

## **Análise biomecânica da influência do calçado desportivo na corrida**

**Joana Catarina Freitas Brochado**

Relatório Final do Trabalho de Projeto apresentada à

**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**

**Instituto Politécnico de Bragança**

para obtenção do grau de Mestre em

**Tecnologia Biomédica**

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

**Professor Doutor Luís Miguel Cavaleiro Queijo**

**Professor Doutor João Rocha Silva**

Esta dissertação não inclui as críticas e sugestões feitas pelo Júri

Outubro de 2016



# Agradecimentos

Este trabalho teve o contributo de várias pessoas, que de diversas formas, direta ou indiretamente, enriqueceram o trabalho final e sem elas seria muito difícil. Gostaria de destacar algumas e agradecer por toda a dedicação e disponibilidade.

Em especial, ao meu orientador Professor Luís Miguel Cavaleiro Queijo por todo apoio prestado, pela disponibilidade que sempre demonstrou e conhecimentos transmitidos, não só ao longo deste último ano letivo, mas também ao longo de todo o meu percurso académico na Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança (ESTiG-IPB).

Ao meu coorientador Professor João Rocha Silva, pela ajuda prestada na elaboração e revisão deste projeto, bem como pelos conhecimentos transmitidos durante todo o meu percurso académico na ESTiG-IPB.

Ao professor Jorge Santos pela paciência, ajuda e orientação na utilização do laboratório e equipamentos.

A todos os participantes neste estudo, pela disponibilidade e colaboração. Ao Paulo Mendes por ter disponibilizado o calçado e por toda a sua ajuda.

A todos os meus amigos pelo incentivo para não desistir, por perceberem a minha falta de tempo/paciência e estarem sempre presentes.

A toda a minha família que esteve sempre presente, apesar do meu mau humor e falta de paciência vezes sem conta.

E por último, mas não menos importante, aos meus pais, o meu mais sincero obrigado, pelo apoio em todas as decisões, pelo incentivo, por estarem presentes quando as coisas não correram bem e pela força e amor, não só este ano como em toda a minha vida.



# Resumo

A prática da corrida tem vindo a conquistar cada vez mais adeptos a cada ano e, conseqüente a este aumento do número de corredores, também ocorreu o aumento e aprimoramento dos equipamentos de corrida, nomeadamente do calçado desportivo. Os poucos estudos que investigaram as respostas biomecânicas deste equipamento nesta prática desportiva são insuficientes para o entendimento da influência que o calçado pode exercer na corrida e, por essa razão, mais estudos precisam ser desenvolvidos para caracterizar as respostas do aparelho locomotor sob a influência do calçado utilizado.

Tendo em vista a escassez de estudos dessa natureza, o objetivo do presente trabalho é caracterizar as alterações no padrão de corrida utilizando diferentes tipos de calçado, centrando-se no estudo biomecânico da corrida com diferentes tipos de calçado, de modo, a verificar se há registo de alterações significativas que contribuam para o aperfeiçoamento do apoio do pé. O estudo da corrida foi focado nos membros inferiores, onde se analisaram ângulos das articulações, o valor do sinal de *Root Mean Square* (RMS) dos principais músculos intervenientes na corrida, nomeadamente no músculo gastrocnémio lateral (GC), músculo isquiotibiais (BF), reto femoral (RF) e tibial anterior (TA), utilizando sensores de eletromiografia, e a temperatura à superfície pré e pós-exercício utilizando a termografia.

Para a realização do estudo, tanto para a análise cinemática, eletromiografia e termografia, foram selecionados 6 indivíduos adultos fisicamente ativos (3 do sexo masculino e 3 do sexo feminino) com experiência na prática da corrida, sem qualquer lesão ortopédica e/ou problema de saúde. Aos indivíduos foi pedido que corressem numa passadeira rolante, sem inclinação, a uma velocidade de 9 km/h, durante 6 minutos. Este procedimento repetiu-se duas vezes, com um intervalo de 90 minutos. No primeiro ensaio foi utilizado calçado específico para passada pronadora (CPP) e no segundo foi utilizado calçado específico para passada neutra (CPN). Em simultâneo com a captura de movimento, realizou-se o registo da atividade muscular referente a um conjunto de músculos selecionados previamente. Para medir a temperatura média à superfície da pele ( $T_m$ ), foi utilizada uma câmara da marca FLIR e foi tirada uma fotografia no instante pré-exercício ( $t=0$  min) e duas pós-exercício, sendo uma imediatamente a seguir aos 6 minutos de corrida ( $t=6$  min) e outra depois de 5 minutos de descanso ( $t=11$  min).

A análise final demonstrou que os músculos estudados apresentam o mesmo comportamento para a utilização dos dois tipos de calçado, uma vez que, para os valores médios do sinal RMS, o músculo com maior valor é o reto femoral (RF) e o músculo com menor valor médio é o gastrocnémio lateral (GC). Quanto à termografia e à utilização dos diferentes tipos de calçado, de uma maneira geral, pode-se comprovar que a temperatura à superfície da pele ( $T_m$ ) obtida com a utilização de calçado específico para passada neutra (CPN) é ligeiramente maior da obtida com a utilização de calçado específico para passada pronadora (CPP) (cerca de  $0.4^{\circ}\text{C}$ ). Verificou-se que, a média dos ângulos formados pelos indivíduos ao utilizar calçado específico para passada pronadora é menor, quer no início quer no fim, do que quando é utilizado calçado específico para passada neutra.

Com base neste estudo, não se pode afirmar que haja influência significativa do calçado na prática da corrida, devendo cada atleta adquirir um calçado que seja confortável e ajustado a si próprio.

**Palavras-Chave:** Calçado desportivo, biomecânica da corrida, termografia e eletromiografia

# Abstract

The practice of running has been gaining more and more practitioners every year and, consequent to this increase in the number of runners, there was also an increase and improvement of running equipment, in particular sports shoes. The few studies that have investigated the biomechanical responses of this equipment in this sport are insufficient for understanding the influence that shoes can have on running. Therefore, more studies need to be developed to characterize the responses of the locomotor system under the influence of the used footwear.

Given the lack of studies of this nature, the aim of this work is to characterize the changes in the running pattern using different types of footwear, focusing on the biomechanical study of the race with different types of footwear and different sample types in order to check for registration of significant changes that contribute to the improvement of the footrest. The study of running is focused on the lower limbs, which examined the angles of joints, the value of Root Mean Square (RMS) of key players muscles in the running, especially in the gastrocnemius muscle (GC), hamstrings muscle (BF), rectus femoris (FR) and tibialis anterior (TA), using electromyography sensors, and surface temperature to the pre and post-exercise using thermography.

For the study, using the kinematic analysis, electromyography and thermography were selected 6 physically active adults (3 males and 3 females) with experience in the practice of running, without any orthopedic injury and / or problem Cheers. Individuals were asked to run on a treadmill without slope at a speed of 9 km / h for 6 minutes. This procedure was repeated twice, with an interval of 90 minutes. In the first test it was used specific footwear for pronator pace (CPP) and the second was used specific footwear last neutral (CPN). Simultaneously with motion capture, it held the record for muscle activity related to a set of previously selected muscles. To measure the average surface temperature ( $T_m$ ), a FLIR camera mark was used to take a picture in the pre-exercise time ( $t = 0$ ) and two post-exercise, one immediately after 6 minutes into the running ( $t = 6$ ) and the other after 5 minutes rest ( $t = 11$ ).

The final analysis showed that the muscles studied indicate the same behavior for the use of both types of footwear, since the average values of RMS, the muscle with the highest value is the RF and muscle with lower average value is the GC. As for thermography and

the use different types of footwear, generally, it can be verified that the  $T_m$  obtained using ANC is slightly less that obtained with the use of CPP (about  $0.4^{\circ}\text{C}$ ). It was found that the angle average formed by individuals using CPP is less, either at the beginning or at the end, than when CPN is used.

**Keywords:** Sport footwear, biomechanics of running, thermography and electromyography

# Conteúdo

Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	v
Abstract .....	vii
Conteúdo .....	ix
Lista de Símbolos e Abreviaturas.....	xiii
Lista de Figuras .....	xv
Lista de Tabelas.....	xxiii
Capítulo 1 .....	1
Introdução .....	1
1.1. Contextualização .....	3
1.2. Objetivos .....	4
1.3. Organização dos Capítulos.....	5
Capítulo 2 .....	7
Revisão Bibliográfica.....	7
2.1. O membro inferior Humano.....	9
2.1.1. Movimentos .....	12
2.2. A corrida.....	13
2.2.1. Biomecânica da corrida .....	13
2.2.2. Tipos de passada .....	14
2.3. O calçado desportivo.....	17
2.4. Casos de investigação.....	18
Capítulo 3 .....	27
Métodos de investigação e análise .....	27
3.1. Instrumentos de medição.....	29
3.1.1. Eletromiografia .....	29
3.1.1.1. Eléttodos .....	30
3.1.1.2. Sistema BITalino .....	31
3.1.1.3. OpenSignals (r)evolution.....	33
3.1.1.4. Processamento e análise do sinal .....	34
3.1.2. Termografia .....	35

3.1.3. Cinemetria.....	36
3.2. Caracterização da população.....	38
3.3. Protocolos.....	38
Capítulo 4.....	43
Discussão de resultados.....	43
4.1. Discussão de Resultados .....	45
4.2. Eletromiografia.....	45
4.3. Análise termográfica .....	49
4.4. Análise cinemática .....	56
Capítulo 5.....	61
Conclusão e trabalhos futuros .....	61
5.1. Conclusão.....	63
5.2. Limitações e Trabalhos Futuros .....	64
Referências Bibliográficas .....	67
Anexos.....	75
Anexo A .....	77
Eletromiografia .....	77
Eletromiografia.....	79
Anexo B .....	83
Termografia.....	83
Imagens Termográficas .....	85
Indivíduo 1.....	85
Indivíduo 2.....	86
Indivíduo 3.....	87
Indivíduo 4.....	88
Indivíduo 5.....	89
Indivíduo 6.....	90
Anexo C .....	91
Cinemática.....	91
Análise cinemática: imagens do ângulo $\alpha$ .....	93
Indivíduo 1.....	93
Indivíduo 2.....	94
Indivíduo 3.....	95
Indivíduo 4.....	96

Indivíduo 5.....	97
Indivíduo 6.....	98



# Lista de Símbolos e Abreviaturas

<b>BF</b>	Músculo isquiotibiais
<b>CM</b>	Centro de massa
<b>CPP</b>	Calçado específico para passada pronadora
<b>CPN</b>	Calçado específico para passada neutra
<b>EMG</b>	Eletromiografia
<b>EVA</b>	<i>Ethylene Vinyl Acetate</i> em português acetato de etileno de vinilo
<b>FRS</b>	Força de reação do solo
<b>GC</b>	Gastrocnémios
<b>H</b>	Horas
<b>Hz</b>	Hertz
<b>Km</b>	Quilómetro
<b>m</b>	Metros
<b>MI</b>	Membro Inferior
<b>min</b>	Minutos
<b>mV</b>	Milivolt
<b>RF</b>	Reto Femoral
<b>RMS</b>	<i>Root Mean Square</i> , em português valor quadrático médio
<b>TA</b>	Tibial Anterior
<b>T<sub>m</sub></b>	Temperatura média à superfície



# Lista de Figuras

Figura 1 – Ossos e articulações do membro inferior (Adaptado de (Palastanga, et al., 2002)) .....	9
Figura 2 – Músculos da perna vista anterior e posterior, respetivamente (Netter, 2011). .....	11
Figura 3 – Movimentos do membro inferior (Adaptado de (Netter, 2011)).....	12
Figura 4 – Ciclo da corrida (Gailey & Clark, 1992).....	14
Figura 5 – Tipos de passada (Adaptado de (Ferreira, 2015)) .....	15
Figura 6 – Linha de Helbing (Claro, 2015). .....	15
Figura 7 – Tipos de apoio do pé no solo.....	16
Figura 8 – Principal constituição do calçado: Cabedal, Entressola e Sola (Adaptado de (Zanolli, 2014)).....	17
Figura 9 – Calçado desportivo com o sistema de amortecimento “On”.....	22
Figura 10 – Comparação entre calçado desportivo convencional e rocker shoes (Sobhani, et al., 2016). .....	24
Figura 11 - Local de colocação de elétrodo para o músculo Gastrocnémio (Konrad, 2005). .....	29
Figura 12 - Local de colocação de elétrodo para os músculos isquitibiais (Konrad, 2005). .....	30
Figura 13 - Local de colocação de elétrodo para o músculo Reto Femoral (Konrad, 2005). .....	30
Figura 14 - Local de colocação de elétrodo para o músculo Tibial Anterior (Konrad, 2005).....	30
Figura 15 – Eléttodos <i>Gelled Self-adhesive Disposable Ag/AgCl</i> .....	31
Figura 16 - Componentes BITalino (BITalino & Group, 2013).....	31
Figura 17 – Aquisição do sinal em tempo real .....	34

Figura 18 – Câmara FLIR, modelo T365. ....	36
Figura 19 – Câmara de vídeo SONY, modelo DCR-PC 120E.....	37
Figura 20 – Posicionamento dos eletrodos. a) TA; b) GC; c) RF; d) BF. ....	39
Figura 21 – Calçado desportivo utilizado nos ensaios. a) calçado pronador; b) calçado neutro; c) calçado neutro feminino .....	40
Figura 22 – Exemplo de imagens obtidas para o cálculo do ângulo $\alpha$ . a) ensaio com CPP; b) ensaio com CPN.....	40
Figura 23 – Exemplo de imagens termográficas obtidas.....	41
Figura 24 – Valores médios de RMS para o músculo BF em função do calçado utilizado. ....	46
Figura 25 - Valores médios de RMS para o músculo TA em função do calçado utilizado. ....	47
Figura 26 - Valores médios de RMS para o músculo RF em função do calçado utilizado. ....	48
Figura 27 - Valores médios de RMS para o músculo GC em função do calçado utilizado. ....	49
Figura 28 – Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado. a) instante $t=0$ ; b) instante $t=6$ ; c) instante $t=11$ . ....	50
Figura 29- Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado. a) instante $t=0$ ; b) instante $t=6$ ; c) instante $t=11$ . ....	50
Figura 30 - Temperatura média à superfície para todos os indivíduos em função dos tipos de calçado. ....	51
Figura 31 - Temperatura média à superfície para todos os indivíduos em $t=0$ min, $t=6$ min e $t=11$ min.....	52
Figura 32 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 1 em função dos tipos de calçado. ....	52
Figura 33 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 2 em função dos tipos de calçado. ....	53

Figura 34 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 3 em função dos tipos de calçado.....	53
Figura 35 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 4 em função dos tipos de calçado.....	54
Figura 36 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 5 em função dos tipos de calçado.....	54
Figura 37 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 6 em função dos tipos de calçado.....	55
Figura 38 – Ângulo $\alpha$ para o indivíduo I1 em função do calçado .....	57
Figura 39 – Ângulo $\alpha$ para o indivíduo I2 em função do calçado .....	57
Figura 40 – Ângulo $\alpha$ para o indivíduo I3 em função do calçado .....	58
Figura 41 – Ângulo $\alpha$ para o indivíduo I4 em função do calçado .....	58
Figura 42 – Ângulo $\alpha$ para o indivíduo I5 em função do calçado .....	59
Figura 43 - Ângulo $\alpha$ para o indivíduo I6 em função do calçado.....	59
Figura 44 – Ângulo $\alpha$ para todos os indivíduos em função do calçado.....	60
Figura 45 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para todos os indivíduos.....	79
Figura 46 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I1.....	79
Figura 47 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I2.....	80
Figura 48 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I3.....	80
Figura 49 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I4.....	81
Figura 50 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I5.....	81
Figura 51 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I5.....	82

Figura 52 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I1, utilizando CPP. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ ..... 85

Figura 53 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I1, utilizando CPP. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ ..... 85

Figura 54 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I1, utilizando CPN. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ .... 85

Figura 55 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I1, utilizando CPN. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ .... 85

Figura 56 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I2, utilizando CPP. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ ..... 86

Figura 57 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I2, utilizando CPP. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ ..... 86

Figura 58 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I2, utilizando CPN. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ .... 86

Figura 59 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I2, utilizando CPN. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ .... 86

Figura 60 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I3, utilizando CPP. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ ..... 87

Figura 61 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I3, utilizando CPP. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ ..... 87

Figura 62 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I3, utilizando CPN. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ .... 87

Figura 63 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I3, utilizando CPN. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ .... 87

Figura 64 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I4, utilizando CPP. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ ..... 88

Figura 65 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I4, utilizando CPP. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ ..... 88

Figura 66 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I4, utilizando CPN. a) instante  $t=0$ ; b) instante  $t=6$ ; c) instante  $t=11$ .... 88

Figura 67 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I4, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.....	88
Figura 68 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I5, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.....	89
Figura 69 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I5, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.....	89
Figura 70 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I5, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.....	89
Figura 71 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I5, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.....	89
Figura 72 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I6, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.....	90
Figura 73 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I6, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.....	90
Figura 74 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I6, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.....	90
Figura 75 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I6, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.....	90
Figura 76 – Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 1 ao utilizar CPP, no início das filmagens. ....	93
Figura 77 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 1 ao utilizar CPP, no final das filmagens. ....	93
Figura 78 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 1 ao utilizar CPN, no início das filmagens. ....	93
Figura 79 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 1 ao utilizar CPN, no final das filmagens. ....	93
Figura 80 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 2 ao utilizar CPP, no início das filmagens. ....	94
Figura 81 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 2 ao utilizar CPP, no final das filmagens. ....	94

Figura 82 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 2 ao utilizar CPN, no início das filmagens. ....	94
Figura 83 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 2 ao utilizar CPN, no final das filmagens. ....	94
Figura 84 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 3 ao utilizar CPP, no início das filmagens. ....	95
Figura 85 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 3 ao utilizar CPP, no final das filmagens. ....	95
Figura 86 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 3 ao utilizar CPN, no início das filmagens. ....	95
Figura 87 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 3 ao utilizar CPN, no final das filmagens. ....	95
Figura 88 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 4 ao utilizar CPP, no início das filmagens. ....	96
Figura 89 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 4 ao utilizar CPP, no final das filmagens. ....	96
Figura 90 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 4 ao utilizar CPN, no início das filmagens. ....	96
Figura 91 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 4 ao utilizar CPN, no final das filmagens. ....	96
Figura 92 – Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 5 ao utilizar CPP, no início das filmagens. ....	97
Figura 93 – Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 5 ao utilizar CPP, no final das filmagens. ....	97
Figura 94 – Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 5 ao utilizar CPN, no início das filmagens. ....	97
Figura 95 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 5 ao utilizar CPN, no final das filmagens. ....	97
Figura 96 – Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 6 ao utilizar CPP, no início das filmagens. ....	98

Figura 97 – Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 6 ao utilizar CPP, no final das filmagens. ....	98
Figura 98 – Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 6 ao utilizar CPN, no início das filmagens. ....	98
Figura 99 - Medição do ângulo $\alpha$ para o indivíduo 6 ao utilizar CPN, no final das filmagens. ....	98







# Lista de Tabelas

Tabela 1 – Componentes do BITalino (Carmo, 2015) .....	32
Tabela 2 – Características da amostra .....	38
Tabela 3 – Valor da média, desvio padrão, máximo e mínimo de RMS dos diferentes músculos com a utilização de CPP e CPN. ....	45
Tabela 4 – Valor da média, desvio padrão, máximo e mínimo da análise cinemática para a utilização de CPP e CPN. ....	56







# Capítulo 1

Introdução



## 1.1. Contextualização

Presente nas atividades desportivas e também nos programas que visam a melhoria da saúde e da qualidade de vida, a corrida representa uma das principais e mais expressivas formas de movimento humano (Azevedo, 2013).

Ao longo dos últimos anos, a corrida, nas suas diversas formas, tem sido objeto de estudo, não só na tentativa de encontrar uma explicação racional do movimento natural do ser Humano, como também no intuito de desenvolver modelos biomecânicos que visam a otimização do rendimento desportivo (Nogueira, 2008).

A corrida é uma atividade física amplamente realizada para manutenção da saúde, prescrição de treino, lazer e para realização de testes de aptidão física. A avaliação biomecânica constitui-se de uma importante ferramenta para melhoria do seu desempenho (Silva, et al., 2007).

A prática da corrida tem vindo a conquistar novos adeptos a cada ano sendo uma modalidade primária, para indivíduos de todas as idades, onde o seu baixo custo, versatilidade, conveniência e benefícios relacionados com a saúde atraem homens e mulheres (Tessutti, 2008). Com o aumento do número de corredores, também ocorreu o aumento e o aprimoramento dos equipamentos de corrida, nos quais se encontra o calçado desportivo (Bianco, 2005).

A primeira aparição do que hoje se conhece por calçado não tem uma data precisa. Segundo Link (2005), os homens da pré-história utilizavam peles de animais para proteção dos pés. Portanto, a ideia consistia, provavelmente, proteger os membros inferiores do meio externo. A evolução do calçado acompanhou a evolução humana: atualmente, o calçado está incorporado no vestuário das pessoas, como peça acessória, e no âmbito desportivo, fundamental para a proteção e o desempenho (Link D, 2005). Ligado a esta evolução, o surgimento de diversos materiais e, também, problemas de saúde passaram a exigir maiores cuidados na hora de produzir e/ou escolher o calçado.

Sabe-se que os movimentos repetidos no desporto, requerem uma seleção criteriosa do calçado, baseada na biomecânica do atleta, no tipo de pé e na superfície de treino. O calçado deve melhorar a absorção do impacto, a estabilidade e adaptação do pé bem como proporcionar uma boa perceção do piso. Tais aspetos devem ter em conta as necessidades de cada atleta, dependendo de fatores intrínsecos, tais como, a idade, o género, o tipo de

pé, anatomofisiologia, bem como fatores extrínsecos, como são o caso do clima, tipo de pavimento e treino. Felizmente, hoje, saber o tipo de pisada contribui para a aquisição de calçado mais apropriado, que ajuda a melhorar a prática da corrida (Pinto, 2014).

## 1.2. Objetivos

Com o propósito inicial de estudar a influência do calçado desportivo na corrida, o trabalho desenvolvido centrou-se no estudo biomecânico da corrida com diferentes tipos de calçado, de modo, a verificar se há registo de alterações significativas que contribuam para o aperfeiçoamento do apoio do pé.

O estudo da corrida foi focado nos membros inferiores, onde se analisaram ângulos das articulações, o valor do sinal RMS (*Root Mean Square*) de alguns músculos da perna utilizando sensores de eletromiografia e a temperatura à superfície da pele pré e pós-exercício utilizando a termografia.

Cada vez existe mais a preocupação por parte do atleta em saber o tipo de passada e escolher um calçado adequado de modo a usufruir de todos os benefícios da corrida. Neste estudo, foram utilizados dois tipos de calçados: calçado específico para passada pronadora (CPP) e calçado específico para passada neutra (CPN). Com isto, os principais objetivos foram:

- Avaliar a cinemática do membro inferior, nomeadamente, o ângulo absoluto entre o tendão de Aquiles, a linha intermaleolar e o ponto medial da perna em corrida em duas situações: utilizando CPP e utilizando CPN;
- Avaliar a atividade elétrica muscular aquando o apoio do pé no solo em corrida em duas situações: utilizando CPP e utilizando CPN;
- Avaliar a temperatura à superfície pré e pós-exercício em duas situações: utilizando CPP e CPN.

Este estudo foi programado para responder a questões, tais como: há influência na corrida dependendo do calçado utilizado? Algum dos modelos de calçado utilizado são mais apropriados para o aperfeiçoamento do apoio do pé?

Assim, o objetivo inicial deste estudo era a análise da influência do calçado no desenvolvimento da passada, em corrida, em corredores amadores e federados. Porém,

não foi possível a realização de ensaios com corredores federados devido à dificuldade de conciliar os tempos disponíveis do laboratório com o horário e treinos dos indivíduos.

### **1.3. Organização dos Capítulos**

Este trabalho está dividido em 5 capítulos e 3 anexos.

No **Capítulo 1** é feita uma introdução ao tema do trabalho, onde são enunciados os objetivos e metodologia utilizada no desenvolvimento do estudo.

O **Capítulo 2** diz respeito à revisão bibliográfica onde são apresentados alguns conceitos teóricos relativos ao membro inferior Humano, nomeadamente aos ossos constituintes, marcos anatómicos superficiais e grandes articulações. É, também, apresentada a biomecânica da corrida e tipos de passada, bem como a função do calçado nesta prática desportiva e a sua estrutura, e, por fim, são enunciados alguns trabalhos desenvolvidos na área da biomecânica da corrida e a influência do calçado na prática da mesma.

No **Capítulo 3** são referidos os métodos de investigação e análise para atingir os objetivos do trabalho, apresentando os instrumentos de medição para as três fases de estudo, isto é, análise cinemática, eletromiografia e termografia, referindo também neste capítulo os protocolos utilizados e classificação da amostra.

O **Capítulo 4** apresenta os resultados obtidos, bem como a discussão dos mesmos. Neste capítulo, a análise foi realizada de modo a comparar os diferentes tipos de calçado utilizados e verificar o comportamento dos ângulos das principais articulações do pé, termografia e eletromiografia durante a fase de apoio do ciclo de corrida. Por fim, apresentam-se as conclusões obtidas para as diferentes técnicas utilizadas.

No **Capítulo 5** são apresentadas todas as conclusões gerais do trabalho, bem como propostas de futuros trabalhos a serem desenvolvidos.

No **Anexo A** encontram-se as imagens que dizem respeito aos valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para todos os indivíduos.

No **Anexo B** apresentam-se as imagens termográficas obtidas para todos os indivíduos da parte anterior e posterior das regiões referentes a cada músculo analisado, utilizando os dois tipos de calçado.

O **Anexo C** é referente à análise cinemática, nomeadamente das imagens obtidas para a medição do ângulo absoluto entre o tendão calcâneo, a linha intermaleolar e o ponto medial da perna no momento de apoio do pé direito com solo (ângulo  $\alpha$ ) para todos os indivíduos na utilização de CPP e CPN.

# **Capítulo 2**

Revisão Bibliográfica



## 2.1. O membro inferior Humano

O membro inferior do corpo humano faz a sustentação do peso corporal e permite que nos consigamos mover de um lado para o outro mantendo o equilíbrio. O padrão geral do membro inferior é muito semelhante ao do membro superior, com a diferença de os ossos se apresentarem de uma forma geral mais grossos, pesados e compridos, refletindo a função do membro inferior no suporte e movimento do corpo. Encontra-se dividido com base nas grandes articulações, nos ossos constituintes e nos marcos anatômicos superficiais em, coxa, perna e pé, sendo que, a coxa inicia na articulação do acetábulo do osso ílaco e termina na articulação do joelho, a perna localiza-se entre a articulação do joelho e a articulação tíbio-társica (tornozelo) e o pé é a região distal à articulação do tornozelo (Seeley, et al., 2003; Drake, et al., 2005).

