

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

ADEMIR SCHMIDT

**ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR E DO EQUILÍBRIO
CORPORAL EM CORREDORES DE LONGA DISTÂNCIA**

Campinas
2006

ADEMIR SCHMIDT

**ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR E DO EQUILÍBRIO
CORPORAL EM CORREDORES DE LONGA DISTÂNCIA**

Tese de Doutorado apresentada à Pós-Graduação
da Faculdade de Educação Física da Universidade
Estadual de Campinas para a obtenção do título
de Doutor em Educação Física.

Orientadora: Dr^a. Antonia Dalla Pria Bankoff

Campinas
2006

ADEMIR SCHMIDT

**ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR E DO EQUILÍBRIO
CORPORAL EM CORREDORES DE LONGA DISTÂNCIA**

Este exemplar corresponde à redação final da Tese de Doutorado defendida por Ademir Schmidt e aprovada pela Comissão julgadora em: 17/10/2006.

Dr^a. Antônia Dalla Pria Bankoff
Orientadora

Campinas
2006

COMISSÃO JULGADORA

Dr^a. Antônia Dalla Pria Bankof
Orientadora

Dr. Miguel Arruda

Dr. Marcelo Belem Silveira Lopes

Dr. Valdir José Barbanti

Dr. José Antônio Strumendo Barbosa

DEDICATÓRIA

À todos aqueles que de alguma forma encontram na corrida uma fonte de prazer, inspiração, motivação e persistência para realizar seus sonhos e conquistas.

AGRADECIMENTOS

À Antonia,

Pela orientação segura e precisa respaldada na incomparável experiência científica acumulada em todos esses anos;

Por acreditar na minha capacidade em concretizar um dos meus sonhos através da realização deste trabalho;

Pelo sentimento de amizade, companheirismo e dedicação plena às minhas idéias e meus sonhos;

Pela companhia sincera e a preocupação com a minha formação ao longo dos últimos treze anos;

AGRADECIMENTOS

À minha esposa Daniela,

Pelo apoio e dedicação incondicional prestados nos momentos mais difíceis;

Por compartilhar dos meus sonhos, me incentivar e ajudar a alcançá-los;

Pela compreensão de tantos momentos ausentes, noites inteiras passadas na companhia do computador;

À família,

Por ser esse vínculo tão forte, que mesmo à distância me incentiva e auxilia na realização dos meus sonhos;

À toda equipe do laboratório,

Pela companhia e apoio nos momentos e situações alegres e tristes desta longa jornada trilhada juntos;

Aos atletas e técnicos,

Pela prontidão e interesse em colaborar com o desenvolvimento desta pesquisa;

SCHMIDT, Ademir. Estudo da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal em corredores de longa distância. 2006 . 120f. Tese (Doutorado em Educação Física) Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.

RESUMO

As corridas de longa distância, sejam de caráter competitivo ou de promoção da saúde, geram cargas compressivas consideráveis no sistema locomotor. Essas cargas, se não adequadamente distribuídas, predispõem os praticantes a lesões crônicas e agudas. Nesse sentido, o objetivo desta pesquisa foi estudar a distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal em corredores de longa distância. Participaram do estudo 17 corredores de longa distância do sexo masculino com idade $\bar{X} = 28,5 \pm 9,5$ anos, peso $\bar{X} = 63,6 \pm 6,9$ Kg e altura $\bar{X} = 173,5 \pm 7,0$ cm. A seleção dos sujeitos foi feita segundo critérios de acessibilidade. Para o estudo da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal, foi utilizado um baropodômetro eletrônico para realizar uma análise estática, dinâmica (andando e correndo) e uma análise estabilométrica. Os três testes foram realizados com os corredores inicialmente descalços e posteriormente utilizando seu tênis de corrida. Além da análise baropodométrica, os sujeitos responderam um questionário contendo 23 perguntas sobre sua rotina de treino, índice de lesões sofridas, distância percorrida semanalmente, dentre outras. Na análise estatística utilizou-se o teste paramétrico t-Student para grupos independentes. Os resultados da análise baropodométrica estática dos corredores demonstraram distribuição assimétrica da carga entre os membros inferiores, com maior carga direcionada para a parte anterior do pé direito. A distribuição da pressão plantar revelou maior carga na parte anterior do pé esquerdo nos testes dinâmicos com os corredores descalços, enquanto que nos testes com o calçado esportivo não foram detectadas diferenças significantes. Foi constatado que os corredores avaliados realizam o contato pé-solo predominantemente com a parte anterior do pé. O uso do calçado esportivo não apresentou nenhuma interferência específica nos testes realizados. A oscilação do centro de pressão foi maior nos testes monopodálicos. O estudo do equilíbrio corporal demonstrou significativa dependência do sistema visual e tendência de maior oscilação do centro de pressão no eixo X.

Palavras chave: corrida de longa distância; pés – pressão; corredores; equilíbrio.

SCHMIDT, Ademir. Study of plantar pressure distribution and body balance in long distance runners. 2006. 120p. Thesis (Doctorate in Physical Education) Faculty of Physical Education. State University of Campinas, Campinas, 2006.

ABSTRACT

Long distance running as a competitive way or even to promote health produces considerable compressive load on the locomotor system. If this load is not properly distributed, it makes practitioners prone to chronic and acute injuries. Therefore, the purpose of this research was to study the plantar pressure distribution and body balance in long distance runners. In total 17 male long distance runners were considered for this study with age $\bar{X} = 28.5 \pm 9.5$, weight $\bar{X} = 63.6 \pm 6.9$ kg and height $\bar{X} = 173.5 \pm 7.0$ cm. The selection of individuals was done by following accessibility criteria. To perform the study of the plantar pressure distribution and body balance an electronic baropodometer was used. The baropodometric tests comprised a static, a dynamic (walking and running) and a stabilometric analysis. All tests were performed initially barefoot and afterwards with the runners wearing their running shoes. The individuals also responded to a 23 question survey about their practice routine, injury incidence, distance performed during the week and so forth. A parametric t-Student test for independent groups was used for the statistic analysis. The results of the static baropodometric analysis showed asymmetric pressure distribution between the lower extremities, with greater pressure directed to the right forefoot. The plantar pressure distribution revealed greater load directed to the left forefoot in the dynamic tests performed with the sport running shoes, meanwhile no significant differences were detected in the barefoot tests. The results also demonstrated that the runners evaluated in this study were predominantly forefoot strikers. The running shoes did not show any specific influence on the tests results. Oscillation of the center of pressure was greater in the unilateral tests. The body balance study revealed significant visual system dependence and a tendency of greater oscillations of the center of pressure on the X-axis.

Key words: long distance running; plantar pressure; runners; bodybalance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01: Baropodômetro Eletrônico	46
Figura 02: Ilustração de um bloco com sensores ativos e cobertura especial	47
Figura 03: Disposição do equipamento para a coleta dos dados	47
Figura 04: Análise monopodálica estática	49
Figura 05: Ilustração da análise bipodálica estática com o pé descalço	49
Figura 06: Análise estabilométrica bipodálica com os olhos abertos e fechados	50
Figura 07: Análise estabilométrica monopodálica com o pé descalço	50
Figura 08: Análise baropodométrica andando, utilizando o tênis habitual de corrida	51
Figura 09: Análise baropodométrica andando com os pés descalços	51
Figura 10: Medidor digital de tempo acoplado ao medidor de passagem	52
Figura 11: Medidor de passagem com sensores	53
Figura 12: Análise baropodométrica dinâmica correndo, pé direito descalço	53

