENTO DO CIRCUITO ELETRÔNICO E DAS PALMILHAS INSTRUMENTADAS

##### 3.1.1 Etapas de desenvolvimento da palmilha

Para obter o funcionamento do dispositivo completo, foram realizadas cinco etapas de desenvolvimento:

- *A primeira etapa consistiu em projetar o circuito de controle eletrônico com a lógica analógica necessária para interpretar os sinais das palmilhas e enviar para os sinalizadores de LED;*
- *A segunda etapa envolveu os testes construtivos das palmilhas, consistindo nas escolhas dos materiais, dos micro-sensores táteis, da posição, quantidade de sensores, do processo de fixação, do processo de soldagem e do processo de acionamento;*
- *A terceira etapa de desenvolvimento incluiu o acionamento separado dos micro-sensores que acendem os LEDs verdes e vermelhos, cada qual em uma região da palmilha;*
- *A quarta etapa de desenvolvimento englobou o ajuste de temporização de bloqueio, ou inibição, da sinalização dos LEDs. Desta forma, o ajuste eletrônico*

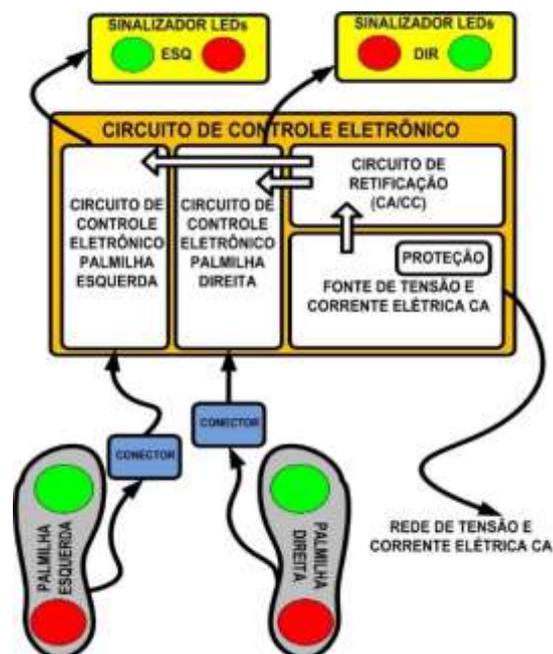
analógico permite acionar apenas um dos LEDs a cada pisada na palmilha, auxiliando o usuário a perceber qual das duas regiões da palmilha está sendo acionada. Esta etapa consiste no ajuste de um valor de capacitância equivalente a 500ms.

- Por fim, a quinta etapa de desenvolvimento foi transferir os resultados da eletrônica analógica para eletrônica digital em um microcontrolador de uso geral. Com isto o circuito começa a caminhar para um produto. Foi criada uma programação (firmware) para microcontrolador, cuja lógica corresponde a mesma utilizada na eletrônica analógica do protótipo. O circuito com microcontrolador permite modificações mais rápidas, maior precisão das medidas e design compacto.

### 3.1.2 Princípios de funcionamento do dispositivo

O princípio de funcionamento do dispositivo é baseado em um circuito de controle eletrônico capaz de receber e processar os sinais vindos das palmilhas e desta forma, informar para os sinalizadores qual LED deve ser aceso a cada passo. Na Figura 16, é possível observar o esquema básico de funcionamento do dispositivo.

Figura 16 – Esquema de funcionamento das palmilhas



Fonte: autor.

O dispositivo completo é portátil, pode ser ligado à rede de tensão de 127/220Vca via cabo paralelo com tomada e foi projetado para operar em conjunto com uma esteira elétrica, conforme ilustra a Figura 17. Os sinalizadores com os LEDs ficam posicionados à frente do usuário, sobre o painel da esteira e ligados via cabo ao circuito de controle eletrônico, que por sua vez está ligado via cabo às palmilhas eletrônicas.

Figura 17- Ilustração do sistema durante a utilização na esteira.



Fonte: autor.

O dispositivo completo é formado por quatro partes:

- *Par de palmilhas eletrônicas micro-sensoriadas;*
- *Cabo de comunicação entre as palmilhas e o circuito de controle;*
- *Circuito de controle eletrônico;*
- *Sinalizadores de LED de cada palmilha.*

O par de palmilhas, na primeira versão, era composto por 5 micro-sensores táteis capazes de identificar qual parte do pé toca inicialmente o solo. Para obter este efeito a palmilha é dividida em duas partes: parte anterior, na região do mediopé e na parte posterior, na região do calcâneo. Cada uma destas partes possui micro-sensores táteis, sendo 2 (dois) posicionados no calcâneo e 3 (três) posicionados na região do mediopé, como pode ser observado na Figura 18.

Figura 18 – Posicionamento dos micro-sensores na primeira versão da palmilha e ligação por cabo RJ11.



Fonte: autor.

Os micro-sensores táteis são micro-chaves de contato momentâneo com micro-cápsulas de aço que colapsam ao serem pressionadas, e permitem o curto circuito momentâneo entre os dois contatos elétricos internos que acionam a chave, mudando o estado de desligado para ligado. Sendo assim, estas chaves estão sempre desligadas e só com o acionamento físico do contato que elas ligam, ou seja, fecham a chave proporcionando o contato elétrico. Cada micro-sensor utilizado (Figura 19) possui uma cápsula de contato de 5mm de diâmetro em aço, conectada a uma caixa de plástico com 0,8mm de espessura (contando a altura da cápsula de aço e a caixa de plástico), e 26mm<sup>2</sup> de área (largura e comprimento). Além de quatro terminais elétricos para diferentes arranjos de circuito.

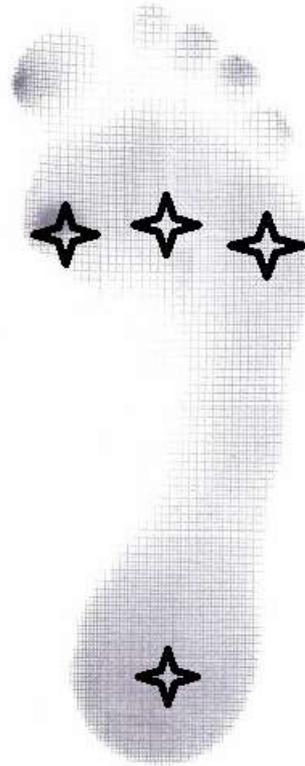
Figura 19 – Micro-sensores táteis



Fonte: autor.

O posicionamento dos sensores nas palmilhas foi baseado na plantigrafia prévia realizada na avaliação dos usuários das palmilhas (Figura 20).

Figura 20 – Plantigrafia usada para posicionar os micro-sensores na palmilha.

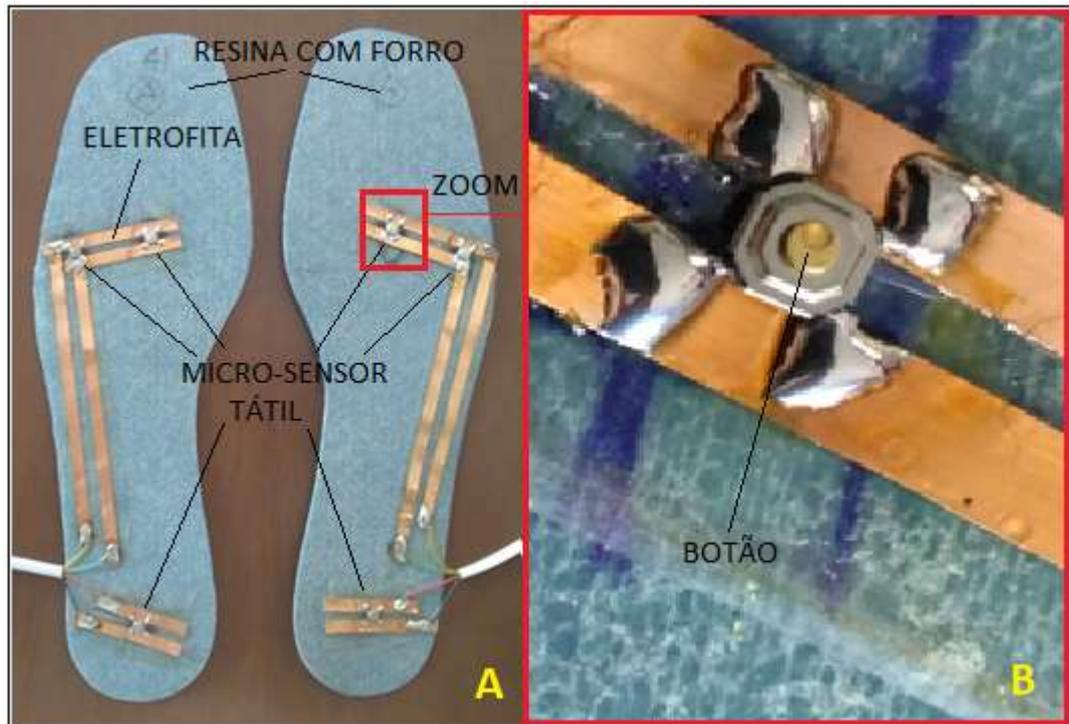


Fonte: autor.

Após alguns problemas com a durabilidade das soldas nos fios e dos micro-sensores foi desenvolvida a versão final das palmilhas. Com objetivo de aprimorar o circuito interno, foram substituídos os condutores elétricos de fios por um par de lâminas de cobre, conhecido como eletrofita (Figura 21A), comumente utilizada para instalações elétricas sobre as paredes sem ter que embutir na alvenaria dado a sua pequena espessura (largura de 60 mm e espessura de 0,5 mm).

Nas novas palmilhas os micro-sensores táteis também foram substituídos por uma micro-chave ativada por botão (Figura 21B), mais resistente que a cápsula de aço, que se apresentou frágil nos modelos iniciais. Com 4mm de largura, 4mm de comprimento e 1,5mm de espessura os micro-sensores foram soldados em apenas 3 locais conforme a Figura 21A. O sensor localizado na região medial e anterior do pé, ilustrado na Figura 20, não apresentava função e foi abolido.

Figura 21 – A- nova versão da palmilha com as eletrofitas. B- detalhe da solda dos micro-sensores.



Fonte: autor.

Após a fixação das eletrofitas e soldagem dos micro-sensores na base de resina com forro (marca Podoshop®, Brasil), as palmilhas foram cobertas por duas camadas de 2 mm de EVA específico para confecções de palmilhas (modelo PE microperforated, marca Capron®, França). Antes da colagem da primeira camada foram recortados 3 pequenos círculos nos locais dos micro-sensores, mantendo-os expostos (Figura 22A). Em seguida foram coladas duas barras de resina rígida de 1 mm (modelo Podo Thermotec. Marca Capron®, França) nas regiões infracapital e de calcâneo, cobrindo a região das micro-chaves (Figura 22B). Essa resina rígida intermediária às duas placas de EVA tem a função de fazer contato com os botões dos micro-sensores no momento das passadas, provendo uma base estável para o acionamento dos LEDs. A última camada de 2mm de EVA cobre toda palmilha e é responsável pelo conforto na utilização do dispositivo durante a corrida (Figura 22C). No estudo foram utilizados 5 pares de palmilhas com as seguintes numerações no padrão brasileiro: 37, 40, 41, 42 e 43.

Figura 22 – Montagem das palmilhas. A- primeira camada de EVA com exposição dos micro-sensores. B- barras infracapital e de calcâneo cobrem a região das micro-chaves. C- segunda camada de EVA cobre a palmilha.



Fonte: Autor.

Para obter os dados relativos aos micro-sensores táteis é necessário transmitir seus sinais ao circuito de controle por condutores (cabos, fios ou lâminas). Desta forma, através de condutores, os micro-sensores são ligados a 2 cabos de comunicação RJ11 fêmea localizados na região distal da tíbia, onde foram presos por faixas elásticas auto-aderentes para bandagem (Modelo Coban. Marca 3M®). Este conector RJ11 fêmea (4 fios) provê a conexão com o cabo RJ11 macho (4 fios) até o circuito de controle eletrônico (Figura 17).

O circuito de controle eletrônico analógico (Figura 23) é condicionado a uma pequena caixa de plástico que contém um transformador 127Vca/6Vca e 1A, um retificador ponte de Wheatstone 6Vcc, um fusível, um regulador de tensão 6Vcc, duas placas de controle das palmilhas, botão liga e desliga, dois terminais para a conexão do cabo RJ11 (4 fios), os cabos de ligação dos 4 LEDs, dois suportes sinalizadores independentes ligados via cabo à caixa do circuito. O circuito eletrônico é composto por componentes comerciais comuns: diodos de silício, transistores, capacitores, resistores, transformadores, relés, entre outros.

Figura 23 – Circuito eletrônico analógico de controle.



Fonte: autor.

O circuito é duplicado para cada palmilha, ou seja, uma palmilha possui dois circuitos eletrônicos iguais, cada parte do circuito tem sua própria função para acionamento dos LEDs sinalizadores. Como são dois LEDs independentes e diferentes, um para mediopé e outro para calcâneo, eles não podem acender ao mesmo tempo no mesmo passo. Para isto ocorrer existe uma parte do circuito responsável pela temporização Resistiva-Capacitiva (RC), além dos relés que tem a função de inibição invertida, ou seja, quando um micro-sensor tátil é acionado, o circuito faz o chaveamento do relé inibindo que o outro LED venha a acender. Isto ocorre a cada passo, ou seja, quando em um passo o pé aciona os sensores frontais (luz verde - mediopé) o relé do circuito de trás (luz vermelha - calcâneo) sai do modo normalmente fechado para o modo aberto inibindo a corrente e tensão elétrica do LED vermelho, durante todo o período de contato do micro-sensor da parte do mediopé. Após este período de contato da chave, assume um tempo para garantir que apenas na próxima passada ambos os LEDs fiquem prontos para serem acesos novamente. O temporizador RC utilizado no circuito é responsável por manter apenas uma cor de LED dos sinalizadores acionada a cada passo.

Quando uma das partes da palmilha, anterior ou posterior for acionada, ela será a única a funcionar neste passo. O circuito de inibição, junto com o de temporização faz

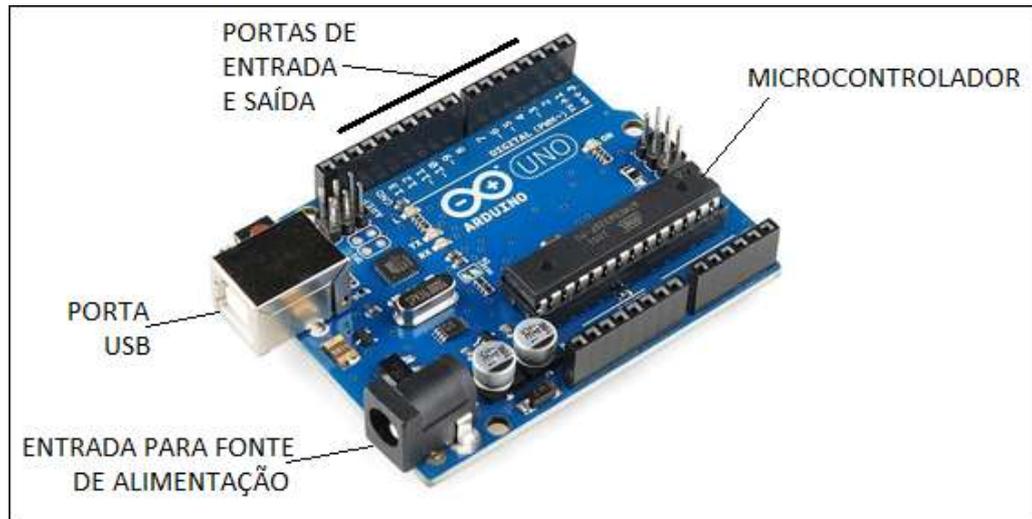
com que um pequeno intervalo de tempo seja contabilizado para que o painel de sinalização mostre sempre apenas um LED aceso, vermelho ou verde. Esta parte do circuito é controlada por um dos dois transistores bipolares de junção NPN de baixa potência, ele faz o chaveamento elétrico do temporizador RC cada vez que um conjunto de micro-sensores é ativado. Um diodo ligado em paralelo com o temporizador RC faz com que a corrente elétrica sempre descarregue o capacitor sobre o resistor quando o transistor é acionado. O tempo é calculado através dos valores dos resistores e da capacitância. Existem dois sinalizadores, um para cada palmilha. Cada sinalizador possui dois LEDs diferentes de alta intensidade com encapsulamento transparente, vermelho e verde. Os sinalizadores LEDs podem ser colocados na região mais confortável para o usuário.

Após os testes iniciais indicarem a viabilidade do uso das palmilhas, o desenvolvimento do circuito de controle eletrônico das palmilhas evoluiu de eletrônica analógica para eletrônica digital microcontrolada. Isto permitiu um avanço importante no desenvolvimento do protótipo experimental. Todas as dificuldades encontradas no desenvolvimento do circuito de controle analógico foram suprimidas com a utilização do microcontrolador digital. Os visores com os LEDs das palmilhas foram instalados na própria caixa com o circuito eletrônico digital, como apresentado na Figura 25.

O microcontrolador é um dispositivo capaz de armazenar instruções na forma de um programa e executá-lo, controlando uma determinada aplicação através do gerenciamento das portas de entrada e de saída, que podem ser configuradas via programação, para serem entradas (sensores) ou saídas (atuadores). No caso específico desse circuito de controle eletrônico desenvolvido para o retreinamento com *biofeedback*, as entradas são os micro-sensores táteis colocados nas palmilhas e as saídas são os LEDs vermelhos e verdes de indicação de acionamento.

A lógica de funcionamento do circuito analógico de controle foi transferida dos componentes elétricos/eletrônicos (físicos) analógicos para uma programação com *firmware*. Esta programação é gravada ou transferida de um computador através de um compilador para o microcontrolador, via comunicação USB. O microcontrolador de uso geral escolhido para este protótipo foi o Arduino modelo UNO R3® (ATMEGA 328). A Figura 24 ilustra o modelo utilizado nesta aplicação.

Figura 24 – Circuito eletrônico digital de controle com Arduino UNO R3®.



Fonte: Filipeflop (2017).

Na Figura 25, é possível observar a montagem das caixas atuais que comportam os circuitos eletrônicos de controle digital microcontrolado.

Figura 25 – Caixas do circuito de controle digital microcontrolado das palmilhas (montagem).

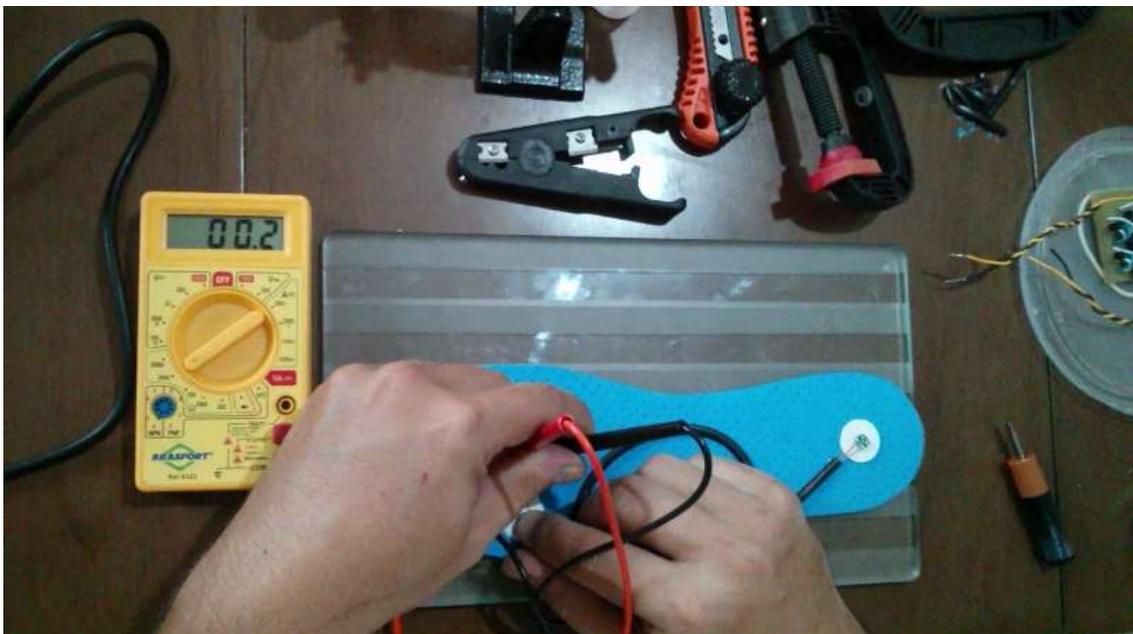


Fonte: autor.

### 3.1.3 Testes eletrônicos e mecânicos de funcionamento

Após a montagem do circuito eletrônico e colagem das palmilhas com os micro-sensores táteis foram realizados testes eletrônicos e mecânicos para confirmação do funcionamento. Os testes eletrônicos checaram o funcionamento elétrico de todos os micro-sensores com acendimento correto dos LEDs. A Figura 26 ilustra os testes eletrônicos individuais de cada micro-sensor.

Figura 26 – Testes eletrônicos das palmilhas.