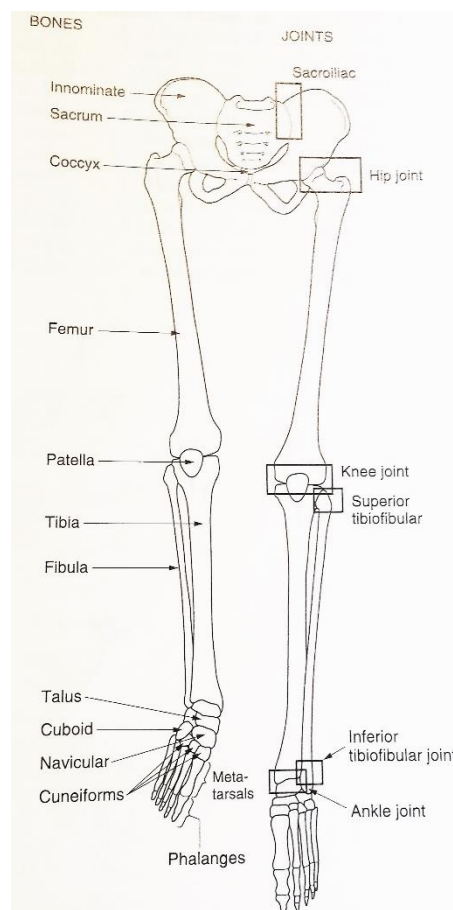


Figura 1 – Ossos e articulações do membro inferior (Adaptado de (Palastanga, et al., 2002))

A coxa é constituída por um único osso, o fémur. A cabeça do fémur encaixa numa cavidade em forma de meia esfera situada na face lateral do osso ilíaco denominada acetábulo fazendo a articulação da anca (Seeley, et al., 2003; Drake, et al., 2005).

Distalmente ao fémur encontra-se o joelho, que é uma articulação do corpo humano formada por essa extremidade e pela extremidade proximal da tibia. O joelho possui ligamentos que ajudam a estabilizar a articulação, auxiliados pelos meniscos (interno ou medial e externo ou lateral) que amortecem os impactos sobre as cartilagens. A rótula consiste num pequeno osso, classificado como sesamóide, colocado à frente da articulação do joelho impregnado no tendão do músculo quadríceps femoral, que é um dos mais importantes músculos anteriores da coxa, mantém o tendão afastado da extremidade distal do fémur e modifica o ângulo do tendão entre o quadríceps femoral e a tibia (Seeley, et al., 2003; Drake, et al., 2005).

A região da perna, parte do membro inferior situada entre o joelho e o tornozelo, é composta por dois ossos dispostos lateralmente um ao outro com os nomes de perónio e tibia. O perónio é o osso lateral da perna e é mais fino que a tibia. Possui uma extremidade proximal ou cabeça, um corpo e uma extremidade distal ou maléolo lateral. Não se articula com o fémur mas tem uma pequena cabeça proximal onde se articula com a tibia. A tibia é o osso maior e mais forte da perna e suporta a maior parte do seu peso (Seeley, et al., 2003; Drake, et al., 2005).

Na parte distal do membro inferior temos o pé, uma estrutura anatómica composta por 26 ossos, todos os ligamentos que os unem e por tendões e músculos responsáveis pelo seu movimento. Todos devem promover o bom funcionamento e posicionamento do pé, de modo a desempenhar todas as suas funções, tais como: suportar o peso do corpo, promover o equilíbrio dinâmico e estático, movimentar e ajustar a qualquer superfície (Goonetilleke, 2013).

As articulações desempenham um papel fundamental na realização destas funções, bem como nas funções biomecânicas. No pé existem várias articulações: a articulação tibiotársica (entre a tibia e o astrágalo), subtalar (entre o astrágalo e o calcâneo), e a articulação astrágalo-calcâneo-navicular (entre o tálus, calcâneo e o navicular).

Como o corpo humano é um sistema bastante complexo, é necessária uma ligação sincronizada entre as diferentes partes do membro inferior, para se obter uma coordenação perfeita do movimento. Os músculos têm um papel bastante importante neste sentido, e a

perna contém os principais músculos responsáveis pelo movimento do pé. Os músculos da perna são divididos em anteriores e posteriores. No grupo anterior, salienta-se o tibial anterior, extensor longo do hálux e extensor longo dos dedos. Na parte de trás da perna (posteriores) são subdivididos em dois grupos: superficiais (gastrocnémios, sóleo e plantares) e profundos (Flexor longo do hálux, flexor longo dos dedos, tibial posterior e poplíteo). Os músculos do grupo superficial constituem a parte mais volumosa da perna pois apresentam uma massa muscular forte. O seu tamanho volumoso é um dos traços mais característicos do aparelho muscular do homem (Flores, 2014).

O músculo tibial anterior encontra-se na face lateral da tíbia, e as suas fibras dirigem-se para a extremidade distal, transformam-se num tendão que passa à frente da articulação do tornozelo, cruzando a face medial do tarso, terminando na face plantar deste.

O músculo gastrocnémio tem duas componentes, uma para cada côndilo do fémur. As duas componentes (lateral e medial) do músculo fundem-se uma na outra com o tendão do músculo solear para formarem o tendão de Aquiles, posteriormente ao calcâneo (Flores, 2014).

O músculo reto femoral está situado do lado de fora da parte da frente da coxa. É um músculo robusto associado à extensão do joelho, flexão da anca e permite o avanço no ciclo da marcha.

Por último, o músculo isquiotibial está situado na parte posterior da coxa, responsável pela flexão da perna. É formado por duas porções, a porção longa é medial e maior e a porção curta é menor e lateral.

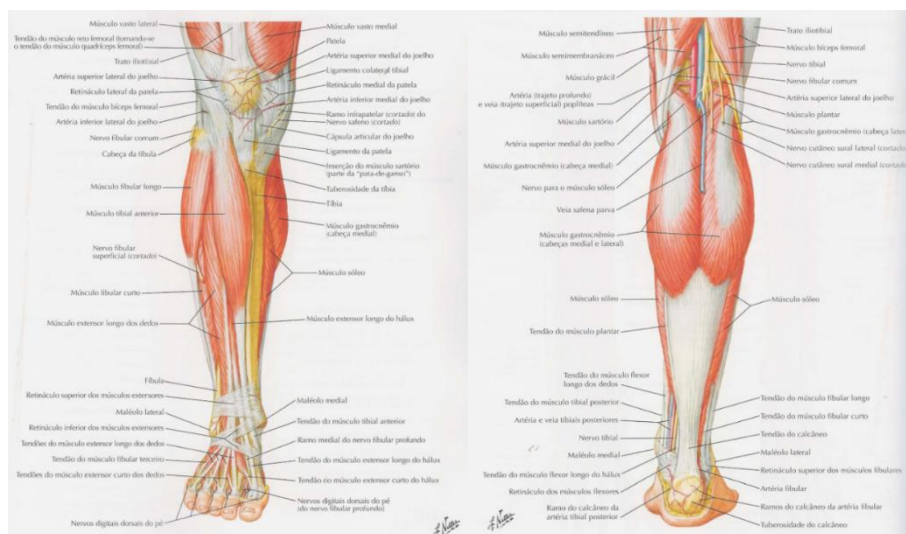


Figura 2 – Músculos da perna vista anterior e posterior, respetivamente (Netter, 2011).

Todos os músculos atuam em conjunto quando se executa qualquer movimento e mesmo em repouso existe ativação muscular, sendo os músculos tibiais, gastrocnêmios e peroniais, os principais responsáveis pela locomoção humana.

### 2.1.1. Movimentos

A segunda maior função dos membros inferiores é a capacidade de mover o corpo através do espaço. Esta ação envolve a integração dos movimentos em todas as articulações no membro inferior para posicionar o pé sobre o chão e mover o corpo sobre o pé (Seeley, et al., 2003; Drake, et al., 2005).

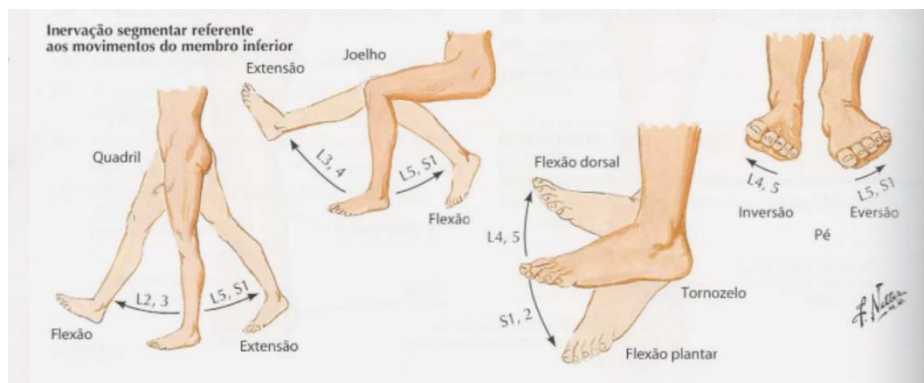


Figura 3 – Movimentos do membro inferior (Adaptado de (Netter, 2011))

Os movimentos realizados pela articulação do osso ilíaco são flexão, extensão, abdução, adução, rotação medial e lateral e circundação. As articulações do joelho e do tornozelo são primariamente articulações em gínglimo (em dobradiça). Os movimentos do joelho são principalmente os de flexão e extensão. Os movimentos do tornozelo são os de flexão dorsal e flexão plantar (Seeley, et al., 2003; Drake, et al., 2005).

## **2.2. A corrida**

A corrida tem sido uma importante forma de locomoção ao longo de milhares de gerações. Foi usada para capturar as presas, para escapar de animais perigosos ou para aumentar a velocidade de comunicação entre comunidades distantes, sendo uma atividade essencial para os nossos antepassados. Os primeiros Jogos Olímpicos da Antiguidade, realizados em 776 AC, em Olímpia, na Grécia, tinham apenas um evento, corrida de 192 metros. Portanto, correr, não é apenas uma importante forma de locomoção bípede para os primeiros humanos mas também tem sido um popular evento desportivo (Kirby, 2013).

A corrida – sequência de gestos que ocorrem em ciclos que se repetem sucessivamente - corresponde a um conjunto de movimentos simples, mas cuja execução depende de diversos fatores. Dessa forma, embora possa ser classificada como uma atividade de deslocamento natural do ser humano, fatores como a escolha adequada da amplitude e frequência de passada pode influenciar o seu desempenho (McGinnis, 2015).

A explosão de interesse na corrida provocou uma igual explosão de pesquisa e avaliação, que tem sido potenciado por avanços técnicos. O crescimento deste campo tem sido estimulado pela maior adesão à corrida, nos últimos tempos (Novacheck, 1998).

À medida que a velocidade da locomoção aumenta, o indivíduo passa do andar ao correr. Apesar de serem movimentos de mesma natureza, estas duas atividades possuem algumas características distintas.

### **2.2.1. Biomecânica da corrida**

O corpo humano pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas atuando fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e também por forças externas ao corpo (Amadio & Serrão, 2007).

A biomecânica do corpo humano funciona adaptando o corpo às condições impostas pelo meio (Soares, 2015). Na prática desportiva, a biomecânica tem por objetivo estudar o padrão de determinado exercício através de análises de movimento e da resultante de forças externas atuantes na prática em questão (Gomes, 2013). Na corrida, essas avaliações podem ocorrer em ambientes externos ou fechados ou somente utilizando uma plataforma de força.

A corrida representa uma forma de locomoção altamente complexa que requer acentuada coordenação de movimento (Silva, et al., 2007).

A corrida é caracterizada por uma série de saltos, onde existem basicamente duas fases: a fase de apoio simples e a fase aérea. Ao contrário da marcha, a corrida não possui uma fase onde há apoio duplo (Tartaruga, 2003). Durante a marcha, podemos definir um período em que um dos membros inferiores encontra-se em contato com o solo, conhecido como apoio simples. O membro inferior que não mantém contato com o solo encontra-se, por sua vez, no período de balanço, que, após completar seu deslocamento à frente, entra em contato com o solo. Consequentemente, este membro inferior torna-se a nova perna de apoio, permitindo que a outra se desloque à frente. O período quando ambos os membros estão em contato com o solo é conhecido como duplo apoio. Conforme aumenta a velocidade de deslocamento, os períodos de apoio tornam-se cada vez mais frequentes (aumento na cadência) e as amplitudes de deslocamento dos membros inferiores cada vez maiores, até que o indivíduo inicia a corrida. A corrida, por sua vez, possui uma importante característica que a diferencia da marcha, que é a existência de uma fase onde nenhum dos membros inferiores tem contato com o solo, conhecida como fase de duplo balanço ou fase aérea (Sartorato, 2008).

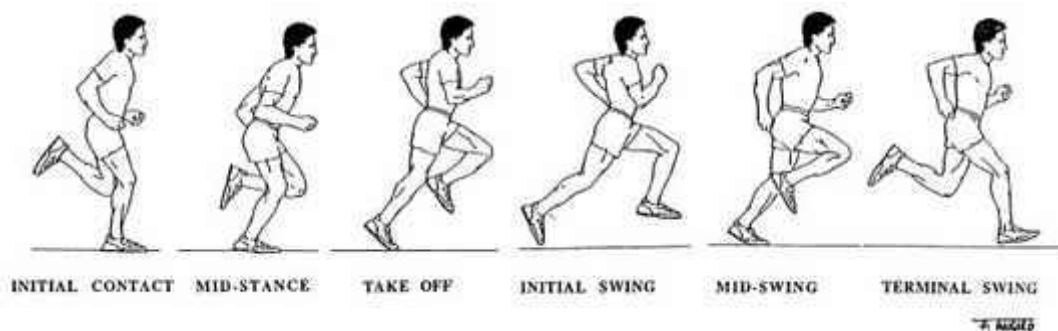


Figura 4 – Ciclo da corrida (Gailey & Clark, 1992)

### 2.2.2. Tipos de passada

O nosso sistema de amortecimento começa no pé, segue para o tornozelo, perna e para o resto do corpo. Existem três tipos padrão de pés, quanto à formação do arco: pé chato (plano), arcado (côncavo) e normal, com quatro tipos de pisadas: neutra, supinador, pronador e pronador acentuado (Guimarães, et al., 2000).



Figura 5 – Tipos de passada (Adaptado de (Ferreira, 2015))

Observando o pé por trás pode-se obter informação avaliando a linha de Helbing. É possível avaliar o ângulo de pronação através da linha de Helbing, representada na Figura 6, que é a linha vertical que passa pelo tendão calcâneo, a linha intermaleolar e o ponto medial da perna.

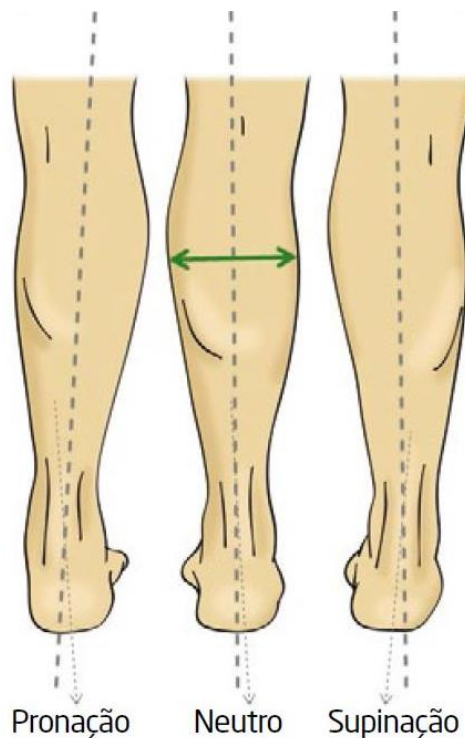


Figura 6 – Linha de Helbing (Claro, 2015).

A medição da linha de Helbing consiste numa análise à morfologia dos pés, feita em três fases: 1.º Fase de Contacto (pé toca no solo); 2.º Fase de Transição (pé todo plano no solo); 3.º Fase da Saída. Através da análise destas três fases conseguimos verificar os três

tipos de passada: passada supinadora, onde o pé toca o chão no lado externo do calcanhar e continua o movimento usando o seu lado mais externo, com impulso do dedo mindinho; passada universal/neutra, onde o pé ao tocar o chão apresenta um ângulo (do calcanhar de Aquiles até ao joelho) entre 182 a 189°, uma linha reta; passada pronadora. Este último tipo de passada apresenta uma angulação acima dos 189°, o que significa que, assim que toca o chão, o pé apoia-se no seu lado mais interno e se contorce para dentro, usando o hálux para ganhar impulso (Marques, 2015).

A técnica de corrida, embora seja desenvolvida de forma natural pelo crescimento do corpo humano desde que é criança, resulta da combinação de movimentos sequenciais gerados nas articulações, com recurso a todo o potencial biomecânico de cada articulação. Tendo em conta que se trata de corrida, os membros inferiores, mais precisamente os pés, assumem aqui uma relevância ainda maior. Normalmente, quando o calcanhar toca o solo, inicia-se uma sequência de movimentos no pé até ao mesmo chegar à fase de impulso. Durante essa sequência, o pé começa por estar em supinação, seguido de uma pronação. O peso do corpo deslocar-se-á naturalmente do lado de fora do calcanhar, descrevendo um arco de fora para dentro pela face plantar do pé até chegar ao dedo grande. Quando esta situação se verifica, estamos presentes uma “passada” neutra. Quando existe um apoio excessivo da parte interna do calcanhar e da face plantar do pé, diz-se que existe uma “passada pronada”, ou seja, o pé encontra-se em pronação. Quando existe um apoio excessivo da parte externa do calcanhar e face plantar do pé, diz-se que existe uma “passada supinada”, ou seja, o pé encontra-se em supinação (Figura 7). O movimento de pronação/supinação ocorre maioritariamente na articulação subtalar, entre o talus (astrágalo) e o calcâneo (calcanhar) (Mündermann, et al., 2003; Brukner & Khan, 2006).

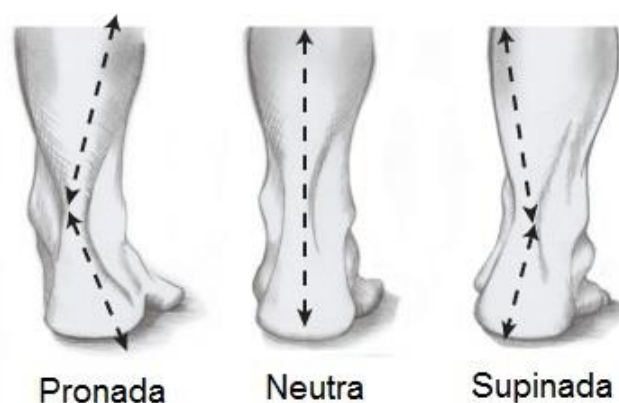


Figura 7 – Tipos de apoio do pé no solo.

### 2.3. O calçado desportivo

Na vanguarda do desempenho atlético em todo mundo está a importância do calçado desportivo (Cheskin, et al., 2015). O calçado tem a função de proteger os nossos pés durante a locomoção, resguardando a base do nosso corpo de circunstâncias ambientais, superfícies ásperas, temperaturas adversas, choques de objetos e ainda podem diminuir cargas mecânicas recebidas pelo corpo.

Ao longo da história, o *design* de calçado desportivo sofreu alterações, com inclusão ou modificação de alguns de seus elementos constituintes, até o estado atual. Durante o final da década de 1970 e inícios da década de 1980, houve uma evolução significativa no desenho e nos materiais utilizados nos calçados para corrida, tal como, têm sido desenvolvidas técnicas de construção mais sofisticada e avanços nos materiais (Zatsiorsky, 2004).

As características exigíveis de um sapato desportivo são, entre outras, o conforto, a durabilidade, a segurança e a saúde. Uma sapatilha que não cause incômodo, facilite o andar e ao mesmo tempo proporcione bem-estar, deve obrigatoriamente possuir uma modelação correta, baseada numa forma que respeite a anatomia, a fisiologia e a mecânica do pé (Silva, et al., 2010).

O calçado desportivo é composto por três partes principais: cabedal, entressola e sola.



Figura 8 – Principal constituição do calçado: Cabedal, Entressola e Sola (Adaptado de (Zanolli, 2014)).

O cabedal, parte de cima do calçado, é a estrutura que envolve o pé e o mantém preso ao calçado, visando a estabilidade e a movimentação adequada do pé dentro do calçado. Já a sola, região em contacto direto com o solo, é a região responsável pela promoção da aderência ao solo. Por fim, a entressola, ou sola intermédia, posicionada entre o cabedal e a sola exterior do calçado, tem como função principal amortecer as forças de impacto que atuam sobre o corpo, agindo como uma camada de proteção entre o pé e o solo, de modo a reduzir a magnitude do pico de pressão através da distribuição das forças plantares que atuam nos pés sobre uma área de superfície maior (Gomes, 2013).

## **2.4. Casos de investigação**

A corrida representa uma forma de locomoção altamente complexa que requer acentuada coordenação de movimento. O estudo específico justifica-se na medida em que houve um aumento significativo no número de praticantes dessa modalidade nos últimos anos (Queen, 2006).

Atualmente são muitos os estudos direcionados para a biomecânica do calçado e a influência da utilização deste acessório para o aparelho locomotor do seu utilizador. Contudo, devido a fatores como a diversidade de modelos e materiais que compõem o calçado, ainda são muitas as dúvidas, sendo, por exemplo, impossível uma generalização das informações para um tipo de calçado (Santos, 2006).

O calçado desportivo pode ser definido como sendo um calçado planeado e construído, especialmente, para a prática de atividades físicas. Por esta razão, de entre os diversos fatores que interagem com a prática de atividades físicas, o calçado é, segundo Nigg (1986), a mais importante peça do equipamento do atleta e um componente fundamental tanto para o bom desempenho em nível competitivo, como para o cidadão comum na sua prática utilitária de atividades físicas, quer seja pelo “conforto” ou pela “segurança” que deve transmitir ao praticante para:

- a) Proporcionar condições favoráveis à adequada execução de movimentos;
- b) Estar adequado aos tipos de superfícies e características de desenvolvimento das atividades às quais se destinam;
- c) Prevenir acidentes desportivos nas suas diversas manifestações (Nigg, 1986).

O correr envolve sequências alternadas de apoio e não apoio, sendo que a fase de apoio ocorre quando existe contato com o solo e a fase de não apoio, ou fase de flutuação, quando os apoios estão no ar (Brunieira, 1998).

Bianco (2005) estudou a caracterização das respostas dinâmicas da corrida com calçado desportivo em diferentes estados de uso, verificando o efeito do seu desgaste na força de reação do solo e na distribuição de pressão plantar. Três indivíduos participaram neste estudo, usando, cada um, quatro calçados de corrida, sendo dois de treino e dois de competição. Com isto, Bianco concluiu que o desgaste pouco alterou o choque mecânico e o *stress* mecânico nos calçados analisados, não sendo possível prever a resposta de calçados de treino e de competição ao indivíduo, nem supor que a durabilidade do calçado de competição seja menor do que a do calçado de treino (Bianco, 2005).

Fukuchi (2007) investigou 17 corredores adultos ( $31\pm 6$  anos) e 17 corredores idosos ( $69\pm 2$  anos) de modo a realizar a análise cinemática da fase de apoio da corrida. Os indivíduos idosos correram numa passadeira na velocidade de 8 e 11 km/h e os adultos numa velocidade de 11 e 14 km/h, sendo filmados por quatro câmaras de vídeo com frequência de 120 Hz. Verificou que os idosos adotam padrões de movimento diferentes dos adultos durante a fase de apoio da corrida (Fukuchi, 2007).

Com o objetivo de permitir uma melhor compreensão das relações entre o aparelho locomotor, o movimento humano e o calçado desportivo, Azevedo (2009) realizou um estudo de modo a analisar a influência que o calçado desportivo falsificado pode exercer nas características dinâmicas e eletromiográficas do aparelho locomotor durante a locomoção. A partir do objetivo geral, este estudo procurou mais especificamente, a partir da Força de Reação do Solo (FRS), analisar a influência que dois modelos diferentes de calçado desportivo falsificado podem exercer sobre a sobrecarga mecânica durante a marcha e a corrida, caracterizar a sincronia da ativação dos músculos do membro inferior e determinar, através da determinação do sinal de RMS, a intensidade de ação dos músculos do membro inferior durante a marcha e a corrida. Para tal foram selecionados para a amostra um total de 8 indivíduos adultos fisicamente ativos, com grande experiência na corrida. A partir dos dados obtidos foi possível concluir que o calçado desportivo falsificado, dependendo do modelo utilizado, pode influenciar de maneira importante os parâmetros dinâmicos e eletromiográficos da locomoção humana (Azevedo, 2009).

De modo a analisar a influência da fadiga muscular nas variáveis biomecânicas durante corrida em passadeira, Pereira (2010) realizou um estudo onde participaram dez voluntários saudáveis do sexo masculino, com idade entre 18 e 30 anos, atletas e sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas nos membros inferiores. Os resultados foram obtidos através de eletromiografia e cinemetria, sendo o protocolo de corrida composto por um aquecimento de cinco minutos na velocidade de 9 km/h e, de seguida, realizado o teste com a velocidade inicial de 10 km/h e incremento de 1 km/h a cada três minutos até à exaustão voluntária. Com isto, Pereira (2010) concluiu que, quando comparadas diferentes intensidades de protocolo incremental de corrida, o sinal de eletromiografia (EMG) tende a apresentar um aumento simultâneo ao incremento de velocidade e que o protocolo de teste não alterou significativamente o comportamento do valor do sinal RMS e frequência mediana (FM) para todos os músculos analisados e não induziu aumento considerável tanto na frequência quanto na amplitude da passada (Pereira, 2010).

Dinato et al. (2015) estudou as relações entre a percepção de amortecimento, conforto e as variáveis biomecânicas relacionadas ao impacto (pressão plantar e força reação solo) durante a corrida com quatro diferentes tecnologias de amortecimento de calçado desportivo. Fizeram parte deste estudo vinte e dois corredores do sexo masculino com tempo médio de prática de corrida de  $5,2 \pm 3,4$  anos e volume médio de treino semanal de  $35,9 \pm 8,2$  km. Foram avaliados quatro tipos de calçado desportivo, de tamanho 40, com diferentes sistemas de amortecimento: *Gel*, *Air*, *Adiprene* e *EVA*. De uma maneira geral, os resultados mostraram que o calçado com *EVA* foi avaliado como o de pior conforto e com uma menor taxa de carga. Por outro lado, o calçado *Adiprene* foi avaliado como o de melhor conforto. Porém, não houve correlação entre o conforto ou amortecimento percebido e as variáveis relacionados ao impacto para nenhum calçado. Sendo assim, os investigadores concluíram que não se pode prever o conforto geral e a percepção de amortecimento dos calçados estudados por meio de impacto e da pressão plantar recebidos, uma vez que, somente uma entre quatro tecnologias estudadas apresentou esse comportamento de predição (Dinato, et al., 2015).