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 01: Faixa etária dos corredores	55
Gráfico 02: Há quanto tempo os corredores praticam corridas de longa distância	56
Gráfico 03: Motivos que levaram os corredores a praticarem corridas de longa distância.	57
Gráfico 04: Frequência diária de treinos realizados pelos corredores	57
Gráfico 05: Frequência semanal dos treinos	58
Gráfico 06: Distância aproximada percorrida por semana	59
Gráfico 07: Velocidade aproximada de corrida utilizada pelos corredores nos treinamen- tos e competições.....	59
Gráfico 08: Local utilizado para praticar a corrida de longa distância	60
Gráfico 09: Número de corredores que já sofreram lesão	61
Gráfico 10: Tipos de lesões sofridas pelos corredores	62
Gráfico 11: Frequência com que os corredores sofreram lesões	63
Gráfico 12: Quantas vezes os corredores já interromperam os treinamentos em função de lesão	64
Gráfico 13: Número de lesões sofridas pelos corredores desde que iniciaram a prática da corrida de longa distância	64
Gráfico 14: Número de corredores que apresentaram reincidências de alguma lesão	65
Gráfico 15: Identificação das lesões que apresentaram reincidência nos corredores	66
Gráfico 16: Corredores que usam tênis específico para a pratica da corrida de longa dis- tância	66
Gráfico 17: Marca do tênis utilizado para a prática da corrida de longa distância	67
Gráfico 18: Corredores que mencionaram ter sofrido lesão em decorrência do tênis uti- lizado	68
Gráfico 19: Lesões relatadas pelos corredores como advindas do tênis utilizado	69
Gráfico 20: Classificação do tipo morfológico de antepé dos corredores	70
Gráfico 21: Se o corredor possui orientação para a prática da corrida de longa distância..	70
Gráfico 22: Profissional que exerce a orientação ao corredor	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 01: Resultado da análise baropodométrica estática sem calçado: pé esquerdo X pé direito	72
Tabela 02: Resultado da análise baropodométrica estática com calçado: pé esquerdo X pé direito	73
Tabela 03: Resultado da análise baropodométrica estática do pé esquerdo sem calçado: parte anterior X posterior	74
Tabela 04: Resultado da análise baropodométrica estática do pé esquerdo com calçado: parte anterior X posterior	74
Tabela 05: Resultado da análise baropodométrica estática do pé direito sem calçado: parte anterior X posterior	75
Tabela 06: Resultado da análise baropodométrica estática do pé direito com calçado: parte anterior X posterior	76
Tabela 07: Resultado da análise baropodométrica correndo: sem calçado X com calçado	77
Tabela 08: Resultado da análise baropodométrica correndo sem calçado: pé esquerdo X pé direito	78
Tabela 09: Resultado da análise baropodométrica correndo com calçado: pé esquerdo X pé direito	78
Tabela 10: Resultado da análise baropodométrica correndo com o pé esquerdo sem calçado: parte anterior X posterior	80
Tabela 11: Resultado da análise baropodométrica correndo como pé esquerdo com calçado: parte anterior X posterior	80
Tabela 12: Resultado da análise baropodométrica correndo com o pé direito sem calçado: parte anterior X posterior	81
Tabela 13: Resultado da análise baropodométrica correndo com o pé direito com calçado: parte anterior X posterior	81
Tabela 14: Resultado da análise baropodométrica estática X correndo (sem calçado)	83
Tabela 15: Resultado da análise baropodométrica estática X correndo (com calçado)	84
Tabela 16: Resultado da análise baropodométrica andando X correndo (sem calçado)	85
Tabela 17: Resultado da análise baropodométrica andando X correndo (com calçado)	86
Tabela 18: Resultado da análise do equilíbrio corporal bipodálico sem calçado X com calçado.	88
Tabela 19: Resultado da análise do equilíbrio corporal monopodálico sem calçado X com calçado	89
Tabela 20: Resultado da análise do equilíbrio corporal bipodálico sem calçado: olho aberto X olho fechado.....	90
Tabela 21: Resultado da análise do equilíbrio corporal monopodálico sem calçado: olho aberto X olho fechado	91
Tabela 22: Resultado da análise do equilíbrio corporal bipodálico com calçado: olho aberto X olho fechado	91
Tabela 23: Resultado da análise do equilíbrio corporal monopodálico com calçado: olho aberto X olho fechado	92
Tabela 24: Resultado da análise do equilíbrio corporal sem calçado: oscilação lateral X ântero-posterior (olhos abertos)	93
Tabela 25: Resultado da análise do equilíbrio corporal com calçado: oscilação lateral X ântero-posterior (olhos abertos)	93

Tabela 26: Resultado da análise do equilíbrio corporal sem calçado: oscilação lateral X ântero-posterior (olhos fechados).....	94
Tabela 27: Resultado da análise do equilíbrio corporal com calçado: oscilação lateral X ântero-posterior (olhos fechados)	94
Tabela 28: Resultado da análise do equilíbrio corporal monopodálico sem calçado: oscilação total olhos abertos X olhos fechados	95
Tabela 29: Resultado da análise do equilíbrio corporal monopodálico com calçado: oscilação total olhos abertos X olhos fechados.....	95

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	01
2 ASPECTOS HISTÓRICOS DAS CORRIDAS DE LONGA DISTÂNCIA	05
3 ASPECTOS BIOMECÂNICOS ENVOLVIDOS NA CORRIDA LONGA DISTÂNCIA	12
3.1 Aspectos anatômicos e funcionais das articulações do membro inferior.....	12
3.1.1 Articulação do quadril e cingulo do membro inferior	13
3.1.2 Articulação do joelho	15
3.1.3 Articulação do pé e do tornozelo	17
3.2 Biomecânica da corrida de longa distância	21
3.2.1 Pressão plantar	26
4 RELAÇÕES ENTRE CORRIDA DE LONGA DISTÂNCIA E LESÕES	29
4.1 Aspectos biomecânicos das lesões nas corridas de longa distância	29
5 EQUILÍBRIO CORPORAL E POSTURA	35
5.1 Baropodometria e algumas aplicações na área da medicina do esporte	40
5.1.1 Estudos utilizando a baropodometria	41
6 MATERIAL E MÉTODO.....	44
6.1 Caracterização da pesquisa.....	44
6.2 Descrição dos sujeitos.....	44
6.2.1 Critérios para inclusão e exclusão dos sujeitos.....	44
6.3 Aspectos éticos da pesquisa.....	45
6.4 Procedimentos e instrumentos para a coleta de dados.....	45
6.5 Montagem do experimento	46
6.6 Dificuldades e limitações	48
6.7 Descrição das etapas de análise.....	48
6.7.1 Análise baropodométrica estática.....	48
6.7.2 Análise estabilométrica.....	50
6.7.3 Análise baropodométrica dinâmica.....	51
6.8 Formas de análise dos resultados.....	54
7 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	55
7.1 Apresentação e discussão dos dados coletados através do questionário	55
7.2 Apresentação e discussão dos resultados da análise baropodométrica.....	72
8 CONCLUSÃO	97
9 CONSIDERAÇÕES FINAIS	100
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	102
ANEXO A - Termo de consentimento livre e esclarecido	110
ANEXO B - Questionário de pesquisa	111
ANEXO C - Tabelas do teste de distribuição	113

1 INTRODUÇÃO

A prática da corrida de longa distância está bastante difundida em todo o país. Ela é praticada por uma população bastante diversificada e com propósitos distintos. É possível constatar essa situação facilmente nos parques e bosques de grandes e pequenos centros urbanos. Nestes espaços, podem ser identificados desde atletas de elite que treinam e competem até indivíduos interessados apenas no condicionamento físico e na promoção da saúde. Alguns fazem uso de acessórios desenvolvidos especificamente para esta prova do atletismo, como por exemplo, freqüencímetro, tênis com contagem de voltas, velocidade e em alguns casos especiais até ajuste do impacto e vestuário especial. Outros estão providos simplesmente de um par de tênis e roupas leves.

Uma das razões que leva tantas pessoas a utilizar a corrida de longa distância como atividade física é o fato de poder ser praticada não só nas pistas de atletismo, mas também nas ruas, parques, campos, bosques, condomínios, centros de lazer e não requerer muitos acessórios.

A realização de provas e eventos de caráter social e integrativo tem contribuído grandemente para o processo de difusão das corridas de longa distância. Entidades públicas, empresas de iniciativa privada e muitas prefeituras, através de suas secretarias de esporte e lazer, promovem competições que difundem a prática deste tipo de corrida. Com o desempenho do atletismo brasileiro nos Jogos Olímpicos das últimas décadas, a corrida de longa distância cresceu nacionalmente e vem conseguindo mais adeptos.

Anualmente acontecem aproximadamente 20 eventos nacionais oficiais de corrida de longa distância, registrados e reconhecidos pela Confederação Brasileira de Atletismo (CBAt). Além disso, a confederação brasileira participa de mais de 30 competições internacionais anualmente, promovidas pela Associação Internacional das Federações de Atletismo (IAAF). Não obstante, o maior número de eventos e provas desse gênero não são registrados e divulgados amplamente. Mesmo assim, são responsáveis por um elevado número de participantes em todo o país anualmente, participação essa que revela números crescentes.

Com a difusão da prática da corrida de longa distância em todos os níveis e escalas sociais surge, por outro lado, a dúvida acerca da quantidade e qualidade de informações e

esclarecimentos que os indivíduos praticantes deste tipo de atividade possuem para realizar uma prática adequada e segura, de acordo com os seus propósitos. Considerando este cenário, visualiza-se com facilidade nos parques, bosques e centros esportivos, que os adeptos de tal atividade são, na sua grande maioria, desprovidos de informações e orientações no que diz respeito à prevenção de lesões, utilização de calçados esportivos adequados bem como sobre terrenos e superfícies que ofereçam menos riscos de agressão ao sistema locomotor. As equipes de atletas de elite da área, em muitos casos, também apresentam dificuldades desta natureza.

Atletas que treinam e competem em corridas de longa distância, geram e acumulam elevadas taxas de pressão na região plantar, as quais se propagam para o restante do corpo. Como as práticas semanais e mensais dessa atividade são altas e repetitivas, podem gerar distribuição inadequada da pressão na superfície plantar levando a deformações e comprometimentos morfofisiológicos no sistema locomotor, em especial nos membros inferiores. Essas alterações quando não constatadas, prevenidas e adequadamente tratadas, podem agravar-se e obrigar o corredor a interromper ou, em casos extremos, abandonar a prática definitivamente. Viel et al. (2001, p.221) relatam que uma particularidade do ser humano consiste em empreender esforços e consumos para participar de atividades dolorosas, numa primeira etapa e perigosas numa segunda, em uma procura constante e incessante de desempenhos melhores. Em situações como estas, a saúde do sistema locomotor pode ser seriamente comprometida.