Fonte: autor.

Os testes mecânicos para confirmação do funcionamento foram realizados em esteira elétrica com velocidade de 10km/h, os LEDs foram posicionados na face lateral da esteira para filmagem e confirmação de funcionamento através de visualização com software de análise cinemática (Kinovea, versão 0.8.25) quadro a quadro. Foram feitas filmagens com câmera de alta frequência (400 Hz) com orientação para que o corredor alterasse o padrão de contato inicial entre retropé e mediopé. Pelas imagens foi possível confirmar a relação do tipo de contato inicial com a cor do LED aceso. As Figuras 27, 28 e 29 ilustram o acendimento do LED vermelho após contato inicial com retropé.

Figura 27 – Instante final da fase de balanço.



Fonte: autor.

Figura 28 – Eminência de contato inicial com calcâneo no início da fase de apoio.



Fonte: autor.

Figura 29 – Confirmação de contato inicial de calcâneo com sinalização do LED vermelho.



Fonte: autor

As figuras 30, 31 e 32 ilustram o acendimento do LED verde após o contato inicial com mediopé.

Figura 30 – Final da fase de balanço.



Fonte: autor

Figura 31 – Eminência de contato inicial com mediopé no início da fase de apoio.



Fonte: autor.

Figura 32 – Confirmação de contato inicial do mediopé com sinalização do LED verde.



Fonte: autor.

### 3.2 CALIBRAÇÃO DO ACELERÔMETRO

Para iniciar o processo de calibração, um acelerômetro capacitivo (Figura 33), biaxial (modelo ACL 16g, marca: EMG System do Brasil®) foi conectado ao canal 1 do condicionador de sinais (Figura 34) EMG 430C (Marca: EMG System do Brasil®) e ligado ao notebook com o Software EMG Lab V1.1 para aquisição dos sinais. Segundo Bruxel (2010) a componente vertical da FRVS domina a relação de impacto em comparação aos outros eixos. Por esse motivo, apenas a componente vertical do acelerômetro foi utilizada nesse estudo.

Figura 33 – Acelerômetro biaxial com sensibilidade de 16g, modelo ACL 16g. EMG System do Brasil®.



Fonte: Autor.

Figura 34 – Condicionador de sinais EMG 430C. EMG System do Brasil®.



Fonte: autor.

Foi realizada a calibração estática do acelerômetro, como o potencial de saída sendo relacionado à aceleração da gravidade (KAVANAGH, MENZ, 2008). Em condição estática o acelerômetro foi alinhado com a horizontal e o valor medido em Volts foi equivalente a 0g. Com o sensor alinhado verticalmente com a gravidade o valor em Volts encontrado foi equivalente a -1g. Por fim, com a orientação invertida do acelerômetro em relação à gravidade o valor do potencial de saída medido foi equivalente a 1g. O processo foi repetido por 3 vezes e os resultados com as respectivas médias encontram-se na Tabela 1.

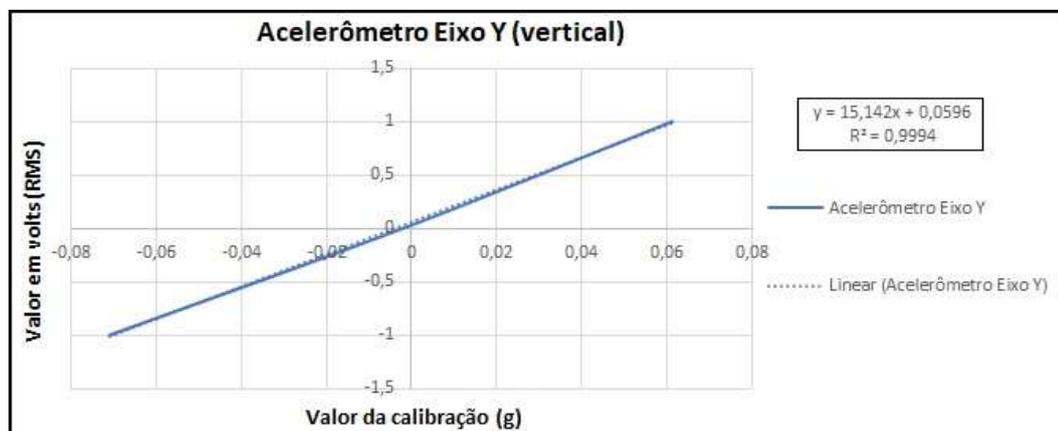
Tabela 1 – Calibração acelerômetro - Valores em Volts equivalentes a -1g, 0g e 1g.

VALORES DA CALIBRAÇÃO (g)	ACELERAÇÃO	MEDIDA 1	MEDIDA 2	MEDIDA 3	MÉDIA (V)
	-1,000 (g)		-0,0709	-0,0709	-0,0709
0,000 (g)		-0,0020	-0,0020	-0,0020	-0,0020
1,000 (g)		0,0611	0,0611	0,0611	0,0611

Fonte: autor

De acordo com os valores obtidos, onde cada posição do acelerômetro representa um ponto, foi possível calcular a curva (Figura 35) e a função através do programa Excel (versão 2016). A configuração do canal 1 do software EMG Lab foi realizada através da função  $y = 15,142x + 0,0596$ , com os valores de b e a respectivamente. O resultado da calibração do acelerômetro apresentou linearidade muito boa, com coeficiente de confiança de  $R^2 = 0,9994$ .

Figura 35 – Curva de calibração e a sua respectiva função.



Fonte: autor

### 3.3 DELINEAMENTO DA PESQUISA E COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA

#### 3.3.1 Composição da amostra e avaliação inicial

Participaram da amostra 10 praticantes experientes de corrida de rua, 8 do sexo masculino e 2 do sexo feminino. Com idade entre 32 e 44 anos e sem histórico de lesões relacionadas à corrida nos últimos 6 meses. As características pessoais dos sujeitos são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2 - Características individuais da amostra: massa corporal, estatura, IMC, idade, tempo de experiência e gênero.

SUJEITOS (n)	MASSA CORPORAL (kg)	ESTATURA (m)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	IDADE (anos)	TEMPO DE EXPERIÊNCIA (anos)	GÊNERO
1	80	1,85	23,4	44	8	M
2	67	1,74	22	32	5	M
3	57	1,56	23,4	38	5	F
4	78	1,75	25,5	32	5	M
5	73	1,67	26,2	36	5	M
6	54	1,64	20,1	41	25	M
7	54	1,63	20,3	37	6	F
8	73	1,78	23	42	6	M
9	80	1,79	25	34	4	M
10	66	1,71	22,6	32	15	M
MÉDIA	68,2	1,71	23,2	36,8	8,4	
DP	10,3	0,10	2,0	4,4	6,6	

Fonte: Autor

As avaliações iniciais foram realizadas no laboratório de análise cinemática da corrida do setor de Fisioterapia da Guaraclin Serviços Médicos Ltda, situada à Av. Juscelino Kubstcheck de Oliveira, 1158, Campo do Galvão, Guaratinguetá, São Paulo, Brasil. Nesse primeiro momento foram realizadas as seguintes etapas:

- a) Aplicação de questionário (Apêndice B) referente aos dados pessoais, características do treinamento da corrida, histórico médico e de lesões prévias, uso prévio de palmilhas, modelo e numeração do calçado esportivo e informações complementares sobre saúde e prática esportiva.
- b) Foram mensuradas a massa corporal e a estatura.

- c) Foi realizada a avaliação do padrão de contato inicial dos sujeitos através de análise de vídeo e uma familiarização dos sujeitos com a esteira durante 10 minutos em velocidade de conforto.

Para confirmação dos participantes foram estabelecidos os seguintes critérios de inclusão e exclusão:

- Critérios de Inclusão: fazer contato inicial com retropé durante a corrida, ter um volume semanal de treinamento acima de 16 km de corrida, conseguir manter um ritmo de 6min/km por 30 minutos de forma confortável, estar livre de lesões há pelo menos seis meses, apresentar valores de Índice de Massa Corpórea (IMC) abaixo de 27,5 e ter no mínimo 2 anos de experiência na corrida de rua.
- Critérios de exclusão: fazer contato inicial na corrida com antepé ou mediopé, indivíduos diagnosticados com alguma lesão ortopédica ou que passaram por procedimento cirúrgico nos últimos 6 meses, indivíduos com lesões neurológicas, diabéticos sem controle da glicemia, cardiopatas descompensados e hipertensos.

Com o término da avaliação inicial e confirmação da amostra, os participantes receberam explicações sobre os procedimentos necessários para participação no estudo. Orientações a respeito de calçado adequado para prática de corrida, vestimenta adequada para permitir fixação adequada dos marcadores e realização das coletas e protocolo de retreinamento em sessão única foram abordados. Posteriormente foram agendados os dias e horários de preferência de cada sujeito para coleta dos dados iniciais, retreinamento com *biofeedback* visual com as palmilhas em tempo real e a coleta dos dados finais. Todos os procedimentos foram realizados na sala de análise cinemática da corrida da Guaraclin Serviços Médicos Ltda.

### **3.3.2 Protocolo experimental**

O protocolo de retreinamento foi baseado num estudo semelhante de Wood e Kipp (2014) que utilizaram um *feedback* auditivo proveniente de um acelerômetro fixado no terço distal da tíbia esquerda dos corredores. O retreinamento da corrida foi realizado em sessão única com duração de 25 minutos de corrida (Tabela 3).

No dia da coleta, todos os sujeitos usaram os próprios tênis e como orientado na avaliação inicial não praticaram corrida previamente ao estudo. As orientações quanto ao protocolo do retreinamento foram dadas detalhadamente, sempre que o sistema de *feedback* estivesse ligado, os corredores deveriam manter uma corrida suave com padrão de contato inicial com mediopé/antepé, tendo como reforço para o aprendizado o acendimento das luzes verdes durante a corrida.

Tabela 3 – Protocolo de retreinamento em sessão única, com total de 25 minutos de corrida a 10km/h. Durante o correr livre os sujeitos mantiveram contato inicial de preferência, com retropé, e durante o correr MP (Mediopé) os sujeitos foram orientados a manter contato inicial com mediopé/antepé.

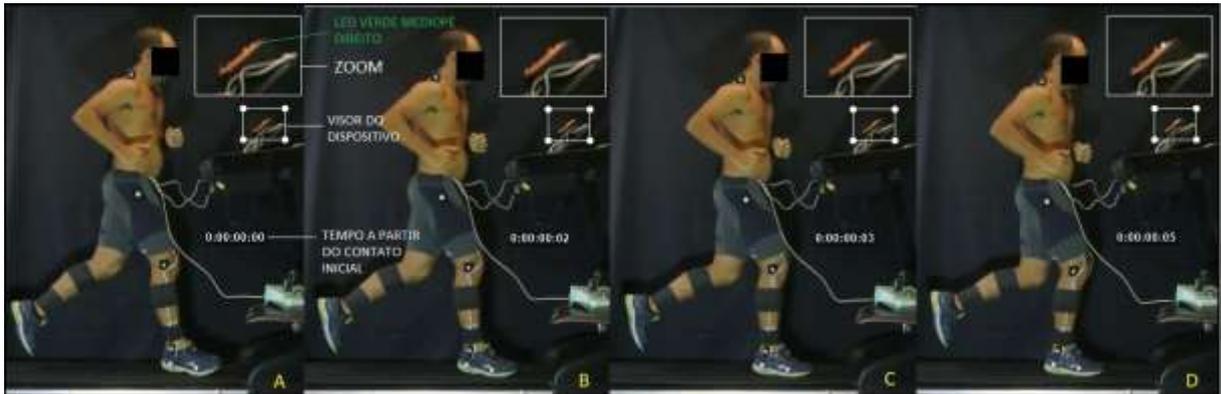
ATIVIDADE	Aquecimento	Corrida	Corrida	Corrida	Corrida	Corrida
Tempo (minutos)	5	5	5	5	5	5
Velocidade (km/h)	6	10	10	10	10	10
Biofeedback	Desligado	Desligado	Ligado	Desligado	Ligado	Desligado
Gravação vídeo	Não	Últimos 10s	Não	Não	Não	Últimos 10s
Coleta da acelerometria	Não	Últimos 30s	Não	Não	Não	Últimos 30s
Orientação	Caminhar	Correr livre	Correr MP	Correr MP	Correr MP	Correr MP

Fonte: Autor. Adaptado de Wood e Kipp (2014).

Os corredores iniciaram a sessão com uma caminhada com velocidade de 6 km/h por 5 minutos para aquecimento e nova familiarização com a esteira. Após esse período os sujeitos iniciaram o período de corrida por 5 minutos com uma velocidade de 10km/h com seu padrão natural de contato inicial, sem interferência externa e com o dispositivo desligado. Nos 30 segundos finais foram feitas as coletas da acelerometria da tíbia e as filmagens, no plano sagital, de 10 passadas do hemicorpo direito, para futura análise cinemática.

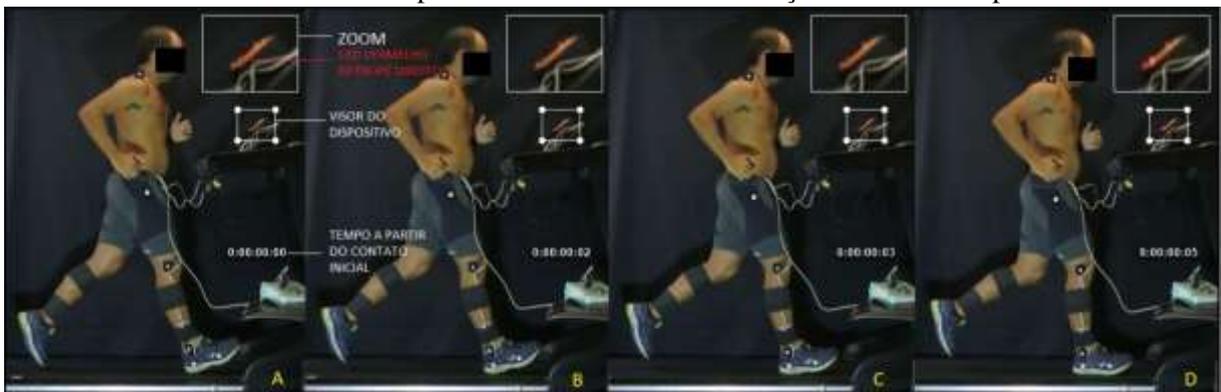
Finalizados os primeiros 5 minutos de corrida foi ligado o sistema de *biofeedback* das palmilhas e LEDs para os próximos 5 minutos do protocolo, agora com uso da intervenção. As orientações dadas anteriormente aos corredores foram reforçadas, deveriam correr de forma suave, aterrissando com o meio do pé, devendo manter apenas os LEDs verdes piscando (pelo contato inicial com mediopé/antepé). O acendimento dos LEDs vermelhos deveria ser evitado pois significaria contato inicial com o calcanhar. As Figura 36 e 37 ilustram o funcionamento do dispositivo nos contatos iniciais com mediopé e retropé respectivamente. O Apêndice C apresenta as fotos dessas figuras em tamanho ampliado.

Figura 36- Exemplo do funcionamento do sistema de *biofeedback* visual em tempo real com o corredor fazendo contato inicial com o mediopé. LED verde acesso reforça o comportamento desejado.



Fonte: Autor

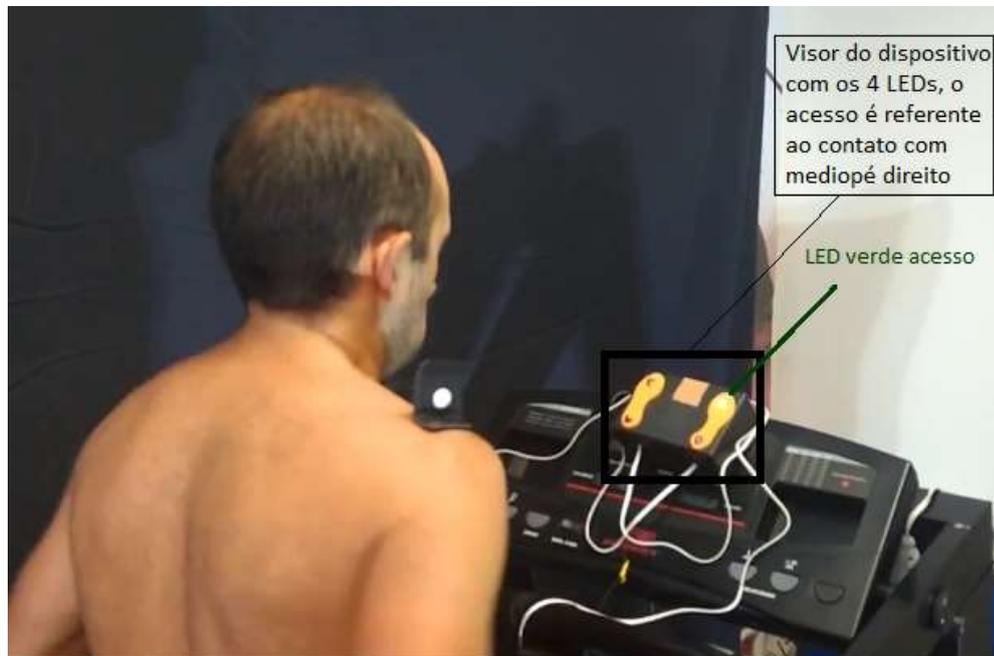
Figura 37- Exemplo do funcionamento do sistema de *biofeedback* visual em tempo real com o corredor fazendo contato inicial com o retropé. LED vermelho acesso reforça a falha no cumprimento da meta.



Fonte: Autor.

A Figura 38 ilustra o posicionamento do visor com os LEDs no painel da esteira, de frente para o corredor, facilitando a visualização. Encerrado esse período com a primeira utilização com sistema ativado, o circuito de *biofeedback* foi desligado, porém os sujeitos foram orientados a manter a corrida com passadas suaves e com o padrão de contato inicial com mediopé/antepé mesmo sem o retorno visual do dispositivo.

Figura 38- Posicionamento do visor com LEDs fixado no painel da esteira para facilitar a visualização. A orientação consiste em manter apenas os LEDs verdes piscando.



Fonte: Autor.

Finalizado o primeiro ciclo de retreinamento de 10 minutos, se repetiu o formato de forma idêntica por mais 10 minutos, 5 minutos com o *biofeedback* ligado e 5 minutos desligado. As orientações de manter a corrida suave e com padrão de contato inicial em mediopé/antepé permaneceram. Nos últimos 30 segundos foram coletados os dados do acelerômetro fixado na tíbia e foram filmadas as imagens finais do plano sagital direito de 10 passadas para análise da cinemática da corrida pós intervenção.

### 3.4 COLETA DE DADOS

Antes do início dos procedimentos do retreinamento, as palmilhas instrumentadas foram posicionadas nos calçados (com sistema desligado), os marcadores foram colados na hemitorço direito dos corredores e o acelerômetro foi fixado na região anteromedial distal da tíbia direita. Para evitar contato com o suor dos corredores, o acelerômetro foi coberto com filme plástico (Figura 39A) e em seguida fixado na região anteromedial da tíbia, 8cm proximal ao ponto mais saliente do maléolo medial direito. Como sugerido por Clansey et al (2013) a pele foi previamente esticada com fita adesiva resistente à

água para evitar vibrações indesejadas causadas pelas oscilações dos tecidos moles entre o osso e o sensor. Sobre essa primeira camada de fita adesiva, o acelerômetro teve seu eixo y alinhado verticalmente com o eixo longo da tíbia, e uma nova camada de fita adesiva foi passada para fixar firmemente o acelerômetro (Figura 39B).

Figura 39 – A: Pele previamente esticada com fita adesiva e acelerômetro coberto com filme plástico para evitar contato com suor. B: Acelerômetro firmemente fixado com fita microporosa na região anteromedial distal da tíbia.



Fonte: Autor

Os marcadores reflexivos utilizados foram feitos no próprio laboratório colando (cola para isopor + EVA, marca Acrilex®) meia esfera de 10mm de isopor coberto com fita reflexiva no centro de um quadrado de 5cm x 5cm de fita adesiva elástica (kinesiology tape, marca Nitto Denko®, Vietnã) resistente ao suor (Figura 40).

Figura 40– Marcadores usados nas análises cinemáticas dos corredores.