Através de uma revisão sistemática, Gomes (2013) investigou a influência da dureza da entressola no amortecimento do impacto durante a corrida. Para isso, foi realizada uma pesquisa em bases de dados onde dos 1036 artigos encontrados, cinco foram incluídos na revisão. Os resultados mostraram que a dureza da entressola parece influenciar pouco

durante a corrida, sendo o comportamento de adaptação locomotora do indivíduo o fator predominante para alteração do pico de força vertical (Gomes, 2013).

Azevedo (2013) estudou as características biomecânicas da corrida com mínima proteção para a planta do pé, bem como o efeito do treino sob estas condições sobre o aparelho locomotor. Foram realizados três estudos:

- O estudo 1 consistiu na realização da corrida com os pés descalços;
- O estudo 2 testou o efeito da transição de quatro meses do calçado desportivo convencional para o minimalista;
- O estudo 3 comparou indivíduos habituados ao uso de calçado desportivo convencional com indivíduos habituados a movimentos em condições de mínima proteção.

Conclui-se que, em indivíduos não adaptados, as condições de mínima proteção podem interferir negativamente no movimento e no controlo das cargas externas, aumenta a sobrecarga imposta ao aparelho locomotor durante a corrida. Por outro lado, o estudo em mínima proteção, principalmente adotada de forma específica, influencia positivamente a gestão das cargas mecânicas, melhorando o controlo de choque e rendimento (Azevedo, 2013).

Com a finalidade de melhorar o desempenho ou prevenir e tratar lesões, a análise cinemática da corrida propõe-se a descrever o movimento de atletas por meio de quantificação de variáveis permitindo identificar padrões de movimento e assimetrias entre os membros. Assim sendo, com o objetivo de analisar a cinemática tridimensional da corrida de 100 m por videometria, Rodrigues (2013) desenvolveu um estudo onde o seu objetivo específico de análise consistia em descrever a trajetória do centro de massa (CM) e obter as variáveis cinemáticas, nomeadamente, o comprimento da passada, a largura da passada, o ângulo de ataque e a componente vertical do CM, dos atletas em todas as fases da corrida. Foi avaliada a corrida de cinco corredores do sexo masculino. Doze câmaras (60 Hz) foram dispostas ao longo de uma pista formando três regiões e duas áreas de interseção e os dados obtidos a partir do *software Dvideo*. Vinte e um marcadores anatómicos foram fixados na pele e as informações inerciais antropométricas foram usadas para o cálculo do centro de massa. As variáveis cinemáticas foram descritas para cada um dos corredores e os resultados apontaram diferenças entre o comprimento

da passada, ângulo de ataque e componente vertical do CM durante a corrida e entre as fases, principalmente, na fase de aceleração (Rodrigues, 2014).

Knoepfli-Lenzin et al. (2014) investigaram a influência de uma nova geometria de sola durante a corrida. Trinta e sete indivíduos do sexo masculino foram estudados durante a execução da corrida com calçado desportivo convencional, usando calçado com o novo sistema de amortecimento “On” e descalços. Verificou-se que a nova geometria “On” não originou diferenças substanciais nas forças de reação do solo ou economia da corrida em comparação com o calçado desportivo convencional e que os parâmetros cinéticos medidos no sistema de amortecimento “On” estão mais próximos dos medidos com calçado desportivo convencional do que os medidos quando correm descalços (Knoepfli-Lenzin, et al., 2014).



Figura 9 – Calçado desportivo com o sistema de amortecimento “On”

Kasmer, et al. (2014) observaram a mudança relativa no padrão do pé, características de pressão, registos de eletromiografia (EMG) e características de passada em indivíduos usando calçado tanto minimalistas como convencionais durante 50 km de corrida. Os principais objetivos deste estudo foram:

- Determinar a mudança relativa nas características do padrão e da pressão do pé em corredores usando calçado tanto minimalista como convencional depois de 50 km de corrida;

- Determinar se a EMG demonstra um padrão de fadiga, que corresponde à variação observada no padrão do pé em ambas as condições do tipo de calçado;
- Determinar a alteração das características de passada em corredores ao utilizar os dois tipos de calçado.

Sendo assim, quatro indivíduos experientes foram incluídos neste estudo. Cada indivíduo correu 50 km com calçado minimalista e convencional, sendo registados dados de pressão, EMG e dados limitados de captura de movimentos 3D durante a 0,8 km inicial e 0,8 km final para cada ensaio. Concluíram então que a maior parte dos indivíduos adotou uma maior área de contato inicial, após 50 km de corrida, com o calçado convencional do que no tipo de calçado minimalista. Os indivíduos que adotaram uma maior área de contato inicial foram estreitamente associados com um aumento da frequência média do gastrocnémio medial, o que sugere que pode haver uma mudança no padrão de atividade de unidades motoras durante a longa distância (Kasmer, et al., 2014).

Oliveira et al. (2014) estudaram o efeito do exercício de corrida com e sem utilização do equipamento Kangoo Jumps, ou seja, verificaram o efeito do exercício de esforço submáximo de corrida sobre variáveis de controlo postural. Participou neste estudo um indivíduo com vinte anos de idade, sexo masculino, peso corporal equivalente a 86 kg, onde foi avaliado o equilíbrio postural utilizando uma plataforma de força com apoio bipodal, pré e pós teste de Cooper convencional e adaptado (com uso do equipamento Kangoo Jumps). A área de deslocamento do centro de pressão (COP) e velocidade média de oscilação do COP nos planos ântero-posterior e médio lateral foram os parâmetros de equilíbrio registados. Os resultados demonstraram que, após o uso de Kangoo Jumps, os parâmetros de equilíbrio registados foram melhores quando comparados com os testes de corrida sem uso de Kangoo Jumps, concluindo que com a utilização deste equipamento se obtêm resultados favoráveis para o equilíbrio postural. Um desses motivos seria por causa do seu sistema de absorção e dissipação de impacto pois possibilita uma melhor ativação do sistema proprioceptivo (Oliveira, et al., 2014).

Soares (2015) realizou um estudo onde o seu objetivo principal foi analisar o efeito agudo sobre maratonistas, que normalmente usam calçado desportivo, quando correm descalços ou com calçado minimalista. Este estudo foi realizado utilizando três diferentes condições, nomeadamente, calçado de corrida habitual, calçado minimalista e descalço. Para tal, Soares (2015) comparou as três situações estudando a cinemática do membro inferior do maratonista, analisando a atividade elétrica nos principais músculos

envolvidos, caracterizando as forças de reação com o solo e analisando a distribuição da pressão plantar. Os testes experimentais ocorreram com doze maratonistas masculinos de alto nível no seu ritmo médio de maratona. Os dados foram registados e comparados usando uma passadeira rolante para FRS (*AMTI Split-belt Force-Sensing Tandem*), sistema de captura de movimento *Qualisys 3D* para os dados de cinemática, sistema EMG *Delsys* para a eletromiografia e o sistema *Pedar-X* para a distribuição da pressão plantar. Os resultados mostraram que a condição de calçado minimalista e descalço foram significativamente diferentes de correr com calçado em, pelo menos, um dos três componentes de FRS analisados. Foram também observadas diferenças consideráveis na cinética, cinemática e eletromiografia dos membros inferiores dos maratonistas, especialmente no joelho, tornozelo e pé nas transferências aguda de calçado tradicional para descalço ou calçado minimalista induzindo mudanças nos seus padrões de corrida, sendo possível verificar que a escolha do calçado influencia os padrões biomecânicos da corrida em atletas de elite (Soares, 2015).

Sobhani et al. (2016) estudaram a biomecânica do membro inferior durante a corrida com *rocker shoes*. Para tal, 16 indivíduos do sexo feminino correram utilizando *rocker shoes* e calçado convencional, de modo a analisar momentos e ângulos do tornozelo, joelho e anca durante a fase de apoio.



Figura 10 – Comparação entre calçado desportivo convencional e rocker shoes (Sobhani, et al., 2016).

Com isto, Sobhani et al. (2016) concluíram que, em comparação com o calçado convencional, o uso de *rocker shoes* diminui o trabalho exercido pela articulação do

tornozelo e que, apesar de correr com *rocker shoes* reduzir a carga mecânica sobre o tendão de Aquiles, poderá aumentar o risco de lesões por sobrecarga da articulação do joelho (Sobhani, et al., 2016).







# Capítulo 3

Métodos de investigação e análise



### 3.1. Instrumentos de medição

No desporto, a análise do movimento é realizada de modo semelhante a outras áreas, sendo comum investigar os aspetos biomecânicos de movimentos corporais considerando dados cinéticos e cinemáticos em simultâneo, ou seja, através de uma abordagem multidisciplinar. Para analisar a interação do aparelho locomotor com o calçado desportivo no movimento humano são utilizados os testes biomecânicos (Silva, 2011).

#### 3.1.1. Eletromiografia

A eletromiografia é uma técnica importante na análise clínica da marcha que permite o registo dos sinais elétricos gerados pelos músculos, possibilitando a análise da atividade muscular durante o movimento (Ocarino, et al., 2005).

Essas correntes elétricas tem origem nas alterações eletroquímicas das fibras musculares ao serem excitadas, ou seja, nos potenciais de ação (Barbosa, 2004).

Na biomecânica, a eletromiografia permite estudar a intensidade e duração da ativação muscular. Com isto, são três as aplicações do uso do sinal de EMG de superfície: usar como um indicador do início da ativação do músculo, a sua relação com a força produzida por um músculo, e o seu uso como fenómenos de fadiga que ocorrem dentro do músculo (De Luca, 1997).

Optou-se pela análise dos músculos músculo gastrocnémio lateral (GC), músculo isquiotibial (BF), reto femoral (RF) e tibial anterior (TA) pois estes descrevem o comportamento de grandes grupos musculares responsáveis pelo controlo das articulações da anca, joelho e tornozelo durante a fase de apoio (Azevedo, 2009). Os músculos analisados estão representados nas Figuras seguintes.

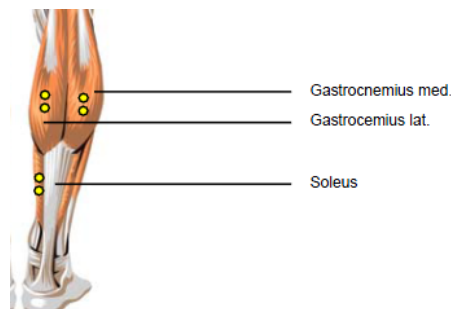


Figura 11 - Local de colocação de elétron para o músculo Gastrocnémio (Konrad, 2005).

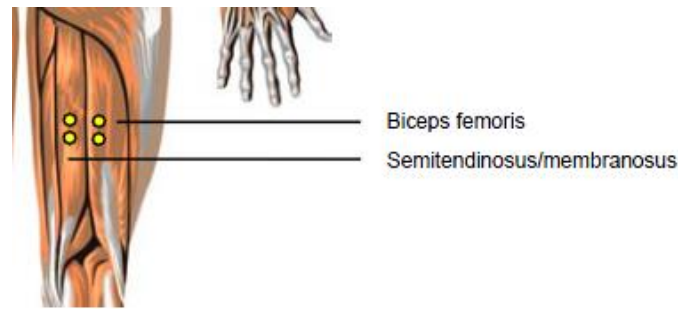


Figura 12 - Local de colocação de elétron para os músculos isquitibiais (Konrad, 2005).

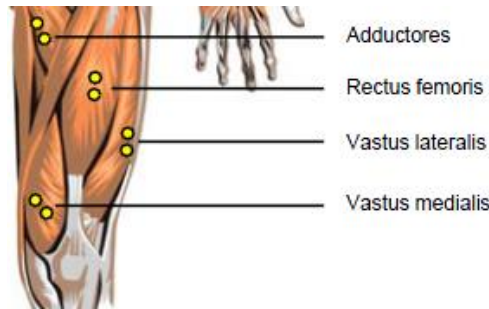


Figura 13 - Local de colocação de elétron para o músculo Reto Femoral (Konrad, 2005).

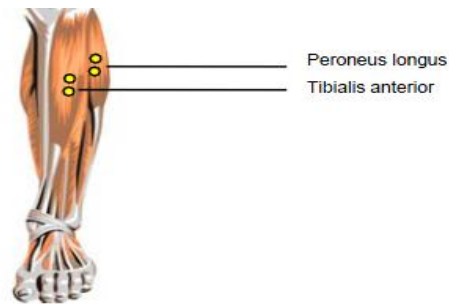


Figura 14 - Local de colocação de elétron para o músculo Tibial Anterior (Konrad, 2005).

### 3.1.1.1. Elétronos

Os elétrons são estruturas que permitem a ligação entre o músculo e o aparelho de medição para registar a atividade elétrica do músculo em estudo.

Para recolher o sinal existem dois principais tipos de elétrons: elétrons de profundidade e elétrons de superfície. Estes últimos são largamente utilizados pois são mais convenientes e confortáveis. Podem ainda ser subdivididos em elétrons passivos, que requerem de um gel de modo a melhor a transmissão do sinal, e ativos, que apenas tem que ser colocados no centro do músculo a analisar (Correa, et al., 2012).

Os elétrons de superfície são não invasivos e permitem a medição da atividade elétrica do músculo, entre os ciclos de contração e relaxamento, no entanto, tem a desvantagem de ter uma menor receção do sinal e maiores efeitos de *crosstalk*, complicando a definição

do tempo do músculo e a intensidade relativa à sua atividade (Flores, 2014). A aquisição de sinais de forma não invasivos de EMG, com recurso a eléctrodos de superfície, medem a diferença de potencial à superfície da pele. Este tipo de eléctrodos são capazes de capturar sinais até 500 Hz com amplitudes que variam entre 50  $\mu\text{V}$  e 5 mV, dependendo do músculo analisado e da configuração do eléctrodo em questão (Argi, 2015). Durante os ensaios, foram utilizados eléctrodos de superfície, descartáveis, pré-gelificados, da marca BITalino, representados na Figura 15.



Figura 15 – Eléctrodos *Gelled Self-adhesive Disposable Ag/AgCl*

### 3.1.1.2. Sistema BITalino

O BITalino é um dispositivo desenvolvido pelo IT - Instituto de Telecomunicações em parceria com a PLUX – Wireless Biosignals, S.A..

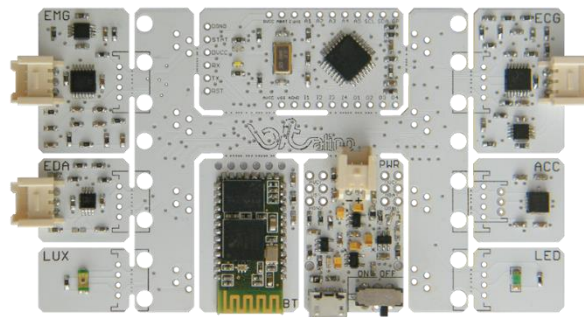


Figura 16 - Componentes BITalino (BITalino & Group, 2013)

É composto por diversos sensores que possibilitam ao utilizador adquirir diversos tipos de sinais, sendo as componentes imprescindíveis ao funcionamento deste aparelho o microcontrolador, o módulo de gestão de energia e o módulo de comunicação, tal como mostrado na Figura 16 e explicado na Tabela 1. Para além destes, a placa base possui sensores que possibilitam a aquisição dos sinais podendo estar conectados de diferentes formas (Silva, et al., 2014).

Tabela 1 – Componentes do BITalino (Carmo, 2015)

<b>Componente</b>	<b>Função</b>
<b>Microcontrolador</b>	Responsável pelo processamento de informação. Permite aceder a todos os canais analógicos e digitais do BITalino e converte os sinais analógicos provenientes dos sensores em formato digital.
<b>Módulo de Gestão de Energia</b>	Encarregue pelo fornecimento de energia a todas as componentes do BITalino. Também é responsável pela gestão da autonomia da bateria, que pode ser carregada conectando o dispositivo, quando desligado, a um computador através de uma porta Micro-USB.
<b>Módulo de Comunicação</b>	Utiliza um emissor de frequências Bluetooth v2.0 de Classe II para a transferência de informação em tempo real para uma estação base.
<b>LED</b>	Utilizado para sincronização ou sinalização, este módulo é constituído por um díodo que emite luz quando o sinal de <i>input</i> é alto e se desliga quando o sinal de <i>input</i> é fraco.
<b>Acelerometria (ACC)</b>	Mede valores da aceleração ao longo do tempo em três eixos. Desta forma, permite obter informação sobre dados biomecânicos do indivíduo ou objeto a monitorizar. A partir dos dados da aceleração podem ser obtidos parâmetros como o número de passadas, deteção de quedas, inclinação, entre outros.
<b>Eletromiografia (EMG)</b>	Responsável pela medição de potenciais elétricos que decorrem da atividade muscular. Este tipo de sensor que requer a utilização de dois elétrodos bipolares, no alinhamento das fibras musculares, e um terminal terra. A eletromiografia é uma técnica bastante utilizada em diversas aplicações clínicas e biomédicas no sentido em que permite obter informação sobre a fadiga muscular e os desequilíbrios da função motora.

O sistema apresenta uma autonomia de  $\approx 4$  horas para uma capacidade da bateria de 320 mAh,  $\approx 6$  horas para uma capacidade de 400 mAh [48] e  $\approx 17$  horas para uma capacidade de bateria de 850 mAh.

O BITalino possui 6 portas analógicas de entrada, 4 portas a 10 bits e 2 portas a 6 bits, e 8 portas digitais a 1 bit (4 de entrada e 4 de saída). A frequência de amostragem possui um valor pré-definido de 1000 Hz, podendo assumir também os valores de 1, 10 ou 100 Hz; a taxa de transmissão de dados apresentada pelo sistema é de 115200 símbolos por segundo (Valente, 2014).

### 3.1.1.3. *OpenSignals (r)evolution*

O modo de funcionamento do BITalino implica, antes de mais, a verificação de um conjunto de condições que assegurem a compatibilidade entre o dispositivo e o computador. A primeira condição é verificar a possibilidade de estabelecer conexão por *Bluetooth*, em segundo lugar, é importante apurar se o BITalino tem autonomia suficiente para assegurar o bom funcionamento de todo o processo e, por último, é necessário confirmar se o dispositivo foi automaticamente identificado pelo computador. Caso contrário esse processo deverá ser realizado manualmente.

Tendo-se verificado todas as condições anteriores, o utilizador deverá abrir o programa *OpenSignals (r)evolution* de forma a iniciar a recolha de sinais a partir do BITalino.

*OpenSignals (r)evolution* é o software para aquisição de dados, visualização e processamento ao usar sistemas como o BITalino.

Permite ao utilizador adquirir dados de um ou vários dispositivos, configurar os parâmetros de aquisição, tais como frequência de amostragem e resolução e guardar em formato de texto padrão ou no mais eficiente formato de dados hierárquicos (HDF) para processamento por ferramentas de terceiros tais como Python ou MatLab (PLUX, 2015).

Após a sincronização do dispositivo com o computador através de ligação *Bluetooth*, há uma aquisição do sinal em tempo real, tal como se pode verificar na Figura 17.

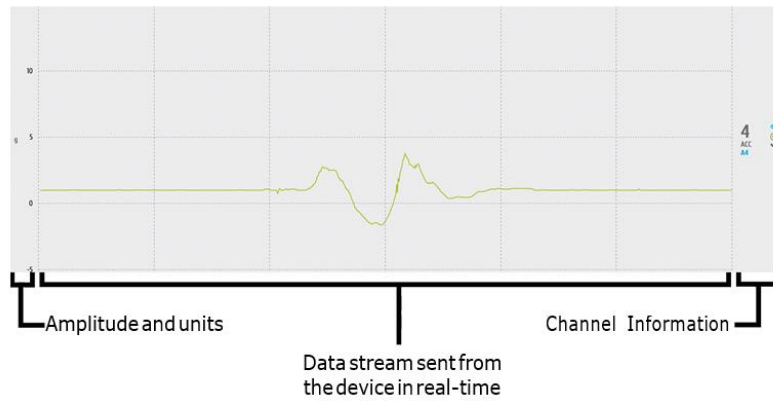


Figura 17 – Aquisição do sinal em tempo real

#### 3.1.1.4. *Processamento e análise do sinal*

A análise de um sinal eletromiográfico de um movimento, quando avaliado no domínio temporal apresenta alguns procedimentos associados, tais como, filtragem digital, retificação, filtragem passa-baixo e finalmente o cálculo da raiz média quadrada (*RMS*).

O próprio programa de eletromiografia utilizado (*OpenSignals*), já realiza uma filtragem parcial, recorrendo a um filtro passa-baixo, pelo que no tratamento dos dados brutos, este passo pode ser suprimido.

A retificação da curva é uma operação normalmente utilizada para permitir a posterior integração do sinal, já que transforma uma curva com valores positivos e negativos, de média igual a zero, numa curva de valores absolutos, todos positivos. Esta normalmente é realizada nos programas de processamento de sinais através da função “ABS”.

Depois da retificação, gera-se um envelope do sinal de EMG através de algoritmos de suavização. Ao recorrer a valores médios de pequenos intervalos de tempo, removem-se as oscilações mais bruscas do sinal, quanto menor for esse intervalo de tempo, menos suavizada e mais parecida com a curva em bruto fica a curva resultante (Silva, 2014).

Devido à necessidade de utilizar uma linguagem comum e uma definição terminológica clara, que permitam identificar e comparar os resultados dos trabalhos realizados, são utilizados como indicadores de intensidade da ativação muscular alguns parâmetros, como o valor de sinal *RMS* que permite avaliar o nível de atividade do sinal. Este parâmetro é calculado através de uma janela móvel. Para cada período de tempo selecionado, a fórmula de cálculo é a seguinte (Silva, 2014):

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} |x_i|^2} \quad (1)$$

Onde:

- *RMS* significa valor médio quadrático;
- *n* significa tamanho da janela temporal;
- $x_i$  significa valor da função.

Uma vez que o sinal elétrico muscular é capturado, ele é analisado ou processado utilizando o valor do sinal de "*root mean square*" (RMS), que tem sido amplamente utilizado. O valor do sinal RMS é, portanto, um parâmetro frequentemente escolhido porque reflete o nível das atividades fisiológicas no músculo durante a contração. Para os pequenos músculos, a relação entre a força e o sinal EMG tende a ser linear, enquanto que, em músculos maiores que precisam de um melhor recrutamento motor, a mesma relação tende a não ser linear, porque as variações de amplitude do sinal elétrico do músculo não correspondem às variações de força (Fukuda, et al., 2010).

### 3.1.2. Termografia

Com a realização do exercício físico, existe a transformação da energia química armazenada em energia motriz e térmica, onde há aumento na produção de calor que faz com que a temperatura do corpo, em especial da musculatura ativa, aumente conduzindo à inversão do gradiente de temperatura entre o músculo e o sangue arterial. Este, por sua vez, é redirecionado para a pele com o propósito de perder calor para o meio ambiente, auxiliando a manter a temperatura interna dentro de limites de segurança. A perda de calor metabólico ocorre de quatro formas: condução, radiação, convecção e evaporação. Dependendo das condições climáticas, a evaporação é a principal forma de arrefecimento corporal a partir da produção de suor. Quando o suor evapora, proporciona uma redução da temperatura da pele, dessa forma o sangue proveniente das regiões do corpo é arrefecido ao circular pela pele, retornando uma menor temperatura (Fernandes, 2013).

Um estudo realizado por Fernandes (2013), onde foi estudado o comportamento da temperatura da pele de diferentes regiões corporais pós-exercício, apontou uma redução significativa entre a temperatura da pele obtida no momento pré-exercício, em comparação à registrada imediatamente pós-exercício em todas as regiões corporais de interesse analisadas (Fernandes, 2013).

Uma estratégia metodológica interessante para avaliar a temperatura da superfície do corpo é a termografia. A termografia é reconhecida como método diagnóstico pela *American Medical Association* desde 1987. Este método envolve a deteção de radiação infravermelha emitida pela pele e oferece a análise das funções fisiológicas relacionadas com o controlo da temperatura da pele de forma não invasiva, sem expor o paciente a qualquer tipo de radiação (Hildebrandt, et al., 2010).

A termografia tem vindo a ser utilizada cada vez mais na área de medicina desportiva e já apresenta aplicações para o diagnóstico de lesões músculo-esqueléticas e na avaliação da recuperação muscular após treinos e competições (Neves & Reis, 2014).

Trata-se de uma técnica que estende a visão humana através do espectro infravermelho e permite visualizar a temperatura da superfície corporal em tempo real com alta sensibilidade.

Para o registo das imagens termográficas, foi utilizada uma câmara marca FLIR, modelo T365, USA.



Figura 18 – Câmara FLIR, modelo T365.

### 3.1.3. Cinematria

A cinematria consiste na análise de parâmetros cinemáticos, tendo por base a recolha de imagens do movimento em estudo e a sua posterior análise (Barbosa, 2004).

Este estudo permite o cálculo da posição, deslocamento, velocidade e aceleração do corpo ou dos seus segmentos, tendo como principal foco a descrição de como um corpo se move, não se preocupando em explicar as causas do movimento.

A aquisição dos dados pode ser feita por intermédio de cinematografia, cronociclografia, cineradiografia e estroboscopia. Todavia, hoje em dia, o processo mais frequente na análise cinemática é videografia. Existem dois tipos distintos de análises cinemáticas: as análises bidimensionais e as tridimensionais (Bianco, 2005).

Para a gravação de imagens, utilizou-se câmara de vídeo da marca SONY, modelo DCR-PC 120E, com origem no Japão. A gravação foi efetuada a 25 quadros por segundo (25 *frames per second* (fps)).



Figura 19 – Câmara de vídeo SONY, modelo DCR-PC 120E.

Para a análise de imagens foi utilizado o *software Kinovea*. Este programa com grande potencial no âmbito desportivo foi escolhido, uma vez que, além de ser gratuito, permite editar imagem vídeo, dando a possibilidade de obtenção das variáveis cinemáticas (Cirne, 2013).

A velocidade foi estimada segundo o *American College of Sports Medicine* (2000), onde é enunciado que andar e correr são mais eficientes em velocidades, respetivamente, abaixo de  $6\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$  e acima de  $8\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ , permanecendo, todavia, indefinida a melhor forma de locomoção na faixa intermediária de velocidade (Monteiro & Araújo, 2001). Sendo assim, a velocidade utilizada neste estudo foi de  $9\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ .

Existem diversos métodos de avaliação da passada (Silva, 2015). Neste estudo foi utilizada a goniometria manual, onde o ângulo absoluto entre o tendão calcâneo, a linha intermaleolar e o ponto medial da perna foi avaliado no momento de apoio do pé direito com solo, denominado de ângulo  $\alpha$ .

### 3.2. Caracterização da população

Para a realização do estudo, tanto para a análise cinemática, eletromiografia, como para a análise termográfica, foram selecionados 6 indivíduos adultos fisicamente ativos (3 do sexo masculino e 3 do sexo feminino) com experiência na prática da corrida, sem qualquer lesão ortopédica e/ou problema de saúde no último ano. Ainda que os indivíduos tenham sido escolhidos de forma aleatória, verificou-se que todos eles apresentaram uma passada pronadora. Tal facto, ainda que restritivo, não é de estranhar uma vez que, segundo diversas fontes, este é o tipo mais comum de passada em corrida.