Um par de pés sadios é o melhor amigo dos corredores. Afinal, seus pés tocam o chão quase mil vezes por quilômetro. A cada passada, eles absorvem uma força várias vezes superior ao peso corporal. Nesse sentido, visualiza-se a importância do conhecimento, por parte do atleta, treinador e demais praticantes, sobre todos os fatores que de alguma forma interferem na prática dessa atividade, seja prevenindo ou minimizando a incidência de lesões, seja melhorando os gestos biomecânicos do atleta com o intuito de aperfeiçoar a performance.

Considerando estes aspectos, outro fator de relevância é o calçado esportivo utilizado. O mercado de calçados esportivos lança a cada ano, uma série de novos modelos com o propósito de atender as mais variadas atividades esportivas existentes. No entanto, sabe-se que o importante não é apenas que o calçado seja específico para o esporte praticado, mas também adaptado às necessidades morfofuncionais do atleta.

Além destas características intervenientes nas corridas de longa distância, a superfície na qual se realizam essas provas merece uma atenção especial. Uma vez que a grande

maioria dessas corridas se realiza fora das pistas de atletismo e se desenvolvem nos parques, bosques e principalmente nas ruas (asfalto), é de suma importância levar em consideração a rigidez destas superfícies, objetivando a diminuição das lesões que acometem os atletas.

Uma maneira através da qual é possível auxiliar neste contexto, fornecendo subsídios para os treinadores e atletas que contribuam com a melhora da performance, minimizando comprometimentos no sistema locomotor é com a implementação e fomentação de pesquisas científicas na área.

Desta forma, os objetivos principais deste estudo foram analisar a distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal em corredores de longa distância. A análise da distribuição da pressão objetivou verificar como os corredores distribuem a pressão plantar entre os pés direito e esquerdo, assim como, a distribuição dessa pressão entre a parte anterior e posterior do pé, objetivando, em ambos os casos, analisar a influência do calçado esportivo utilizado. O estudo do equilíbrio corporal teve como propósito verificar a oscilação do centro de pressão nos sentidos ântero-posterior (eixo Y), lateral (eixo X), bem como, a oscilação total do centro de pressão.

O estudo simultâneo da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal se justifica em razão do fato da análise da pressão plantar representar o equilíbrio simétrico ou não do sistema locomotor. Assim, se a pressão plantar estiver concentrada sobre um dos membros inferiores e não igualmente em ambos, significa que o equilíbrio corporal está alterado e assimétrico.

Para tanto, foram delineados quatro capítulos que objetivam tratar, de forma ampla e aprofundada, os aspectos e fatores relacionados à prática das corridas de longa distância.

No capítulo dois são apresentados alguns aspectos históricos das corridas de longa distância e sua trajetória no Brasil e no mundo. No capítulo três são abordados os aspectos biomecânicos envolvidos diretamente nessa corrida, com ênfase especial nas estruturas óssea, articular e muscular dos membros inferiores.

No capítulo quarto são relacionados e discutidos os fatores predisponentes para as diversas lesões que acometem com maior frequência os corredores de longa distância, assim como, a análise dos diferentes tipos de superfície, calçados e acessórios comumente empregados nesta atividade e sua relação com as lesões. No quinto capítulo são abordados os aspectos do

equilíbrio corporal e sua relação com a distribuição da pressão plantar. Além disso, é feita uma abordagem sobre a baropodometria e suas aplicações na área da medicina do esporte.

Na sequência são apresentados os referenciais metodológicos que nortearam a realização desta pesquisa, enfatizando a descrição dos sujeitos envolvidos no estudo, todas as etapas, procedimentos e instrumentos utilizados.

Os resultados coletados através da análise baropodométrica e do questionário são apresentados e discutidos no item 7. Ao final, encontram-se a conclusão e as considerações finais deste estudo.

2 ASPECTOS HISTÓRICOS DAS CORRIDAS DE LONGA DISTÂNCIA

Houve uma época na qual os hominídeos, ancestrais do homem, precisaram correr para sobreviver. Desde então, a história do homem e da corrida estão interligadas. O ato de correr é um gesto natural e faz parte da vida do ser humano. É considerado um aperfeiçoamento do andar. Atualmente o homem não precisa mais correr para sobreviver. Os humanos o fazem agora por prazer, para competir e para vencer.

É desta forma que surge uma das mais interessantes provas do atletismo, a corrida de longa distância. Não é, de forma alguma, uma atividade recente, mas já praticada há séculos. Existiram e ainda existem muitas formas diferentes de corrida. Pode-se citar como exemplos as corridas de velocidade, de longa distância, cross-country e com obstáculos. Aqui, pretende-se abordar e discutir somente os aspectos relacionados às corridas de longa distância.

Das provas de corrida de longa distância, a que mais chama atenção desde a sua criação é a maratona, uma prova de 42.195m. Sua origem é controversa e considerada lenda por muitos. De acordo com a história, um soldado chamado Pheidípides, no ano 490 a.C. teria percorrido a distância entre a planície de Maratona e Atenas (aproximadamente 40 km) para levar a mensagem da vitória na batalha dos gregos sobre os persas. Quando o soldado grego chegou a Atenas, anunciou a boa nova “vencemos” e caiu morto de exaustão. (CARDOSO, 2000, p.26).

Com o intuito de homenagear o ato heróico do soldado Pheidípides, o Barão de Coubertin, idealizador dos Jogos Olímpicos da Idade Moderna realizados em 1896 na cidade de Atenas, incluiu nos jogos a realização da maratona. A prova era praticamente inédita no mundo. Na época, a distância percorrida foi de 40 km e representava literalmente um esforço sobrehumano para os participantes, uma vez que não existia preparo físico para tal esforço. O grande vencedor da primeira maratona olímpica foi o pastor grego Spiridon Louis, com o tempo de 2h58m50s, seguido de outro grego Charilaos Vasilakos e do húngaro Gyula Kellner (respectivamente 3h06m03s e 3h09m35s). Os vencedores foram agraciados com uma coroa de ramos de oliveira e uma medalha de prata (o ouro era considerado metal vulgar e só passou a ser entregue aos vencedores em 1908, em Londres). (CARDOSO, 2000, p.27).

Desde esta época, a maratona faz parte dos Jogos Olímpicos e da vida dos atletas com interesse especial em uma prova que exige muito preparo físico e psicológico, afinal, trata-se de uma atividade que exige muito do condicionamento dos praticantes. É uma prova interessante que leva para as ruas milhares de pessoas no mundo inteiro. No entanto, muitas coisas mudaram nesta prova desde a sua primeira realização. O tempo da maratona masculina diminuiu consideravelmente (conforme ilustra o quadro 01). O preparo dos atletas atualmente inclui a parte física, psicológica, nutricional e repouso.

Jogos Olímpicos	Vencedores e País	Tempo
México 1968	1º Mamo Volde – Etiópia	2h20m26s
	2º Kenji Kimihara – Japão	2h23m31s
	3º Michael Ryan – Nova Zelândia	2h23m45s
Munique 1972	1º Frank Shorter – Estados Unidos	2h12m19s
	2º Karel Lismont – Bélgica	2h14m31s
	3º Mamo Volde – Etiópia	2h15m08s
Montreal 1976	1º Waldemar Cierpinski – Alemanha Oriental	2h09m55s (RO)
	2º Frank Shorter – Estados Unidos	2h10m45s
	3º Karel Lismont – Bélgica	2h11m12s
Moscou 1980	1º Waldemar Cierpinski – Alemanha Oriental	2h11m03s
	2º Gerard Nijboer – Holanda	2h11m20s
	3º Satymkul Dzhumanazarov – União Soviética	2h11m35s
Los Angeles 1984	1º Carlos Lopes – Portugal	2h09m21s (RO)
	2º John Treacy – Irlanda	2h09m36s
	3º Charles Spedding – Grã Bretanha	2h09m58s
Seul 1988	1º Gelindo Bordin – Itália	2h10m32s
	2º Douglas Walkiihuri – Quênia	2h10m47s
	3º Ahmed Saleh – Djibuti	2h10m59s
Barcelona 1992	1º Hwang Young Cho – Coreia do Sul	2h13m23s
	2º Koichi Morishita – Japão	2h13m45s
	3º Stephan Freigang – Alemanha	2h14m00s
Atlanta 1996	1º Josia Thugwane – África do Sul	2h12m36s
	2º Lee Bong-ju – Coreia do Sul	2h12m39s
	3º Eric Wainaina – Quênia	2h12m44s
Sydney 2000	1º Gezahgne Abera – Etiópia	2h10m11s
	2º Eric Wainaina – Quênia	2h10m31s
	3º Tesfaye Tola – Etiópia	2h11m10s
Atenas 2004*	1º Stefano Baldini – Itália	2h10m55s
	2º Mebrahtom Keflezighi – Estados Unidos	2h11m29s
	3º Vanderlei Cordeiro de Lima – Brasil	2h12m11s

Quadro 01: Melhores resultados da maratona masculina (1968 a 2004)

Fonte: Cardoso, M. Os arquivos das olimpíadas, São Paulo: Panda, 2000.