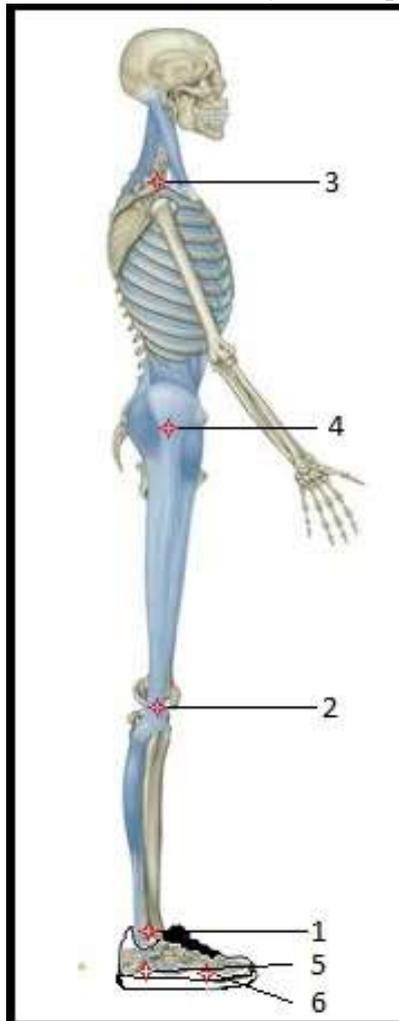


Fonte: Autor

Os marcadores foram fixados no hemicorpo direito dos sujeitos, três diretamente sobre a pele, um sobre a bermuda de compressão ou *lycra* e 2 sobre o tênis. Os locais da pele onde foram fixados os marcadores foram previamente limpos com álcool 70% para eliminação da gordura e melhor fixação da fita elástica. Nos demais locais com fixação indireta, uma fita dupla face (marca 3M®) foi usada para ajudar na fixação.

O posicionamento dos marcadores (enumerados na Figura 41) foi baseado no artigo de Souza (2016) tendo como local de fixação os seguintes pontos: 1- maléolo lateral, 2- côndilo femoral lateral e 3- acrômio (sobre a pele); 4- trocânter maior do quadril (sobre a bermuda compressiva) e 5- na projeção vertical distalmente ao maléolo lateral, rente ao solado e 6- na cabeça do V metatarso rente ao solado (sobre o tênis).

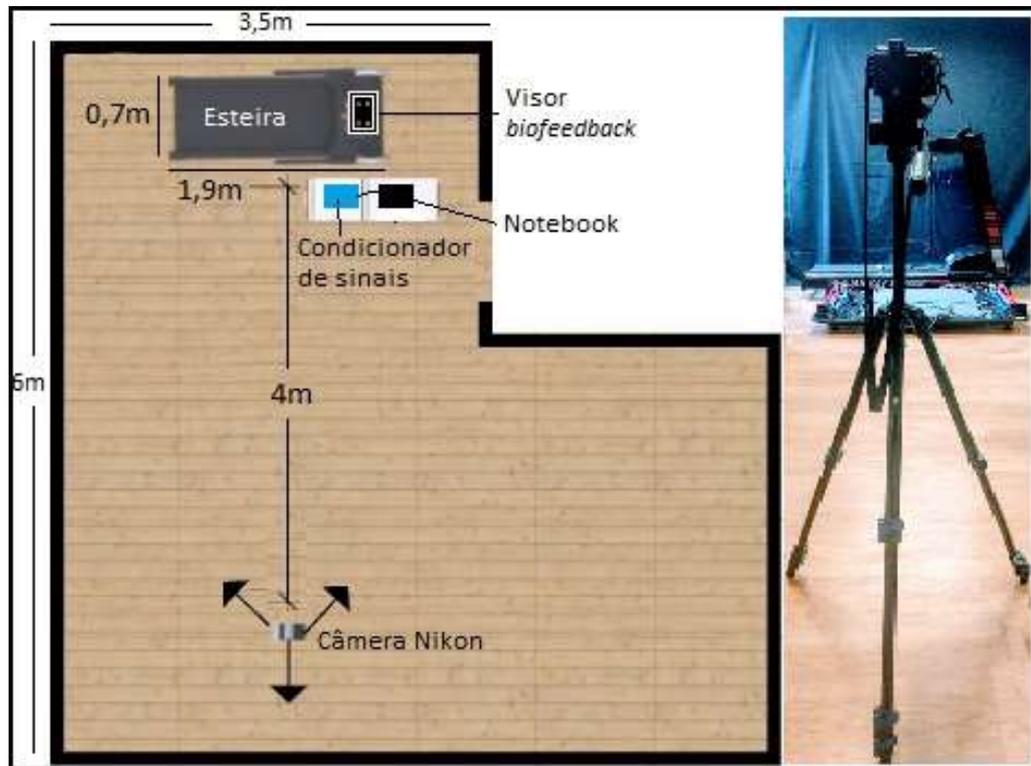
Figura 41- Posicionamento dos marcadores com numeração correspondente.



Fonte: Autor

As filmagens foram realizadas apenas no plano sagital direito e as gravações foram feitas com uma câmera Nikon® 1 V1 com frequência de 400 Hz. Para estabilização da câmera foi utilizado um tripé profissional (marca Greika®, modelo WF 5316) e a distância em relação à esteira foi de 4 metros. A Figura 42 ilustra em vista superior a configuração dos equipamentos e as medidas da sala onde foram realizados o retreinamento e as coletas.

Figura 42– Disposição da sala (em vista superior) com posicionamento dos aparelhos que foram utilizados na coleta dos dados.



Fonte: Autor.

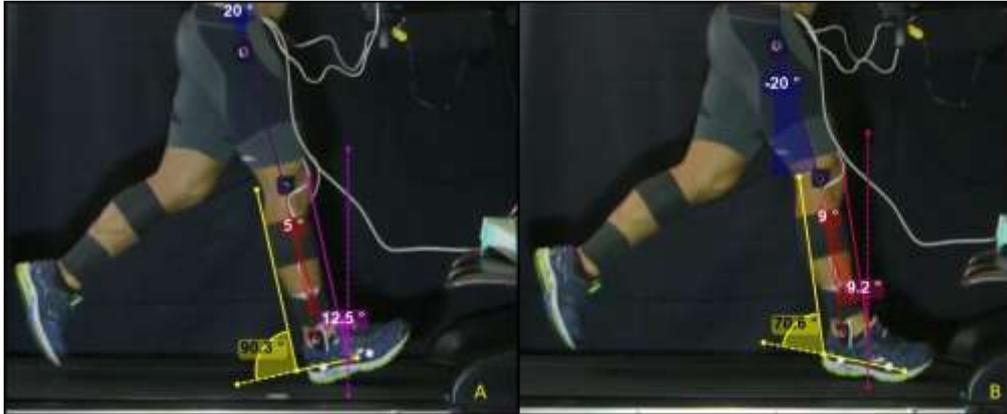
Os sujeitos correram numa esteira Embreex® 550 Executive EX1 com velocidade fixa de 10km/h e seguiram o protocolo descrito no item 3.3.2. A primeira gravação de vídeo e a primeira coleta da acelerometria da tíbia foram realizadas durante as últimas 10 passadas e últimos 30 segundos, respectivamente, dos primeiros 5 minutos de corrida. Esses dados foram considerados como valores de base, já que os sujeitos correram com seus padrões naturais de contato inicial antes do início da utilização do retreinamento com *biofeedback* visual em tempo real. A segunda e última coleta de vídeo e da acelerometria da tíbia foram realizadas durante as 10 últimas passadas e últimos 30 segundos, respectivamente, dos 5 minutos finais do protocolo (que totalizou 25 minutos

de corrida). Momento este em que os sujeitos estavam sem o auxílio do dispositivo para retreinamento, porém já haviam passado pelas 2 sessões de 5 minutos de *biofeedback*. Esses dados finais foram considerados como os valores experimentais, pois foram coletados após a intervenção e com a orientação da manutenção do padrão de contato inicial em mediopé/antepé.

As imagens de vídeo foram exportadas e analisadas através do *software* livre Kinovea (versão 0.8.26), que possui o recurso digital de seguir automaticamente os marcadores quadro a quadro, informando todas as angulações em cada avanço da imagem. Os valores dos ângulos usados para análise estatística foram referentes à média de 10 passadas do membro inferior direito de dois momentos distintos, contato inicial e apoio médio, que representa o maior ângulo de flexão do joelho durante a fase de apoio. O período referente a esses dois momentos é conhecido como fase excêntrica ou fase de absorção (ilustrada na Figura 3), período em que ocorre a absorção do impacto da corrida.

A Figura 43 (A- contato inicial com retropé; B- contato inicial com mediopé) exemplifica o quadro utilizado para analisar os parâmetros no momento do contato inicial, que foram: padrão de contato inicial (retropé ou mediopé/antepé), ângulo de inclinação da tíbia (formado entre o eixo vertical e o eixo da tíbia), ângulo do tornozelo (formado entre os marcadores fixados no tênis e o marcador do joelho), ângulo do joelho (formado entre os marcadores do quadril, joelho e tornozelo), ângulo do quadril (formado entre os marcadores do joelho, quadril e acrômio) e ângulo do tronco (formado entre o eixo vertical e a reta entre os marcadores do quadril e do acrômio). E no quadro do momento de maior angulação de joelho no médio apoio foram analisados os ângulos de tornozelo, joelho, quadril e tronco. Marcadores fixados no tênis de 4 sujeitos durante a coleta descolaram e a análise foi feita manualmente, através da localização anatômica verificada quadro a quadro nos dois momentos distintos.

Figura 43- Confirmação de padrão de contato inicial e as angulações da inclinação da tíbia (rosa), tornozelo (amarelo), joelho (vermelho) e quadril (azul). O quadro A foi registrado antes e o quadro B após o retreinamento com *biofeedback*. As linhas dos ângulos estão afastadas dos marcadores para facilitar a leitura dos valores.

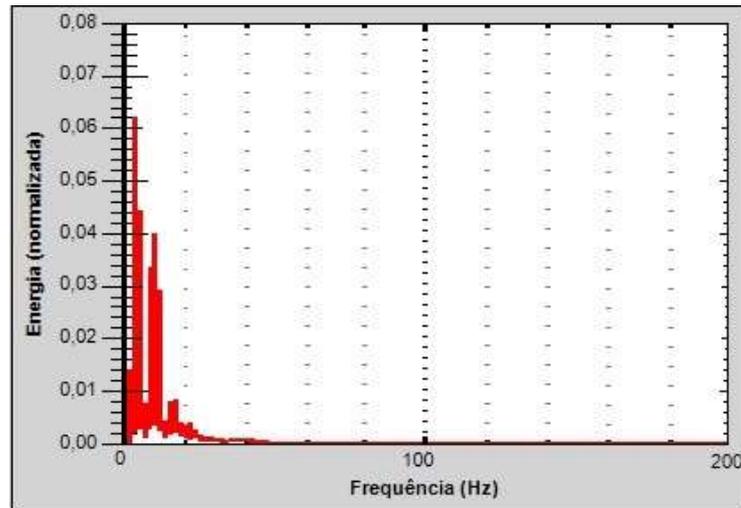


Fonte: Autor.

Pelas filmagens também foi calculada a cadência (passadas/minuto) dos corredores nos dois momentos de coleta. Para isso inicialmente foi calculado o tempo exato (em segundos) de 10 passadas do membro inferior direito através do cronômetro do *software*. Em seguida dividiu-se 60 (s) pelo valor encontrado em segundos pelas 10 passadas, e para finalizar multiplicou-se o valor por 10.

A aquisição dos dados da acelerometria foi realizada com frequência de 2000Hz pelo condicionador de sinais EMG 430C® (Figura 34) e via cabo USB foram enviados para o *notebook* onde, através do *software* EMG Lab V1.1®, foram filtrados e analisados. A análise no domínio da frequência dos sinais também foi realizada e assim como descrito por Gruber et al (2014) apresentou dois picos distintos (Figura 44), um inferior a 10 Hz e outro superior e que não ultrapassa os 25 Hz. Essa análise ajuda a evidenciar que a enorme maioria da potência do sinal está contida no espectro abaixo dos 60 Hz. Lafortune e Hennig (1992) encontraram que 99% da potência do sinal se encontrava abaixo dos 60 Hz.

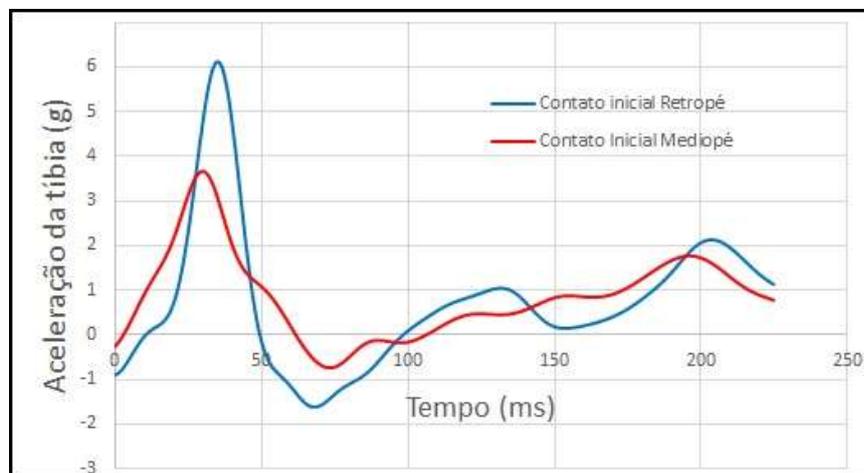
Figura 44- Análise da acelerometria da tíbia no domínio da frequência.



Fonte: Autor.

Com base nesses achados da análise espectral com domínio da frequência foi utilizado um filtro Butterworth, de quarta ordem, com frequência de corte de 50Hz (passa baixa). Posteriormente à filtragem e análise dos dados foram encontrados os PAPT de cada passada dos 30 segundos de cada coleta. Desses valores foi feita a média, e o valor calculado foi utilizado para os cálculos estatísticos das coletas pré e pós retreinamento. O processo foi repetido para todos os sujeitos. Para exemplificar a diferença da acelerometria antes e depois do retreinamento foram sobrepostos dois picos de aceleração positiva da tíbia do sujeito 1 (Figura 45), onde facilmente se observa a diferença dos sinais.

Figura 45- Sobreposição de dois PAPT nos diferentes tipos de contato inicial do sujeito 1.



Fonte: Autor.

### 3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para análise estatística, como as amostras estão relacionadas aos mesmos indivíduos, foi utilizado o teste *t* pareado, para comparação individual de cada sujeito antes e após a intervenção. A significância estatística utilizada foi de  $\alpha = 5\%$  ( $p < 0,05$ ). O software livre BioEstat® (versão 5.3) foi usado para os cálculos da estatística *t* e do poder do teste. O programa Excel® (versão 2016) foi usado para cálculo das médias, desvios padrões e desenvolvimento dos gráficos. Para análise da significância clínica foi calculada a magnitude do efeito (*effect size*) usando o teste de Cohen (d) através do site [www.easycalculator.com](http://www.easycalculator.com). O desvio padrão considerado foi o referente às médias pré intervenção, para que não houvesse superestimação do valor encontrado.

### 3.6 CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

Anteriormente à fase de coleta de dados e a sessão de retreinamento para alteração de padrão de contato inicial feita pelos voluntários, o projeto foi submetido ao Comitê de Ética da Universidade de Taubaté, sendo aprovado em 9 de dezembro de 2016, com número do parecer 1.859.010 (Anexo A).

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A) foi apresentado e as explicações dos objetivos, justificativa, protocolo de retreinamento, benefícios e riscos foram transmitidos de forma clara. Após a leitura do documento foram esclarecidas todas as dúvidas dos participantes, que posteriormente assinaram as duas vias do termo. Uma das vias permaneceu com o voluntário e a outra com o pesquisador. Ficou explícito o direito dos participantes em se recusar a participar ou desistir da participação integral sem nenhum tipo de ônus e ficou garantido o tratamento fisioterapêutico no caso de lesões ou desconforto causado pela corrida durante a fase de retreinamento. O número telefônico do pesquisador foi informado no TCLE para solucionar qualquer dúvida durante todo período da participação dos voluntários.

## 4 RESULTADOS

Os resultados referentes ao contato inicial com retropé (em azul, nos gráficos) são relacionados às coletas realizadas antes do início do retreinamento, com o padrão natural de contato do pé dos corredores. Os resultados referentes ao contato inicial com o mediopé/antepé (em vermelho, nos gráficos) são relacionados aos dados coletados após o retreinamento. Nos apêndices D e E estão expostos todos os gráficos da acelerometria da tíbia e todas as tabelas com os valores das angulações médias e cadência calculados na análise cinemática dos 10 sujeitos participantes. Todos os gráficos apresentam os itens azuis, relacionados ao contato inicial com retropé, e os itens vermelhos relacionados aos contatos iniciais com mediopé/antepé.

### 4.1 ANÁLISE DA ACELEROMETRIA DA TÍBIA

A Tabela 4 mostra as diferenças das médias (em g) dos últimos 30 segundos de cada coleta (fim do 5º minuto e fim do 25º minuto de corrida) dos picos de aceleração positiva da tíbia dos 10 sujeitos, antes e após o retreinamento. A coluna da direita mostra a porcentagem da diminuição da média do PAPT de cada voluntário. Todos os corredores apresentaram diminuição do PAPT com o retreinamento agudo, que variaram entre 5,7 e 52,2%, com significância estatística de  $p < 0,001$ . A média do PAPT antes do *biofeedback* foi de 4,82g, com desvio padrão de 1,64, e a média do PAPT pós retreinamento foi de 3,49g, com desvio padrão de 1,40. O intervalo de confiança (95%) encontrado foi 0,67 – 1,99. A diferença média entre as coletas, antes e após a utilização do retreinamento com as palmilhas, foi de 27,6%, o que representa a diminuição de 1,33g de aceleração em relação às médias pré retreinamento. A magnitude do efeito foi calculada utilizando o teste *d* de Cohen, e o valor encontrado foi de 0,81, caracterizando uma grande magnitude do efeito ( $0,80 < d < 1,00$ ).

Tabela 4: Valores médios dos picos de aceleração positiva da tíbia dos 10 sujeitos com os respectivos Desvios Padrões (DP) nos momentos pré retreinamento (Média RP), onde os padrões de contato inicial eram feitos naturalmente no retropé, e pós retreinamento (Média MP), onde os sujeitos alteraram os padrões de contato inicial para mediopé/antepé através do *biofeedback* visual em tempo real. A coluna da direita mostra a porcentagem da diminuição do pico de aceleração positiva da tíbia (% ↓ PAPT).

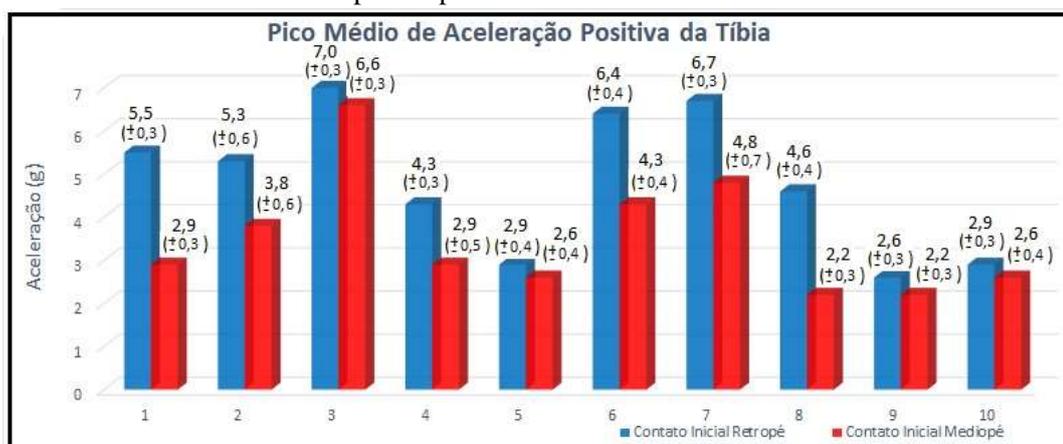
PICO DE ACELERAÇÃO POSITIVA DA TÍBIA (g)					
Sujeitos	Média RP	DP	Média MP	DP	% ↓ PAPT
1	5.5	0.3	2.9	0.3	47.3
2	5.3	0.6	3.8	0.6	28.3
3	7	0.3	6.6	0.3	5.7
4	4.3	0.3	2.9	0.5	32.6
5	2.9	0.4	2.6	0.4	10.3
6	6.4	0.4	4.3	0.4	32.8
7	6.7	0.3	4.8	0.7	28.4
8	4.6	0.4	2.2	0.3	52.2
9	2.6	0.3	2.2	0.3	15.4
10	2.9	0.3	2.6	0.4	10.3
<b>Média</b>	<b>4.82</b>		<b>3.49 *</b>		<b>27.6</b>

\*  $P < 0,01$ ;  $d = 0,81$

Fonte: Autor.

A figura 46 ilustra, através do gráfico, as diferenças do PAPT entre cada um dos sujeitos antes e após o retreinamento.

Figura 46: As colunas azuis mostram a média dos picos de aceleração positiva da tíbia (em g) de cada um dos 10 sujeitos antes do período de retreinamento, com os contatos iniciais realizados no retropé. As colunas vermelhas mostram os picos de aceleração positiva da tíbia no período pós retreinamento, com os contatos iniciais feitos em mediopé/antepé.