Tabela 2 – Características da amostra

	<b>Idade (anos)</b>	<b>Massa (kg)</b>	<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>
<b>Média</b>	26.83	65.18	22.42
<b>Desvio Padrão</b>	4.95	11.48	2.60

O trabalho laboratorial com os indivíduos adultos revelou algumas dificuldades. Durante todo este trabalho, sempre se notou disponibilidade total para colaborar neste trabalho. Porém, conciliar os tempos disponíveis dos voluntários e o horário para os ensaios laboratoriais, revelou-se muitas vezes um ponto crítico, uma vez que, nem sempre havia disponibilidade do laboratório e material que coincidissem com a disponibilidade dos voluntários.

### 3.3. Protocolos

A recolha de dados foi realizada no Laboratório de Tecnologia Biomédica da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança.

A preparação dos voluntários foi efetuada com a limpeza de pele para a colocação dos elétrodos, remoção de objetos desnecessários, e preparação do vestuário, uma vez que era necessário expor os membros inferiores para a marcação e colocação do equipamento.

Durante cerca de 10 minutos procedeu-se a colocação dos elétrodos principais, sendo estes colocados superficialmente nos principais músculos intervenientes na corrida, nomeadamente no músculo gastrocnémio lateral (GC), músculo isquiotibiais (BF), reto

femoral (RF) e tibial anterior (TA). Tal como foi dito anteriormente, a recolha de dados foi feita com o *software OpenSignals*, bem como o tratamento dos mesmos. Em simultâneo com a captura de movimento, realizou-se o registo da atividade muscular (EMG) referente a um conjunto de músculos selecionados previamente. Do primeiro e último minuto de corrida foram selecionadas três janelas temporais correspondendo, cada janela, a um ciclo. Na Figura 20 está apresentada a colocação dos elétrodos.



Figura 20 – Posicionamento dos elétrodos. a) TA; b) GC; c) RF; d) BF.

Aos indivíduos foi pedido que corressem numa passadeira rolante, sem inclinação, a uma velocidade de 9 km/h, durante 6 minutos. Este procedimento repetiu-se duas vezes, com um intervalo de 90 minutos para cada executante. No primeiro ensaio foi utilizado CPP e no segundo foi utilizado CPN. O calçado utilizado apresentava características diferentes, uma vez que, ambas as solas são constituídas por espuma EVA (acetato de etileno de vinilo) mas, o CPP é constituído também pelo sistema *Arkstab*, que consiste em ter uma peça em poliuretano termoplástico (TPU), colocada atrás, para assegurar uma melhor estabilidade do calçado. O calçado utilizado está representado na Figura 21.



Figura 21 – Calçado desportivo utilizado nos ensaios. a) calçado pronador; b) calçado neutro; c) calçado neutro feminino

Para a análise cinemática, foi filmado o último minuto da corrida de cada indivíduo em cada um dos ensaios. As filmagens foram obtidas, tal como já foi referido, com uma câmara de vídeo da marca SONY que foi mantida a uma distância de 3 metros da passadeira rolante. A análise das imagens foi feita através do *software Kinovea*, onde foi avaliado o ângulo absoluto entre o tendão de Aquiles, a linha intermaleolar e o ponto medial da perna no momento de apoio do pé direito com solo, denominado por ângulo  $\alpha$ . Como não foi utilizada uma câmara de alta velocidade, foram selecionados três ângulos no início das filmagens e três no fim, de modo a calcular a média. Não foi utilizada a câmara de alta velocidade uma vez que a câmara durante um período esteve a ser utilizada numa investigação no Porto e, posteriormente, foi utilizada numa investigação com alunos polacos que se encontravam em Bragança a fazer *Erasmus*.

O valor médio dos ângulos obtidos foi o valor utilizado na análise de resultados. Na Figura 22 vê-se um exemplo de imagens obtidas e utilizadas no cálculo para o ângulo  $\alpha$ .



Figura 22 – Exemplo de imagens obtidas para o cálculo do ângulo  $\alpha$ . a) ensaio com CPP; b) ensaio com CPN.

Para medir a  $T_m$ , foi utilizada, tal como foi dito anteriormente, uma câmara da marca FLIR. A emissividade utilizada para recolher os dados foi de 0,98. A recolha de dados foi efetuada a 2 metros de distância de cada indivíduo, a altura variável consoante a altura do indivíduo, da parte posterior e anterior do corpo. Na Figura 23 está representado um exemplo de imagens termográficas obtidas.

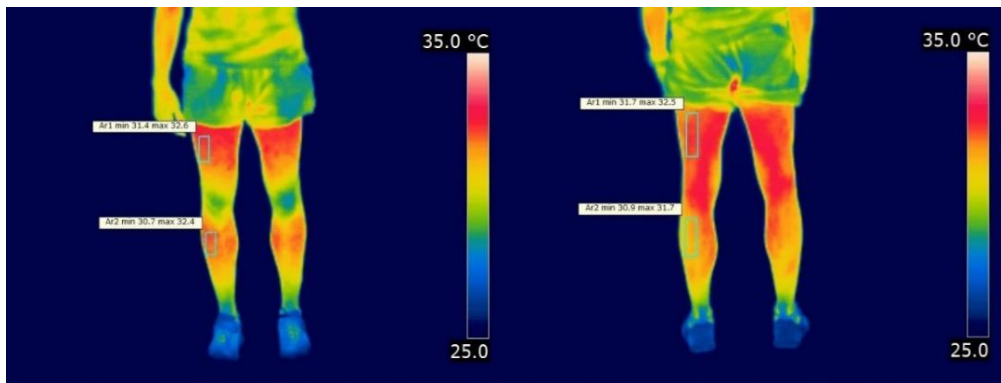


Figura 23 – Exemplo de imagens termográficas obtidas

Foi tirada uma fotografia no instante pré-exercício ( $t=0$  min) e duas pós-exercício, sendo uma imediatamente a seguir aos 6 minutos de corrida ( $t=6$  min) e outra depois de 5 minutos de descanso ( $t=11$  min).







# Capítulo 4

Discussão de resultados



## 4.1. Discussão de Resultados

A análise foi realizada de modo a comparar os diferentes tipos de calçado utilizados, como foi descrito no capítulo anterior, e verificar o comportamento dos ângulos das principais articulações do pé, termografia e eletromiografia durante a fase de apoio do ciclo de corrida.

## 4.2. Eletromiografia

Como já referido anteriormente, neste estudo realizou-se, em simultâneo com a captura de movimento, o registo da atividade muscular referente a um conjunto de músculos selecionados previamente. Do primeiro e último minuto de corrida foram selecionadas três janelas temporais correspondendo, cada janela, a um ciclo de corrida. Dessas janelas foi utilizado o valor do sinal RMS, sendo utilizado para a análise de resultados o valor médio obtido das janelas temporais.

Na Tabela 3 estão representados os valores médios de sinal RMS dos músculos analisados bem como o desvio padrão, valor máximo e valor mínimo. Comparando os valores médios de sinal RMS verifica-se que, ao utilizar calçado específico para passada pronadora (CPP), o músculo com maior valor é o reto femoral (RF), o que sugere que este é o músculo com maior atividade durante o ciclo de corrida. Por outro lado, o músculo gastrocnémio lateral (GC) é aquele que apresenta um valor médio menor. Quanto à utilização de calçado específico para passada pronadora (CPN) verificou-se que o músculo com maior valor de sinal RMS é o RF e o menor é o GC, tal como com a utilização de CPP.

Tabela 3 – Valor da média, desvio padrão, máximo e mínimo de RMS dos diferentes músculos com a utilização de CPP e CPN.

	CPP				CPN			
	<i>BF</i>	<i>TA</i>	<i>RF</i>	<i>GC</i>	<i>BF</i>	<i>TA</i>	<i>RF</i>	<i>GC</i>
<b>Média</b>	109.40	37.41	236.81	6.26	93.66	19.34	309.82	2.86
<b>Desvio Padrão</b>	43.88	31.66	183.65	5.20	31.58	9.50	169.83	1.75
<b>Máximo</b>	161.51	123.62	537.17	18.15	153.00	40.55	655.37	5.93
<b>Mínimo</b>	43.68	9.09	26.07	0.99	45.20	9.67	117.32	0.93

De seguida, apresentam-se os resultados por músculo para cada indivíduo em função do calçado utilizado. O valor apresentado corresponde à média de três janelas de observação. Os sujeitos analisados estão referenciados como I1, I2, I3, I4, I5 e I6.

Na Figura 24 pode-se verificar que, à exceção do I4, todos os indivíduos apresentam maiores valores do sinal de RMS com a utilização de CPP do que com a utilização de CPN.

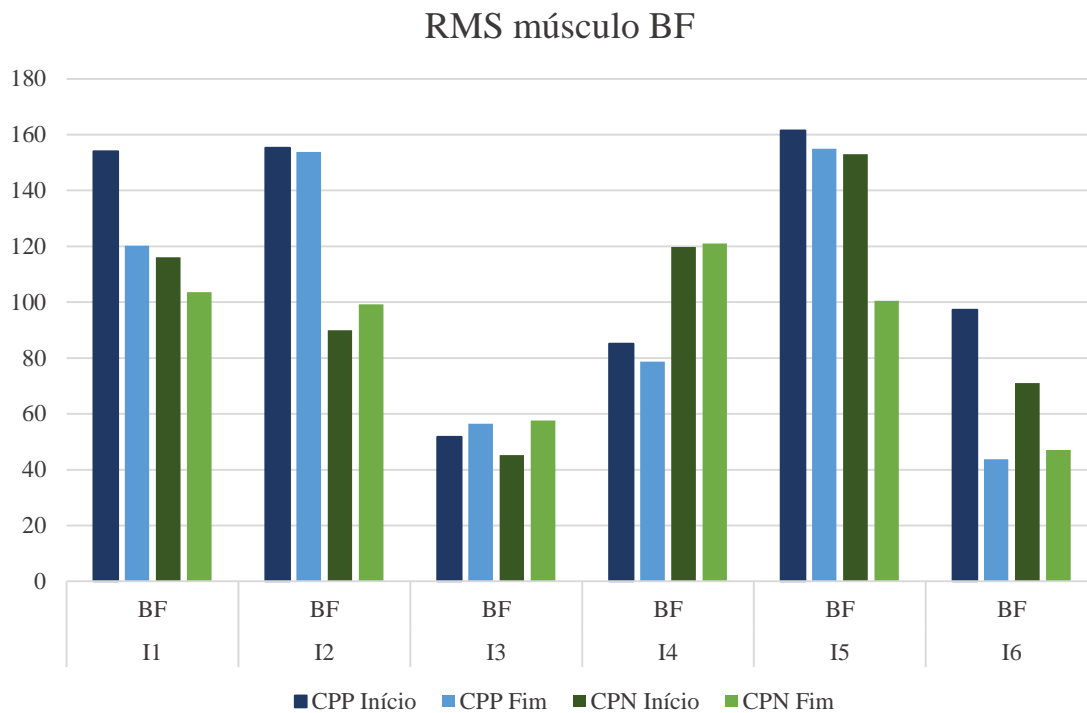


Figura 24 – Valores médios de RMS para o músculo BF em função do calçado utilizado.

O músculo tibial anterior (TA) apresenta valores abaixo dos 40 mV com a exceção do indivíduo I6, que apresenta valores bastante superiores, tal como podemos observar na Figura 25. Neste músculo não há uniformidade no comportamento para todos os indivíduos, uma vez que, para os I1, I2 e I6 os valores médios de sinal RMS são maiores aquando da utilização de CPP e, para os indivíduos I3, I4 e I5 os valores são maiores aquando a utilização de CPN. Isto pode dever-se ao facto de que cada indivíduo tem a sua própria maneira de correr. Pode ainda verificar-se que, na maioria, os valores médios de sinal RMS são maiores no final do ensaio, o que se pode explicar pelo cansaço e esforço.

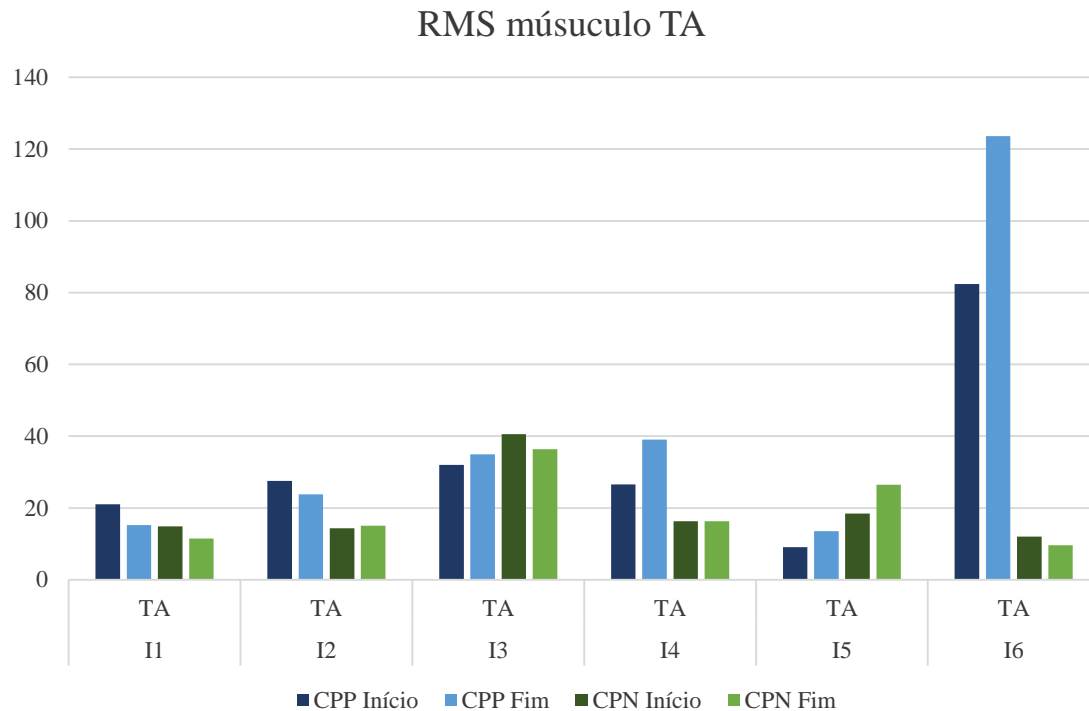


Figura 25 - Valores médios de RMS para o músculo TA em função do calçado utilizado.

O músculo reto femoral (RF) é aquele que, comparado com os restantes músculos analisados, apresenta maiores valores médios de sinal RMS, o que sugere que este é o músculo com maior atividade durante o ciclo de corrida. Porém, ao contrário do que acontecia com, por exemplo, o músculo BF, todos os indivíduos apresentam maiores valores com a utilização de CPN do que quando a utilização de CPP, tal como se pode verificar na Figura 26. Verifica-se também que para este grupo muscular existem algumas diferenças entre o início do ensaio o final, principalmente com a utilização de CPN mas, estas diferenças não ocorrem de forma linear, ou seja, para os indivíduos I1, I2, I4 e I5 o valor de RMS no início é maior do que no final e no indivíduo I3 e I6 acontece o contrário.

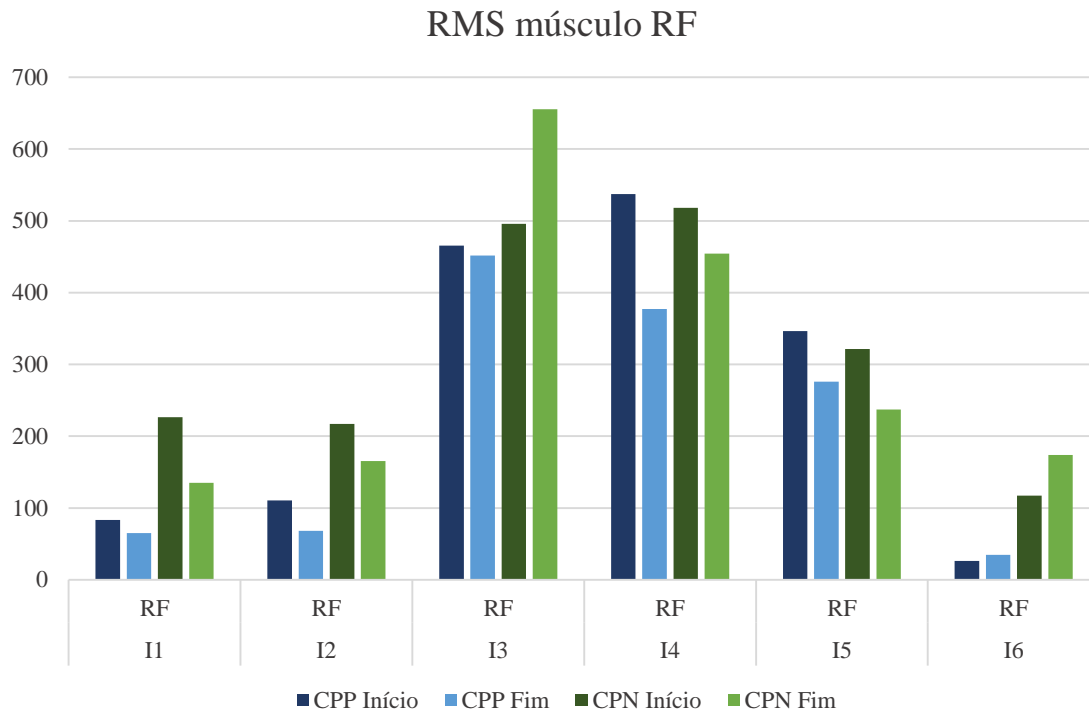


Figura 26 - Valores médios de RMS para o músculo RF em função do calçado utilizado.

Por último, na Figura 27 podemos analisar os valores médios de sinal RMS para o músculo gastrocnêmio lateral (GC) em função do calçado utilizado. Este é o grupo muscular que apresenta menores valores médios de sinal RMS comparados com os músculos analisados, o que propõe que este é o grupo muscular com menor atividade na corrida. Mais uma vez, verifica-se diferenças de indivíduo para indivíduo e para os calçados utilizados. Aquando a utilização de CPP, os indivíduos I1, I2 e I6, quer no início quer no fim, apresentam valores médios de RMS maiores do que aquando a utilização de CPN. Por outro lado, o indivíduo I5 apresenta maiores valores, quer no início quer no fim, quando é utilizado CPN. Os indivíduos I3 e I4 não têm comportamentos lineares, uma vez que, nota-se uma diferença significativa apenas no final, sendo os valores médios de sinal RMS maiores aquando a utilização de CPP no caso do indivíduo I3 e, no caso do indivíduo I4, aquando a utilização de CPN.

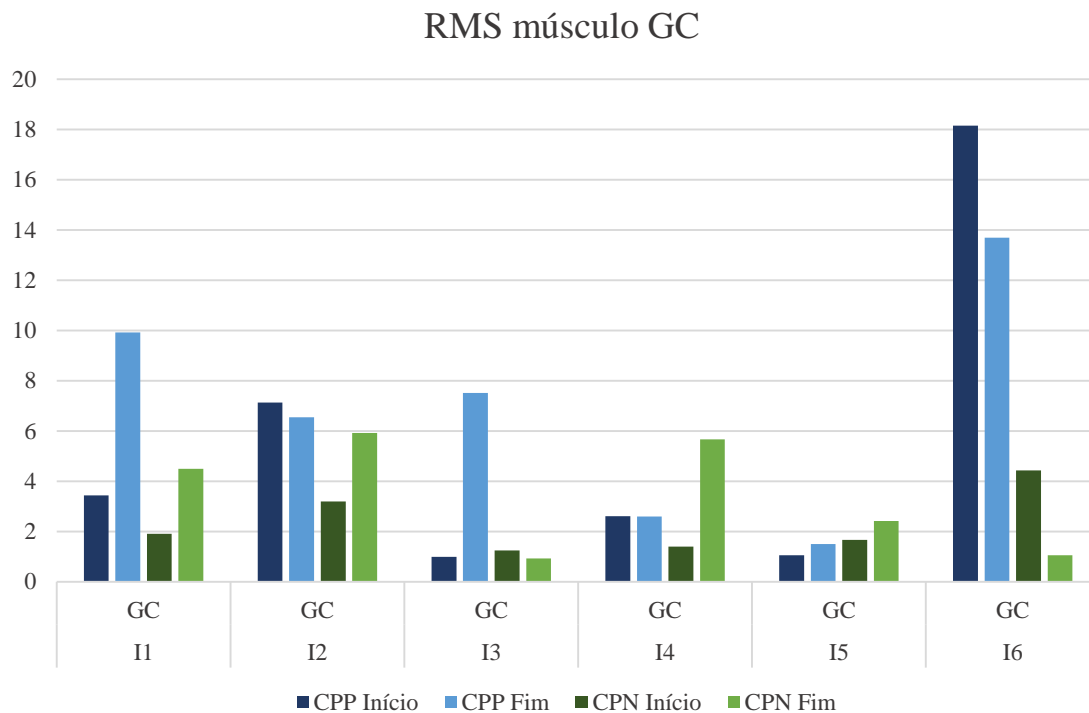


Figura 27 - Valores médios de RMS para o músculo GC em função do calçado utilizado.

Em termos gerais verificou-se, por parte de quase todos os gráficos das amplitudes musculares, um elevado desvio no valor máximo dos músculos. Este fato pode ser explicado por se tratar de sensores de eletromiografia com sistema *Bluetooth* (com mais artefactos associados) e também por, ao longo do exercício físico, ocorrer evaporação (transpiração) o que faz com que possa haver influência no sinal recolhido pelos elétrodos.

### 4.3. Análise termográfica

A análise de dados das imagens termográficas foi realizada com o *software* “FLIR QuickReport, versão 1.2 SP2”, sendo selecionadas duas regiões na parte anterior e posterior dos membros inferiores. Nas Figura 28 e 29 está demonstrado, para  $t=0$ ,  $t=6$  e  $t=11$ , as regiões selecionadas referentes para cada músculo analisado da parte anterior e posterior, respetivamente. Os resultados obtidos a partir deste *software* estão presentes no Anexo B.

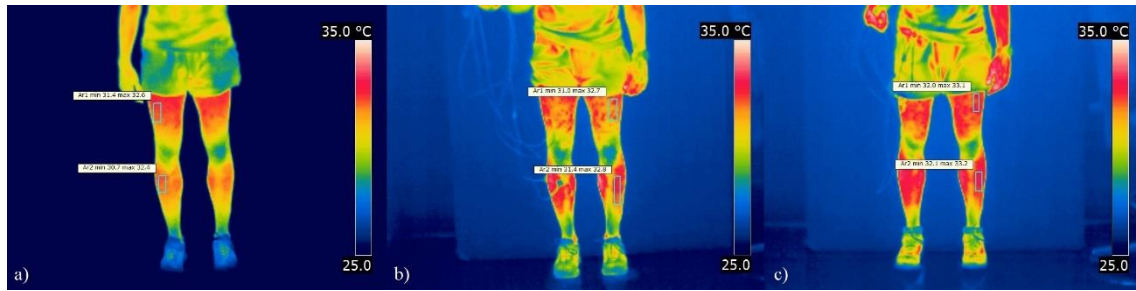


Figura 28 – Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.



Figura 29- Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

Após análise das imagens com o *software* “FLIR QuickReport, versão 1.2 SP2”, registou-se a temperatura média das diferentes secções referentes a cada músculo analisado para os diferentes tipos de calçado desportivo.

A Figura 30 ilustra as diferenças encontradas entre os valores  $T_m$ , para o instante t=0 min, t=6 min e t=11 min, das diferentes regiões referentes aos músculos de análise, em função dos dois tipos de calçado. Todos os indivíduos têm passada pronadora e, tal como se pode verificar, de uma maneira geral, ao utilizar CPN as  $T_m$  são mais altas comparadas com as  $T_m$  de quando é utilizado CPP. Este aumento de temperatura pode sugerir que, com o uso de CPN, há um maior esforço.

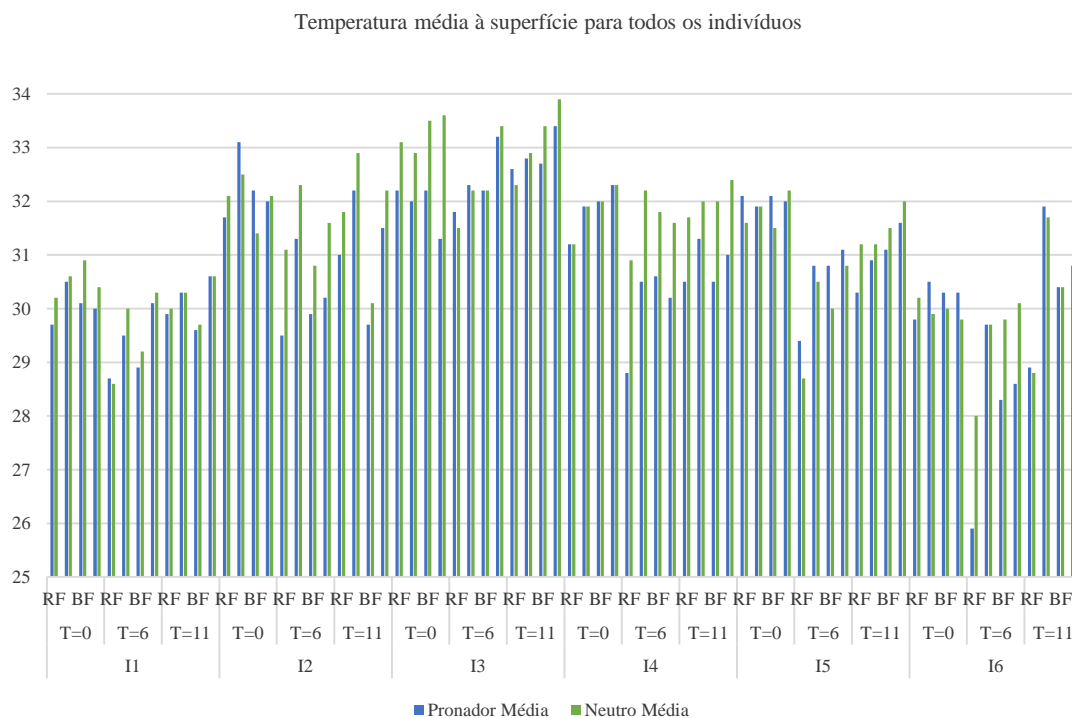


Figura 30 - Temperatura média à superfície para todos os indivíduos em função dos tipos de calçado.