*Comitê Olímpico Brasileiro, <http://www.cob.org.br/atenas2004/resultados/medalhas.asp>, Acessado em 11 de março de 2006

Com mais de dois séculos de existência e muito investimento científico, a maratona masculina chama atenção principalmente pelo aumento da velocidade dos atletas nesta

prova. Entre os Jogos Olímpicos de 1968 no México e Atenas em 2004, o tempo da prova caiu de 2h20m26s para 2h09m21s (último e atual melhor resultado olímpico). No entanto, o melhor tempo da maratona masculina não é o melhor resultado olímpico que foi registrado em Los Angeles em 1984, pelo atleta português Carlos Lopes. Esse marco pertence ao já lendário atleta queniano Paul Tergat, que alcançou o melhor resultado da maratona em Berlim, no ano de 2003, com o tempo de 2h04min55. (ANDRADE, 2004).

Paul Tergat é considerado o rei da São Silvestre, do cross-country, da pista e da maratona. Seus títulos incluem medalha de prata nos Jogos Olímpicos de Sydney (2000), Atlanta (1996) nos 10.000m, vice-campeão dos 10.000m nos Mundiais de Atenas (1997) e Sevilha (1999) e terceiro colocado em Gotemburgo (1995). Paul é pentacampeão mundial de cross-country (1995 a 1999) e bicampeão mundial da meia maratona (1999 e 2000). É o primeiro homem a correr os 42.195m da maratona abaixo de 2h05. Além destes feitos, Tergat é pentacampeão e recordista da São Silvestre, com os 43min12 alcançados em 1995. (ANDRADE, 2004).

A única conquista obtida pelo Brasil na maratona em Jogos Olímpicos aconteceu em 2004, Atenas-Grécia, quando Vanderlei Cordeiro de Lima foi coroado dignamente com a medalha de bronze, fato marcado na nossa memória em razão da interferência realizada por um torcedor nos momentos finais da prova e que pode ter alterado o resultado final. Ronaldo da Costa, embora não tenha conquistado nenhuma medalha olímpica, também figura entre os atletas de destaque nacional por obter o melhor resultado na maratona no Campeonato Mundial de 1998, em Berlin.

As corridas de 10.000 metros são, de uma maneira geral, criações mais recentes e eram muito populares no final do século XIX, principalmente nas Ilhas Inglesas. O primeiro recorde reconhecido pela Associação Internacional das Federações de Atletismo (IAAF) é de um inglês, Alfred Shrubbs, que em Glasgow em 5 de novembro de 1904, concluiu a prova em 31m2s4. No Brasil, o primeiro recorde reconhecido foi do atleta Ernesto Todaro, vencedor do I Campeonato Brasileiro em 1925, com o tempo de 35m05s. (CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE ATLETISMO, 2006).

No quadro 02 pode ser verificada a trajetória da prova dos 10.000m para homens em jogos olímpicos, com ilustração de 1968 no México até 2004 em Atenas.

De acordo com os dados coletados da Confederação Brasileira de Atletismo (2006), a prova de 5.000 metros também tem origem na antiguidade e a primeira referência é da 15ª edição dos jogos olímpicos (720 a.C.). A prova se chamava “dolichos” e inspirava-se nas proezas dos mensageiros militares que transportavam mensagens e instruções por grandes distâncias, principalmente em tempos de guerra. A partir de meados do século XIX, as corridas de longa distância já gozavam de grande interesse popular. No Brasil, o primeiro recorde reconhecido pela IAAF foi do atleta Francisco P. Amaral, vencedor do I Campeonato Brasileiro em 1925, com o tempo de 16m52s9.

Jogos Olímpicos	Vencedores e País	Tempo
México 1968	1º Naftali Temu – Quênia	29m27s4
	2º Mamo Wolde – Etiópia	29m28s0
	3º Mohamed Gammoudi – Tunísia	29m34s2
Munique 1972	1º Lasse Viren – Finlândia	27m38s4 (RM)
	2º Emile Puttemans – Bélgica	27m39s6
	3º Miruts Yifter – Etiópia	27m41s0
Montreal 1976	1º Lasse Viren – Finlândia	27m40s3
	2º Carlos Lopes – Portugal	27m45s1
	3º Brendan Foster – Grã Bretanha	27m54s9
Moscou 1980	1º Miruts Yifter – Etiópia	27m42s7
	2º Kaarlo Maaninka – Finlândia	27m44s3
	3º Mohammed Kedir – Etiópia	27m44s7
Los Angeles 1984	1º Alberto Cova – Itália	27m47s54
	2º Michael McLeod – Grã Bretanha	28m06s22
	3º Mike Musyoki – Quênia	28m06s46
Seul 1988	1º Moulay Bahim Boutaib – Marrocos	27m21s46 (RO)
	2º Salvatore Antibo – Itália	27m23s55
	3º Kipkemboi Kimeli – Quênia	23m25s16
Barcelona 1992	1º Khalid Skah – Marrocos	27m46s70
	2º Richard Chelimo – Quênia	27m47s72
	3º Addis Abebe – Etiópia	28m00s07
Atlanta 1996	1º Haile Gebrselassie – Etiópia	27m07s34 (RO)
	2º Paul Tergat – Quênia	27m08s17
	3º Salah Hissou – Marrocos	27m24s67
Sydney 2000	1º Haile Gebrselassie – Etiópia	27m18s20
	2º Paul Tergat – Quênia	27m18s29
	3º Assefa Mezgebu – Etiópia	27m19s75
Atenas 2004*	1º Kenenisa Bekele – Etiópia	27m05s10 (RO)
	2º Sileshi Sihine – Etiópia	27m09s39
	3º Zersenay Tadesse – Eritreia	27m22s57

Quadro 02: Resultados olímpicos dos 10.000m masculino (1968 a 2004)

Fonte: Cardoso, M. Os arquivos das olimpíadas, São Paulo: Panda, 2000.

*Comitê Olímpico Brasileiro, <http://www.cob.org.br/atenas2004/resultados/medalhas.asp>, Acessado em 11 de março de 2006

Nos 94 anos de existência da IAAF, apenas três Campeonatos Mundiais foram realizados na América do Sul. E, destes, dois foram organizados pela CBAAt: O Mundial Feminino de Corrida de Rua em 1989, no Rio de Janeiro; e o Mundial de Maratona em Revezamento em Manaus, em 1998. O quadro de medalhas brasileiras conquistadas nos Mundiais de Maratona em Revezamento soma 1 de prata e 1 de bronze. Nos Mundiais de Meia-Maratona, 2 de bronze (1 individual e 1 por equipes). Na Copa do Mundo de Maratona, 1 de bronze por equipes.

Embora o calendário anual de provas das corridas de longa distância não seja muito expressivo, a Confederação Brasileira de Atletismo previu para o ano de 2006 um total de 10 provas oficiais na classe A nacional, todas reconhecidas e divulgadas no sítio da Confederação. Além disso, muitas outras provas acontecem anualmente, algumas delas com apoio da Confederação e outras em caráter informal. Estima-se que o maior número de provas que acontecem anualmente no Brasil não são registradas pela Confederação. Mesmo assim, auxiliam consideravelmente para a divulgação da corrida de longa distância no país.

Percebe-se claramente, no entanto, que a corrida de longa distância não é uma das atividades esportivas mais difundidas no país. Este mérito pertence, inquestionavelmente, ao futebol e toda a sua glória conquistada. Entretanto, uma relação pode ser feita entre o futebol e a corrida. Ambas não requerem grande investimento e infra-estrutura para serem praticadas. Por esta razão, a corrida e o futebol são praticadas nas ruas e praças dos bairros de todas as classes sociais, normalmente mais freqüentes nas classes média e baixa.

Não raro, de tempos em tempos, percebemos atletas pouco conhecidos sendo alvos de destaque em provas e campeonatos de nível nacional e até internacional. Quando se busca a origem e a história de iniciação destes atletas, se descobre que vêm de setores e cidades pobres do país e que não dispõem de infra-estrutura e apoio nenhum para a prática.

Nas corridas de longa distância, por exemplo, por várias vezes foram detectados atletas que competiram descalços. A razão para esta situação normalmente se explica pela condição sócio-econômica. O atleta competiu descalço não por acreditar que sua performance fosse melhor nesta condição, mas por que não tinha condições financeiras para adquirir o tênis. Quando lhe é oferecido um tênis para o dia da competição, o corredor enfrenta dificuldades pelo fato de sua estrutura morfofuncional não estar adaptada e familiarizada com o uso do acessório, razão pela qual acaba competindo descalço.