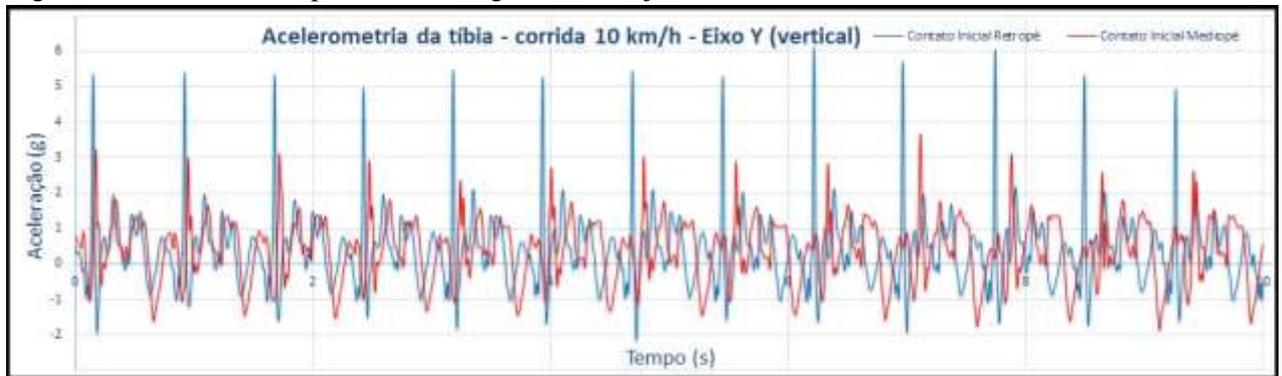


Fonte: Autor.

#### 4.1.1 Análise da acelerometria de um corredor com grande diminuição do PAPT

Através da Figura 47, que representa a sobreposição de 10 segundos das acelerometrias da tíbia do sujeito 1, nas duas coletas, observa-se claramente a grande diferença da amplitude dos picos de aceleração positiva da tíbia antes e após o retreinamento. Nessas coletas em função do tempo, é possível também calcular o tempo entre cada pico e encontrar outras variáveis cinemáticas de cada corredor, como tempo da passada e a cadência.

Figura 47- Gráficos sobrepostos de 10 segundos do sujeito 1 durante os dois momentos de coleta.



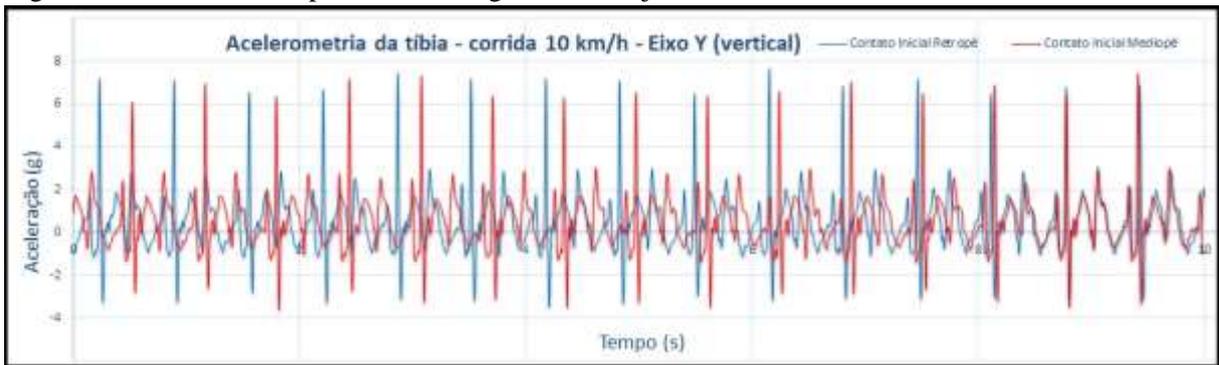
Fonte: Autor.

Nesse exemplo específico, contrariando as médias da pesquisa, o tempo entre cada pico foi discretamente maior na coleta pós retreinamento, o que evidencia uma cadência discretamente mais baixa.

#### 4.1.2 Análise da acelerometria de um corredor com pequena diminuição do PAPT

Em contrapartida, através da Figura 48, que representa 10 segundos da sobreposição das acelerometrias da tíbia das duas coletas do sujeito 3, observa-se apenas uma pequena diferença da amplitude dos picos de aceleração positiva da tíbia antes e após o retreinamento. Nesse caso, também contrariando o exemplo anterior, mas indo ao encontro das médias calculadas, é possível observar um menor tempo entre cada pico de aceleração na coleta pós retreinamento, o que evidencia uma cadência mais alta após a aplicação do *biofeedback*.

Figura 48- Gráficos sobrepostos de 10 segundos do sujeito 3 durante os dois momentos de coleta.

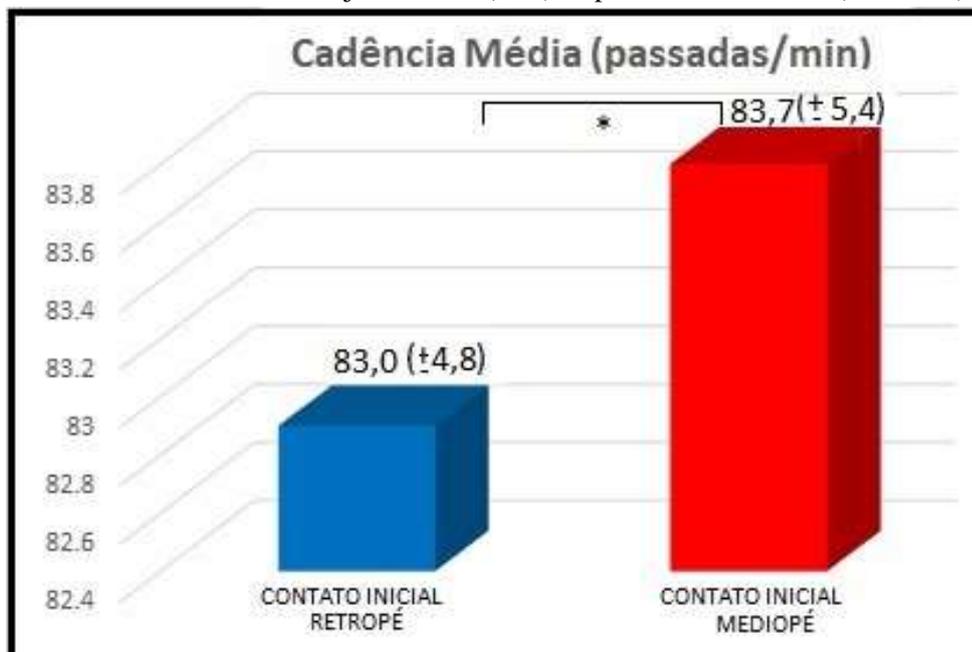


Fonte: Autor.

## 4.2 ANÁLISE DA CADÊNCIA

A Figura 49 mostra a diferença das médias da cadência de todos os sujeitos antes e depois do retreinamento. Apesar da significância estatística ( $p < 0,05$ ), o pequeno aumento na cadência não apresentou significância clínica, assunto melhor analisado na discussão. A Figura 50 ilustra a alteração da cadência individual dos 10 sujeitos, com os valores que estão apresentados na Tabela 5.

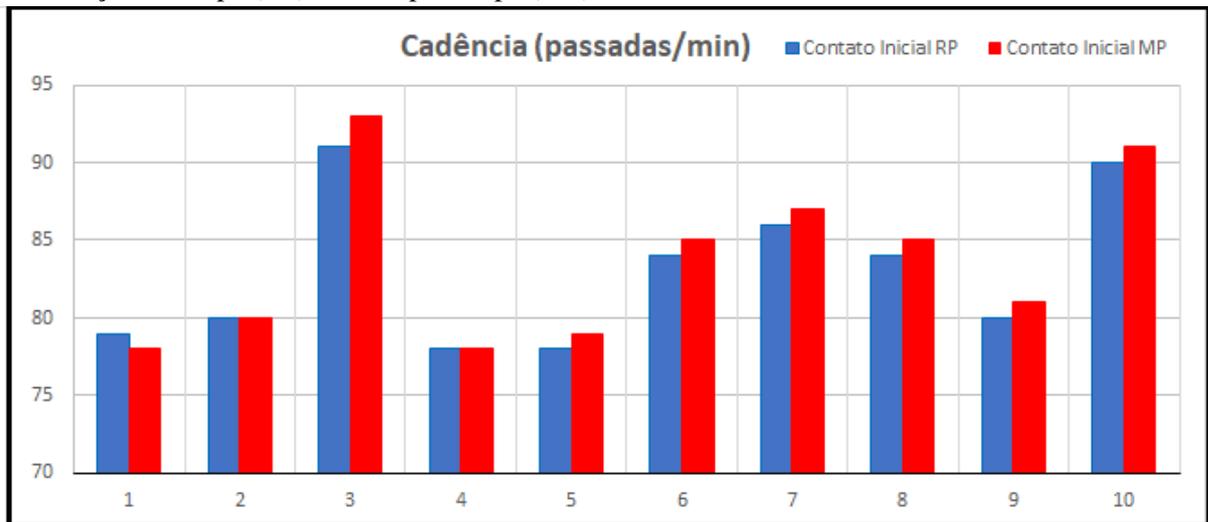
Figura 49- Média das cadências dos sujeitos antes (azul) e após o retreinamento (vermelho).



\*  $P < 0,05$ ;  $d = 0,13$

Fonte: Autor.

Figura 50- Gráfico das alterações da cadência dos 10 sujeitos antes (azul) e após (vermelho) a intervenção. Retropé (RP) e mediopé/antepé (MP).



Fonte: Autor.

Tabela 5- Cadência (passadas/min) dos corredores, antes (RP) e após (MP) a intervenção com as palmilhas.

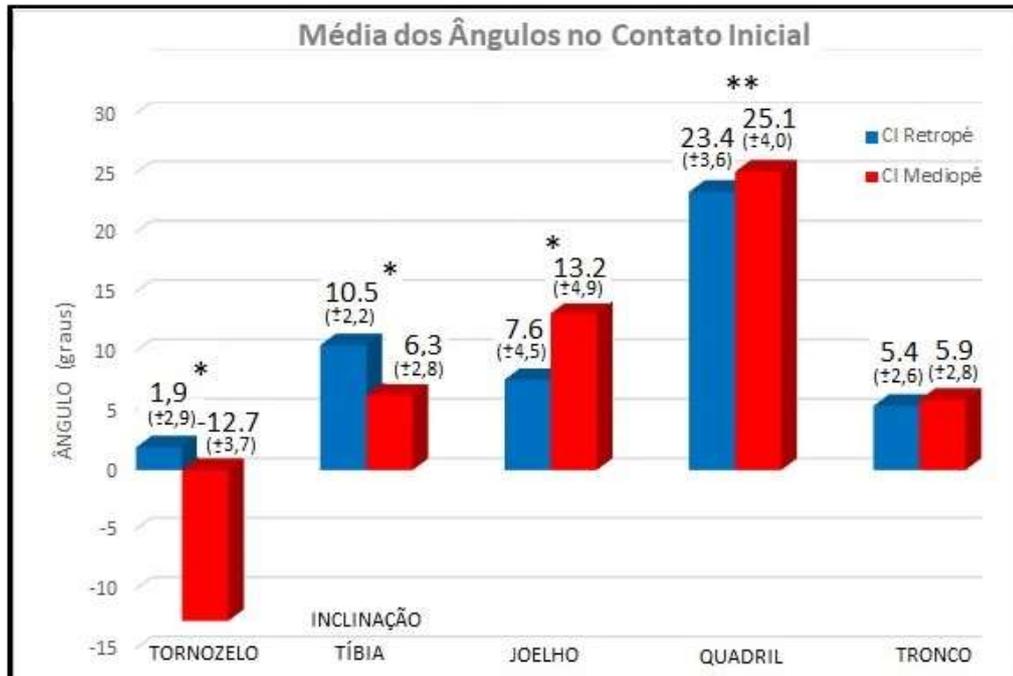
	Cadência RP	Cadência MP
1	79	78
2	80	80
3	91	93
4	78	78
5	78	79
6	84	85
7	86	87
8	84	85
9	80	81
10	90	91

Fonte: Autor

### 4.3 ANÁLISE DAS VARIAÇÕES CINEMÁTICAS APÓS O RETREINAMENTO

A Figura 51 ilustra a variação da média das angulações articulares dos 10 sujeitos no momento do contato inicial, antes e após o *biofeedback* visual com as palmilhas; e a Figura 52 ilustra as médias das angulações no momento do apoio médio, período em que há a maior angulação de flexão dos joelhos e final da fase de absorção do impacto.

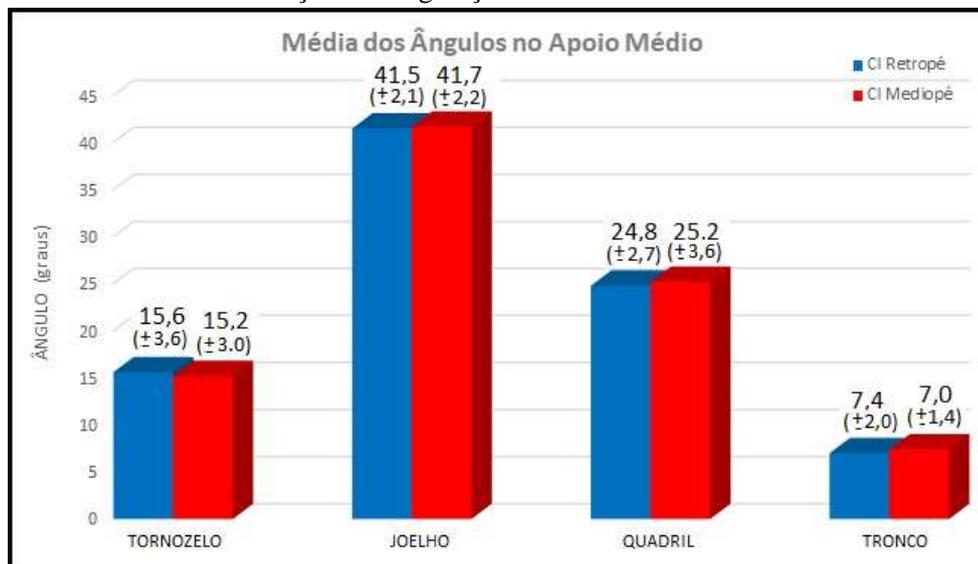
Figura 51- Gráfico com as médias dos ângulos das articulações durante o Contato Inicial (CI), antes (azul) e após (vermelho) a intervenção.



\*  $p < 0,01$   $d > 1,00$ ; \*\* $p < 0,05$   $d < 0,50$

Fonte: Autor.

Figura 52- Gráfico com as médias dos ângulos das articulações no momento do apoio médio, antes (azul) e após (vermelho) a intervenção. Nesse gráfico, Contato Inicial (CI), se refere à forma de contato no solo e não o momento da mensuração das angulações.



Fonte: Autor.

A Tabela 6 mostra os valores angulares médios de cada articulação de cada um dos 10 sujeitos, no momento do contato inicial, antes e após o retreinamento.

Tabela 6- Angulações médias das mensurações de cada sujeito, no momento do contato inicial. Contato Inicial com Retropé (CI RP), pré retreinamento e Contato Inicial com Mediopé/antepé (CI MP), pós retreinamento. Desvio Padrão (DP).

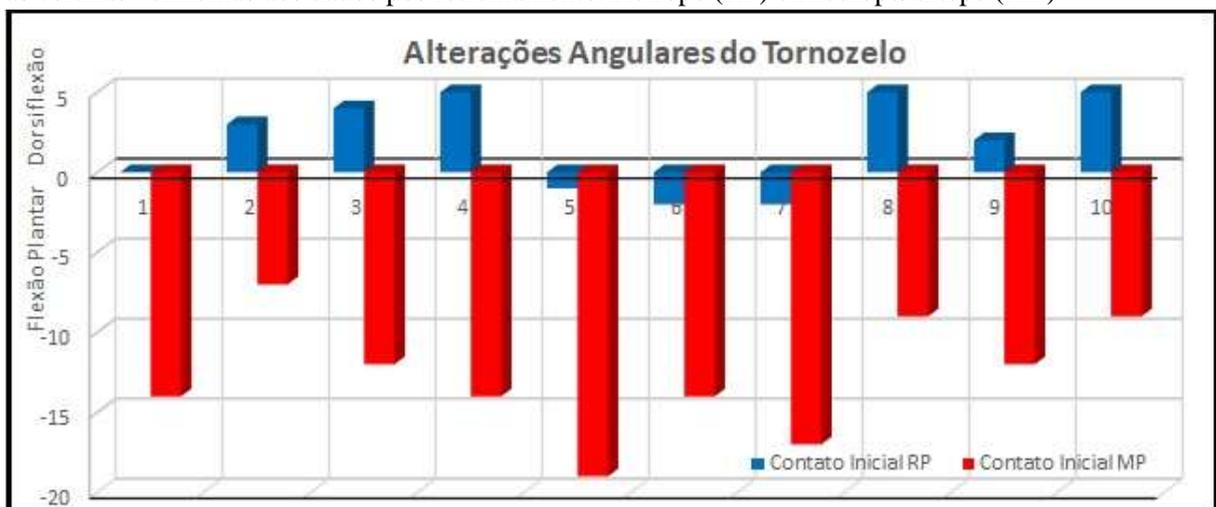
Tabela das angulações médias (graus) dos 10 sujeitos no momento do contato inicial										
	Tornozelo CI RP	Tornozelo CI MP	Incl tibia CI RP	Incl tibia CI MP	Joelho CI RP	Joelho CI MP	Quadril CI RP	Quadril CI MP	Tronco CI RP	Tronco CI MP
1	0	-14	7	2	16	21	25	29	4	7
2	3	-7	11	6	6	12	26	27	8	8
3	4	-12	14	8	4	12	18	19	1	1
4	5	-14	11	7	8	14	26	26	7	6
5	-1	-19	14	10	4	8	21	19	3	2
6	-2	-14	10	8	4	7	22	28	10	11
7	-2	-17	10	9	4	8	19	22	4	5
8	5	-9	10	2	8	19	23	29	6	6
9	2	-12	10	7	7	13	24	23	6	7
10	5	-9	8	4	15	18	30	29	5	6
<b>MEDIA</b>	1.9	-12.7*	10.5	6.3 *	7.6	13.2 *	23.4	25.1**	5.4	5.9
<b>DP</b>	2.9	3.7	2.2	2.8	4.5	4.9	3.6	4.0	2.6	2.8

\*  $p < 0,01$   $d > 1,00$ ; \*\* $p < 0,05$   $d < 0,50$

Fonte: Autor.

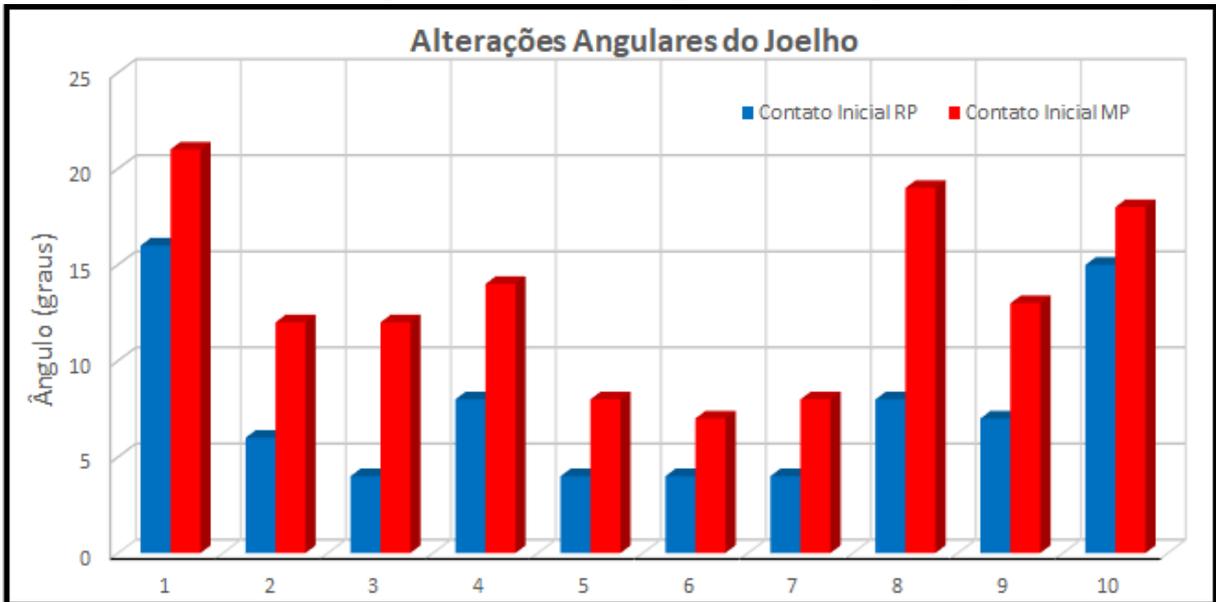
As Figuras 53, 54, 55, 56 e 57 ilustram, respectivamente, as angulações médias das articulações de tornozelo, joelho e quadril, tronco e da inclinação da tíbia, no instante do contato inicial de cada um dos sujeitos.

Figura 53- Variação na média da angulação do tornozelo de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré retreinamento e as colunas vermelhas aos dados pós retreinamento. Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).