Na Figura 31 podemos observar o comportamento da  $T_m$  para todos os indivíduos nos diferentes instantes, nomeadamente,  $t=0$  min,  $t=6$  min e  $t=11$  min. Verifica-se que utilizando CPP a  $T_m$  em  $t=0$  min é maior do que em  $t=6$  min e  $t=11$  min, sendo o instante  $t=6$  o instante onde se verifica menor  $T_m$ . Quando é utilizado CPN, de uma maneira geral, a  $T_m$  em  $t=11$  min é maior do que nos restantes instantes e, mais uma vez, se verifica que o instante  $t=6$  min é o instante em que a  $T_m$  é menor. No instante  $t=6$  min a  $T_m$  é menor do que nos outros instantes pois poderá dever-se ao facto de que nesse instante é o exato momento em que os indivíduos finalizavam a corrida, ou seja, estas temperaturas seriam consequência da vasodilatação e evaporação (transpiração). Quando o suor evapora, proporciona uma redução da temperatura da pele. Dessa forma, o sangue proveniente das regiões mais profundas do corpo é arrefecido ao circular pela pele, retornando em menor temperatura, o que ajuda no controlo da temperatura central (Fernandes, 2013). Por outro lado, como em  $t=11$  min os indivíduos já tinham repousado e estabilizado, as temperaturas são maiores quando comparadas com as  $T_m$  de  $t=6$  min.

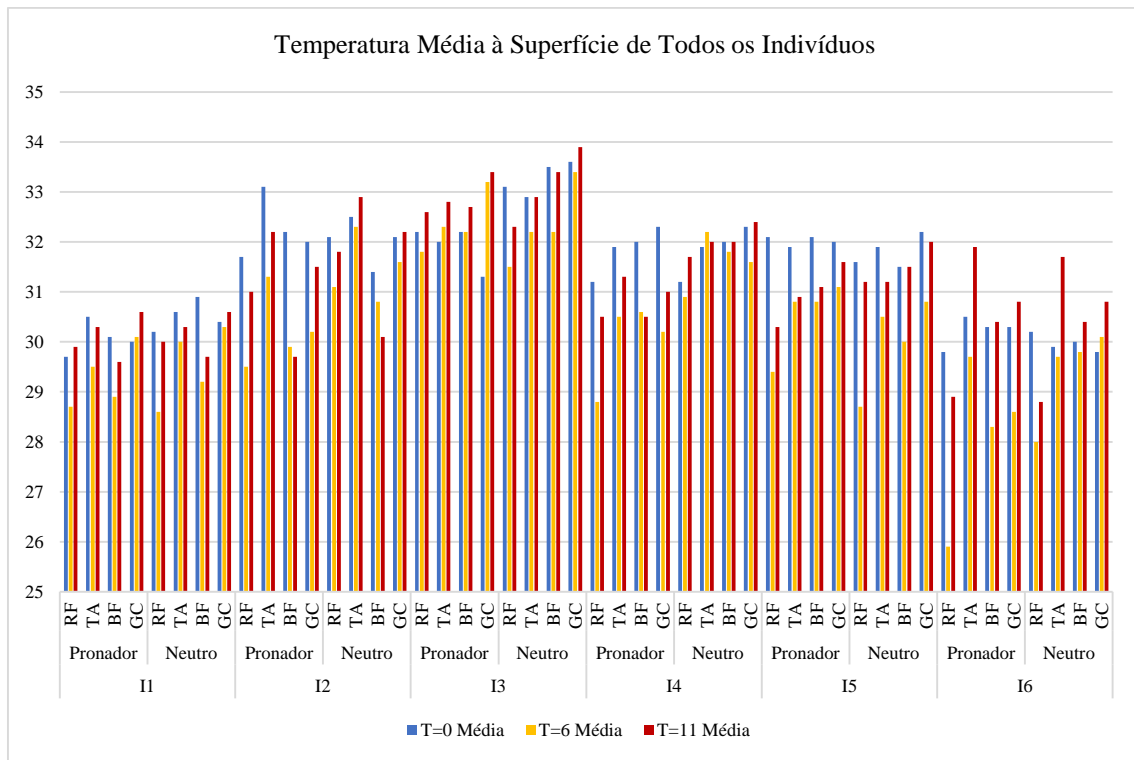


Figura 31 - Temperatura média à superfície para todos os indivíduos em t=0 min, t=6 min e t=11 min.

Nas Figura 32, 33, 34, 35, 36 e 37 está representada a  $T_m$  à superfície de I1, I2, I3, I4, I5 e I6, respetivamente.

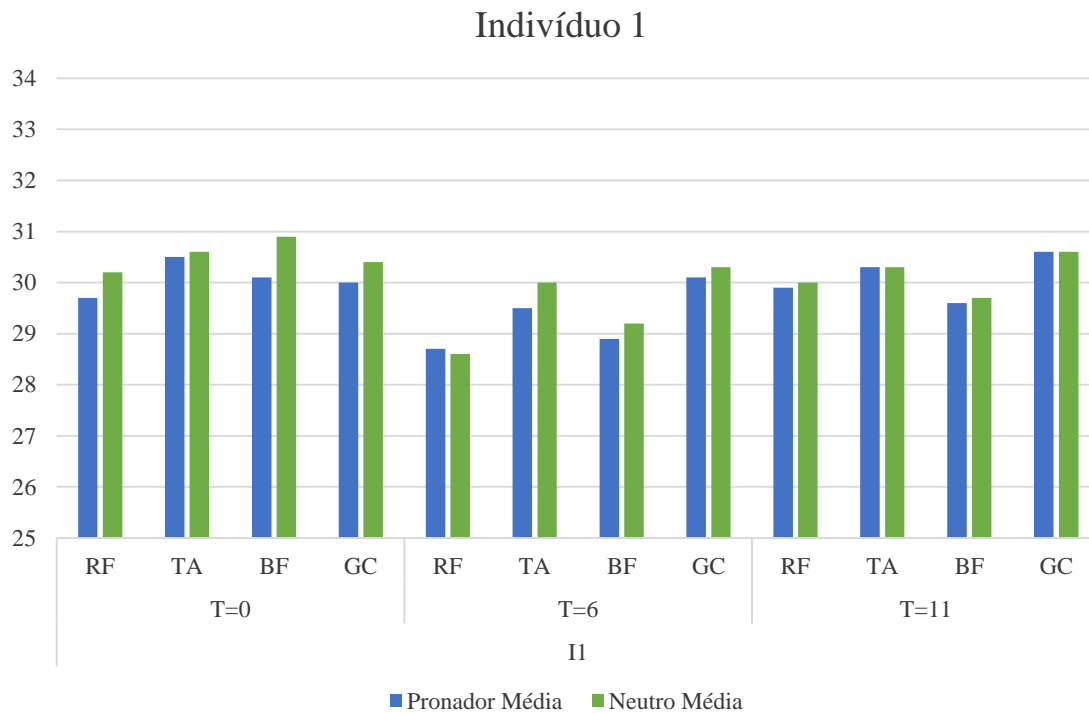


Figura 32 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 1 em função dos tipos de calçado.

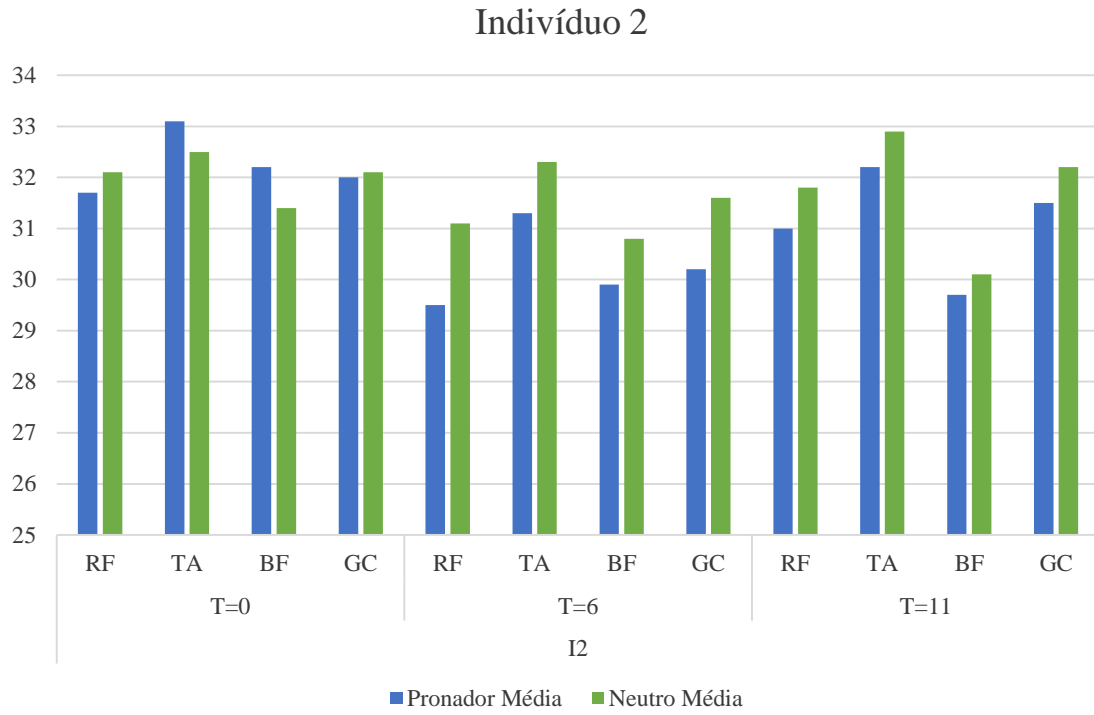


Figura 33 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 2 em função dos tipos de calçado.

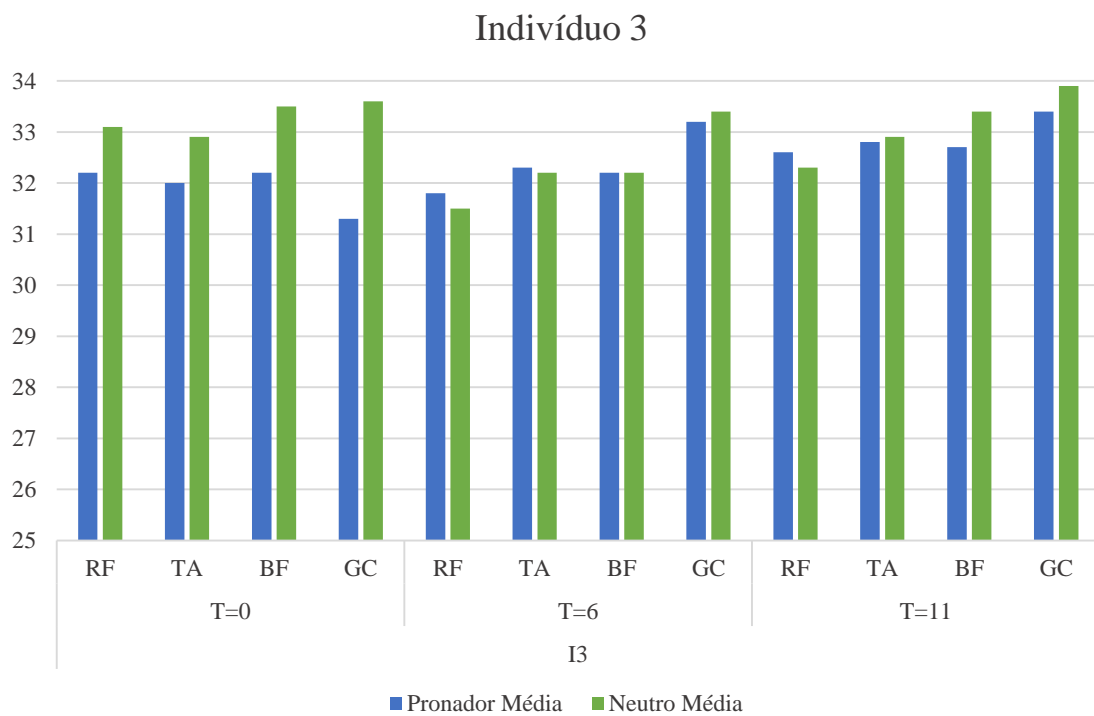


Figura 34 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 3 em função dos tipos de calçado.

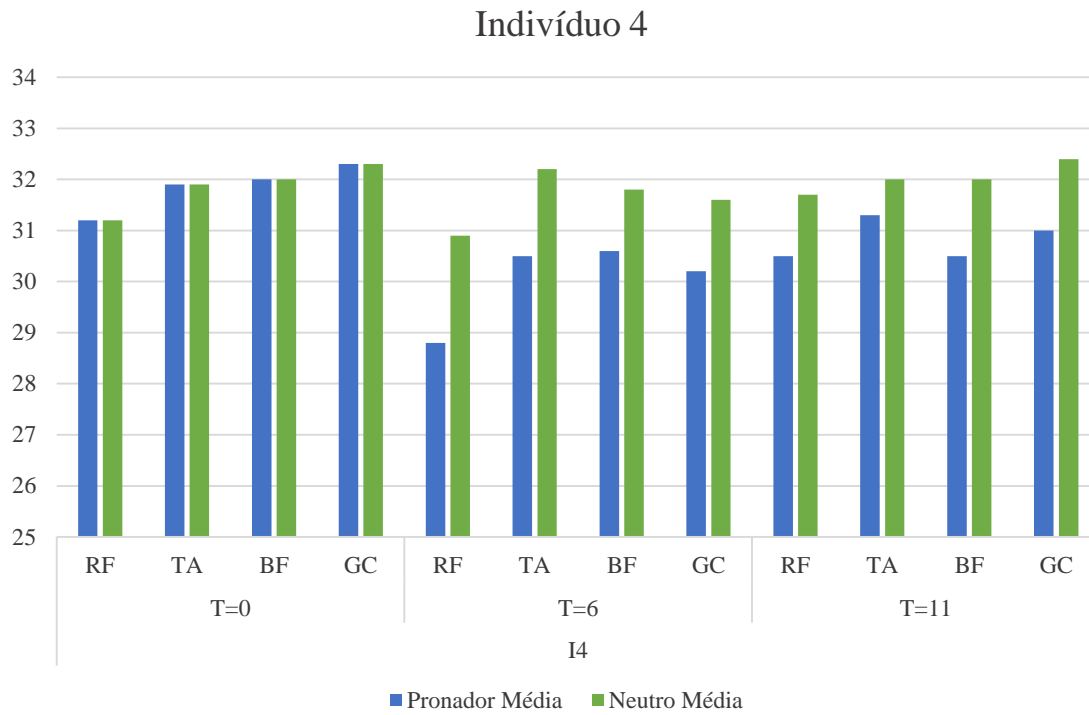


Figura 35 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 4 em função dos tipos de calçado.

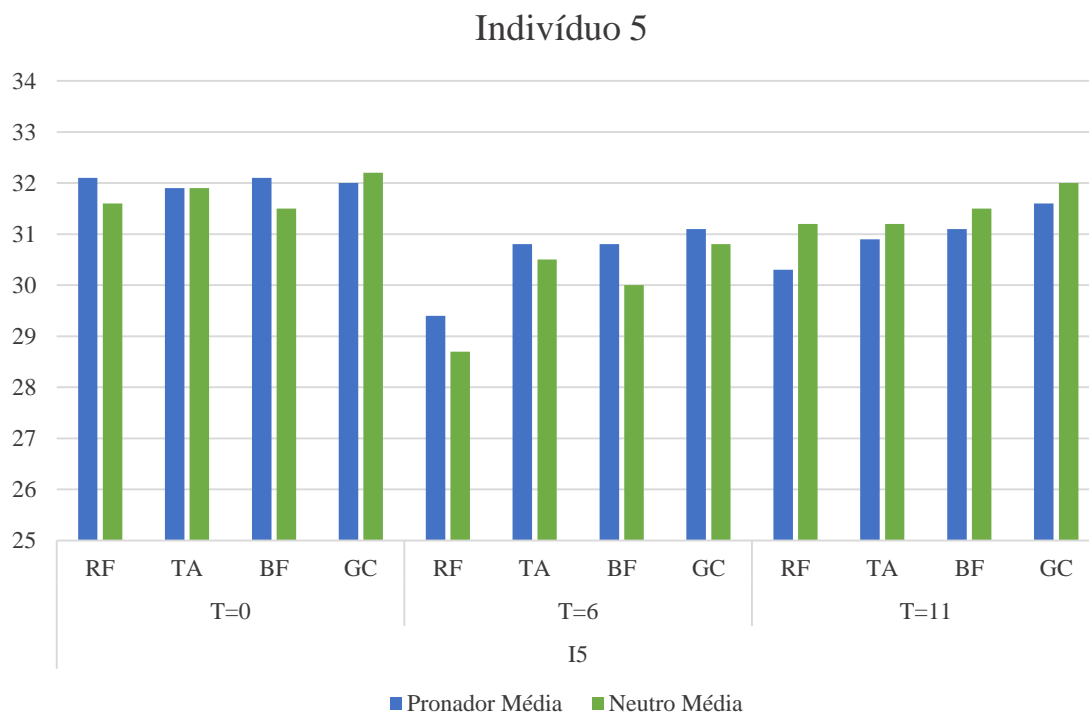


Figura 36 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 5 em função dos tipos de calçado.

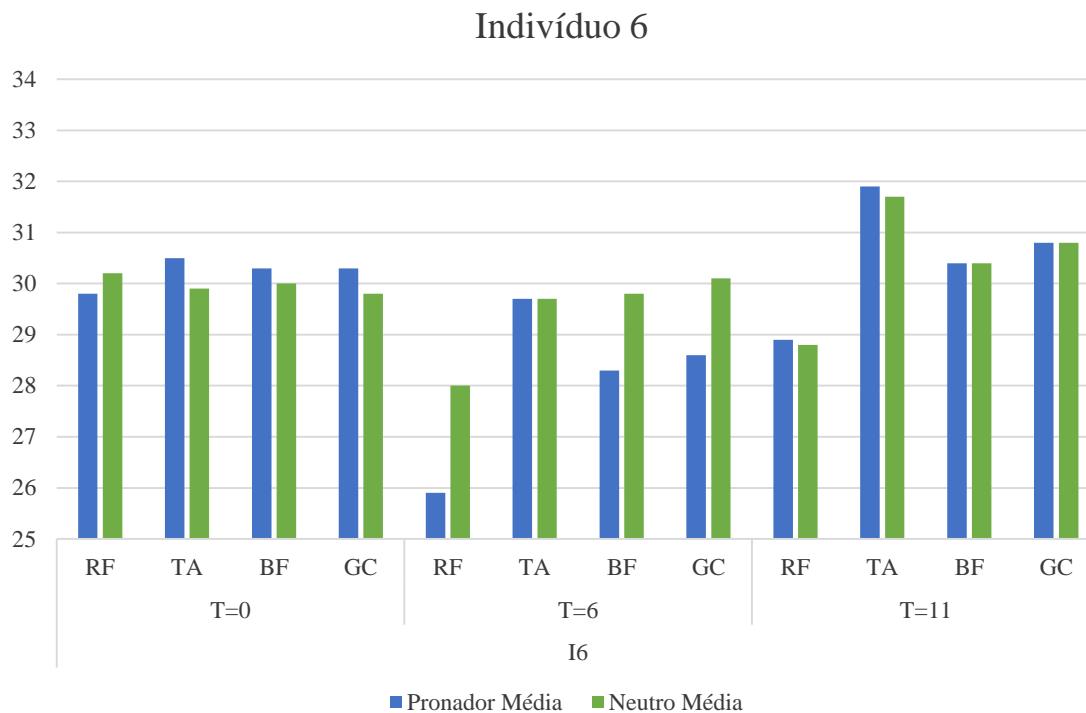


Figura 37 - Temperatura média à superfície do Indivíduo 6 em função dos tipos de calçado.

Analisando os indivíduos de forma individual verifica-se que as  $T_m$  diferem de indivíduo para indivíduo mas pode-se afirmar que, para I1, I3, I4 e I5, as regiões com  $T_m$  mais elevada é nas referentes aos músculos isquiotibiais (BF) e gastrocnémio (GC) e, para I2 e I6, as regiões com  $T_m$  mais elevada é nas regiões referentes aos músculos BF e tibial anterior (TA). Isto pode indicar que estas regiões são as com maior atividade durante o ciclo da corrida. Ao utilizar CPP, os indivíduos I1, I2, I4 e I5 apresentam uma temperatura média à superfície mais elevada em t=0 min do que em t=11 min e t=6 min, sendo t=6 min o instante onde a temperatura média registada é menor.

Com isto é possível afirmar que os resultados obtidos apontam para uma redução entre a  $T_m$  obtida no momento pré-treino (t=0 min) em comparação à registada imediatamente pós-exercício (t=6 min), sendo o valor médio de redução cerca de 1.1°C. Estes resultados reforçam os conceitos de redistribuição do fluxo sanguíneo da região da pele para os músculos ativos, indo de encontro à literatura revista anteriormente (Fernandes, 2013). Por outro lado, pode-se verificar que a região referente ao músculo BF é aquele com maior atividade, uma vez que, a  $T_m$  obtida é maior quando comparada com as outras regiões o que indica que essa região está mais contraída. Quanto à utilização dos diferentes tipos de calçado, de uma maneira geral, pôde-se comprovar que a  $T_m$  obtida com a utilização

de CPN é ligeiramente maior da obtida com a utilização de CPP (cerca de 0.4°C), sugerindo que com a utilização de CPN há um maior esforço por parte dos indivíduos.

#### 4.4. Análise cinemática

O ângulo absoluto entre o tendão de Aquiles, a linha intermaleolar e o ponto medial da perna foi avaliado no momento de apoio do pé direito com solo, denominado de ângulo  $\alpha$ .

Tal como já foi referido no capítulo anterior, foi filmado o último minuto da corrida de cada indivíduo nos dois ensaios. Dessas filmagens, foram selecionados três ângulos no início e três no fim, de modo a calcular a média. O valor médio dos ângulos obtidos foi o valor utilizado na análise de resultados.

Na Tabela 4 estão representados os valores da média e desvio padrão dos ângulos obtidos de todos os indivíduos no início e fim das filmagens com a utilização de calçado específico para passada pronadora (CPP) e calçado específico para passada neutra (CPN), bem como os valores máximos e mínimos. Tal como é possível verificar, a média dos ângulos formados pelos indivíduos ao utilizar CPP é menor, quer no início que no fim, do que quando é utilizado CPN, possivelmente devido ao facto de o CPN utilizado apresentar características diferentes do CPP na sola intermédia.

Tabela 4 – Valor da média, desvio padrão, máximo e mínimo da análise cinemática para a utilização de CPP e CPN.

	CPP		CPN	
	<i>Início</i>	<i>Fim</i>	<i>Início</i>	<i>Fim</i>
<b>Média (°)</b>	167.11	166.17	167.56	168.28
<b>Desvio Padrão (°)</b>	1.76	2.79	2.17	3.03
<b>Máximo (°)</b>	170.00	170.67	170.00	172.33
<b>Mínimo (°)</b>	165.00	162.67	164.00	165.00

Nas Figura 38, 39, 40, 41, 42 e 43 pode-se observar a média obtida para o ângulo  $\alpha$  para cada indivíduo em função do calçado, respetivamente.