Não obstante, podemos evidenciar iniciações mais privilegiadas, partindo do suporte da família, órgãos públicos e privados. O gosto e a paixão pela corrida de longa distância, felizmente, atingem todas as classes sociais. Grandes públicos são evidenciados atualmente nos bosques, parques municipais e clubes praticando atividades como a corrida. Esta prática, no entanto, se restringe quase que exclusivamente para fins de relaxamento, lazer e promoção da saúde.

A corrida de longa distância, como prova do atletismo com caráter de competição é pouco difundida. Felizmente, se percebe um registro crescente no número de adeptos das corridas de longa distância para promoção da saúde. A cada ano, mais eventos são organizados e realizados em todo o país. A mídia televisiva está propiciando maior divulgação destes eventos, trazendo inclusive, a ciência e a tecnologia para a área.

Na última versão da Corrida Internacional de São Silvestre, por exemplo, realizada no dia 31 de dezembro de 2005 na cidade de São Paulo, a equipe de comentaristas de uma das redes de televisão que realizou a cobertura do evento contou com a presença de técnicos de atletismo, fisiologista e ex-atletas. Como tecnologia de apoio para análise da corrida, a emissora tinha a sua disposição uma câmera capaz de analisar a temperatura corporal do atleta, permitindo ao fisiologista inferir avaliações acerca da performance e condição física do atleta durante a prova.

A Corrida de São Silvestre de São Paulo é uma das provas mais antigas do atletismo brasileiro e já completa 80 anos. É realizada desde 1925, época na qual ainda não era considerada uma prova internacional. Contava apenas com participantes brasileiros. Em 1945 a prova passou a ser considerada internacional, contando naquela época, com participantes dos países mais próximos ao Brasil como a Argentina, Venezuela, Colômbia e Peru. Em 1975 passou a contar com a participação de atletas do sexo feminino. Até esta data, era praticada exclusivamente por homens. Sua distância, que apresentava alterações de uma edição para outra, foi fixada para 15 km em 1991. Na sua última edição, em dezembro de 2005, a Corrida Internacional de São Silvestre contou com um público participante de aproximadamente 15 mil corredores.

Essa realidade, assim como a de outras provas já tradicionais no país, de alguma forma, contribuem para a difusão das corridas de longa distância. No entanto, maiores esforços são necessários, envolvendo as Prefeituras Municipais, através de suas secretarias de

esporte, centros esportivos, a Confederação Brasileira de Atletismo e as Federações Estaduais de Atletismo

3 ASPECTOS BIOMECÂNICOS ENVOLVIDOS NA CORRIDA DE LONGA DISTÂNCIA

Os termos que se referem às estruturas anatômicas descritas neste trabalho como ossos, articulações, ligamentos, músculos e estruturas adjacentes, obedecem a Terminologia Anatômica Internacional, aprovada pela Comissão Federativa da Terminologia Anatômica (CFTA) em 1998. (SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA, 2001).

3.1 Aspectos anatômicos e funcionais das articulações do membro inferior

O corpo humano realiza seis movimentos básicos ao redor de três planos e eixos. Além destes, é capaz de realizar outros combinando os planos e eixos de movimento nas diferentes articulações. Os movimentos de flexão e extensão, executados no plano sagital com o eixo frontal, são encontrados na maioria das articulações sinoviais ou livremente móveis do corpo humano. (HAMIL; KNUTZEN, 1999, p. 12).

Os gestos motores realizados na corrida de longa distância compreendem basicamente os de flexão e extensão. As articulações interfalângicas do pé, metatarsofalângicas, tornozelo, joelho, quadril, ombro e cotovelo realizam sucessivamente movimentos de flexão e extensão que viabilizam o ato de correr. Obviamente, acontecem outros movimentos articulares que são imprescindíveis para a execução de uma boa técnica.

Para melhor compreensão e análise os movimentos serão descritos por segmento, enfatizando a biomecânica articular e atividade muscular envolvida.

3.1.1 Articulação do quadril e cingulo do membro inferior

A articulação do quadril é uma articulação triaxial, assim como a articulação do ombro. Movimenta-se livremente nos três planos e eixos, permitindo movimentos de flexão e extensão (plano sagital e eixo frontal), abdução e adução (plano frontal e eixo sagital) e movimentos de rotação medial e lateral (plano transversal e eixo vertical). Considerando essa complexidade, é capaz também de produzir movimentos combinados. A profundidade aumentada do encaixe, produzida pela fossa do acetábulo, confere a esta articulação mais estabilidade quando comparada ao ombro, razão pela qual, os movimentos apresentam-se mais limitados.

Outra característica estrutural da articulação do quadril que limita em partes sua movimentação e que difere da articulação do ombro, é que os membros inferiores quando envolvem movimentação do cingulo do membro inferior, não o fazem de forma independente. Ao contrário do cingulo do membro superior, que é capaz de se movimentar unilateralmente de forma independente, o cingulo do membro inferior, quando envolvido no movimento, produz movimentos bilateralmente. Assim, quando se aborda funcionalmente a articulação do quadril, é necessário fazer menção também ao conjunto de articulações da pelve.

A articulação do quadril é formada pela cabeça do fêmur, constituída por aproximadamente dois terços de uma esfera e o acetábulo. O acetábulo é considerado uma união dos ossos púbis, ílio e ísquio. A união desses três ossos no acetábulo se faz através de tecido fibroso. O acetábulo apresenta um lábio de fibrocartilagem situado na face semilunar, semelhante ao lábio glenoidal da escápula. De acordo com Watkins (2001, p.203), esse anel de fibrocartilagem além de auxiliar na absorção de impactos sofridos pela articulação, serve para aprofundar consideravelmente o encaixe entre a cabeça do fêmur e o acetábulo, contribuindo assim, para a maior estabilidade da articulação.

A articulação do quadril é encerrada pela cápsula articular e reforçada por três fortes ligamentos, iliofemoral (que apresenta uma parte transversa e outra descendente), isquiofemoral e pubofemoral. Internamente, são encontrados o ligamento da cabeça do fêmur e o ligamento transversal acetábulo. (HAMILL; KNUTZEN, 1999, p.207-208).

O movimento de flexão do quadril é produzido primariamente pelo músculo iliopsoas (ílfaco, psoas maior e psoas menor). Como o músculo reto femoral atravessa a

articulação do quadril, também auxilia neste movimento, sendo mais efetivo com o joelho em flexão. O movimento de extensão do quadril é realizado pelo músculo glúteo máximo e o grupo isquiotibial (bíceps femoral cabeça longa, semitendíneo e semimembranáceo). Os músculos isquiotibiais estão também ativos na manutenção da postura ereta, caminhada e corrida. (HALL, 2000, p.116).

O músculo agonista da abdução do quadril é o glúteo médio, auxiliado pelo glúteo mínimo. Os principais adutores do quadril cruzam a articulação medialmente e incluem os adutores longo, curto e magno e o músculo grácil. Os músculos piriforme, gêmeo superior, gêmeo inferior, obturador interno, obturador externo e quadrado femoral fazem a rotação lateral do quadril. Já a rotação medial, é produzida primariamente pelo músculo glúteo mínimo, auxiliado pelo tensor da fáscia lata, semitendíneo, semimembranáceo, glúteo médio e os quatro músculos adutores. (HALL, 2000, p.117-119).

A flexão unilateral de quadril pode ser realizada até que a parte anterior da coxa faça contato com a parte anterior do tronco, sendo aproximadamente de 70° a 90°. A hiperextensão do quadril fica limitada pelo ligamento iliofemoral a 10°. A abdução, que é usualmente acompanhada de elevação da pelve, é de aproximadamente 45°. (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997, p.319-320). A rotação medial e lateral, segundo Hamill e Knutzen (1999, p.210) é de 70° e 90° respectivamente, podendo ser aumentada com o quadril em flexão.

No entanto, como grande parte dos movimentos que acontecem no quadril envolve também movimentos do cingulo do membro inferior, é necessário que a pelve seja orientada para colocar a articulação do quadril em posição favorável. O cingulo do membro inferior e o quadril são considerados parte de um sistema de cadeia fechada, no qual as forças sobem pelo quadril e pelve indo para o tronco ou vice-versa. (HAMILL; KNUTZEN, 1999, p.203).

O cingulo do membro inferior é formado pelos ossos do ílio, púbis e ísquio. O lado direito é conectado com o esquerdo anteriormente através da sínfise púbica, articulação fibrocartilaginosa. A pelve é conectada ao tronco pela articulação sacroilíaca. Esta articulação transmite o peso do corpo para o quadril e fica sujeita a cargas provenientes da região lombar ou do solo. (HAMILL; KNUTZEN, 1999, p.204).