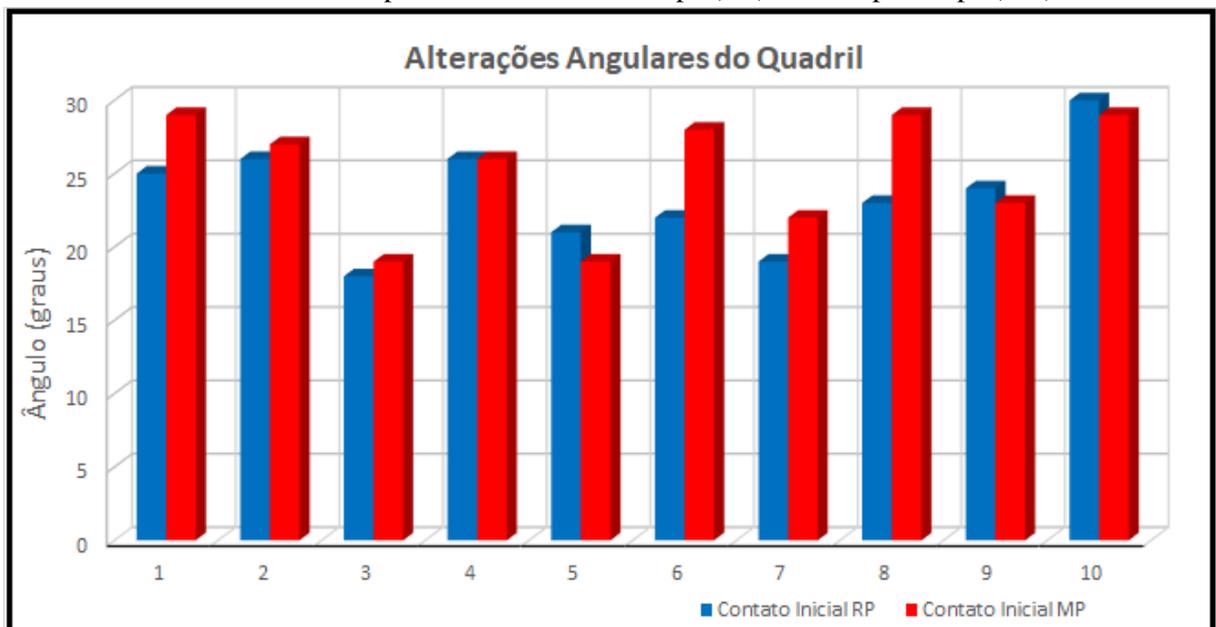
Fonte: autor

Figura 54- Variação na média da angulação do joelho de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré retreinamento e as colunas vermelhas aos dados pós retreinamento. Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).



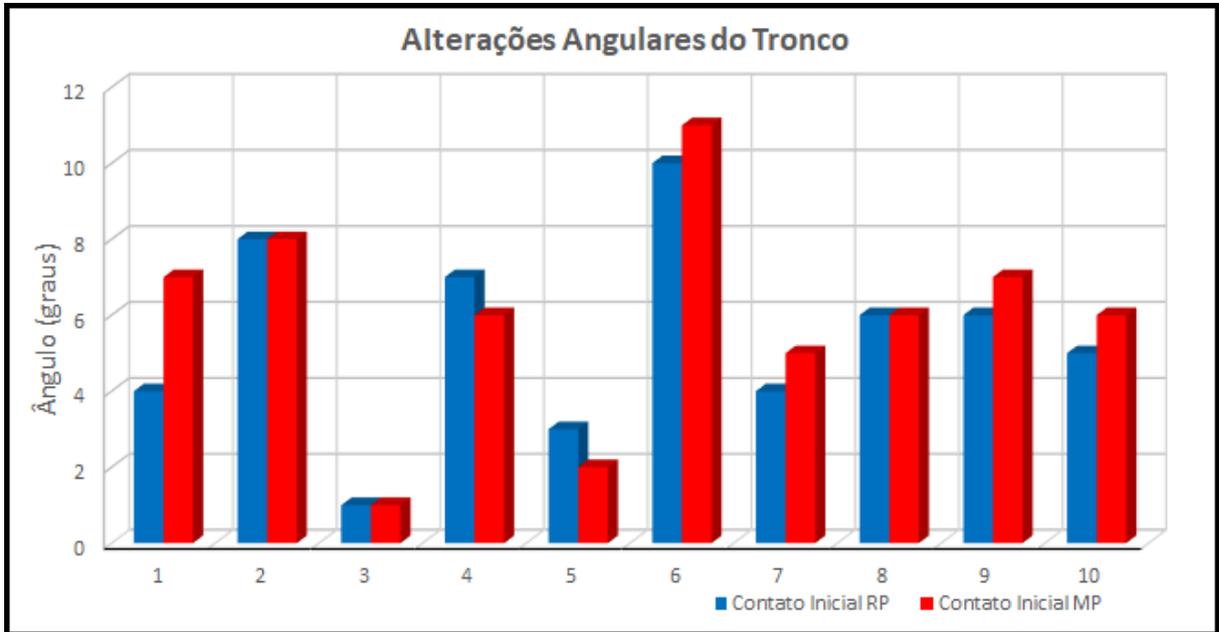
Fonte: Autor

Figura 55- Variação na média da angulação do quadril de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré retreinamento e as colunas vermelhas aos dados pós retreinamento. Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).



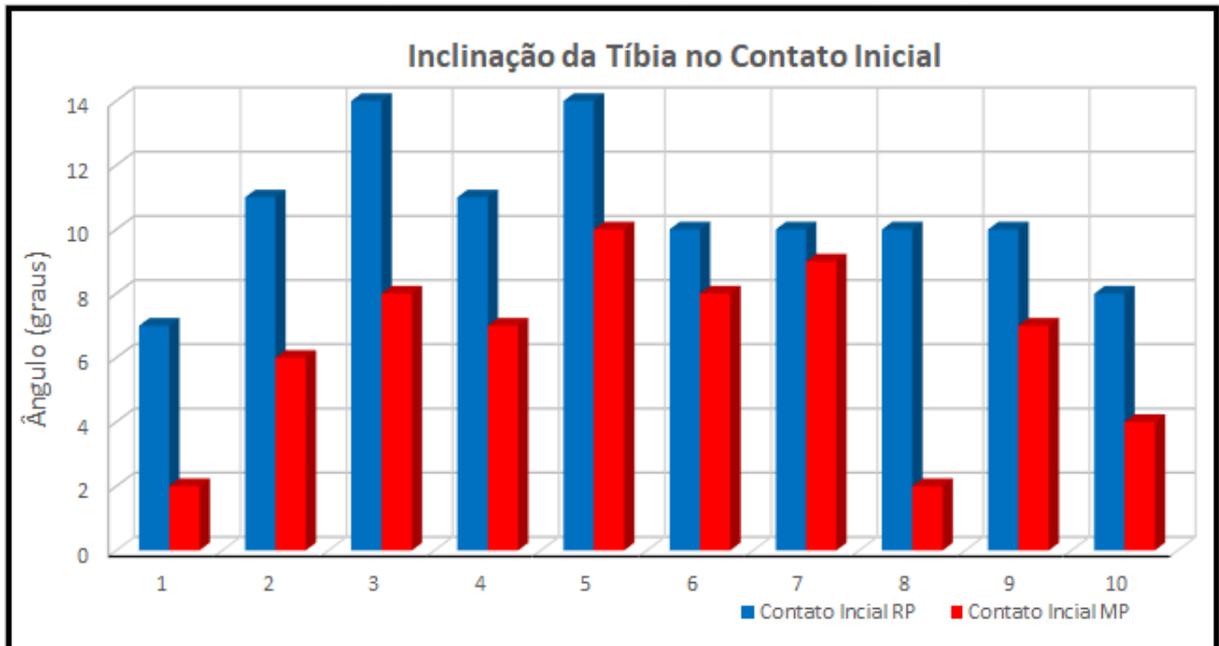
Fonte: Autor.

Figura 56- Variação na média da angulação do tronco de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré treinamento e as colunas vermelhas aos dados pós treinamento Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).



Fonte: Autor.

Figura 57- Variação na média do ângulo de inclinação da tíbia de cada um dos sujeitos, antes e após a intervenção, no instante do contato inicial. As colunas azuis referem-se aos dados pré treinamento e as colunas vermelhas aos dados pós treinamento. Retropé (RP) e Mediopé/antepé (MP).



Fonte: Autor.

## 5 DISCUSSÃO

As palmilhas instrumentadas mostraram-se efetivas para alterar o padrão de contato inicial e minimizar o pico de aceleração positiva da tíbia após retreinamento agudo através de *biofeedback* visual, em tempo real. Mesmo com os dados finais da corrida sendo coletados 5 minutos após a retirada do *biofeedback* houve diminuição estatisticamente significativa ( $p < 0,001$ ) da acelerometria da tíbia, com valores médios 27,6% menores. A magnitude do efeito, que verifica a significância clínica da intervenção, foi grande ( $d = 0,81$ ). Não foram encontrados estudos que avaliaram o efeito agudo, em sessão única, da modificação de padrão de contato inicial no PAPT porém, em estudo semelhante, Wood e Klipp (2014) avaliaram o efeito agudo do retreinamento com *biofeedback* auditivo em tempo real utilizando acelerometria da tíbia e verificaram que houve diminuição significativa do PAPT após a intervenção. Como conclusão afirmaram que o *biofeedback* auditivo em tempo real com acelerometria da tíbia parece ser um método viável para retreinamento de corrida.

Anderson et al (2017), em publicação de revisão sistemática, concluíram que a alteração do padrão de contato inicial parece ter efeito benéfico na diminuição da sobrecarga no joelho e efeito terapêutico no tratamento das dores anteriores da perna de corredores. Porém, frisam que há aumento da sobrecarga das estruturas de pé e tornozelo, sugerindo cautela e um período de adaptação adequado na transição do contato inicial de retropé para mediopé/antepé.

Clansey et al (2014) publicaram um estudo clínico randomizado em que utilizaram um *biofeedback* em tempo real através de acelerometria da tíbia por 3 semanas (2 treinos semanais de 35 minutos). Nos resultados encontraram significância clínica com uma magnitude de efeito muito grande ( $d = 1,50$ ) no grupo retreinamento e ausência de efeito clínico ( $d = 0,13$ ) no grupo controle. Após um mês de seguimento evidenciou-se manutenção da grande magnitude de efeito clínico ( $d = 1,21$ ).

O presente estudo avaliou apenas o efeito agudo, em sessão única, do retreinamento, o que pode justificar a menor magnitude do efeito ( $d = 0,81$ ). Vale reforçar que os valores de  $d$  entre 0,80 e 1,00 são considerados como alterações com grande significância clínica.

Milner et al (2006) publicaram um estudo retrospectivo em que participaram 40 corredoras, 20 com histórico de fratura por estresse da tíbia e 20 sem histórico de lesões ósseas. Foram avaliados alguns parâmetros cinéticos e cinemáticos para comparação entre os grupos. Após análise estatística, encontraram que altos picos de aceleração positiva da tíbia podem predizer as fraturas por estresse da tíbia em até 70% dos casos e cada aumento de 1g no PAPT aumenta em 1,36 vezes a chance das corredoras desenvolverem fratura por estresse da tíbia. Considerando os dados mencionados, o sistema de *biofeedback* com as palmilhas instrumentadas podem ser um artifício viável tanto para prevenção como para diminuição da carga vertical na tíbia de corredores sintomáticos nessa região.

Na discussão não serão incluídos e discutidos os resultados numéricos do PAPT (foram citados nos resultados), pois os valores variam de acordo com a posição do acelerômetro na tíbia, como conclui o estudo de Cuevas et al (2017).

A diferença da média da cadência dos 10 corredores antes e após o período de retreinamento para mudança de padrão de contato inicial apresentou significância estatística ( $p < 0,05$ ), porém após o cálculo da magnitude do efeito (*effect size*), através do teste d de Cohen, foi encontrado o valor de  $d = 0,13$  (para pequena magnitude do efeito d deve ser maior que 0,20); que não denota efeito clínico. Ou seja, a mudança da cadência não ocorreu ao acaso, porém a magnitude da mudança não tem influência clínica, pois a diferença das médias é muito pequena. Esse achado vai ao encontro do que foi publicado numa revisão sistemática por Napier et al (2015), em que não encontraram evidências que associam mudança de padrão de contato inicial e alteração da cadência.

Como explicado anteriormente, as análises cinemáticas foram realizadas apenas no plano sagital direito e em dois momentos distintos. No momento do contato inicial do pé, que é o foco principal da alteração do padrão de corrida através do dispositivo desenvolvido, e no momento do apoio médio, em que há a maior angulação de flexão do joelho durante a fase de apoio. As comparações das médias das angulações na fase de apoio não tiveram significância estatística em nenhuma das articulações analisadas, o que nos faz entender que a alteração do padrão de contato inicial não causa alterações

cinemáticas no final da fase de absorção, o que é previsível, já que o efeito absorvedor do tríceps sural acontecerá no início da fase de apoio e não no final.

Durante o contato inicial houve diferenças significativas das médias angulares, antes e após o retreinamento, das articulações do tornozelo, joelho, quadril e da inclinação da tíbia. O tronco não teve diferença angular significativa no contato inicial ( $p = 0,11$ ) entre os dois momentos de coleta. Antes do retreinamento a média foi de 5,4 graus com desvio padrão de 2,6 graus e, após o retreinamento, foi de 5,9 graus com desvio padrão de 2,8 graus. O quadril apresentou uma mudança estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ), com média angular pré intervenção de 23,4 graus e média pós intervenção de 25,1 graus; porém o cálculo do  $d$  de Cohen apontou apenas um pequeno tamanho de efeito ( $d = 0,41$ ), o que aponta que essa alteração angular tem pouco efeito clínico. Napier et al (2015) citam em revisão sistemática que a cinemática distal pareceu ser mais afetada do que a proximal quando há alteração do padrão de contato inicial, já que os sujeitos vão concentrar o foco nas articulações de pé e tornozelo para produzir a mudança no padrão de ataque do pé com o solo. Essa afirmação justifica essas pequenas alterações angulares não apresentarem valor clínico relevante.

A angulação da inclinação da tíbia durante o contato inicial também é uma medida analisada por alguns pesquisadores como Souza (2016) e Clansey et al (2014). As maiores angulações denotam maiores distâncias entre o contato inicial com a projeção vertical do centro de massa, ocasionando maior força de frenagem, o que deve ser evitado. Os valores encontrados nesse estudo foram de 10,5 graus com desvio padrão de 2,2 graus antes da intervenção com *biofeedback* das palmilhas e 6,3 graus com desvio padrão de 2,8 graus pós intervenção. Apresentando grande significância estatística ( $p < 0,0001$ ) e clínica ( $d = 1,50$ ). Clansey et al (2014) encontraram uma alteração de 12,8 graus antes do retreinamento de 3 semanas através de *biofeedback* com acelerômetro para 7,6 graus no pós retreinamento com magnitude de efeito médio ( $d = 0,53$ ).

As médias angulares de joelho, tornozelo apresentaram diferenças médias bastante relevantes ( $p < 0,0001$  nos dois casos) em suas angulações. O joelho apresentou uma média angular pré retreinamento de 7,6 graus e uma média angular pós retreinamento de 13,2 graus com magnitude do efeito muito grande ( $d = 1,14$ ). Esse importante aumento da flexão do joelho, apesar de não ter consenso na literatura, é

suportada por outros estudos como de Shih et al (2013) que encontraram uma alteração de 14,2 graus no contato inicial com retropé para 23,1 graus para contato inicial com mediopé/antepé ( $p < 0,0001$ ). A magnitude do efeito encontrado também muito grande ( $d = 1,95$ ) sugerindo relevância clínica muito grande.

A articulação do tornozelo apresentou uma média de 1,9 grau (dorsiflexão) com desvio padrão de 2,9 graus antes do retreinamento com as palmilhas e uma média de -12,7 graus (flexão plantar) com desvio padrão de 3,8 graus após o retreinamento agudo. Com  $p < 0,0001$ ; IC (95%) entre 12,72 – 16,48; e  $d = 2,9$ . Isso evidencia que essa alteração angular do tornozelo durante o contato inicial é a que apresenta maior relevância clínica de todos os parâmetros envolvidos nesse trabalho, já que o tamanho do efeito foi o maior entre todos os analisados nesse estudo. Napier et al (2015) citam quatro estudos que encontraram magnitudes de efeito diferentes (4,76; 5,6; 4,26 e 2,35), porém com valores também muito significativos, apontando um consenso da literatura em relação a essas alterações da angulação do tornozelo nas mudanças de padrão de contato inicial de retropé para mediopé/antepé. Outro fator importante sobre esses valores de mudança da angulação média do tornozelo durante o contato inicial é que fica evidenciada a eficácia do dispositivo desenvolvido em alterar o padrão de contato inicial dos sujeitos que participaram da pesquisa.

## 6 CONCLUSÃO

Pode-se concluir, a partir dos resultados obtidos, que o dispositivo com palmilhas instrumentadas desenvolvido para retreinamento de corrida através de *biofeedback* visual em tempo real é uma ferramenta eficiente para alterar o padrão de contato inicial de corredores, podendo ser uma ferramenta útil na prática clínica. O retreinamento agudo em sessão única evidenciou alteração significativa e com relevância clínica na cinemática do tornozelo após a intervenção.

As palmilhas instrumentadas podem auxiliar corredores com histórico de lesões por estresse na tíbia a reeducar seu padrão de contato inicial com intuito de minimizar os picos de aceleração positiva da tíbia. A utilização do dispositivo pode suprir a falta de acesso da grande maioria dos corredores a sistemas mais avançados de retreinamento de corrida.

## REFERÊNCIAS

- AGRESTA, C.; BROWN, A. Gait retraining for injured and healthy runners using augmented feedback: a systematic literature review. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. Alexandria, v. 45, n.8, p. 576-583, 2015.
- ANDERSON, L.; BARTON C.; BONANNO, D. The effect of foot strike pattern during running on biomechanics, injury and performance: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Science and Medicine in Sport**. Belconnen, v. 20, n.1, p. 54, 2017.
- AREBLAD, M. et al. Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. **Journal of Biomechanics**. New York, v. 23, n.9, p. 933-940. 1990.
- ARENDT, E. et al. Stress Injuries to Bone in College Athletes. **American Journal of Sports Medicine**. Thousand Oaks, v. 31, n. 6, p. 959-968, 2003.
- BARTON, C. J. et al. Running retraining to treat lower limb injuries: a mixed-methods study of current evidence synthesised with expert opinion. **British Journal of Sports Medicine**. Loughborough, n. 0, p. 1-16, 2016.
- BASSEY, E. J.; LITTLEWOOD, J. J.; TAYLOR, S. J. G. Relations between compressive axial forces in an instrumented massive femoral implant, ground reaction forces, and integrated electromyographs from vastus lateralis during various osteogenic exercises. **Journal of Biomechanics**. New York, n. 30, 213–223, 1997.
- BECK, T. J. et al. Stress fracture in military recruits: gender differences in muscle and bone susceptibility factors. **Bone**. New York, n. 27, p. 437-444, 2000.
- BENNELL, K. et al. Ground reaction force and bone parameters in female with tibial stress fracture. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, v. 36, n. 3, p. 397-404, 2004.
- BENNELL, K.; BRUKNER, P. Preventing and managing a stress fractures in athletes. **Physical Therapy in Sport**. Edinburgh, v. 6, n.4, p. 171-180, 2005.
- BOLTHOUSE, E. et al. Return to running after a tibial stress fracture: a suggested protocol. **Current Orthopaedic Practice**. Philadelphia, v. 27, n. 1, p. 37-45, 2015.
- BRUKNER, P. et al. Stress fractures: a review of 180 cases. **Clinical Journal of Sport Medicine**. New York, v. 6, n. 2, p. 85-89, 1996.
- BRUKNER, P.; BENNELL, K.; MATHESON, G. **Stress Fractures**. Melbourne: Blackwell Science Asia, p. 41–82. 1999.
- BRUKNER, P.; KHAN, K. Biomechanics of Common Sporting Injuries. In: **Clinics in Sports Medicine**. 3rd edition. Sydney: McGraw-Hill; p. 40–61. 2008.

BRUXEL, Y. **Sistema para análise de impacto na marcha humana**. 86 f. Trabalho de Graduação (Graduação em Engenharia Elétrica) - Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010.

CAVANAGH, P. R.; LAFORTUNE, M. A. Ground reaction forces in distance running. **Journal of Biomechanics**. New York, n. 13, p. 397–406, 1980.

CAVANAGH, P. R.; WILLIAMS, K. R. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, n.14, p. 30-35, 1982.

CHEUNG, R. T. H.; DAVIS, I. S. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. Alexandria, n. 41, p. 914-919, 2011.

CHEUNG, R. T. H. et al. Control of impact loading during distracted running before and after gait retraining in runners. **Journal of Sports Sciences**. London, v. 7, n. 4, p. 1-5, 2017.

CHU, J. J.; CALDWELL, G. E. Stiffness and damping responses associated with shock attenuation in downhill running. **Journal of Applied Biomechanics**. Champaign, n. 20, p. 291-308, 2004.

CLANSEY, A. C. et al. Influence of Tibial Shock Feedback Training on Impact Loading and Running Economy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, v. 46, n. 5, p. 973-981, 2014.