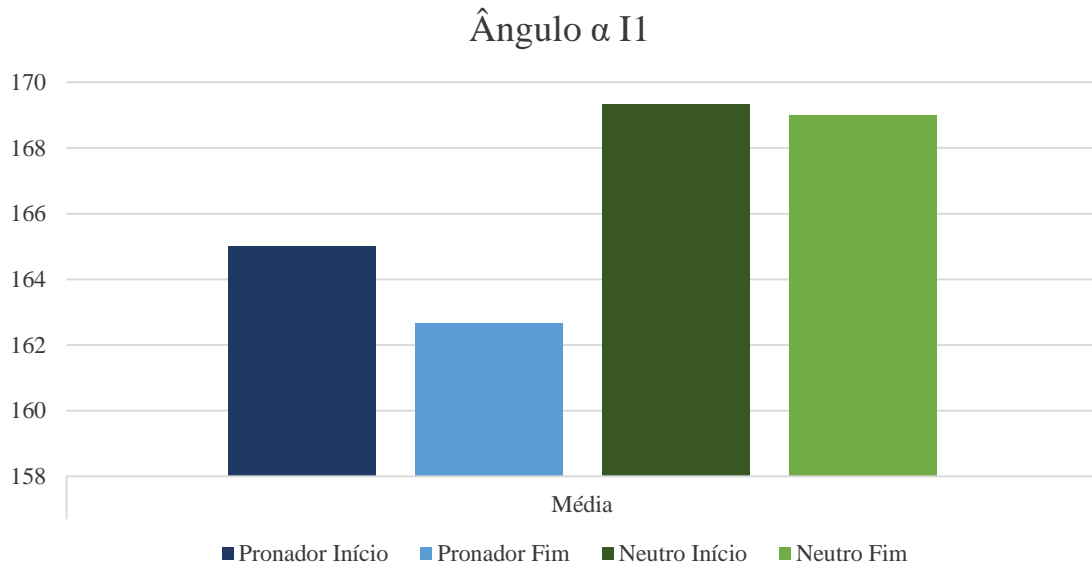


Figura 38 – Ângulo  $\alpha$  para o indivíduo I1 em função do calçado

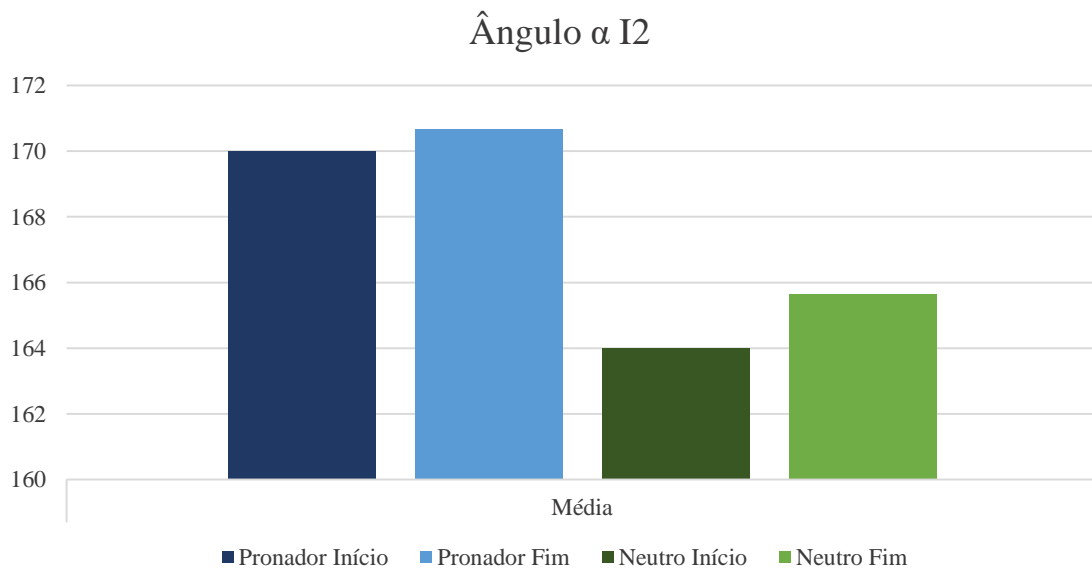


Figura 39 – Ângulo  $\alpha$  para o indivíduo I2 em função do calçado

### Ângulo $\alpha$ I3

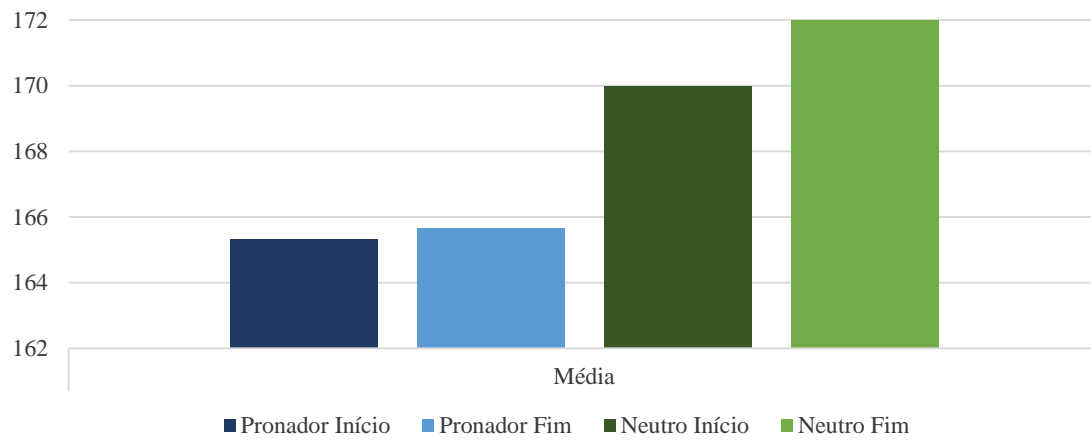


Figura 40 – Ângulo  $\alpha$  para o indivíduo I3 em função do calçado

### Ângulo $\alpha$ I4

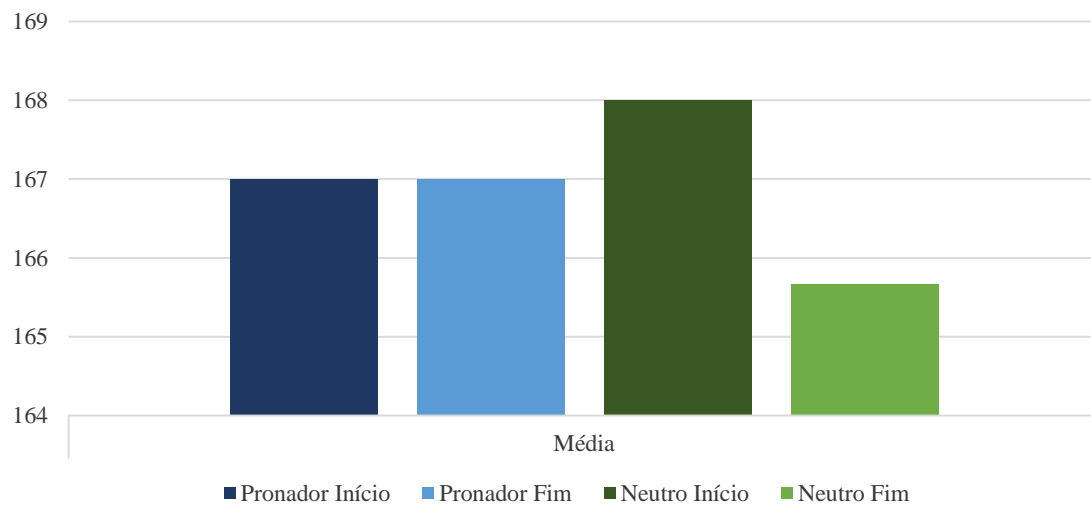


Figura 41 – Ângulo  $\alpha$  para o indivíduo I4 em função do calçado

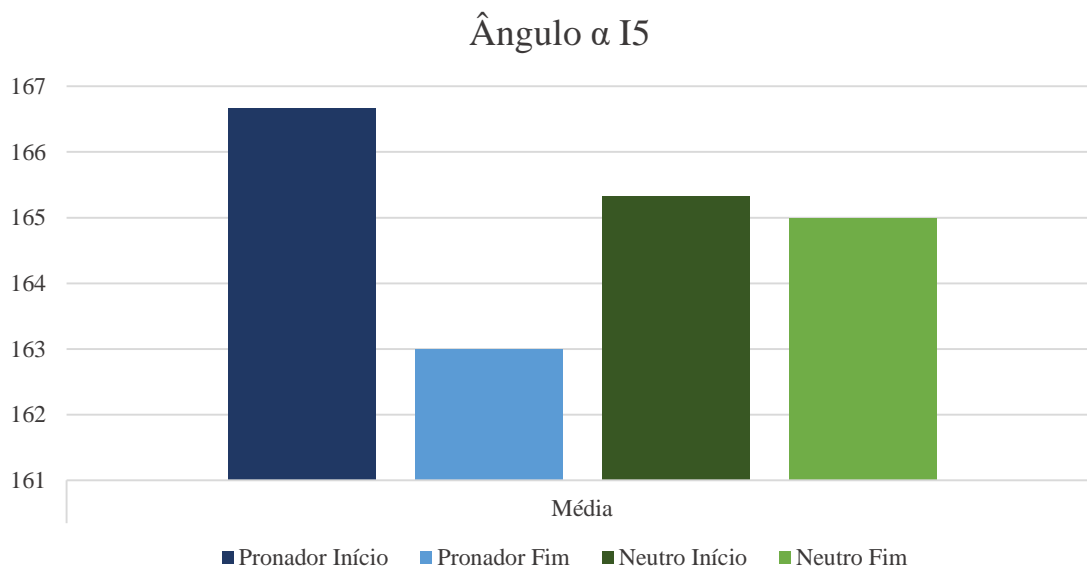


Figura 42 – Ângulo  $\alpha$  para o indivíduo I5 em função do calçado

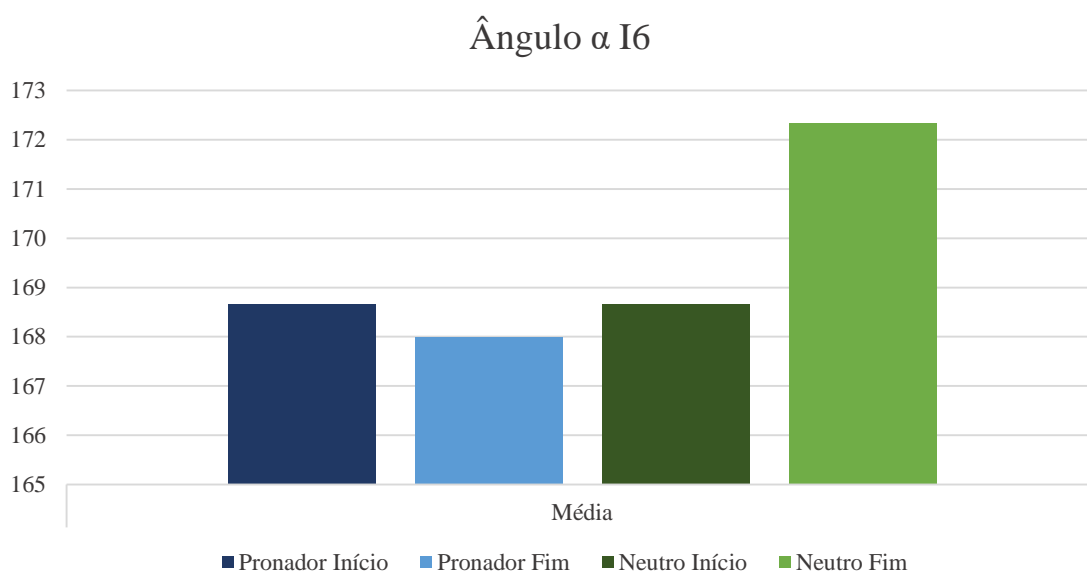


Figura 43 - Ângulo  $\alpha$  para o indivíduo I6 em função do calçado

Com a análise dos resultados, verificou-se que não há coerência na amostra, uma vez que, os indivíduos não têm o mesmo comportamento com a utilização dos dois tipos de calçado. No caso do indivíduo I1, I3 e I6 os valores obtidos são maiores para a utilização de CPN, quer no início como no fim. Por outro lado, no caso do indivíduo I2, os valores obtidos quando a utilização de CPP, quer no início quer no fim, são maiores do que comparados com os valores obtidos para CPN. Já no caso dos indivíduos I4 e I5 há

variação de valores. No início os valores obtidos, aquando a utilização de CPN, são maiores e, no final, são maiores aquando a utilização de CPP no caso do indivíduo I4, acontecendo o contrário para o indivíduo I5.

Na Figura 44 está representado um gráfico geral, onde se pode observar os valores médios dos ângulos obtidos para cada indivíduo em função da utilização do calçado em análise.

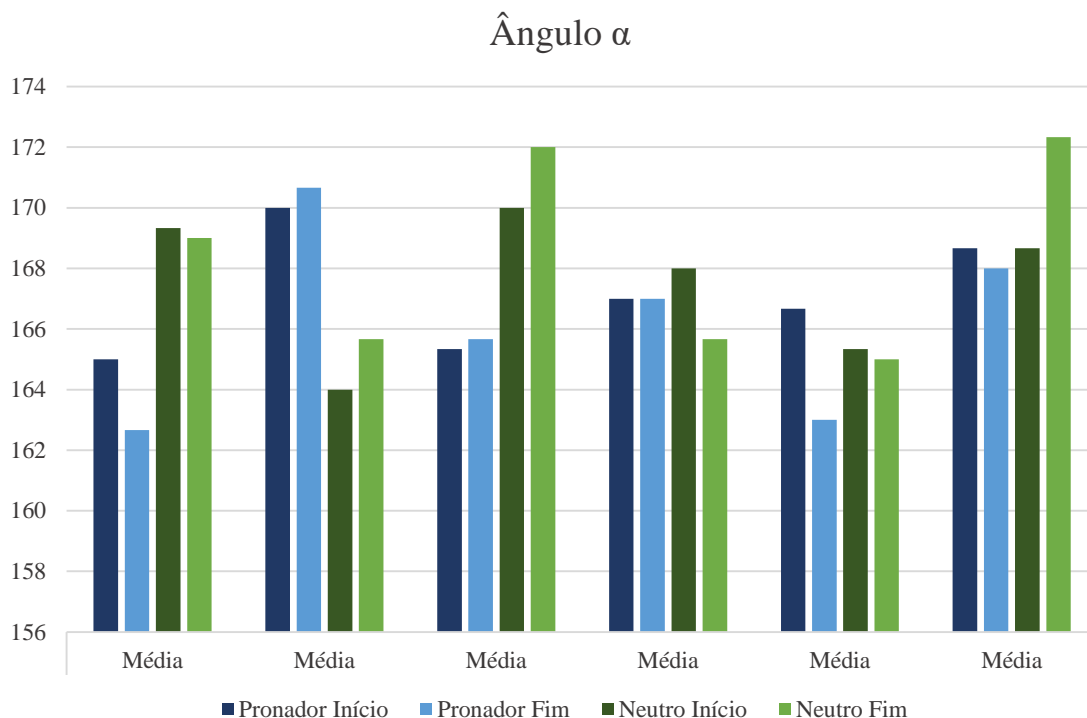


Figura 44 – Ângulo  $\alpha$  para todos os indivíduos em função do calçado.

Em termos conclusivos, de uma maneira geral, ao utilizar CPN os valores dos ângulos obtidos são maiores, ou seja, há alteração na fase de apoio ao utilizar calçado diferente. Um indivíduo com uma passada neutra assume ângulos de valor de 190°, portanto, como os valores dos ângulos aumentam, ou seja, aproximam-se de 190° pode-se dizer que ao utilizar diferentes tipos de calçado vai haver influência no apoio do pé com o solo. Porém, neste estudo, as diferenças encontradas não foram significativas, uma vez que, comparando os valores máximos e mínimos obtidos referidos na Tabela 4, não houve aumento ou diminuição do ângulo acima dos 7°.

# **Capítulo 5**

Conclusão e trabalhos futuros



## 5.1. Conclusão

A biomecânica é uma área que está cada vez mais desenvolvida e é utilizada em vários conceitos, não apenas como discussão do movimento, mas também para atuar em assuntos relacionados ao aperfeiçoamento da técnica do movimento, adaptações ambientais, aperfeiçoamento de sistemas para análises de movimentos e consequentes aplicações práticas, como é o caso da corrida.

Neste trabalho, recorreu-se à análise de corrida através de captura da temperatura à superfície, de movimento e de recolha de sinal eletromiográfico, para poder responder às questões formuladas correspondentes à utilização de diferentes tipos de calçado, durante a fase de apoio. Em relação à análise cinemática de corrida verificou-se que, a média dos ângulos formados pelos indivíduos ao utilizar calçado específico para passada pronadora (CPP) é menor, quer no início quer no fim, do que quando é utilizado calçado específico para passada neutra (CPN), possivelmente devido ao facto de o calçado específico para passada neutra (CPN) utilizado apresentar características diferentes do calçado específico para passada pronadora (CPP) na sola intermédia. Portanto, pode-se dizer que ao utilizar diferentes tipos de calçado vai haver influência no apoio do pé com o solo.

No que se refere à eletromiografia, verificou-se que os músculos analisados apresentam o mesmo comportamento para a utilização dos dois tipos de calçado, uma vez que, para os valores médios de sinal RMS, tanto com a utilização de calçado específico para passada pronadora (CPP) e calçado específico para passada neutra (CPN), o músculo com maior valor é o reto femoral (RF) e o músculo com menor valor médio é o gastrocnémio lateral (GC). Verificou-se também um elevado desvio no valor do sinal eletromiográfico máximo dos músculos. Este desvio pode ser justificado pelo ruído próprio deste sistema de aquisição que está ainda em desenvolvimento e pelo tamanho de amostra deste estudo, uma vez que esta é apenas constituída por seis indivíduos.

Em relação à termografia, os resultados obtidos apontam para uma redução entre a temperatura à superfície da pele ( $T_m$ ) obtida no momento pré-treino ( $t=0$  min) em comparação à registada imediatamente pós-exercício ( $t=6$  min), sendo o valor médio de redução cerca de 1.1 °C. Estes resultados reforçam os conceitos de redistribuição do fluxo sanguíneo da região da pele para os músculos ativos. Por outro lado, verificou-se que a região referente ao músculo isquiotibiais (BF) é aquela com maior atividade, uma vez que, a temperatura à superfície da pele ( $T_m$ ) obtida é maior quando comparada com as

outras regiões. Quanto à utilização dos diferentes tipos de calçado, de uma maneira geral, pode-se comprovar que a temperatura à superfície da pele ( $T_m$ ) obtida com a utilização de calçado específico para passada neutra (CPN) é ligeiramente maior da obtida com a utilização de calçado específico para passada pronadora (CPP) (cerca de 0.4°C), sugerindo que com a utilização de CPN há um maior esforço por parte dos indivíduos. As diferenças de temperatura encontradas podem dever-se ao ruído, visto que, o ambiente onde foram recolhidas as imagens não era totalmente isolado de radiação. A termografia foi a técnica onde foi possível verificar maiores diferenças aquando a utilização de diferentes tipos de calçado uma vez que, de maneira geral, quando foi utilizado calçado específico para passada neutra (CPN) as temperaturas à superfície são maiores comparadas aquando a utilização de calçado específico para passada pronadora (CPP).

De realçar que é importante ter em conta o tamanho da amostra deste estudo, não permitindo afirmar com toda a certeza que não existe influências na escolha do calçado. Porém sendo assim, em jeito de suma e com base neste estudo, não se pode afirmar que haja influência significativa do calçado na prática da corrida, devendo cada atleta adquirir um calçado que seja confortável e ajustado a si próprio.

## **5.2. Limitações e Trabalhos Futuros**

Durante este trabalho surgiram algumas dificuldades, nomeadamente o número da amostra conseguida ficar aquém do esperado, devido à disponibilidade de voluntários e laboratório, bem como a carência de material e calçado, devido à falta de orçamento ou disponibilidade de utilização. Uma alternativa para ultrapassar esta dificuldade seria a aquisição de mais tipos de calçado e em maior quantidade de forma a poder abranger um maior número de pessoas, assim como a aquisição de mais instrumentos de medição, tais como, plataformas de força.

Além disso, o objetivo inicial deste estudo seria comparar corredores amadores com federados, porém, não foi possível a realização de ensaios com corredores federados devido à dificuldade de conciliar os tempos disponíveis do laboratório com o horário e treinos dos indivíduos.

Atendendo às dificuldades, questões e conhecimentos que foram adquiridas ao longo deste trabalho, bem como no sentido de prosseguir e validar, numa amostra mais alargada,

os estudos aqui apresentados, são expostas de seguida algumas sugestões. Uma abordagem para um estudo subsequente, seria utilizar uma amostra maior, utilizando a mesma metodologia, objetivos e os equipamentos utilizados neste estudo com o acréscimo das plataformas de força, uma vez que estas permitiram avaliar o impacto que o pé exerce com o solo, ou então utilizar três ou mais tipos de calçado desportivo. O principal objetivo destes dois estudos seria o de concluir sobre as principais características do comportamento do apoio do pé à utilização de uma maior variedade de calçado, vantagens ou desvantagens da utilização do mesmo, bem como verificar a existência ou não da influência do calçado com a força de reação do solo.



# **Referências Bibliográficas**







- Amadio, A. C. & Serrão, J. C., 2007. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Rev. bras. Educ. Fís. Esp.*, Dezembro, Volume 21, pp. 61-85.
- American College of Sports Medicine., 2000. *Guidelines for exercise testing and prescription*. 6ª ed. Philadelphia: Williams and Wilkins.
- Argi, R. K., 2015. *ALS-Sense – Sistema de Aquisição e Processamento de Electromiogramas para Pacientes com ALS*, Lisboa: Instituto Superior de Engenharia de Lisboa.
- Azevedo, A. P. d. S., 2009. *Análise dinâmica e electromiográfica da locomoção humana com o uso de calçados desportivos falsificados*, São Paulo: Universidade de São Paulo.
- Azevedo, A. P. d. S., 2013. *Biomecânica da corrida: considerações acerca das adaptações dinâmicas e eletromiográfica desencadeadas pelo pé descalço e pelo uso do calçado minimalista*, São Paulo: Universidade de São Paulo.
- Azevedo, A. P. d. S., 2013. *Biomecânica da corrida: considerações acerca das adaptações dinâmicas e eletromiográficas desencadeadas pelo pé descalço e pelo uso do calçado minimalista*, São Paulo: Universidade de São Paulo.
- Barbosa, T., 2004. *Introdução à biomecânica*, Bragança: s.n.
- Bianco, R., 2005. *Caracterização das respostas dinâmicas da corrida com calçados desportivos em diferentes estados de uso*, São Paulo: Universidade de São Paulo Escola de Educação Física e Esporte.
- Bianco, R., 2005. *Caracterização das respostas dnâmicas da corrida com calçados esportivos em diferentes estados de uso*, São Paulo: Universidade de São Paulo Escola de Educação Física e Esporte.
- BITalino & Group, P. a. I. A., 2013. *General Description*. s.l.:s.n.
- Brukner, P. & Khan, K., 2006. *Clinical Sports Medicine: Revised Third Edition*. Austrália: MCGRAW-HILL Ltd.
- Brunieira, C. A. V., 1998. Análise biomecânica da locomoção humana: andar e correr. *Treinamento Desportivo*, Volume 3, pp. 54-61.
- Carmo, J. M. S. d., 2015. *Sistema de Aquisição e Análise de Sinais na Prática de Natação*, Lisboa: IST - Universidade de Lisboa.

Cheskin, M. et al., 2015. How to recommend the Proper Athletic Footwear. *Podiatry Management*, Outubro, pp. 91-102.

Cirne, V. N. A., 2013. *Análise de posturas e de movimento com recurso a um método de análise de imagem*, Universidade do Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

Claro, S. R., 2015. *Pronação Excessiva?*. [Online] Available at: <http://www.sportlife.com.pt/index.php/corrida-222/item/1588-prona%C3%A7%C3%A3o-excessiva>

Correa, C. S., Costa, R. & Pinto, R. S., 2012. Use of different control techniques for placement of electrodes in the collection of the surface EMG signal. *Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano*, Volume 2, pp. 5-13.

De Luca, C. J., 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of applied biomechanic*, Volume 13, pp. 135-163.

Dinato, R. C., 2013. *Variáveis biomecânicas relacionadas ao impacto e percepção de conforto em calçados de corrida com diferentes tecnologias de amortecimento*, São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Dinato, R. C. et al., 2015. Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *Journal of Science and Medicine in Sport*, Volume 18, pp. 93-97.

Drake, R., Vogl, W. & Mitchell, A., 2005. *Gray's Anatomia para estudantes*. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda.

Fernandes, A. d. A., 2013. *Comportamento da temperatura da pele de diferentes regiões corporais pós-exercício de carga progressiva*, Minas Gerais: Universidade Federal de Viçosa.

Fernandes, A. d. A., 2013. *Temperatura da pele durante o exercício: comparação de métodos*, Minas Gerais: Universidade Federal de Viçosa.

Ferreira, H., 2015. *Running shoes 77*. [Online] Available at: <https://runningshoes77.wordpress.com/2015/01/27/tipos-de-passada/> [Acedido em Março 2016].

- Flores, A. M. C., 2014. *Análise da marcha em crianças com tratamento cirúrgico do pé boto*, Bragança: Instituto Politécnico de Bragança.
- Fukuchi, R. K., 2007. *Análise cinemática da fase de apoio da corrida em adultos e idosos corredores*, São Paulo: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.
- Fukuda, T. Y. et al., 2010. Root Mean Square value of the electromyographic signal in the isometric torque of the quadriceps, hamstrings and brachial biceps muscles in female subjects. *The Journal of Applied Research*, Volume 10, pp. 32-39.
- Gailey, R. S. & Clark, C. R., 1992. Physical Therapy Management of Adult Lower-Limb Amputees. Em: *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. St. Louis: Mosby-Year Book, pp. 569-598.
- Gomes, D. C. d. S., 2013. *A influência da dureza da entressola em calçados esportivos no amortecimento de impacto em corridas: uma revisão sistemática*, Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
- Goonetilleke, R. S. B., 2013. *The science of footwear*. s.l.:oca Raton, Fla., Taylor & Francis.
- Gray, H. a. W. H. L., 1918. *Anatomy of the Human Body*. s.l.:Lea & Febiger.
- Guimarães, G. V., Freitas, H. F. G., Silva, P. R. S. & Teixeira, L. R., 2000. Pés: devemos avaliá-los ao praticar atividade físico-esportiva?. *Rev Bras Med Esporte*, Março/Abril, Volume 2, pp. 57-59.
- Gustavo Sepúlveda, F. L. F. J. L. G. F. P. G. E. F. S. G. A. F. T. R., s.d. *Relação de custo-benefício de calçados esportivos de corrida quanto à capacidade de absorção de impacto*, Brasil: s.n.
- HALL, S., 1993. *Biomecânica básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Hildebrandt, C., Raschner, C. & Ammer, K., 2010. An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria. *Sensors*, Volume 10, pp. 4700-4715.
- Kasmer, M. E., Ketchum, N. C. & Liu, X.-C., 2014. The effect of shoes type on gait in forefoot strike runners during a 50-km run. *Journal of Sports and Health Science*, pp. 122-130.

- Kirby, K. A., 2013. Shoes or Barefoot: which is the best way to run?. *Track Coach*, pp. 6530-6532.
- Knoepfli-Lenzin, C. et al., 2014. The influence of a new sole geometry while running. *Journal of Sports Sciences*, 30 Jun, Volume 32, pp. 1671-1679.
- Konrad, P., 2005. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. USA: Noraxon INC.
- Link D, C. F. M. C., 2005. Efeitos de diferentes declividades de solado sobre variáveis selecionadas no andar de crianças. *Brazilian Journal of Biomechanics*, Volume 6, pp. 5-10.
- Marques, C. T., 2015. A importância da passada e do calçado na corrida. *Público*, 21 Setembro.
- McGinnis, P. M., 2015. *Biomecânica do esporte e exercício*. 3 ed. s.l.:Artmed.
- Monteiro, W. D. & Araújo, C. G. S. d., 2001. Transição caminhada-corrída: considerações fisiológicas e perspectivas para estudos futuros. *Revista Brasileira Medicina Esporte*, novembro/dezembro, pp. 207-222.
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N. & Stefanyshyn, D. J., 2003. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*, Volume 18, pp. 254-263.
- Netter, F. H., 2011. *Atlas da Anatomia Humana*. 5ª ed. s.l.:Elsevier Editora.
- Neves, E. B. & Reis, V. M., 2014. Fundamentos da termografia para o acompanhamento do treinamento desportivo. *Revista UNIANDRADE*, pp. 79-86.
- Nigg, B., 1986. *Biomechanics of running shoes*, s.l.: Champaing: Humann Kinetics.
- Nogueira, M. M. S., 2008. *Análise e comparação das alterações biomecânicas associadas à corrida de velocidade com arrasto*, Porto: s.n.
- Novacheck, T. F., 1998. The biomechanics of running. *Gait and Posture*, pp. 77-95.
- Ocarino, J. d. M. et al., 2005. Electromyography: interpretation and applications in the rehabilitation sciences. *Fisioterapia Brasil*, julho-agosto, pp. 305-310.
- Oliveira, R. F. d. et al., 2014. Efeito do exercício de corrida com e sem a utilização do equipamento Kangoo Jumps, no controle postural: estudo de caso. *Manuel Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*, 30 Maio, pp. 365-376.

- Palastanga, N., Field, D. & Soames, R., 2002. *Anatomy and human movement*. 4<sup>a</sup> ed. s.l.:Butterworth Heinemann.
- Pereira, F. C., 2010. *Análise de variáveis eletromiográficas e cinemáticas em protocolo incremental de corrida na esteira*, Rio Claro: s.n.
- Pinto, F., 2014. *A importância do calçado desportivo*. [Online] Available at: <https://100metros.wordpress.com/2014/03/09/a-importancia-do-calcado-desportivo/>
- PLUX, . –. W. B. S., 2015. *OpenSignals (r)evolution - User Manual*. s.l.:s.n.
- Queen, R. M. G. M. T. & L. H. Y., 2006. Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. Em: s.l.:Gait and Posture, pp. 282-7.
- Rodrigues, N. d. A., 2014. *Análise cinemática 3D da corrida de 100m por videogrametria*, Campinas: s.n.
- Santos, A. M. d. C., 2006. *Análise cinética da marcha em mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto*, Florianópolis: s.n.
- Sartorato, R., 2008. *Metabolical and mechanical analysis of the walk to run*, Rio de Janeiro: s.n.
- Seeley, R. R., D., S. T. & Tate, P., 2003. *Anatomia & Fisiologia, 6<sup>a</sup> Edição*. s.l.:Lusociência.
- Silva, A. D. d. M. M. et al., 2010. *A engenharia e o desporto: Como podem os materiais utilizados alterar os resultados?*, Porto: s.n.
- Silva, A. F. F. d., 2011. *Projecto de uma clínica de análise biomecânica do movimento*, Porto: s.n.
- Silva, H. P. d. et al., 2014. *BITalino: A Novel Hardware Framework for Physiological Computing*, s.l.: s.n.
- Silva, J. d. R. e., 2014. *Repercurssões biofísicas da locomoção de crianças pré-pubertárias com cargas às costas. As implicações da utilização de mochilas escolares.*, Valladolid: s.n.
- Silva, J. L. K. M. d., 2015. *Análise da correlação de métodos de avaliação da pisada*, Curitiba: s.n.