Desta forma, os movimentos do quadril e cingulo do membro inferior encontram-se, normalmente, relacionados. Os movimentos pélvicos ocorrem como consequência

da coxa ou das vértebras lombares. A inclinação anterior da pelve ocorre quando o tronco é flexionado ou a articulação do quadril é estendida. A inclinação posterior é criada pela extensão do tronco, achatamento da coluna lombar ou flexão da articulação do quadril. A pelve também pode inclinar-se lateralmente. O cingulo do membro inferior gira para a direita e esquerda à medida que ocorrem movimentos unilaterais direitos e esquerdos da pelve. À medida que o membro direito é balançado para frente na caminhada, corrida ou chute, a pelve gira para a esquerda. (HAMILL; KNUTZEN, 1999, p.207).

3.1.2 Articulação do joelho

O joelho é uma articulação complexa formada pelo fêmur, tíbia e patela. O contato das superfícies articulares entre o fêmur e a tíbia é feito pelos côndilos do fêmur (lateral e medial) e o platô tibial. Apresenta dois graus de liberdade, através dos quais são realizados os movimentos de flexão e extensão que ocorrem no plano sagital com eixo frontal, similares aos realizados na articulação do cotovelo. No entanto, no joelho, está presente também um certo grau de rotação.

As características anatômicas que explicam a realização da rotação do joelho estão na diferença entre os côndilos medial e lateral do joelho e seu respectivo encaixe no platô tibial. Segundo Hamill e Knutzen (1999, p.227), o côndilo lateral é mais achatado, tem uma área de superfície mais larga, é mais proeminente anteriormente e fica alinhado com o fêmur. Já o côndilo medial, projeta-se mais longitudinal e medialmente, é mais longo no sentido ântero-posterior e angula-se para fora do fêmur na região posterior, além de ficar alinhado com a tíbia. O côndilo medial convexo encaixa no platô tibial côncavo de forma harmoniosa. No entanto, como o côndilo lateral e seu encaixe na tíbia são ambos convexos, o encaixe não é tão harmonioso. Essa diferença anatômica estrutural explica o grau de rotação que ocorre na articulação do joelho.

O joelho tem a função de proporcionar grande amplitude de movimento ao mesmo tempo em que deve fornecer estabilidade para que esse movimento ocorra. Recebe e transmite cargas elevadas. Deve inclusive, de acordo com Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997,

p.347) suportar o peso corporal sem a participação ativa da musculatura, sendo capaz de fazê-lo através das estruturas passivas do sistema locomotor adjacentes à articulação.

Por ser uma articulação que está envolvida com cargas de significativa magnitude, a incidência de lesões é alta, principalmente em esportes que envolvem a geração de cargas elevadas e repetitivas, como é o caso da corrida de longa distância.

Para absorver parte dos impactos sofridos pela articulação, o joelho conta com a presença de dois meniscos. Os meniscos são estruturas fibrocartilaginosas localizadas entre o fêmur e a tíbia. O menisco lateral apresenta morfologia oval, sendo mais móvel e capaz de mover-se quase o dobro da distância em relação ao seu correspondente contralateral. O menisco medial tem morfologia semilunar. Os dois meniscos são conectados um ao outro anteriormente através do ligamento transverso do joelho. São avasculares e, portanto, quando ocorre ruptura a cicatrização é quase impossível, sendo necessária sua remoção parcial ou total cirurgicamente.

Os meniscos, de acordo com Watkins (2001, p.207) tem quatro funções principais: manter a congruência entre as superfícies articulares em todas as posições da articulação; absorver impactos; manter a circulação de fluido sinovial entre as cartilagens articulares; e auxiliar na produção dos movimentos articulares que ocorrem no joelho.

A presença dos meniscos na articulação do joelho aprofunda o encaixe entre os côndilos do fêmur e o platô tibial. Dessa forma, participam da absorção dos impactos e aumentam a congruência e estabilidade articular.

Muitos ligamentos cruzam a articulação do joelho aumentando significativamente sua estabilidade. Os ligamentos colaterais medial (tibial) e lateral (fibular) previnem os movimentos laterais. Os ligamentos cruzados anterior e posterior limitam o deslizamento para frente e para trás do fêmur sobre o platô tibial durante os movimentos de flexão e extensão. Os ligamentos poplíteo oblíquo e arqueado reforçam o joelho posteriormente, evitando que a articulação ultrapasse o limite de extensão (evitam a hiperextensão), além de restringirem o movimento rotatório. (HALL, 2000, p.121; RASCH, 1991, p.146).

Outra estrutura importante que dá suporte ao joelho é a cápsula articular que forma um envoltório em torno da articulação, fixando-se imediatamente acima dos côndilos femorais e abaixo dos côndilos tibiais. Anteriormente há um recorte para a patela e posteriormente uma dobra central que divide o espaço articular. Em função dessa divisão, os ligamentos cruzados anterior e posterior que se localizam no centro articular do joelho, são

considerados extrínsecos e estão localizados fora da cápsula articular. (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997, p.356; WATKINS, 2001, p.208)

A articulação patelofemoral é formada pelo encaixe da patela, um osso sesamóide, com a face patelar do fêmur. A principal função da patela é aumentar a vantagem mecânica de ação do quadríceps femoral. É uma articulação sinovial deslizante, permitindo os movimentos para cima e para baixo na face patelar do fêmur durante a flexão e a extensão do joelho.

De acordo com Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997, p.350-351) o movimento de flexão do joelho é de aproximadamente 120° a 150°. A hiperextensão é muito pequena e normalmente não ultrapassa 15°. Em função do tamanho da articulação do joelho, ocorre um movimento de translação do eixo. Quando o joelho é movido da extensão à flexão, o eixo anatômico move-se cerca de 2cm.

Muitos músculos passam pela articulação do joelho e atuam nos movimentos de flexão, extensão e rotação. Os quatro músculos que compõem o quadríceps femoral (reto femoral, vasto lateral, vasto intermédio e vasto medial) são responsáveis pelo movimento de extensão do joelho. Desses, apenas o reto femoral é biarticular e por ter sua origem na espinha ilíaca ântero-inferior e margem superior do acetábulo, também atua na flexão do quadril.

Os músculos responsáveis pela extensão do joelho são os isquiotibiais. O grupo isquiotibial é composto pelo bíceps femoral (cabeça longa e cabeça curta), semitendíneo e semimembranáceo. O músculo gastrocnêmio, também biarticular, auxilia no movimento de flexão do joelho. Outros músculos acessórios atuam na flexão do joelho, como o plantar, poplíteo, grácil e sartório. O músculo bíceps femoral é o principal responsável pelo movimento de rotação lateral joelho. Na rotação medial, os músculos agonistas são o semitendíneo e semimembranáceo.

3.1.3 Articulações do pé e tornozelo

O pé e o tornozelo são estruturas anatômicas bastante complexas e resultam do encaixe dos 26 ossos do pé, da tíbia e fíbula, compreendendo inúmeras articulações sinoviais,

mais de 100 ligamentos e 30 músculos. Para que ocorra um movimento fisiológico harmonioso é necessária uma integração completa de todas essas estruturas anatômicas. (HAMILL; KNUTZEN, 1999, p.244).

A articulação do tornozelo, também chamada talocrural, é uma articulação em dobradiça formada pelos ossos do tálus, tíbia e fíbula. A tíbia e fíbula são ossos mantidos unidos e firmes principalmente através da membrana interóssea e com suporte adicional dos ligamentos tibiofibular anterior e posterior. Além disso, atuam para estabilizar a articulação o ligamento colateral medial (lig. deltóideo – dividido em quatro partes: tibionavicular, tibiocalcâneo, tibiotalar anterior e posterior), talofibular anterior e posterior e calcaneofibular.

O eixo de rotação do tornozelo é essencialmente frontal, permitindo os movimentos de flexão plantar (flexão) e dorsiflexão (extensão) que ocorrem no plano sagital. No entanto, de acordo com Hall (2000, p.186) o eixo de rotação do tornozelo é também ligeiramente oblíquo, fazendo com que sua orientação sofra alterações dependentes da rotação articular.

O movimento de dorsiflexão consiste na elevação do pé em direção a superfície anterior da perna. Já o movimento de flexão plantar consiste em abaixar o pé, de modo a alinhar seu eixo maior com a perna. Ambos os movimentos ocorrem principalmente na articulação do tornozelo e, um pouco, na articulação do tarso. (RASCH; BURKE, 1977, p.370).

A articulação do tornozelo recebe todo o peso corporal. Esta carga é transferida pelo membro inferior durante a postura ereta e locomoção para o pé através da tíbia, diretamente na tróclea do tálus. A tíbia e a fíbula formam um soquete relativamente profundo que encaixa no tálus, atribuindo à articulação características de estabilidade, mais do que de mobilidade. (HAMILL; KNUTZEN, 1999, p.244; RASCH; BURKE, 1977, p. 367).