CORMACK, S. Validation of 2D Measures of Hip and Knee Frontal Plane Biomechanics During Running. **Journal of Athletic Training**. Dallas, v. 46, n. 3, p. 163, 2011.

CROSSLEY, K. et al. Ground reaction forces, bone characteristics and tibial stress fracture in male runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, n. 31, p. 1088-1093, 1999.

CROWELL, H. P.; DAVIS, I. S. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. **Clinical Biomechanics**. Oxford, n. 26, p. 78-83, 2011.

CUEVAS, A. G. L. et al. The location of the tibial accelerometer does influence impact acceleration parameters during running. **Journal of Sports Sciences**. London, v. 35, n. 17, p. 1734–1738, 2017.

DAMSTED, C.; LARSEN, L. H.; NIELSEN, R. O. Reliability of video-based identification of footstrike pattern and video time frame at initial contact in recreational runners. **Gait and Posture**. Oxford, v. 42, n. 1, p. 32-35, 2015.

DAOUD, A. I. et al. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, v. 44, n. 7, p. 1325-1334, 2012.

DAVIS, I. S.; MILNER, C. E.; HAMILL J. Does increased loading during running lead to tibial stress fractures? A prospective study. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, v. 36, n. 5, p. 58, 2004.

DAVIS, I. S. Gait retraining in runners. **Orthopaedic Physical Therapy Practice**. v. 17, n. 2, p. 8-13, 2005.

DAVIS, I. S.; BOWSER, B. J.; MULLINEAUX, D. R. Reduced vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: a prospective investigation. **British Journal of Sports Medicine**. Loughborough, n. 0, p. 1-7, 2015.

DE WIT, B.; DE CLERCQ, D.; AERTS, P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. **Journal of Biomechanics**. New York, n. 33, p. 269-278, 2000.

DICHARRY, J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. **Clinics in Sports Medicine**. v. 29, n. 3, p. 347-364, 2010.

DINGENEN, B. et al. Are two-dimensional measured frontal plane angles related to three-dimensional measured kinematic profiles during running? **Physical Therapy in Sport**. Edinburgh, n. 29, p. 84-92, 2018.

DUGAN, S.; BHAT, K. Biomechanics and analysis of running gait. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**. Philadelphia, v. 16, n. 3, p. 603-621, 2005.

EDWARDS, W. et al. Effects of stride length and running mileage on a probabilistic stress fracture model. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, v. 41, n. 12, p. 2177-2184, 2009.

FERBER, R.; MCDONALS, S. L. Running Mechanics and Gait Analysis. **Human Kinetic**. 2014.

FILIPEFLOP. **Placa Uno R3 + Cabo USB para Arduino**. Disponível em: <http://www.filipeflop.com/produto/placa-uno-r3-cabo-usb-para-arduino/>. Acesso em: 15 fev. 2017.

FORD, K. R.; MYER, G. D.; HEWETT, T. E. Reliability of landing 3D motion analysis: Implications for longitudinal analyses. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, v. 39, n. 11, p. 2021-2028, 2007.

FRANK, D. L. et al. Biofeedback in medicine: who, when, why and how? **Mental Health in Family Medicine**. n. 7, p. 85-91, 2010.

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

- GILADI, M. et al. Stress fractures: identifiable risk factors. **American Journal of Sports Medicine**. Thousand Oaks, n. 19, p. 647-652, 1991.
- GIRRBACH, R. T. et al. Flexural wave propagation velocity and bone mineral density in females with and without tibial bone stress injuries. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. Alexandria, n. 31, p. 54–62, 2001.
- GRIMSTON, S. K. et al. Bone mass, external loads, and stress fractures in female runners. **International journal of Sport Biomechanics**. Champaign, n. 7, p. 293-302, 1991.
- GRIMSTON, S. K. et al. External loads throughout a 45 minute run in stress fracture and non-stress fracture runners. **Journal of Biomechanics**. New York, n. 27, p. 668, 1994.
- GRUBER, A. H. et al. Footfall patterns during barefoot running on harder and softer surfaces. **Footwear Science**. n. 5, p. 39-44, 2013.
- GRUBER, A. H. et al. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot and forefoot strike patterns. **Journal of Applied Physiology**. Bethesda, v. 115, n. 2, p. 194–201, 2013.
- GRUBER, A. H. et al. Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. **Journal of Sport and Health Science**. n. 3. P. 113-121, 2014.
- HAMILL, J.; DERRICK, T. R.; HOLT, K. G. Shock attenuation and stride frequency during running. **Human Movement Science**. Amsterdam, n. 14, p. 45-60, 1995.
- HASEGAWA H.; YAMAUCHI T.; KRAEMER W. J. Foot strike patterns of runners at the 15km point during an elite-level half marathon. **Journal of Strength and Conditioning Research**. Colorado Springs, n. 21, p. 888-93, 2007.
- HATALA, K. G. et al. Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. **PLoS One**. n. 8, p. 52548, 2013.
- HAURET K. G.; SHIPPEY, D. L.; KNAPIK, J. J. The physical training and rehabilitation program – duration of rehabilitation and final outcome of injuries in basic combat training. **Military Medicine**. Washington, v. 166, n. 9, p. 820-826, 2001.
- HAYES, P.; CAPLAN, N. Foot strike patterns and ground contact times during high-calibre middle-distance races. **Journal of Sports Sciences**. London, n. 30, p. 1275-1283, 2012.
- HEIDERSCHEIT, B. C. Gait retraining for runners: in search of the ideal. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. Alexandria, n. 41, n. 12, p. 909-910, 2011.
- HEIDERSCHEIT, B. C. et al. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, n. 43, p. 296-302, 2011.

HRELJAC, A. Etiology, prevention, and early intervention of overuse injuries in runners: a biomechanical perspective. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**. Philadelphia, v. 16, n. 3, p. 651-667, 2005.

HRELJAC, A.; MARSHALL, R. N.; HUME, P. A. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, v. 32, n. 9, p. 1635-1641, 2000.

KASMER, M. E. et al. Foot-strike pattern and performance in a marathon. **International Journal of Sports Physiology and Performance**. n. 8, p. 286-292, 2013.

KAVANAGH, J. J.; MENZ, H. B. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. **Gait and Posture**. Oxford, n. 28, p. 1- 15, 2008.

KIM, B. Ground Reaction Forces and Bone Parameters in Females with Tibial Stress Fracture. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, v. 36, n. 3, p. 397-404, 2004.

LAFORTUNE, M. A.; HENNIG, E. M. Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. **Clinical Biomechanics**. Oxford, n. 7, p. 181-184, 1992.

LAFORTUNE, M. A.; HENNIG, E. M.; VALIANT, G. A. Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. **Journal of Biomechanics**. New York, v. 28, n. 8, p. 989-993, 1995.

LARSON, P. Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race. **Journal of Sport and Health Science**. n. 3, p. 137-142, 2014.

LAUGHTON, C. A.; DAVIS, I. M.; HAMILL, J. Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. **Journal of Applied Biomechanics**. Champaign, n. 19, p. 153-168, 2003.

LIEBERMAN, D. E. et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature**. London, n. 463, p. 531-535, 2010.

LIEBERMAN, D. E. et al. **Biomechanics of Foot Strikes and Applications to Running Barefoot or in Minimal Footwear**. Disponível em: <http://barefootrunning.fas.harvard.edu/index.html>. Acesso em: 16 out. 2016.

MANN, R. et al. Association of previous injury and speed with running style and stride-to-stride fluctuations. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. Ahead of print. 2014.

MATHESON, G. O. et al. Stress fracture in athletes. A study of 320 cases. **American Journal of Sports Medicine**. Thousand Oaks, v. 15, n. 1, p. 46-58, 1987.

- MATHIE, M. J. et al. A pilot study of long-term monitoring of human movements in the home using accelerometry. **Journal of Telemedicine and Telecare**. v. 10, n. 3, p. 144-151, 2004.
- MATHIE, M. J. et al. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. **Physiological Measurements**. n. 25, p. 1-20, 2004.
- MAYKUT, J. N. et al. Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. **International Journal of Sports Physical Therapy**. v. 10, n. 2, p. 136–146, 2015.
- MCLEAN, S. et al. Development and validation of a 3-D model to predict knee joint loading during dynamic movement. **Journal of Biomechanical Engineering**. New York, v. 125, n. 6, p. 864-874, 2003.
- MERCER, J. A. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. **European Journal of Applied Physiology**. Bethesda, n. 87, p. 403-408, 2002.
- MILGROM, C. et al. The long-term followup of soldiers with stress fractures. **American Journal of Sports Medicine**. Thousand Oaks, v. 13, n. 16, p. 398-400, 1985.
- MILGROM, C. The Israeli elite infantry recruit: a model for understanding the biomechanics of stress fractures. **Journal of the Royal College of Surgeons of Edinburgh**. Edinburgh, n. 34, p. 18–22, 1989.
- MILNER, C. E. et al. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Hagerstown, n. 38, p. 323-328, 2006.
- MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOVE, E. Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. **Annals of Biomedical Engineering**. New York, n. 28, p. 463-469, 2000.
- MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOVE, E. Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. **Clinical Biomechanics**. Oxford, n. 15, p. 15-20, 2000.
- MIZRAHI, J. et al. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. **Human Movement Science**. Amsterdam, n. 19, p. 139-151, 2000.
- MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOVE, E. Fatigue-induced changes in decline running. **Clinical Biomechanics**. Oxford, n. 16, p. 207-212, 2001.
- MOSS, D. et al. Current applications of biofeedback to physical medicine and rehabilitation. **Europa Medicophysica**. Dez, 2003.

MUNRO, A.; HERRINGTON, L.; CAROLAN, M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. **Journal of Sport Rehabilitation**. Champaign, v. 21, n. 1, p. 7-11, 2012.

NAKAGAWA, T. H. et al. Test–retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during single-leg squat and stepping maneuver. **Gait and Posture**. Oxford, v. 39, n. 1, p. 141-146, 2014.

NAPIER, C. et al. Gait modifications to change lower extremity gait biomechanics in runners: a systematic review. **British Journal of Sports Medicine**. Loughborough, n. 49, p. 1382-1388, 2015.

NICOLA, T. L.; JEWISON, D. J. The anatomy and biomechanics of running. **Clinics in Sports Medicine**. n. 31, p. 187-201, 2012.

NIGG, B. M. **Biomechanics of sports shoes**. Calgary: Topline Printing. p. 300. 2010.

NIGG, B. M.; COLE G. K.; BRUGGEMANN, G. Impact forces during heel-toe running. **Journal of Applied Biomechanics**. Champaign, n. 11, p. 407-432, 1995.

NOEHREN, B.; SCHOLZ, J.; DAVIS, I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. **British Journal of Sports Medicine**. Loughborough, n. 45, p. 691-696, 2011.

NORRIS, B. S.; OLSON, S. L. Concurrent validity and reliability of two-dimensional video analysis of hip and knee joint motion during mechanical lifting. **Physiotherapy Theory and Practice**. London, v. 27, n. 7, p. 521-530, 2011.

NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. **Gait and Posture**. Oxford, n. 7, p. 77- 95, 1998.

OUNPUU, S. The biomechanics of walking and running. **Clinics in Sports Medicine**. v. 13, n. 4, p. 843-863, 1994.

PERRY J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. Philadelphia, n. 177, p. 9–15, 1983.

PIPKIN, A. et al. Reliability of a Qualitative Video Analysis for Running. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. Alexandria, v. 46, n. 7, p. 556-561, 2016.

POHL, M. B. Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. **Journal of Biomechanics**. New York, n. 41, p. 1160-1165, 2008.

PRILUTSKY, B.; ZATSIORSKY, V. Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. **Journal of Biomechanics**. New York, v. 27, n. 25–34, 1994.

RADIN, E. L. et al. Response of joints to impact loading – III: Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. **Journal of Biomechanics**. New York, n. 6, p. 51-57, 1973.

RADIN, E. L.; PAUL, I. L. Response of joints to impact loading. **Arthritis and Rheumatology**. n. 14, p. 356-362, 1971.

RICKERT, B. J. Tibial Acceleration in Male and Female Distance Runners in Reduced Body Weight Conditions. **Physical Therapy in Human Movement Science**. Master's Theses. Paper 1. 2012.

RIOS, J. L.; ANDRADE, M.; C.; AVILA, A. O. V. Analysis of peak tibial acceleration during gait in different cadences. **Human Movement Science**. Amsterdam, n. 11, p. 132-136, 2010.

SASIMONTONKUL, S.; BAY, B.; PAVOL, M. Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. **Journal of Biomechanics**. New York, v. 40, n. 15, p. 3503- 3509, 2007.

SCHACHE, A. et al. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. **Gait and Posture**. Oxford, n. 10, p. 30-47, 1999.

SCHURR, S. A. et al. Two-dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity movement assessment. **International Journal of Sports Physical Therapy**. v. 12, n. 2, p. 163-172, 2017.

SHIH, Y.; LIN, K. L.; SHIANG, T. Y. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? **Gait and Posture**. Oxford, v. 38, n. 3, p. 1-5, 2013.

SOUZA, R. B. An Evidence-based videotaped running biomechanics analysis. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**. Philadelphia, v. 27, n. 1, 217-236, 2016.

TAUTON, G. E. et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **British Journal of Sports Medicine**. Loughborough, n. 36, p. 95–101, 2002.

THORDARSON, D. B. Running biomechanics. **Clinics in Sports Medicine**. v. 16, n. 2, p. 239-247, 1997.

VORMITTAG, K.; CALONJE, R.; BRINER, W. W. Foot and ankle injuries in the barefoot sports. **Current Sports Medicine Reports**. Philadelphia, v. 8, n.5, p. 262-266, 2009.

WILLY, R. W.; SCHOLZ, J. P.; DAVIS, I. S. Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. **Clinical Biomechanics**. Oxford, v. 27, n. 10, p. 1045-1051, 2012.

WOOD, C. L.; KIPP, K. Use of áudio biofeedback to reduce tibial impact accelerations during running. **Journal of Biomechanics**. New York, n. 47, p. 1739-1741, 2014.

## ANEXO A – Parecer de aprovação do comitê de ética



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Efetividade de palmilhas instrumentadas no retraining de corrida para mudança de padrão de contato inicial

**Pesquisador:** Gustavo Pompêo de Camargo Leme

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 60677316.1.0000.5501

**Instituição Proponente:** Anhanguera Educacional de Taubaté, unidade 1

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.859.010

#### Apresentação do Projeto:

A proposta do estudo é avaliar a efetividade do retraining de corrida através de biofeedback visual proporcionado pelo uso de palmilhas instrumentadas para mudança de padrão de contato inicial.

#### Objetivo da Pesquisa:

Verificar a efetividade da palmilha instrumentada no retraining de corrida.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Atende as recomendações da Resolução 466/12 e as normas operacionais.

#### Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Tema da pesquisa relevante como subsídio à política pública na área de saúde.

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

Atende as recomendações da Resolução 466/12 e as normas operacionais.

#### Recomendações:

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté recomenda a entrega do relatório final ao

<b>Endereço:</b> Rua Visconde do Rio Branco, 210	<b>CEP:</b> 12.020-040
<b>Bairro:</b> Centro	<b>Município:</b> TAUBATE
<b>UF:</b> SP	<b>E-mail:</b> cepunitau@unitau.br
<b>Telefone:</b> (12)3635-1233	<b>Fax:</b> (12)3635-1233



Continuação do Parecer: 1.859.010

término da pesquisa.

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

Atendida a solicitação do parecer anterior.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté, em reunião de 09/12/2016, e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 466/12, considerou o Projeto de Pesquisa: APROVADO.

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

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_764517.pdf	02/12/2016 11:15:17		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	02/12/2016 11:09:24	Gustavo Pompêo de Camargo Leme	Aceito
Outros	DeclaracaoAnhanguera.pdf	12/08/2016 09:00:36	Gustavo Pompêo de Camargo Leme	Aceito
Folha de Rosto	Folhaderosto.pdf	12/08/2016 08:56:38	Gustavo Pompêo de Camargo Leme	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoDePesquisaPlatBrasil.docx	28/07/2016 21:53:21	Gustavo Pompêo de Camargo Leme	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

TAUBATE, 09 de Dezembro de 2016

Assinado por:  
**Maria Dolores Alves Cocco**  
 (Coordenador)

**Endereço:** Rua Visconde do Rio Branco, 210  
**Bairro:** Centro **CEP:** 12.020-040  
**UF:** SP **Município:** TAUBATE  
**Telefone:** (12)3635-1233 **Fax:** (12)3635-1233 **E-mail:** cepunitau@unitau.br

## APÊNCICE A – Modelo de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa. Após ser esclarecido(a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável.

Desde logo fica garantido o sigilo das informações. Em caso de recusa você não será penalizado(a) de forma alguma.

A adesão para participação é voluntária, sendo possível a sua interrupção a qualquer momento, a desejo do participante.

#### INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

#### **Título do Projeto: Efetividade de palmilhas instrumentadas no retreinamento de corrida para mudança de padrão de contato inicial**

Pesquisador Responsável: Gustavo Pompêo de Camargo Leme  
Endereço: Rua Pacatuba, 86. Pedregulho. CEP 12.515-210. Guaratinguetá – SP  
e-mail: guaraclin@hotmail.com  
Telefone para contato (inclusive ligações a cobrar): 012 97405-XXXX.

O objetivo do estudo é verificar a efetividade de uma palmilha instrumentada para alterar o padrão de contato inicial da corrida. O retreinamento da corrida terá no máximo 30 minutos com velocidade de 10km/h e será realizado em dia único, com *feedback* visual durante um tempo máximo de 15 minutos. Serão incluídos no estudo 10 corredores saudáveis que fazem contato inicial com retropé, de ambos os sexos, com volume semanal de no mínimo 16 km de corrida e livres de lesões que afetam ou impedem a prática de corrida.

Os riscos da sua participação durante a prática da corrida, como desconforto ou qualquer lesão músculoesquelética, se ocorrerem, terão seu tratamento custeado pelo realizador da pesquisa. Com a sua participação você estará contribuindo para verificar a efetividade de palmilhas instrumentadas com sensores táteis capazes de gerar um *biofeedback* em tempo real, para alterar a mecânica da corrida quando necessário. É IMPORTANTE QUE SAIBA QUE VOCÊ PODE INTERROMPER A PARTICIPAÇÃO NA PESQUISA A QUALQUER MOMENTO, POR DESCONFORTO OU QUALQUER OUTRO MOTIVO.

Nome e Assinatura do pesquisador:

  
Gustavo Pompêo de Camargo Leme

## ◆ CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO SUJEITO

Eu, \_\_\_\_\_, abaixo assinado, concordo em participar do estudo *Efetividade de Palmilhas Instrumentadas no Retreinamento de Corrida para Mudança de Padrão de Contato Inicial*, como sujeito. Fui devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador Gustavo Pompêo de Camargo Leme sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido o sigilo das informações e que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve à qualquer penalidade ou interrupção de meu acompanhamento/ assistência/tratamento.