Silva, S. R. D. d., Fraga, C. H. W. & Gonçalves, M., 2007. Muscular fatigue effects on running biomechanics: a review. *Motriz: Revista de educação física*, pp. 225-235.

Silva, S. R. D. d., Fraga, C. H. W. & Gonçalves, M., 2007. Muscular fatigue effects on running biomechanics: a review. *Motriz*, jul./set., Volume 13, pp. 225-235.

Soares, T. S. A., 2015. *Análise cinética da corrida em maratonistas com calçado tradicional, minimalista e descalço.*, Universidade do Porto: s.n.

Sobhani, S. et al., 2016. Biomechanics of running with rocker shoes. *Journal of Science and Medicine in Sport*.

Tartaruga, L. A. P., 2003. *Efeitos fisiológicos e biomecânicos do treinamento complementar da corrida em piscina funda no desempenho de corredores de rendimento*, Porto Alegre: s.n.

Tessutti, V. D., 2008. *Distribuição dinâmica de sobrecargas no pé durante a corrida em diferentes pisos*, São Paulo: s.n.

Tessutti, V. D., 2008. *Distribuição dinâmica de sobrecargas no pé durante a corrida em diferentes pisos*, São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Valente, J. H. R., 2014. *Monitorização de ECG de Pacientes em Mobilidade*, Braga: Universidade do Minho.

Zanolli, J., 2014. *Com quantas camadas se faz um tênis de corrida*. [Online] Available at: <http://jornalistasquecorrem.com.br/2014/12/com-quantas-camadas-se-faz-um-tenis-de-corrída/>

[Acedido em Março 2016].

Zatsiorsky, V. M., 2004. A Dinâmica da Corrida. Em: *Biomecânica no Esporte*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, pp. 125-142.

# **Anexos**



# **Anexo A**

Eletromiografia



## Eletromiografia

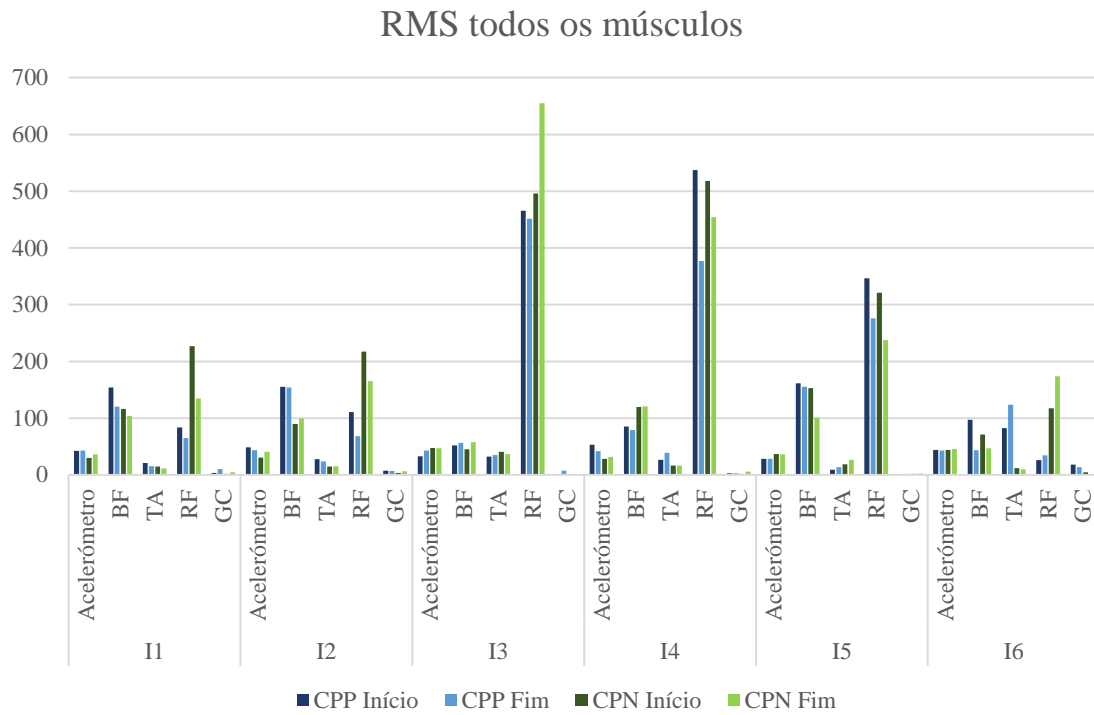


Figura 45 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para todos os indivíduos.

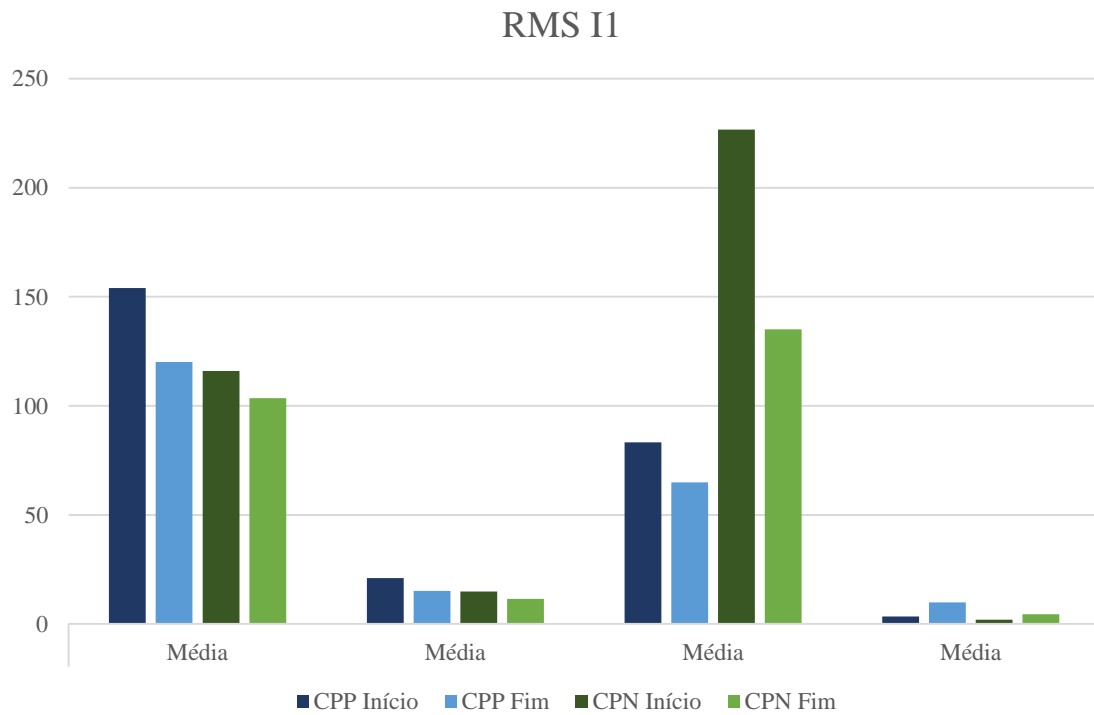


Figura 46 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I1.

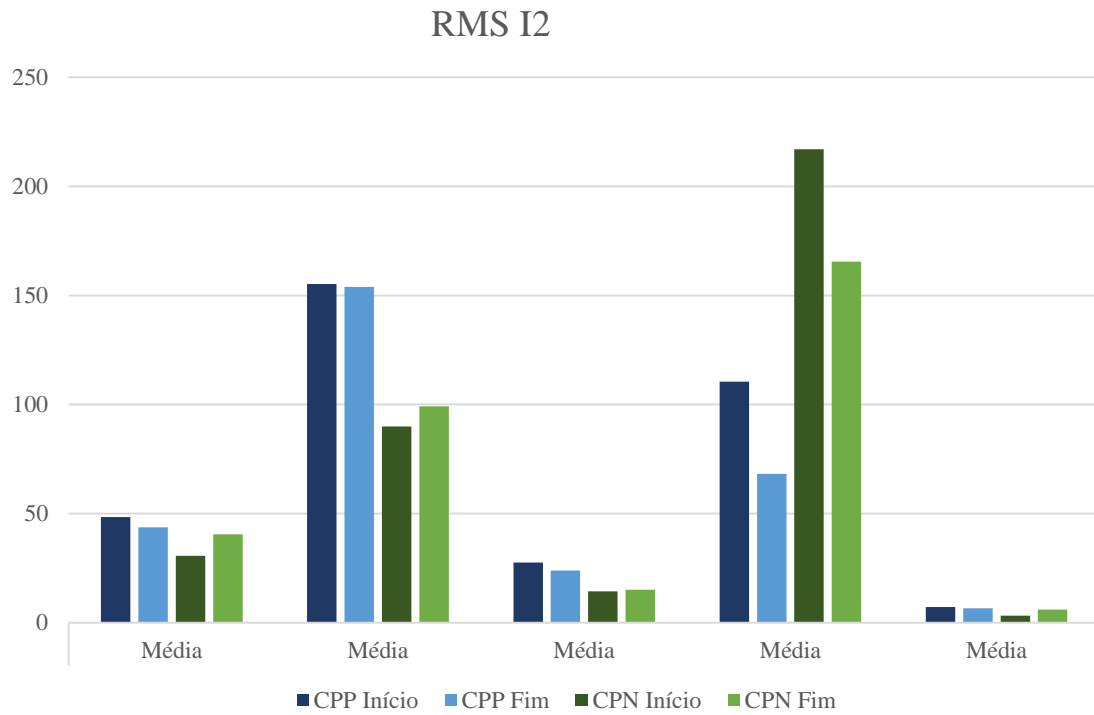


Figura 47 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I2.

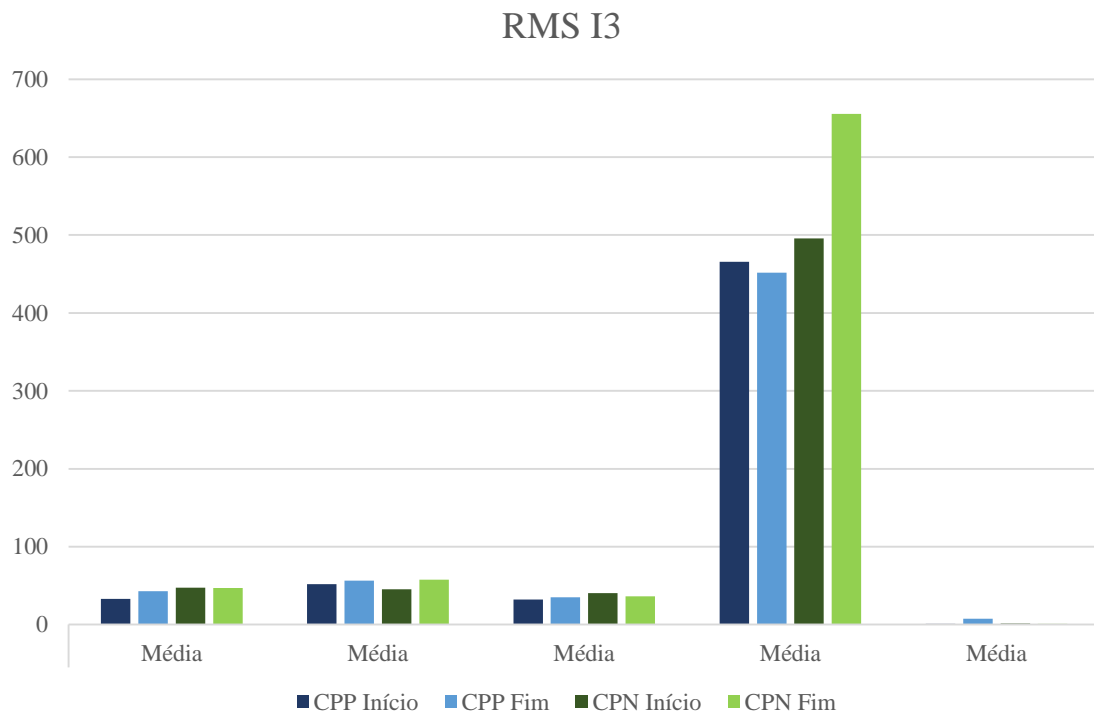


Figura 48 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I3.

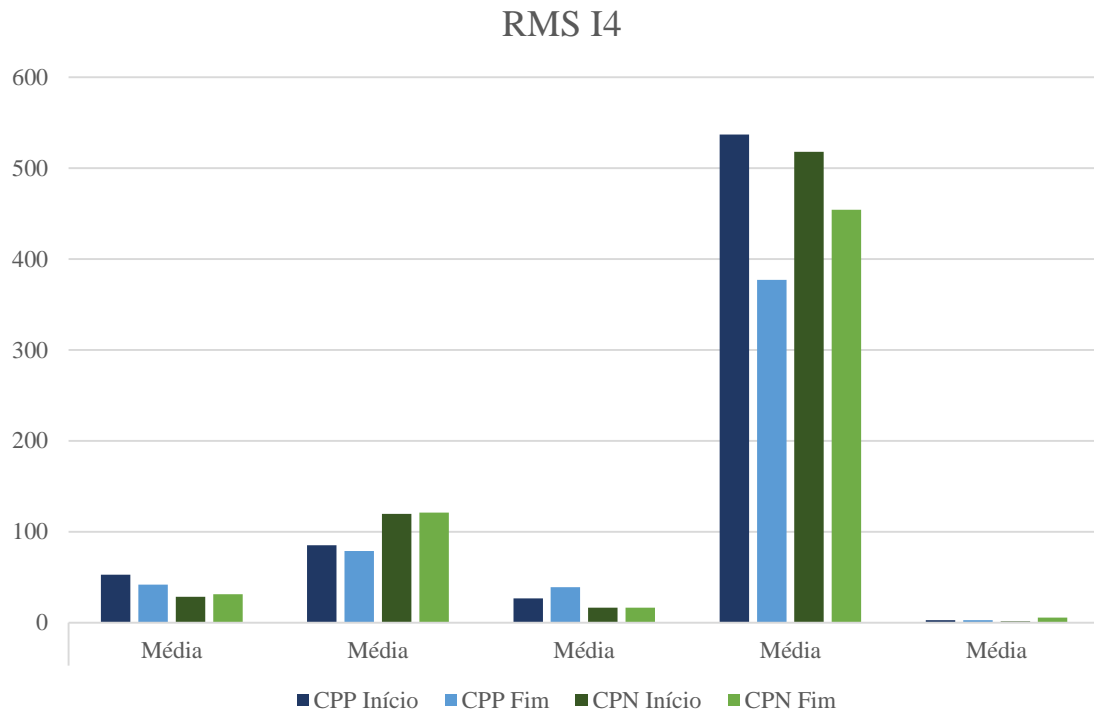


Figura 49 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I4.

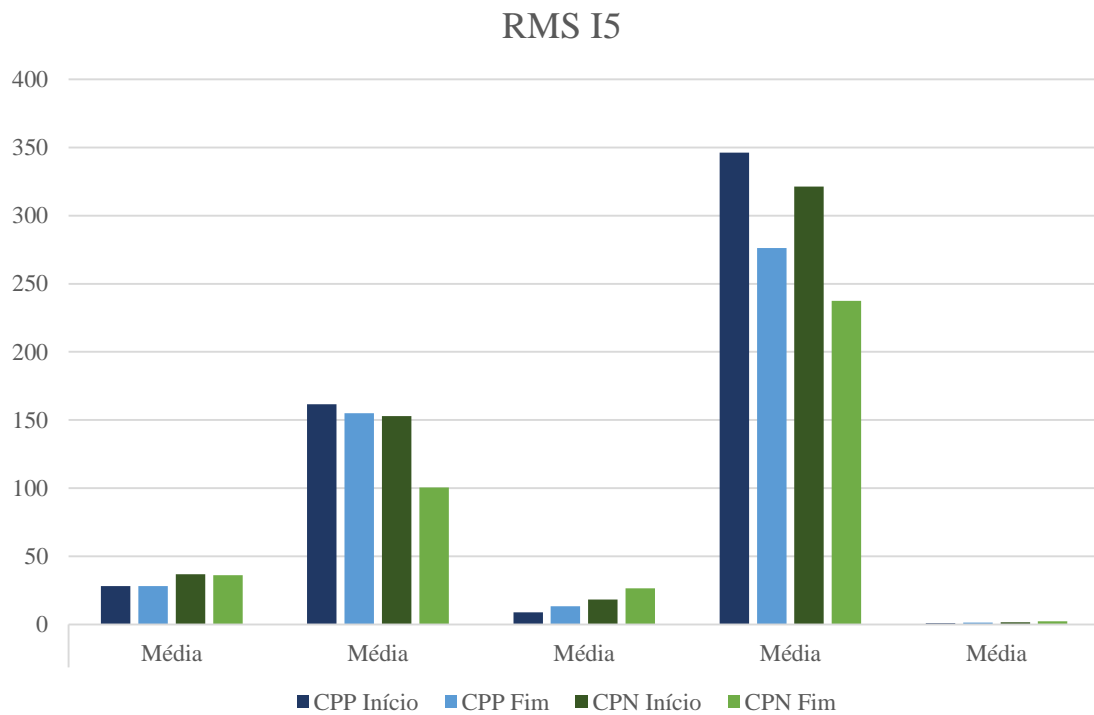


Figura 50 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I5.

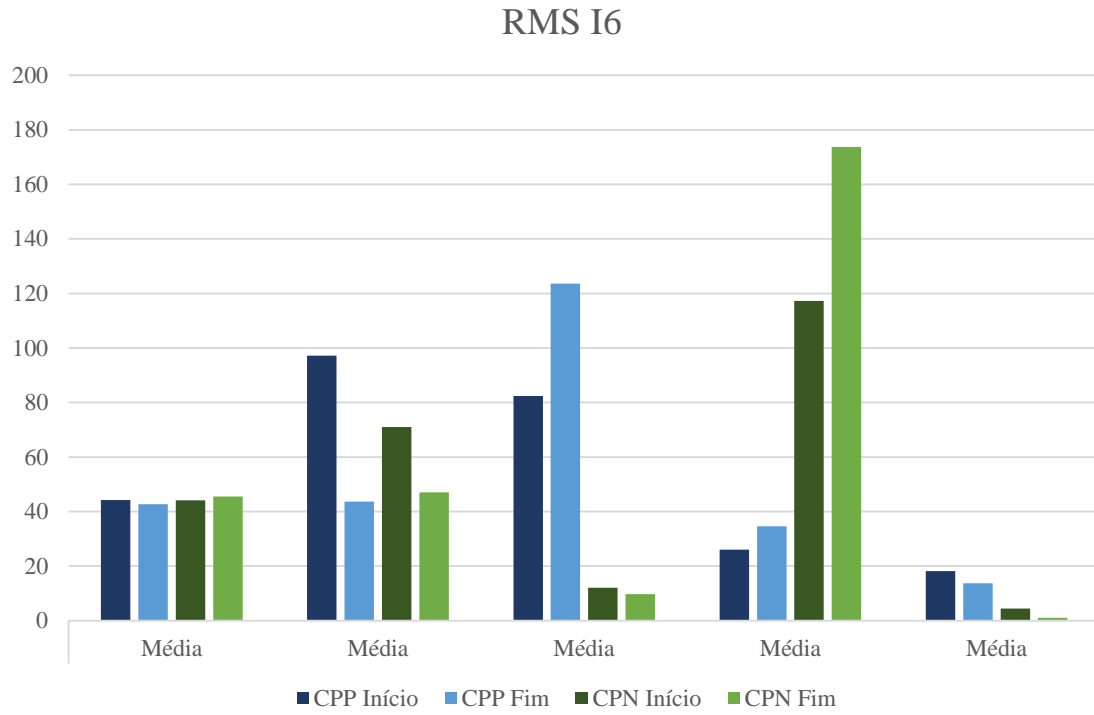


Figura 51 - Valores médios do sinal de RMS de todos os músculos analisados em função do calçado utilizado, para I5.

# **Anexo B**

Termografia



## Imagens Termográficas

### Indivíduo 1

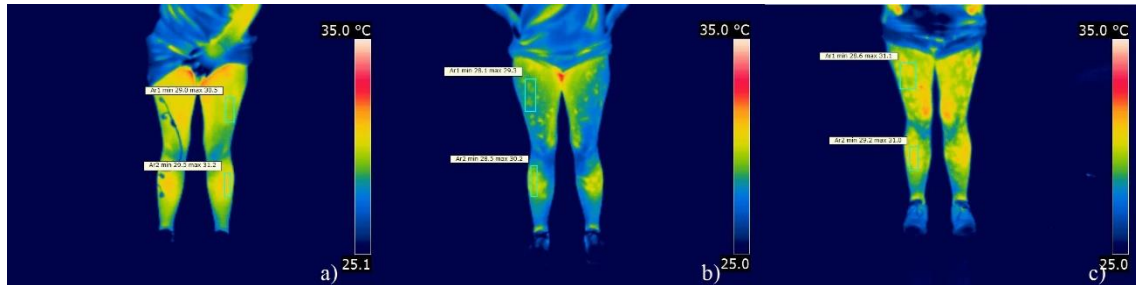


Figura 52 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I1, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

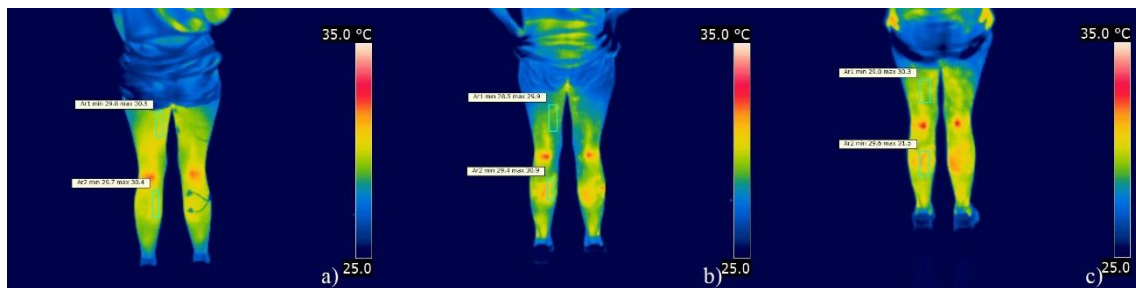


Figura 53 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I1, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

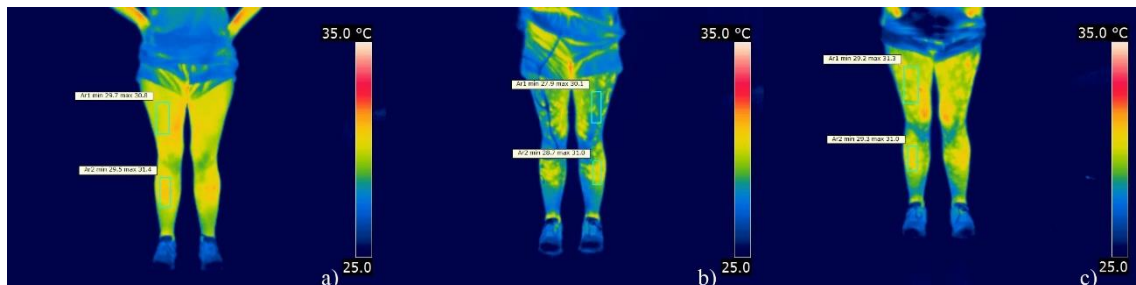


Figura 54 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I1, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

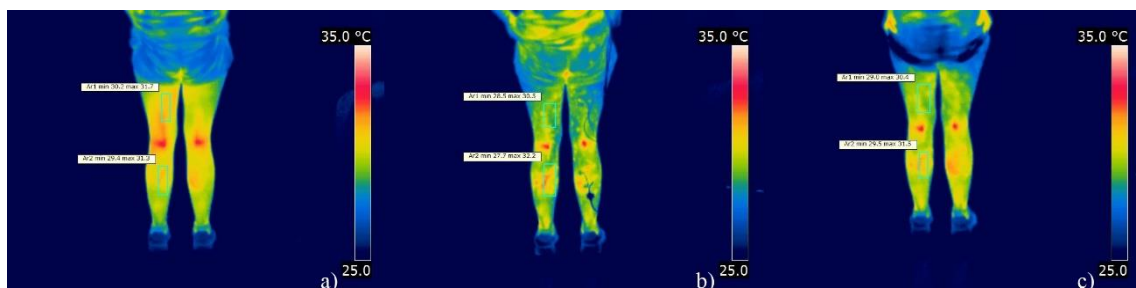


Figura 55 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I1, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

## Indivíduo 2

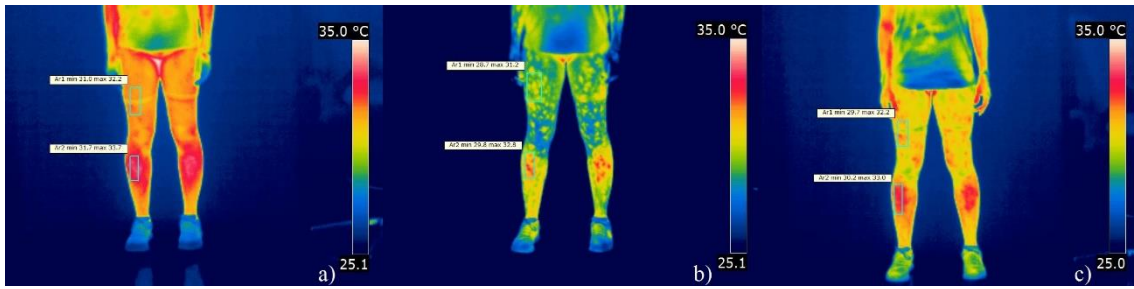


Figura 56 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I2, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

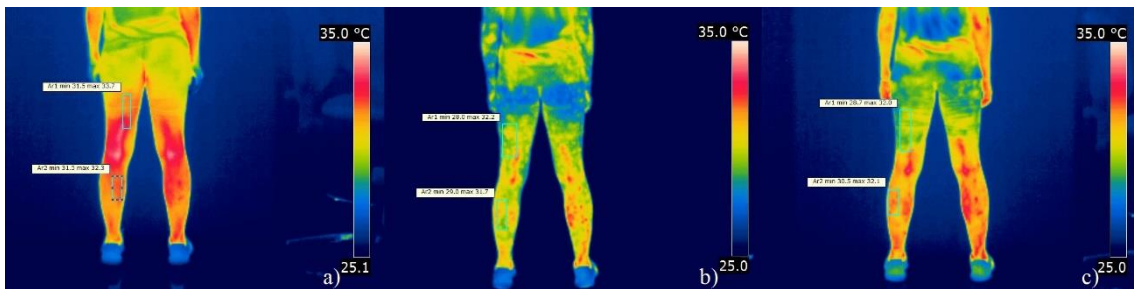


Figura 57 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I2, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

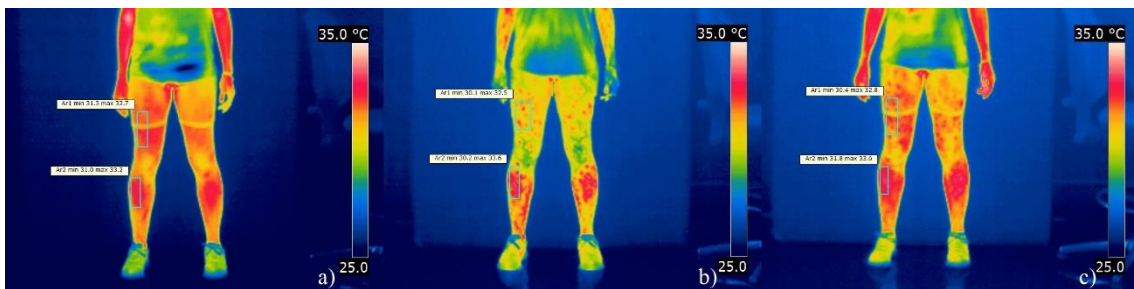


Figura 58 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I2, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.