A fíbula não participa diretamente da sustentação e transferência do peso do corpo para o pé. No entanto, tem importante papel na estabilidade da articulação talocrural. A morfologia e posicionamento dos maléolos laterais é um fator imprescindível na manutenção da estabilidade do tornozelo. O maléolo lateral, formado pela extremidade distal da fíbula, protege toda face lateral do tálus, compensando, até certo ponto, a rigidez e abrangência do ligamento colateral medial deltóideo, onde o maléolo medial cobre apenas parcialmente a face medial do tálus. Em razão desta disposição morfológica, as lesões de entorse por inversão são mais freqüentes do que as entorses por eversão.

As informações acima são confirmadas por Hamill e Knutzen (1999, p.245) quando relatam que a parte lateral do tornozelo é mais suscetível à lesão, sendo responsável por 85% de todas as entorses do tornozelo.

A articulação do tornozelo permite aproximadamente 60° de movimento, sendo 45° de flexão plantar e 15° de dorsiflexão. No entanto, com a sustentação do peso do corpo sobre a articulação, estas amplitudes podem aumentar. (RASCH; BURKE, 1997, p.368; SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997, p.7). Hall (2000, p.186) considera 25° para o movimento de dorsiflexão e 35° para o de flexão plantar, enfatizando que em condições de sobrecarga, 10° de dorsiflexão no tornozelo são acompanhados por 1,6° de eversão e 2,1° de rotação tibial medial e, que 10° de flexão plantar são acompanhados por 1,6° de inversão e 1,3° de rotação tibial lateral.

A amplitude de movimento de dorsiflexão fica limitada, quando comparada à flexão plantar, em função do contato ósseo entre o colo do tálus e a tibia, cápsula articular, ligamentos e os músculos flexores plantares. (HAMILL; KNUTZEN, 1999, p.245).

Os ossos do pé, segundo Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997, p.389) podem ser classificados em três segmentos distintos, retropé, mediopé e antepé. O retropé é constituído pelos ossos do tálus e calcâneo. O mediopé é formado pelos ossos cuneiformes (medial, intermédio e lateral), navicular e cubóide. A parte anterior ou antepé, compreende os cinco ossos do metatarso e as falanges.

Em conjunto, os ossos e as articulações do pé constituem um alicerce de apoio para o corpo. Tem a função de sustentar o peso corporal, adaptar-se a terrenos e superfícies irregulares e absorver os impactos durante a locomoção (andar ou correr). (HALL, 2000, p.189).

Viel et al. (2001, p.51) enfatizam que o esqueleto fibroso do pé, formado pelas aponeuroses e tendões, desempenha um papel crucial no amortecimento dos impactos, protegendo o esqueleto ósseo contra pressões demasiadamente fortes e garantindo a flexibilidade da estrutura. Afirmam ainda, que um pé rígido é sinônimo de dores e problemas. Além disso, a gordura situada sob o calcanhar também auxilia no amortecimento dos impactos, tendo a vantagem de ser anisotrópica, permitindo deslocamentos laterais mas, é consideravelmente rígida quando submetida a esmagamentos verticais. Os calçados esportivos, por outro lado, mesmo aqueles com a melhor qualidade e estrutura de solados para amortecimento de impacto e que tentam imitar a gordura encontrada no calcanhar, são isotrópicos. Isso significa que os solados apresentam a mesma rigidez, independentemente da direção da carga aplicada.

Os ossos do pé articulados formam três arcos, dois longitudinais (medial e lateral) e um transverso. Esses arcos contribuem para a força, estabilidade, mobilidade e elasticidade do pé. (RASCH, 1991, p.159). Em um pé descalço, os impactos são extremos sobre o pé que conseqüentemente propaga esse impacto de forma ascendente para as estruturas adjacentes. Mesmo o pé calçado está sujeito a elevadas pressões e atritos anormais. Nesse sentido, o papel de amortecimento dos impactos nos contatos pé-solo promovidos pelos arcos nas atividades de locomoção (andar ou correr) é imprescindível para a manutenção de um pé saudável.

O arco longitudinal lateral é formado pelo calcâneo, cubóide, quarto e quinto metatarsos e apresenta mobilidade limitada. Já o arco longitudinal medial que corre pelo calcâneo até o tálus, navicular, cuneiforme e os três primeiros metatarsos, é mais dinâmico e flexível. Tem papel significativo na absorção de impactos com a deflexão do arco. A fâscia plantar suporta os dois arcos longitudinais e protege os feixes neurovasculares subjacentes. O arco transverso é formado por uma cunha constituída pelos tarsos e a base dos metatarsos. (HAMILL; KNUTZEN, 1999, p.253).

A articulação talocalcânea, formada pela união dos ossos do tálus e calcâneo, suporta a maior parte do peso transferido para o pé. Por esta razão, são os maiores ossos do tarso. A articulação é mantida unida através dos ligamentos talocalcâneo anterior, posterior, lateral, medial e interósseo.

Os ligamentos talocalcaneos interósseos, localizados no seio do tarso e que fixam firmemente o osso do tálus ao calcâneo, são considerados o centro proprioceptivo da articulação, respondendo de forma reflexa e rápida aos movimentos de cadeia fechada. Desempenham essa função porque o seu tecido, assim como o tecido adiposo adjacente, é ricamente dotado de receptores neurais e fibras nervosas que foram rastreadas até o cerebelo. (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997, p.390).

A função primordial desta articulação é a absorção do torque do membro inferior através dos movimentos de eversão do pé (pronação) e inverção do pé (supinação). (HAMILL; KNUTZEN, 1999, p.246).

A função desempenhada por esta articulação é de suma importância na prática da corrida de longa distância, uma vez que a própria morfofisiologia articular do membro inferior incute um determinado grau de pronação no pé no momento do contato do calcanhar com o solo.

Por esta mesma razão, muitos corredores apresentam problemas de hiperpronação do pé, desencadeando vários outros problemas articulares que se convertem em lesões ao longo da prática da corrida. Percebe-se, portanto, que a articulação talocalcânea precisa estar saudável para poder desempenhar adequadamente a sua função, evitando desta forma, o elevado índice de lesões causadas pela pronação excessiva do pé.

Essa pronação excessiva do pé pode facilmente ser constatada observando o solado do tênis e o seu desgaste. Nos corredores que apresentam pronação excessiva do pé no momento do contato do calcanhar com o solo (fase de amortecimento de impacto), o tênis apresentará um desgaste maior e nítido na posterior e interna. Obviamente que uma análise mais completa e precisa como a distribuição da pressão plantar é crucial para confirmar o desvio, bem como, verificar o grau de comprometimento que este desvio está ocasionando nas demais articulações do pé.

A articulação transversa do tarso (mediotársica) é a junção entre as articulações talonavicular e calcaneocubóidea. Vista por cima, forma uma linha em S. Participa do movimento do antepé sobre o retropé para baixar o arco longitudinal durante a pronação e para elevá-lo durante a supinação. O eixo em torno do qual ocorrem os movimentos de pronação e supinação permitem que o pé se adapte a uma variedade de orientações da superfície durante a locomoção. (RASCH, 1991, p.163 SMITH ; WEISS; LEHMKUHL, 1997, p.392).

3.2 Biomecânica da corrida de longa distância

Embora a corrida faça parte do repertório natural de deslocamento, aprendido e vivenciado desde o início quando da realização dos primeiros passos, é necessário esclarecer que para se obter um deslocamento desta natureza com velocidade, destreza e que seja o mais econômico possível é preciso lançar mão de uma boa técnica.

Essa técnica, que requer interrelação de vários fatores, não é facilmente adquirida e nem mesmo observada no padrão de movimento da grande maioria dos adultos, que já apresentam o estágio mais maduro do deslocamento bípede. Pode parecer estranha a afirmação de que adultos não sabem ou apresentam dificuldade nos gestos motores que integram o ato de

correr. No entanto, basta observar isso nos parques e bosques nos centros urbanos nos finais de semana. Com grande facilidade, serão detectados padrões de movimento que não satisfazem requisitos básicos de coordenação, equilíbrio e sensibilidade sinestésica.

Além da coordenação, equilíbrio e sensibilidade sinestésica, outro fator importante e decisivo para atletas corredores é a economia desta corrida. Quanto mais econômico for o atleta, melhor será o seu desempenho final. Desta forma, segundo Guglielmo, Greco e Denadai (2005, p.55) estudos que levem em consideração os fatores fisiológicos, antropométricos e biomecânicos que podem influenciar a economia da corrida são de suma importância.

A economia de energia ao longo de uma corrida apresenta uma relação muito estreita com a distância da prova. Distâncias diferentes requerem estratégias, condutas e necessidades fisiológicas diferentes dos corredores. Não raro, acredita-se que a economia da corrida está unicamente relacionada à quantidade máxima de oxigênio consumida pelo atleta.

Estudando os fatores biomecânicos que afetam a economia da corrida em diferentes velocidades, Kyröläinen, Belli e Komi (2001, p.1333) constataram que o consumo de oxigênio e o gasto energético aumentam linearmente com aumento da velocidade. Evidenciaram também diferenças interindividuais nos atletas avaliados, mesmo nas velocidades menores, que se elevaram com velocidades maiores. Observaram aumento significativo da atividade eletromiográfica do músculo bíceps femoral com o aumento da velocidade, correlacionado positivamente com o gasto energético. Segundo os autores, o aumento da atividade eletromiográfica muscular pode explicar em partes o aumento do gasto energético, pelo menos nas provas com velocidades maiores. Outra característica que influencia o aumento do gasto energético dos atletas é a qualidade da técnica. Atletas com técnicas de corrida ruins, apresentam gasto energético aumentado.