Local e data \_\_\_\_\_ - \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

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

Assinatura do sujeito: \_\_\_\_\_

Em caso de dúvidas com respeito aos aspectos éticos deste estudo, você poderá consultar o CEP – UNITAU na Rua Visconde do Rio Branco, 210 – Centro – Taubaté.  
Telefone (12) 3635-1233. E-mail: cep@unitau.br

## APÊNDICE B – Ficha de Avaliação Inicial

### Formulário de Avaliação do Corredor

Nome: \_\_\_\_\_ Data: / /

Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_

<b>Nível de Competição</b> <input type="checkbox"/> Somente Recreacional <input type="checkbox"/> Recreacional Competitivo <input type="checkbox"/> Competitivo <input type="checkbox"/> Elite	<b>Superfície de Corrida</b> <input type="checkbox"/> Esteira <input type="checkbox"/> Rua (asfalto) <input type="checkbox"/> Calçada (concreto) <input type="checkbox"/> Trilha <input type="checkbox"/> Pista de Corrida	<b>Outras Modalidades</b> <input type="checkbox"/> Bicicleta <input type="checkbox"/> Natação <input type="checkbox"/> Musculação <input type="checkbox"/> Escadas <input type="checkbox"/> Yoga/Alongamentos <input type="checkbox"/> Outro: _____
--	---	---

Anos de Corrida:				
Equipe:			Treinador:	
Pace (min/Km):	5km:	10km:	21km:	42km:
Km/semana:				
Treinos Semanais:				
Tênis1:	Modelo:	Nº	Tipo:	Km:
Tênis2:	Modelo:	Nº	Tipo:	Km:

Usa Palmilha?	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	Próxima Corrida e Data: _____
Você está treinando?	<input type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	_____

Está lesionado?  Sim  Não Qual(is): \_\_\_\_\_  
 Lesões musculoesqueléticas anteriores: \_\_\_\_\_

Tratamentos anteriores: \_\_\_\_\_

Histórico médico e cirurgias: cardíacas, respiratórias, circulatória, pressão alta, diabetes, desmaios,

Medicamentos: \_\_\_\_\_

#### Histórico das Lesões

#### Houve alterações recentes no seu treino?

- |  |  |
|--|--|
| <input type="checkbox"/> Aumento na km semanal                 | <input type="checkbox"/> Treino de subida    |
| <input type="checkbox"/> Novos tênis ou palmilhas              | <input type="checkbox"/> Troca de superfície |
| <input type="checkbox"/> Início de treino de velocidade (tiro) | <input type="checkbox"/> Outro:              |

Durante a corrida sente dores?  Sim  Não

Durante a corrida, quando aparecem os sintomas?  Não

- |   |  |
|---|--|
| <input type="checkbox"/> Em todos os passos       | <input type="checkbox"/> Pior no início, mas depois melhora          |
| <input type="checkbox"/> Pior ao final da corrida | <input type="checkbox"/> Depois que a corrida termina (dia seguinte) |

**História de Fratura por Stress:**  Sim  Não

**Uso de esteroides:**  Sim  Não **Qual(is):** \_\_\_\_\_

**Osteoporose:**  Sim  Não

**Desordens alimentares:**  Sim  Não

**Histórico Feminino:**  Não aplicável

**Menstruação Regular:**  Sim  Não

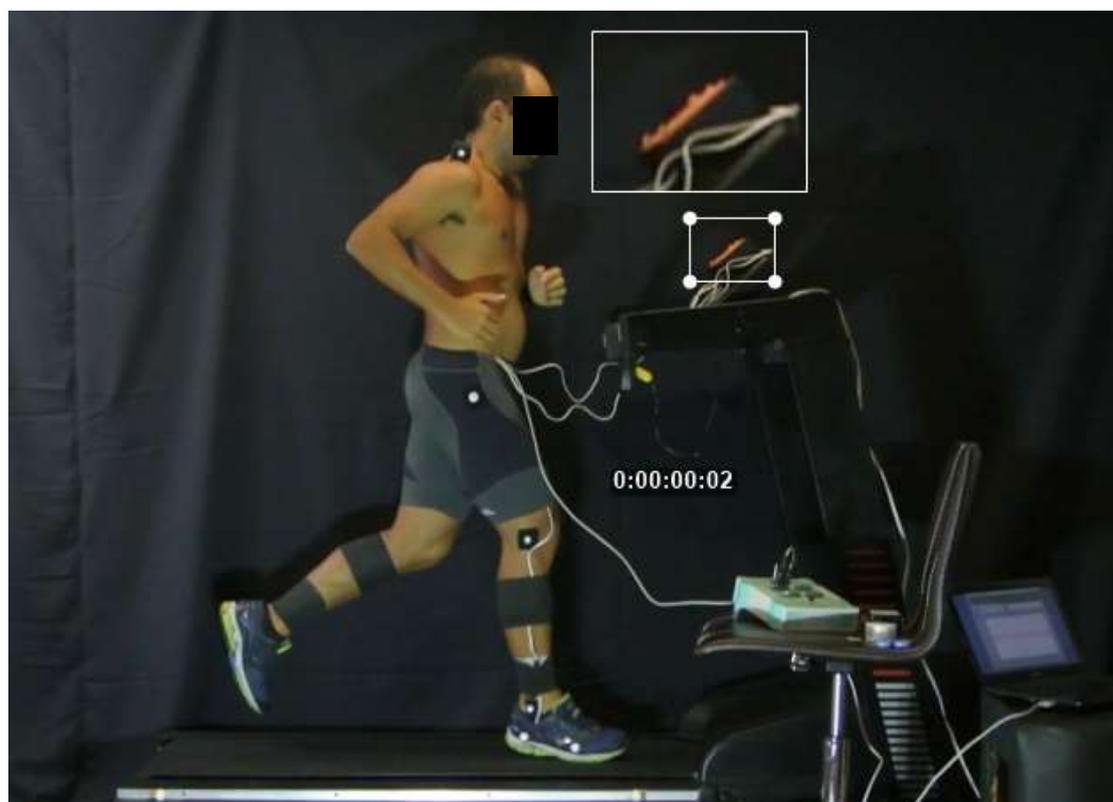
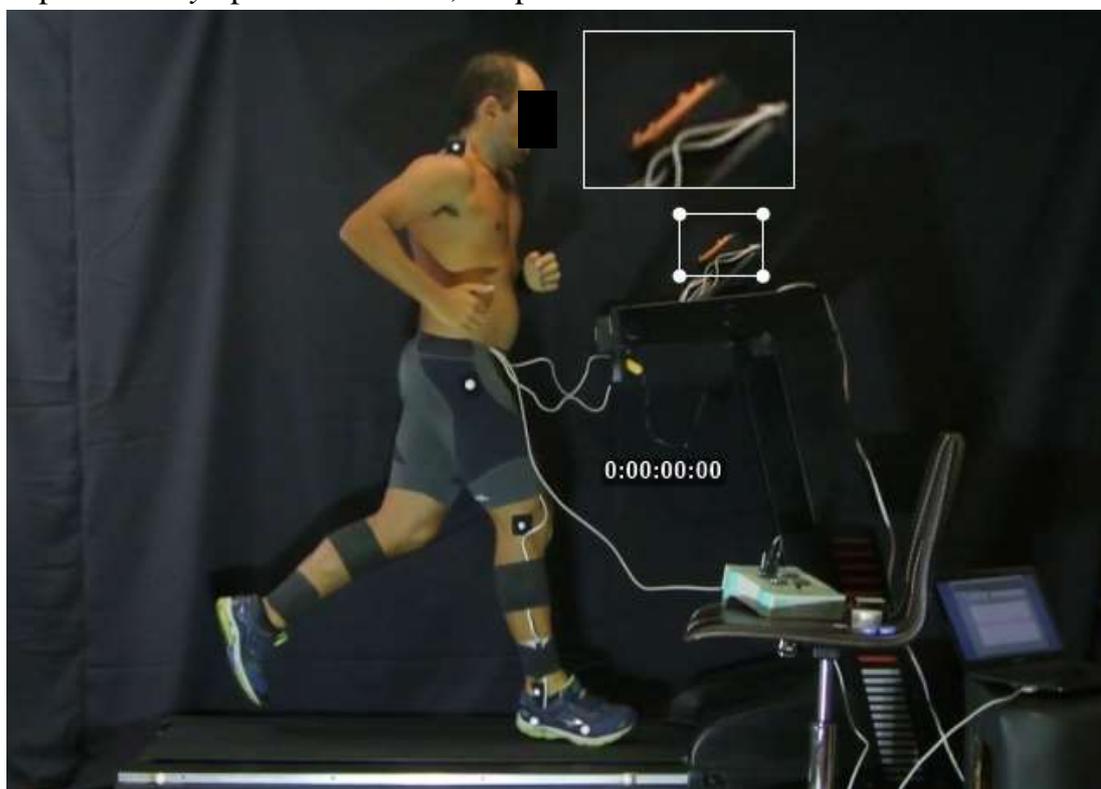
**Está grávida?**  Sim  Não

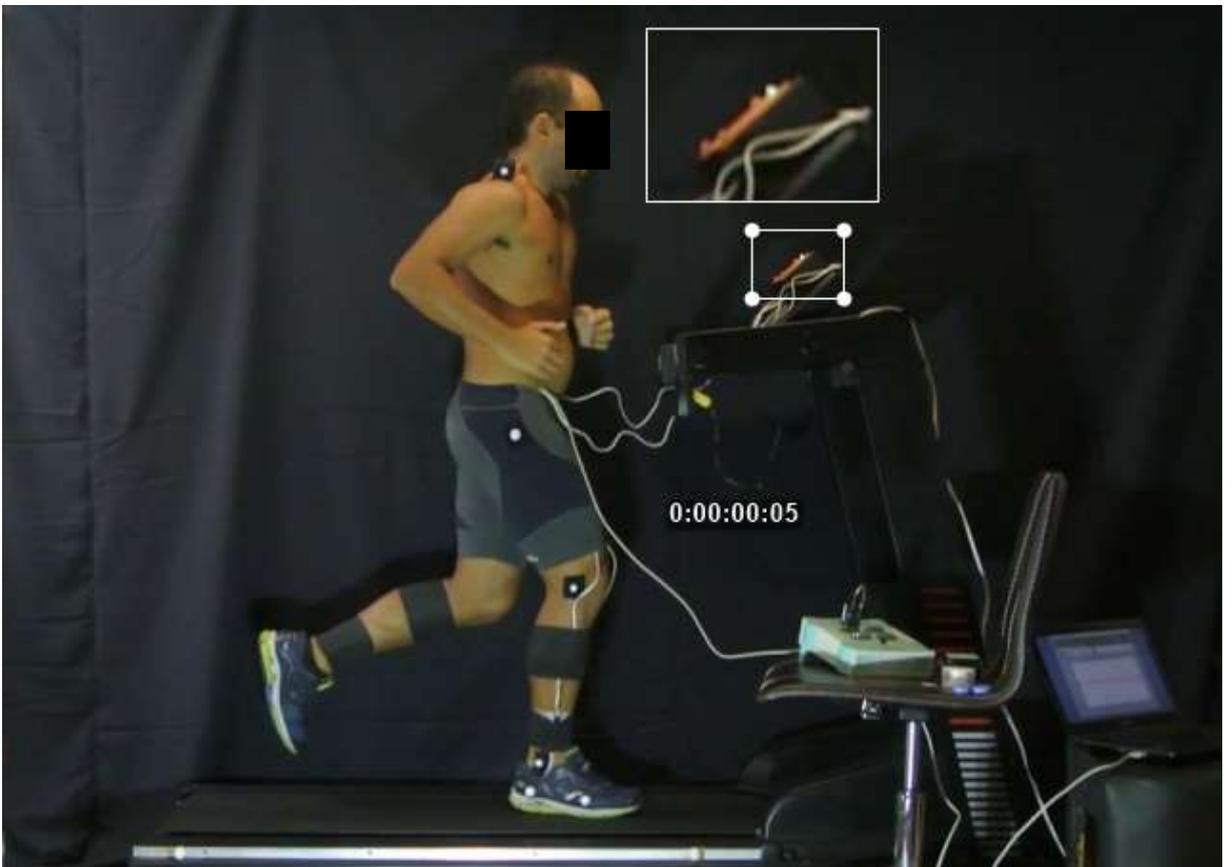
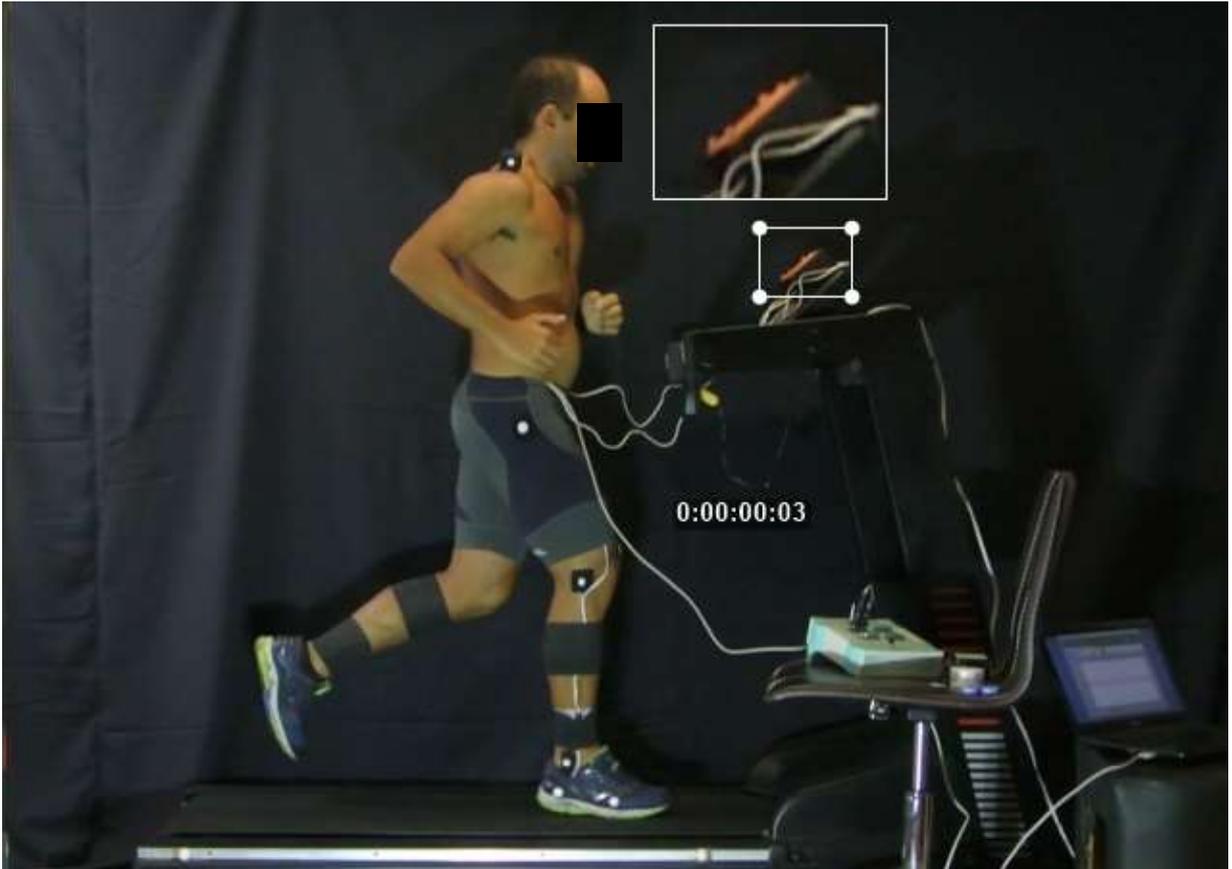
**Idade da primeira menstruação:** \_\_\_\_\_

**Idade da última menstruação:** \_\_\_\_\_

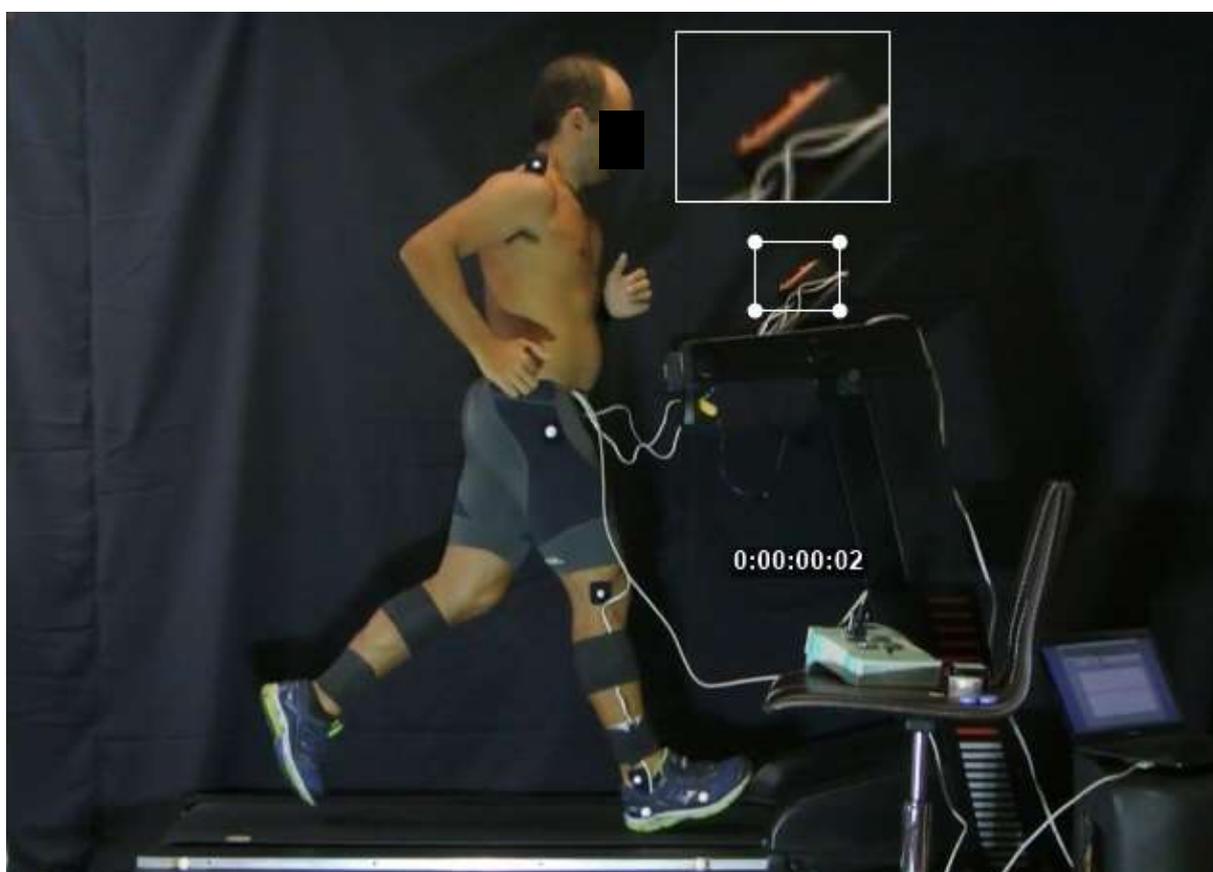
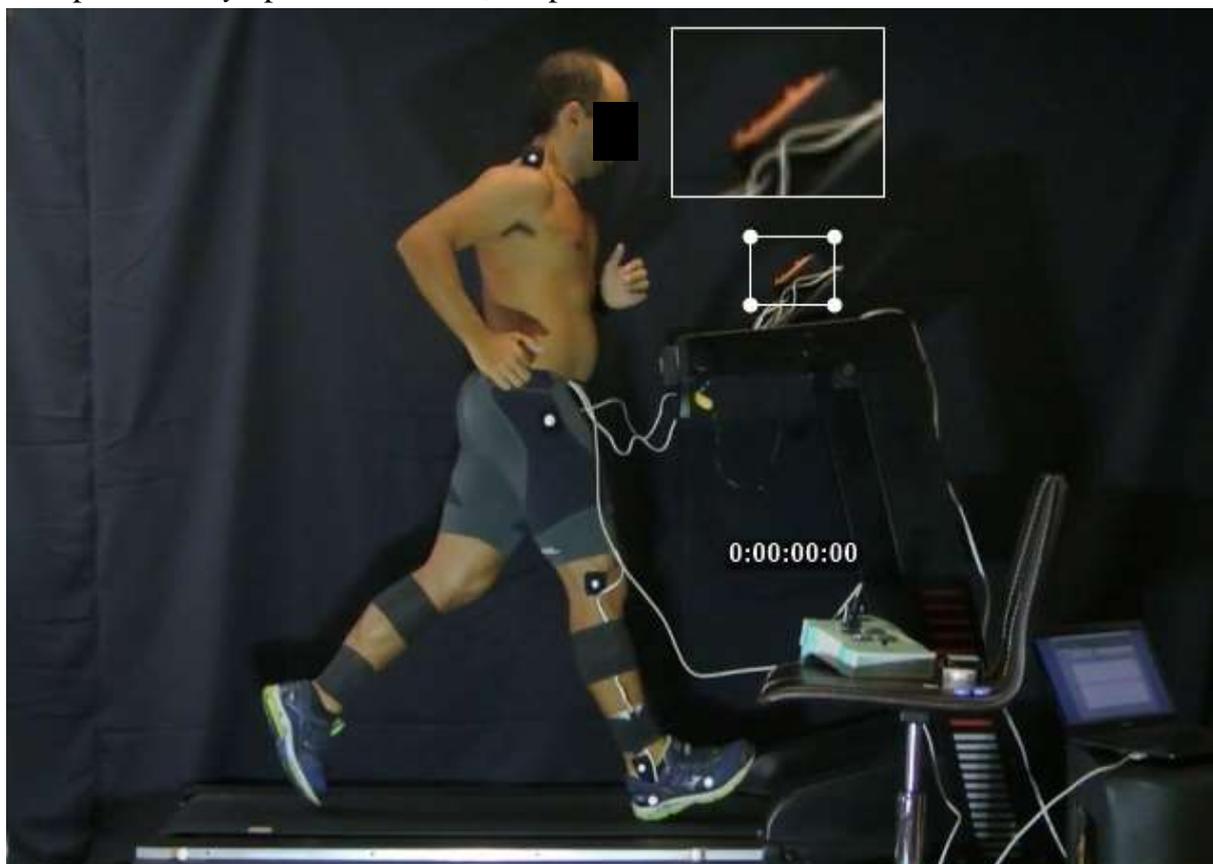
**APÊNDICE C- Fotos ampliadas que ilustram o funcionamento do *biofeedback* visual em tempo real através das palmilhas instrumentadas.**