Figura 59 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I2, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

**Indivíduo 3**

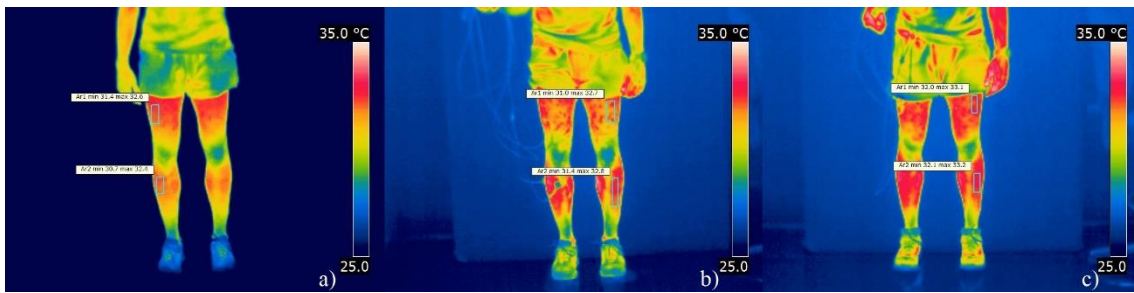


Figura 60 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I3, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

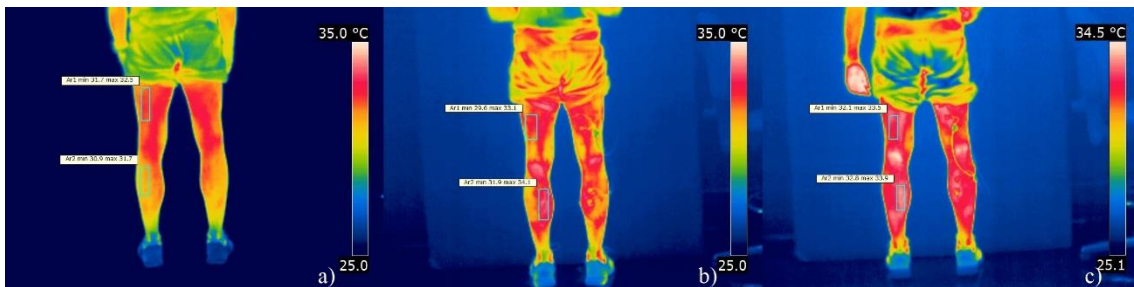


Figura 61 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I3, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

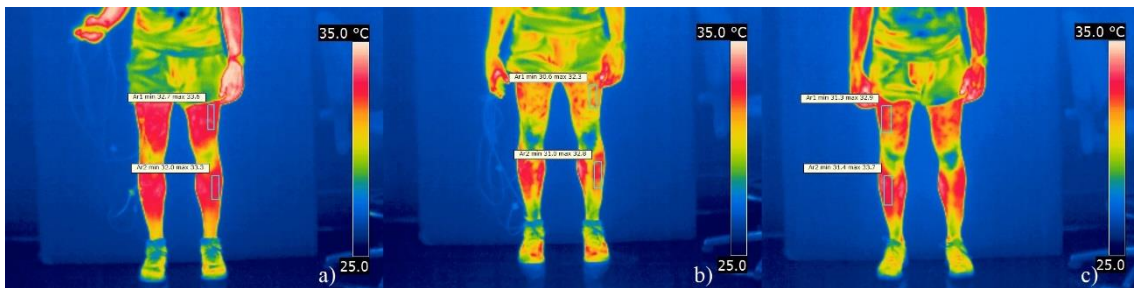


Figura 62 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I3, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

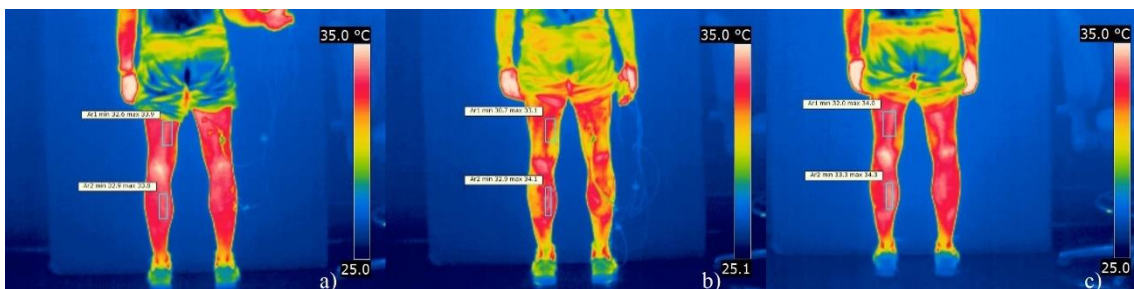


Figura 63 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I3, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

**Indivíduo 4**

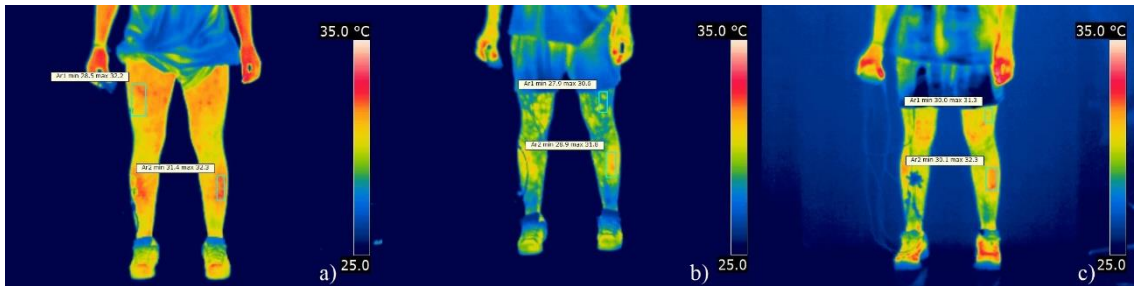


Figura 64 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I4, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

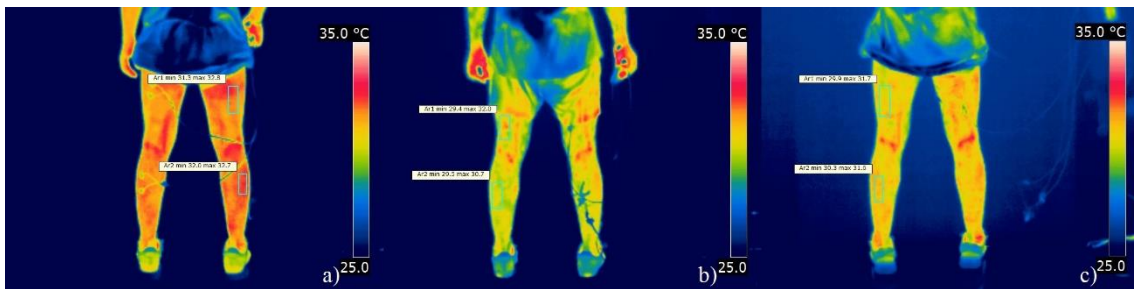


Figura 65 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I4, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.



Figura 66 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I4, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

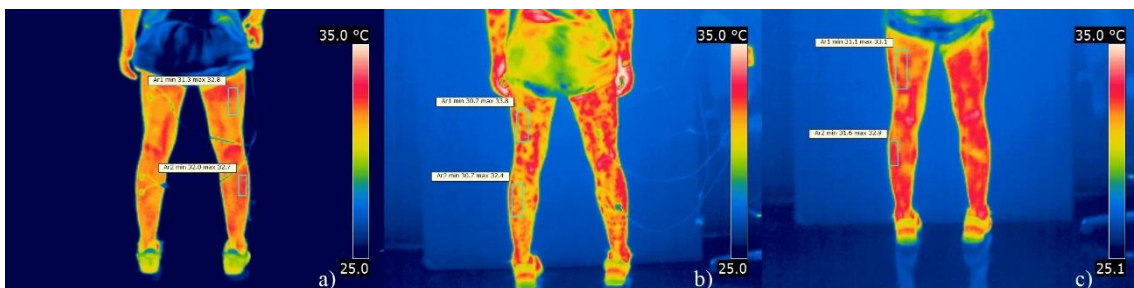


Figura 67 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I4, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

**Indivíduo 5**

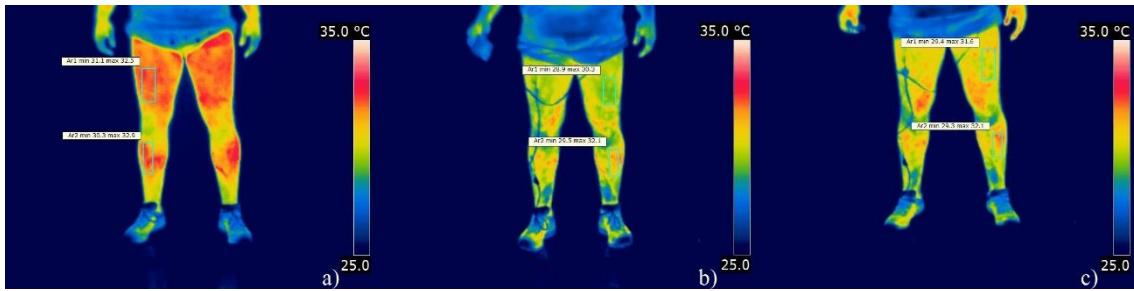


Figura 68 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I5, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

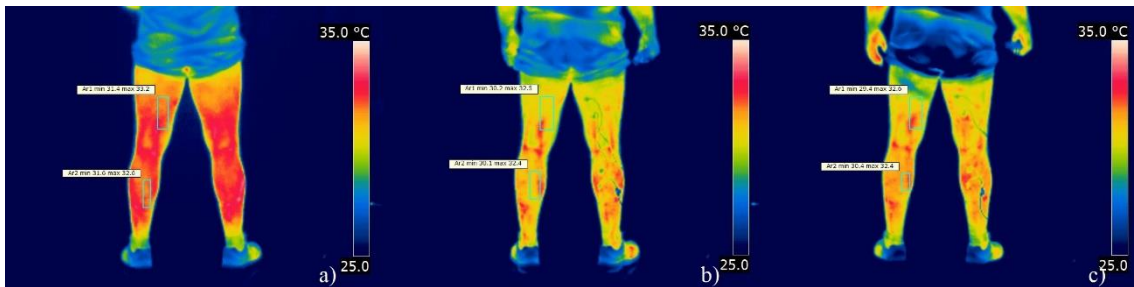


Figura 69 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I5, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

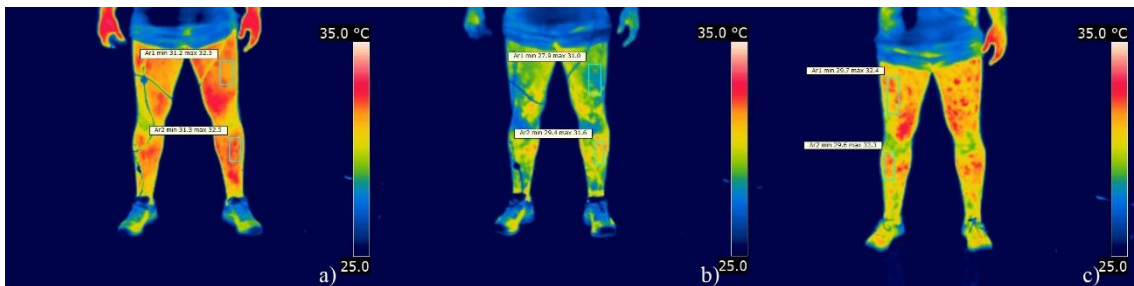


Figura 70 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I5, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

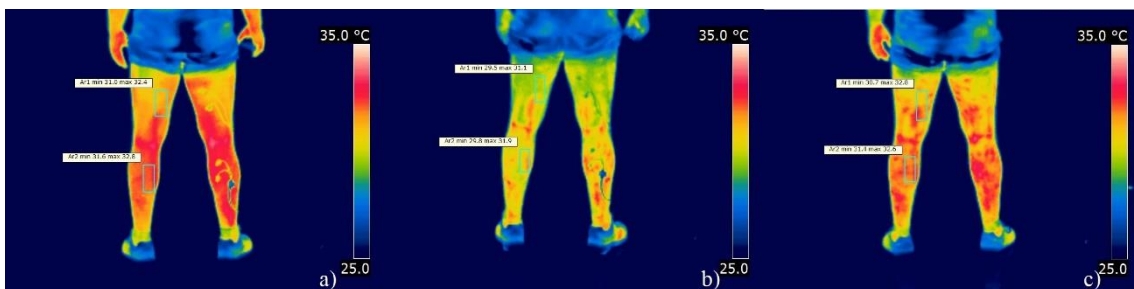


Figura 71 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I5, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

### Indivíduo 6

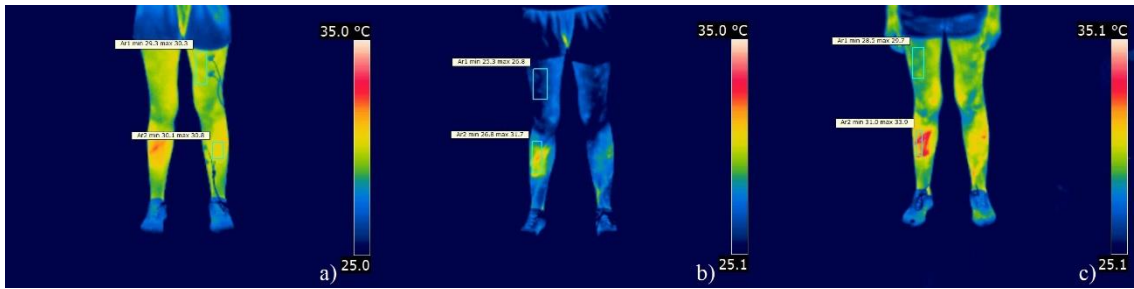


Figura 72 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I6, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

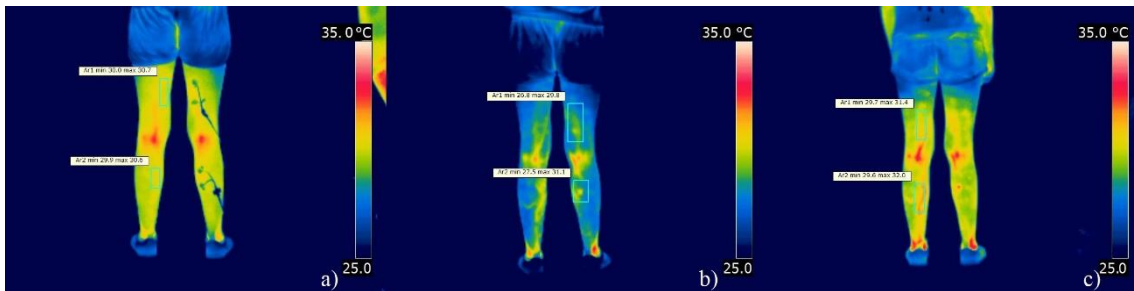


Figura 73 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I6, utilizando CPP. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

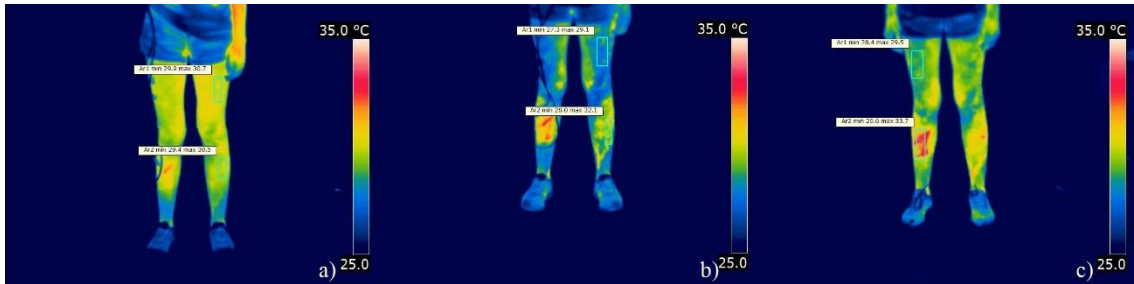


Figura 74 - Análise termográfica da parte anterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I6, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

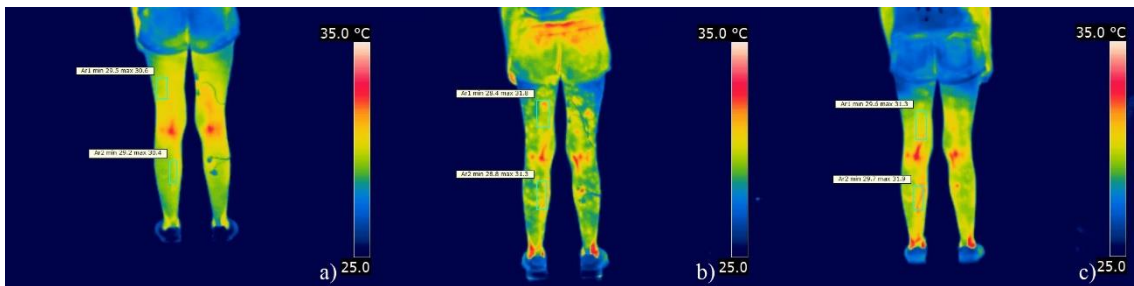


Figura 75 - Análise termográfica da parte posterior das regiões referentes a cada músculo analisado para I6, utilizando CPN. a) instante t=0; b) instante t=6; c) instante t=11.

# **Anexo C**

Cinemática







## Análise cinemática: imagens do ângulo $\alpha$

### Indivíduo 1

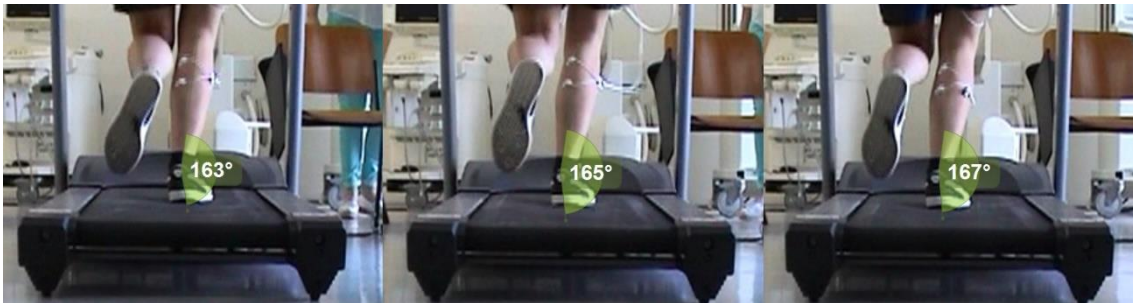


Figura 76 – Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 1 ao utilizar CPP, no início das filmagens.

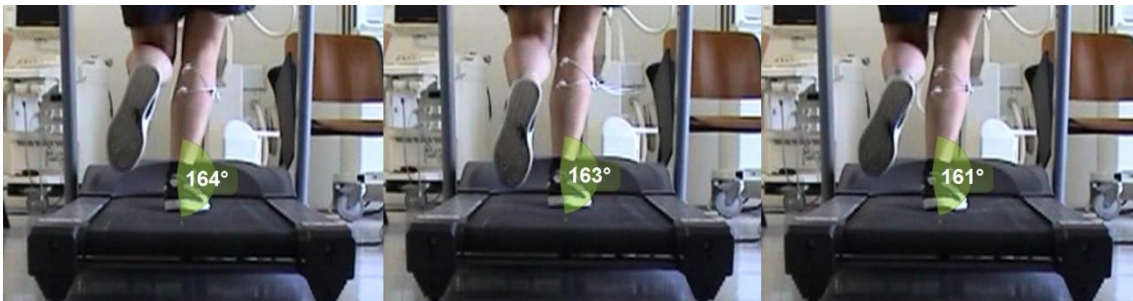


Figura 77 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 1 ao utilizar CPP, no final das filmagens.



Figura 78 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 1 ao utilizar CPN, no início das filmagens.



Figura 79 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 1 ao utilizar CPN, no final das filmagens.

## Indivíduo 2



Figura 80 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 2 ao utilizar CPP, no início das filmagens.



Figura 81 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 2 ao utilizar CPP, no final das filmagens.



Figura 82 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 2 ao utilizar CPN, no início das filmagens.



Figura 83 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 2 ao utilizar CPN, no final das filmagens.

### Indivíduo 3

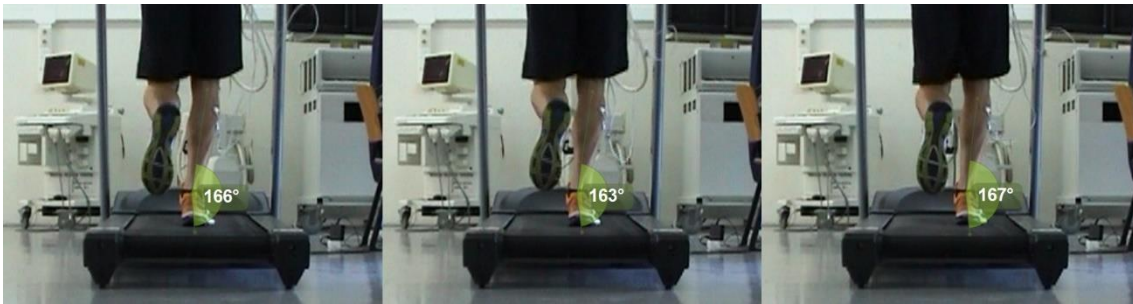


Figura 84 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 3 ao utilizar CPP, no início das filmagens.

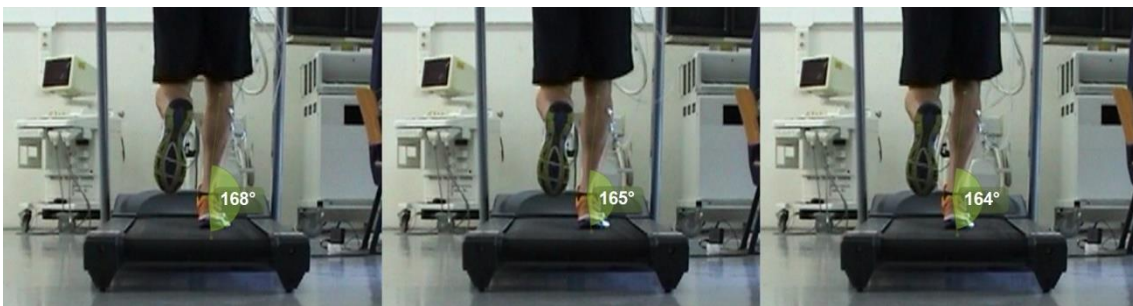


Figura 85 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 3 ao utilizar CPP, no final das filmagens.

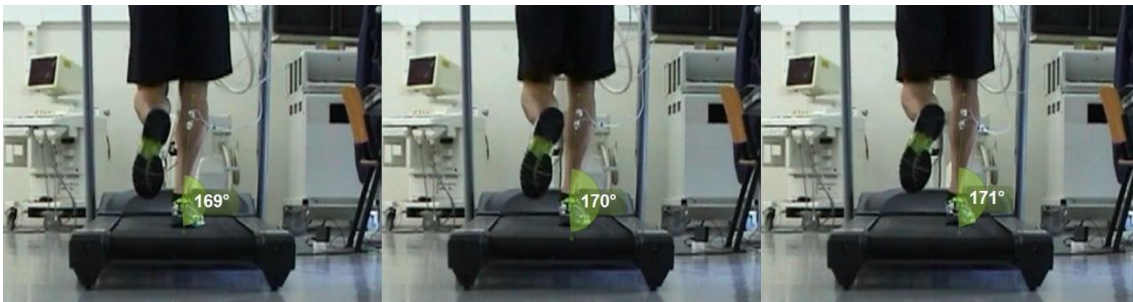


Figura 86 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 3 ao utilizar CPN, no início das filmagens.



Figura 87 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 3 ao utilizar CPN, no final das filmagens.

## Indivíduo 4



Figura 88 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 4 ao utilizar CPP, no início das filmagens.



Figura 89 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 4 ao utilizar CPP, no final das filmagens.



Figura 90 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 4 ao utilizar CPN, no início das filmagens.



Figura 91 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 4 ao utilizar CPN, no final das filmagens.

## Indivíduo 5



Figura 92 – Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 5 ao utilizar CPP, no início das filmagens.



Figura 93 – Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 5 ao utilizar CPP, no final das filmagens.



Figura 94 – Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 5 ao utilizar CPN, no início das filmagens.



Figura 95 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 5 ao utilizar CPN, no final das filmagens.

## Indivíduo 6



Figura 96 – Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 6 ao utilizar CPP, no início das filmagens.

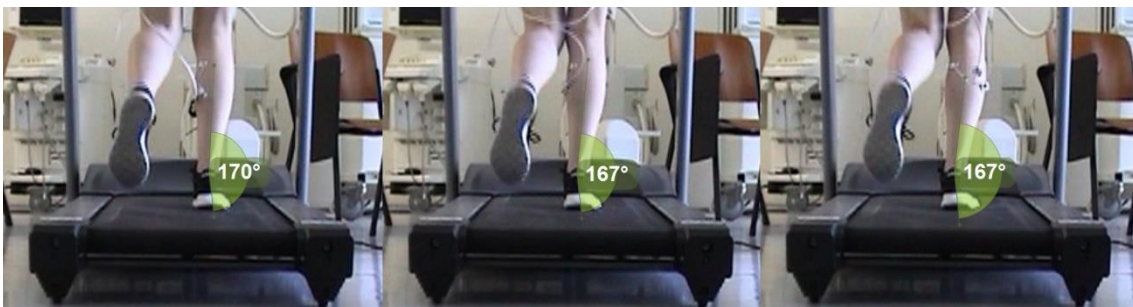


Figura 97 – Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 6 ao utilizar CPP, no final das filmagens.



Figura 98 – Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 6 ao utilizar CPN, no início das filmagens.



Figura 99 - Medição do ângulo  $\alpha$  para o indivíduo 6 ao utilizar CPN, no final das filmagens.