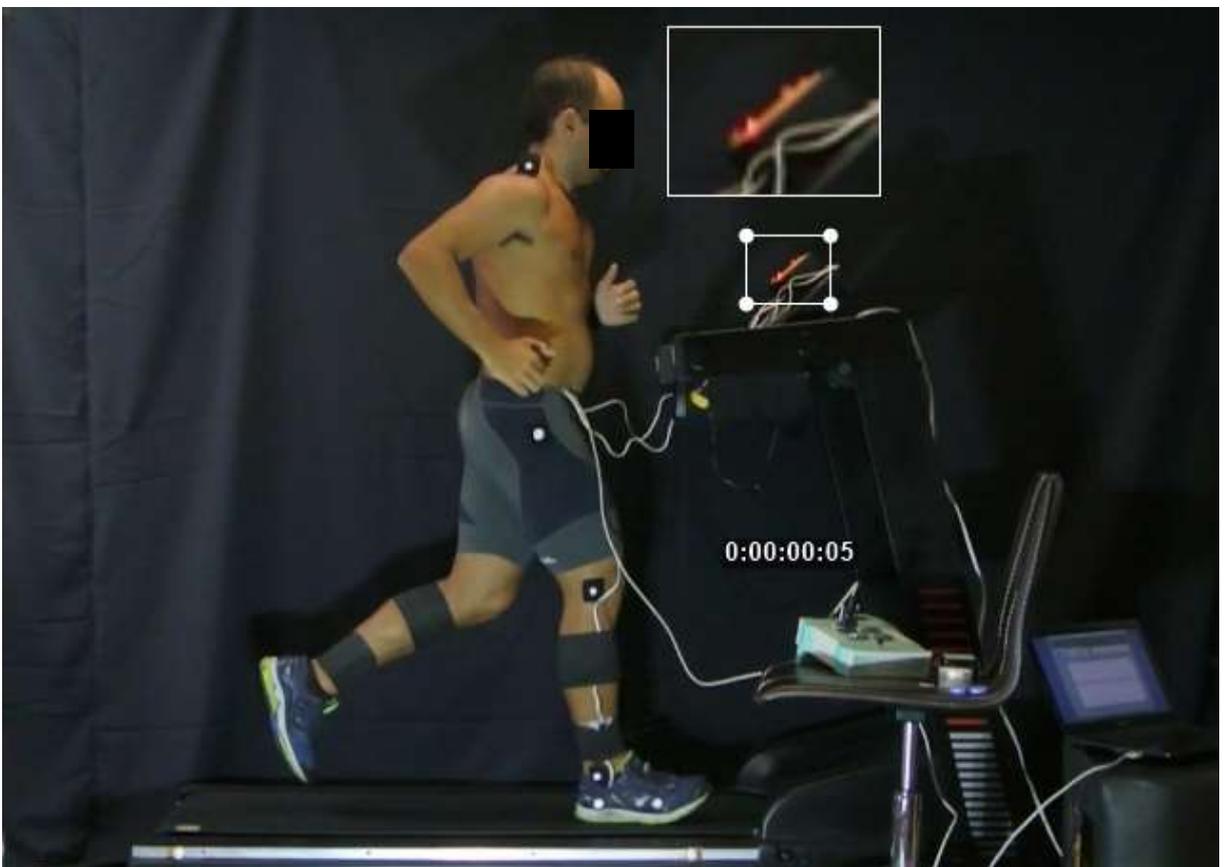
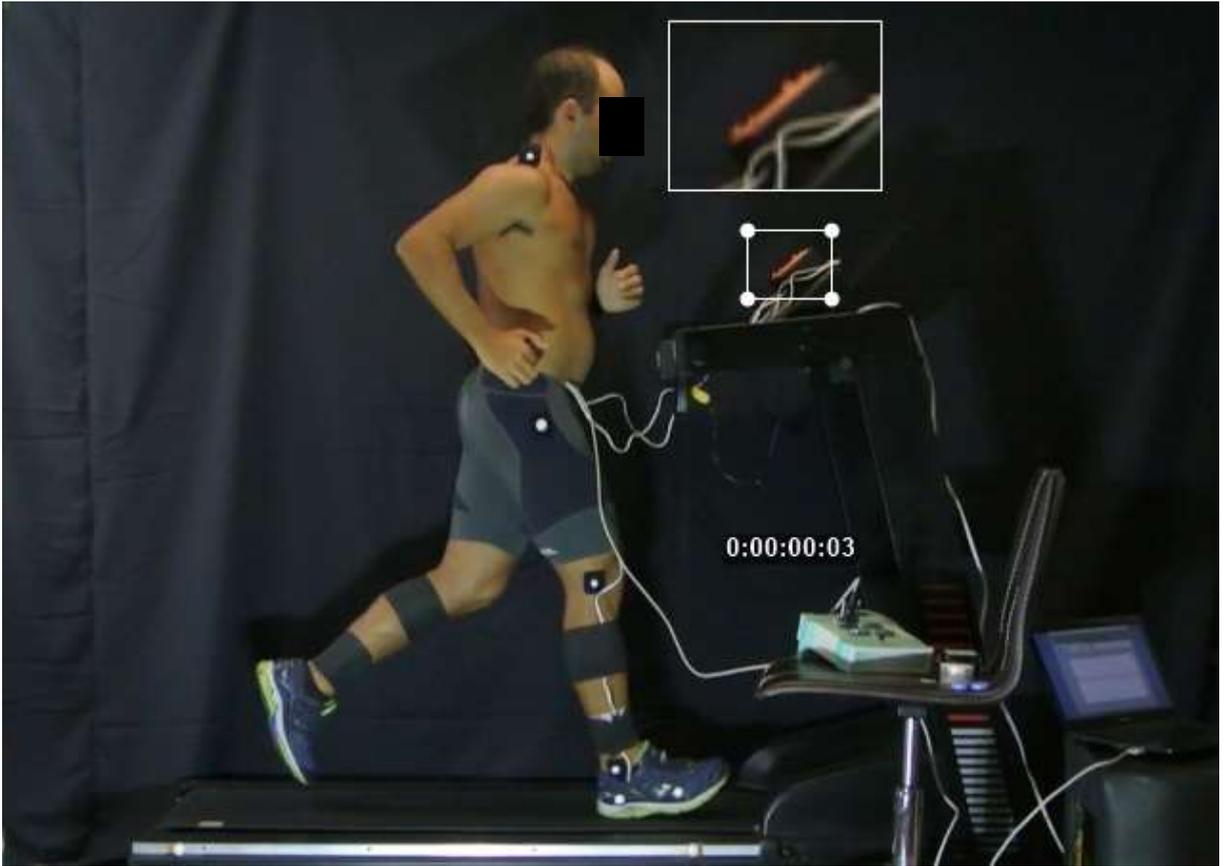
Série de 4 fotos que exemplificam o funcionamento do dispositivo. Contato inicial com mediopé e o *delay* aproximado de 0,05s para acendimento do LED verde.





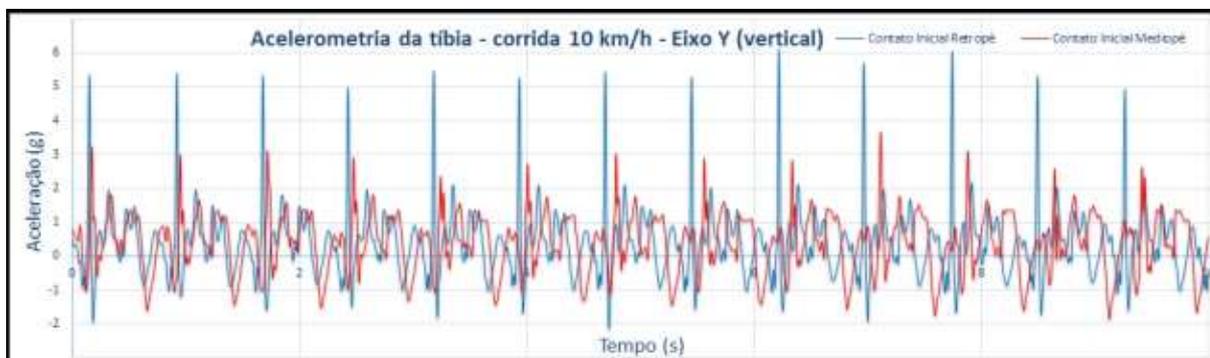
Série de 4 fotos que exemplificam o funcionamento do dispositivo. Contato inicial com retropé e o *delay* aproximado de 0,05s para acendimento do LED vermelho.



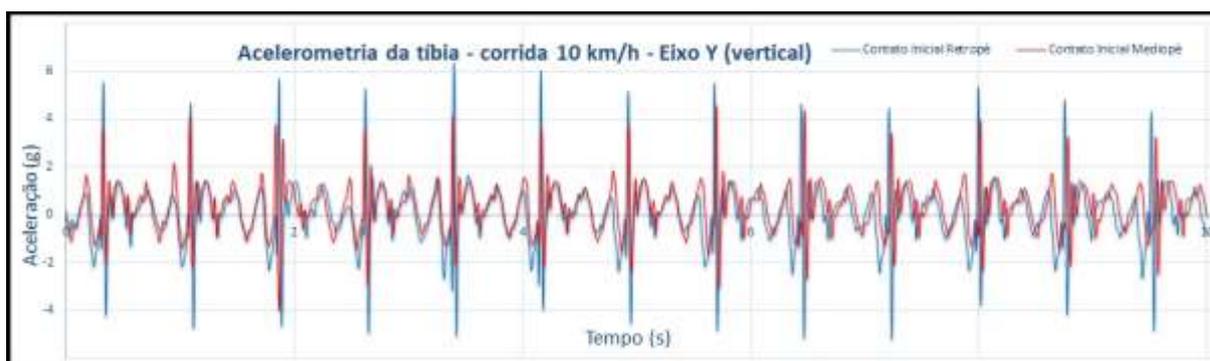


**APÊNDICE D – Gráfico da acelerometria da tíbia dos 10 sujeitos que participaram do retreinamento.**

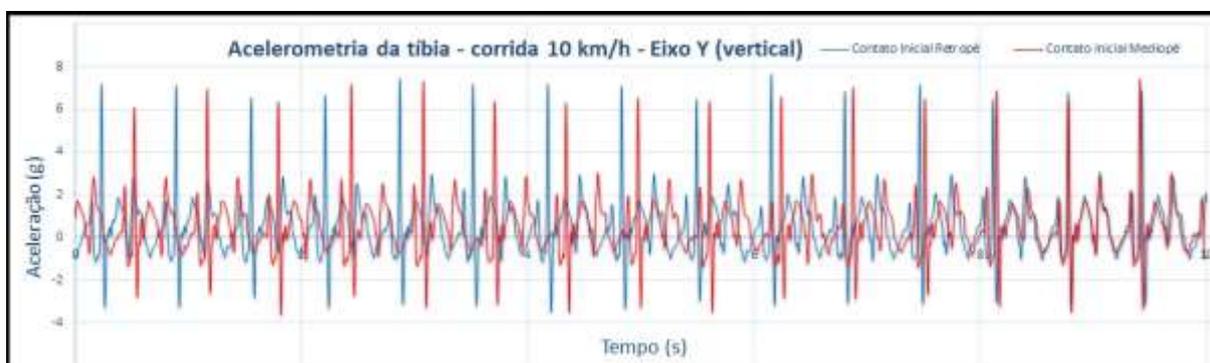
**Sujeito 1**

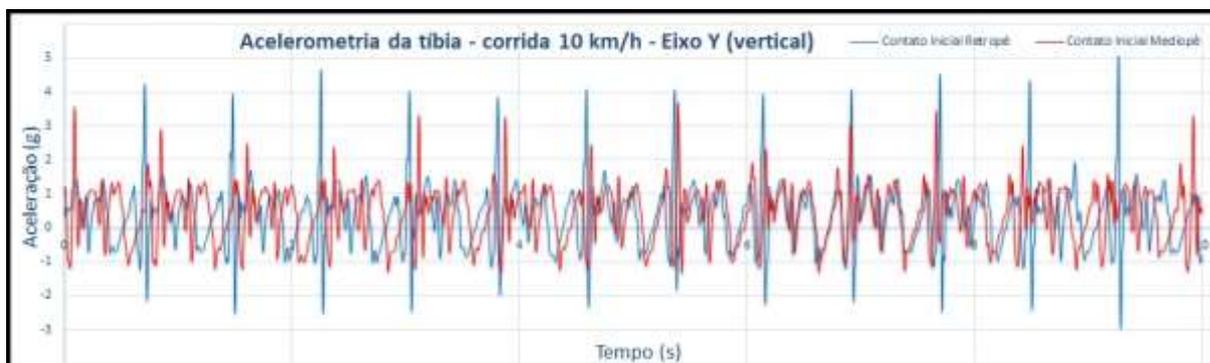
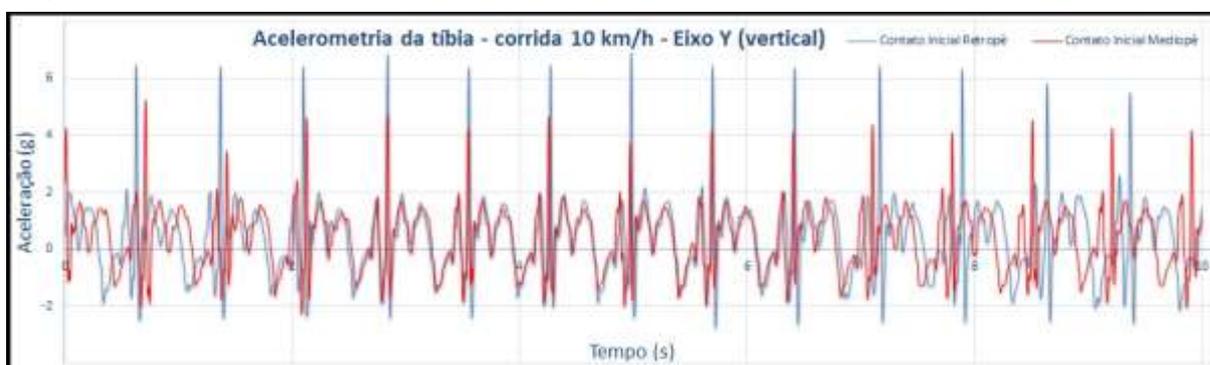


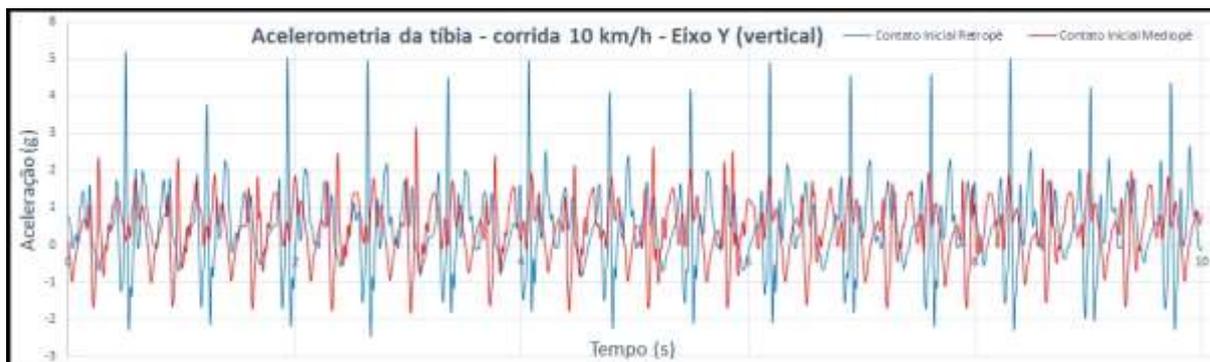
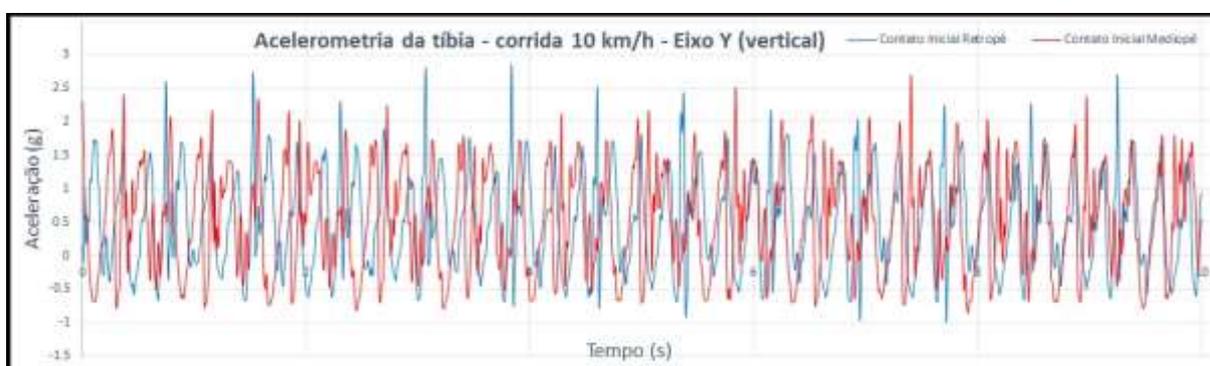
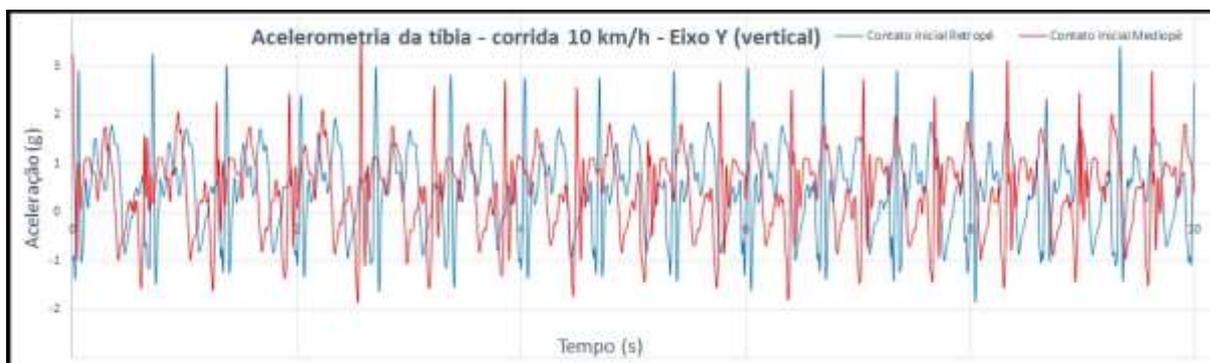
**Sujeito 2**



**Sujeito 3**



**Sujeito 4****Sujeito 5****Sujeito 6****Sujeito 7**

**Sujeito 8****Sujeito 9****Sujeito 10**

**APÊNDICE E – Tabela com as angulações médias no contato inicial e apoio médio, e cadência. CI RP- Contato inicial retropé, CI MP- Contato inicial mediopé/antepé, AM RP- Apoio médio retropé, AM MP- Apoio médio mediopé/antepé.**

### Sujeito 1

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	4	7	7	9
Quadril	25	29	25	29
Joelho	16	21	44	44
Tornozelo	0	-14	15	14
Inclinação da tibia	7	2	NA	NA
<b>Cadência</b>	<b>79</b>	<b>78</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>

### Sujeito 2

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	8	8	8	9
Quadril	26	27	28	28
Joelho	6	12	43	43
Tornozelo	3	-7	11	13
Inclinação da tibia	11	6	NA	NA
<b>Cadência</b>	<b>80</b>	<b>80</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>

### Sujeito 3

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	1	1	6	6
Quadril	18	19	26	21
Joelho	4	12	41	42
Tornozelo	4	-12	11	14
Inclinação da tibia	14	8	NA	NA
<b>Cadência</b>	<b>91</b>	<b>93</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>

### Sujeito 4

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	7	6	8	7
Quadril	26	26	27	26
Joelho	8	14	45	44
Tornozelo	5	-14	22	20
Inclinação da tibia	11	7	NA	NA
<b>Cadência</b>	<b>78</b>	<b>78</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>

**Sujeito 5**

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	3	2	5	4
Quadril	21	19	21	19
Joelho	4	8	40	38
Tornozelo	-1	-19	14	11
Inclinação da tibia	14	10	NA	NA
<b>Cadência (passadas/min)</b>	<b>78</b>	<b>79</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>

**Sujeito 6**

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	10	11	10	11
Quadril	22	28	28	29
Joelho	4	7	38	38
Tornozelo	-2	-14	13	12
Inclinação da tibia	10	8	NA	NA
<b>Cadência</b>	<b>84</b>	<b>85</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>

**Sujeito 7**

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	4	5	6	8
Quadril	19	22	25	26
Joelho	4	8	41	42
Tornozelo	-2	-17	15	15
Inclinação da tibia	10	9	NA	NA
<b>Cadência</b>	<b>86</b>	<b>87</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>

**Sujeito 8**

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	6	6	6	6
Quadril	23	29	20	22
Joelho	8	19	40	43
Tornozelo	5	-9	17	19
Inclinação da tibia	10	2	NA	NA
<b>Cadência</b>	<b>84</b>	<b>85</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>

**Sujeito 9**

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	6	7	7	8
Quadril	24	23	23	24
Joelho	7	13	41	41
Tornozelo	2	-12	19	17
Inclinação da tíbia	10	7	NA	NA
<b>Cadência</b>	<b>80</b>	<b>81</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>

**Sujeito 10**

Ângulos médios (graus)	CI RP	CI MP	AM RP	AM MP
Tronco	5	6	7	6
Quadril	30	29	25	28
Joelho	15	18	42	42
Tornozelo	5	-9	19	17
Inclinação da tíbia	8	4	NA	NA
<b>Cadência</b>	<b>90</b>	<b>91</b>	<b>NA</b>	<b>NA</b>