Denadai, Ortiz e Mello (2004, p.403) constataram em seus estudos que o $VO_{2\text{máx}}$ não explica significativamente a variação de performance em provas de diferentes distâncias, principalmente quando se trata de atletas de elite. Nestes, embora continuem ocorrendo adaptações metabólicas e neuromusculares importantes que podem determinar melhoras na performance, não se percebe diferenças significativas no $VO_{2\text{máx}}$ como efeito do treinamento. Nesse sentido, respostas ao lactato e economia da corrida podem ser melhoradas sem nenhuma modificação no consumo máximo de oxigênio.

Estes aspectos são de suma importância quando se trata de corredores que treinam e competem objetivando a vitória. Atletas que apresentam uma boa técnica melhoram os seus resultados finais em razão de fatores fisiológicos, antropométricos e biomecânicos como economia de energia, não realização de gestos desnecessários e abusivos, sincronia dos movimentos executados entre membros superiores e inferiores, relaxamento de grupos musculares não diretamente envolvidos na atividade, uso de acessórios (vestimenta e calçados) apropriados. Em contrapartida, são evidenciadas taxas significativamente menores de incidência de lesões.

Para uma melhor compreensão e análise biomecânica da corrida, é imprescindível uma descrição inicial do ciclo e biomecânica do andar, uma vez que o correr apresenta uma estreita relação com o andar. Além disso, segundo Mann (1989, p.1) a corrida apresenta variações consideráveis, uma vez que os movimentos articulares, atividades musculares e forças de reação do solo, possuem relação direta com a velocidade específica da corrida. As variáveis mencionadas oscilam significativamente quando da análise de uma corrida recreacional lenta para uma corrida de velocidade máxima. Nesse sentido, é importante poder comparar o movimento em estudo com um movimento padrão.

Como na corrida este padrão é dependente direto da velocidade e, portanto, verifica-se grande dificuldade em fazer esta relação, pode-se utilizar como referência o andar. A razão desta escolha é o fato das oscilações no padrão do andar serem mínimos e muito estudados, podendo ser útil fazer comparações desta natureza.

O andar, segundo Wall (2001, p.94) é definido como uma progressão bípede na qual os movimentos repetitivos dos membros inferiores incluem períodos de suporte duplo, seguidos por períodos nos quais apenas um só pé sustenta o peso do corpo enquanto o outro se encontra na fase de balanço (fase aérea).

O ciclo do andar começa quando um pé inicia o contato com o solo e termina quando o mesmo pé toca o solo novamente. A fase de apoio termina quando não há mais contato do pé com o solo. A retirada dos dedos do solo demarca o início da fase de balanço. (NOVACHECK, 1998, p.78). No ciclo do andar existem dois períodos de duplo suporte (quando os dois pés estão em contato com o solo simultaneamente), um no início da fase de apoio e outro no final.

Uma das características mais marcantes do andar, de acordo com Amadio (1996, p.123) que permite distingui-lo das outras formas de locomoção é o duplo apoio. Ele é caracterizado pela fase em que os dois pés se encontram em contato com o solo, um no início do contato (retropé) e outro no final (antepé).

Considerando a divisão do ciclo do andar em dois períodos distintos, fase de apoio e balanço, sabe-se que a primeira ocupa aproximadamente 60% do ciclo e a segunda aproximadamente 40%. Com o aumento da velocidade do ciclo, o tempo da fase de apoio diminui e conseqüentemente o da fase de balanço aumenta. (MANN, 1989, p.2).

O ponto que demarca o término do andar e o início do correr é quando os períodos de duplo apoio da fase de sustentação do andar cedem lugar a períodos em que nenhum dos pés está em contato com o solo. Além disso, existem diferenças biomecânicas nos gestos dos atletas de acordo com a velocidade específica da corrida. Como por exemplo, a diferença no contato do pé com o solo (abordagem pé-solo). Nas corridas de longa distância, 80% dos atletas fazem o contato inicial com o solo através do calcanhar, os demais com a parte média do pé. Já nas corridas de velocidade, os atletas realizam esse contato utilizando somente a ponta dos pés. (NOVACHECK, 1998, p.78).

A comparação de dados de força entre o andar e o correr revelam considerável aumento da força de reação do solo na corrida. No andar, o pico de força é de aproximadamente 70% do peso corporal, sendo que na corrida com os pés descalços, ocorre um aumento desse pico de força para aproximadamente 200%. Os deslizamentos para frente e para trás apresentam padrões similares no andar e correr, no entanto, na corrida a magnitude se eleva aproximadamente 50%. Nos deslizamentos medial e lateral, também se constata magnitudes maiores na corrida em relação ao andar. (MANN, 1989, p.3).

Para um indivíduo que pesa 70 Kg aproximadamente, aplicando 200% do peso do corpo em uma superfície de calcanhar de 23 cm², o impacto terá um valor de 6 Kgf por cm². Se considerada unicamente a superfície de apoio do calcâneo, equivale a aplicar a mesma carga em 15 cm², o que significa um impacto de 9,3 Kgf/cm². (VIEL et al., 2001, p.225).

No contato inicial do pé com o solo, rotação interna do membro inferior ocorre e à medida que o pé recebe a carga, concomitante eversão acontece no calcâneo. A eversão do calcâneo resulta na pronação do arco longitudinal. Esse mecanismo que causa um certo colapso (abaulamento) do arco longitudinal sucede passivamente e não está sob o controle ativo da

musculatura. O contato pé-solo é também acompanhado de pronação do pé. Uma vez que o pé está firme no solo, ocorre uma progressiva rotação externa do membro inferior que atravessa a articulação do tornozelo até a articulação talocalcânea. Isso provoca uma inversão do calcâneo que estabiliza a articulação transversa do tarso e auxilia na criação da rigidez do arco longitudinal. A estabilidade do pé é alcançada pela ação da aponeurose plantar e músculos intrínsecos do pé. (MANN, 1989, p.6).

Durante o contato do calcanhar, de acordo com Hamill e Knutzen (1999, p.218) a força que age sobre a articulação do quadril é aproximadamente quatro vezes o peso corporal devido à absorção da força que vem do solo, o suporte do peso corporal e a contração dos músculos abdutores. Essa força é aumentada até aproximadamente sete vezes exatamente antes da saída dos dedos do solo, devido, novamente, à atividade dos abdutores.

No momento do contato pé-solo registra-se um aumento da quantidade de flexão do quadril, ocorre rápida flexão da articulação do joelho e dorsiflexão no tornozelo. Essa movimentação articular auxilia na absorção do impacto gerado. Já na fase do apoio médio, ocorre progressiva extensão do quadril que se prolonga até a retirada dos dedos do chão. A articulação do joelho que, após rápida flexão na fase inicial do apoio estende na fase final (até a retirada dos dedos). O tornozelo realiza rápida flexão plantar, propulsando o corpo para cima e para frente. (MANN, 1989, p.15).

Segundo Novacheck (1998, p.82) durante a absorção do impacto, na fase de apoio, a articulação do joelho flexiona aproximadamente 45°, seguida por aproximadamente 25° na fase propulsiva. Os movimentos da pelve são minimizados para conservar energia e manter a eficiência na corrida. No entanto, com o aumento da velocidade, a pelve e o tronco inclinam mais, o centro de massa é abaixado e a força horizontal produzida na fase propulsiva é minimizada.

Os movimentos que ocorrem no plano frontal são mais sutis que os do plano sagital. No plano frontal, os movimentos do joelho e tornozelo são restringidos pelos ligamentos colaterais. Não obstante, significativa movimentação é registrada na articulação do quadril. O quadril é aduzido no momento em que a perna de apoio recebe o peso e abduzido na fase de balanço. (NOVACHECK, 1998, p.84).

Durante a fase de apoio da corrida, de acordo com Hamill e Knutzen (1999, p.219) os músculos glúteo médio e tensor da fáscia lata impedem que a pelve incline lateralmente

para o lado oposto ao pé de apoio, ficando ativos exatamente antes do momento do contato do pé com o solo e na fase da frenagem inicial do apoio.

Os movimentos realizados no plano transversal, assim como os do plano frontal, são pequenos em magnitude, quando comparados ao plano sagital. Os movimentos no plano transversal são importantes na economia da energia. Rotação máxima da pelve ocorre na metade da fase de balanço para alongar o comprimento da passada, no entanto, no momento do contato pé-solo, a pelve é rodada lateralmente. Outros movimentos importantes ocorrem no plano oblíquo do pé, como eversão (pronação) e inversão (supinação). A pronação ocorre durante a fase de absorção enquanto o membro de apoio recebe o peso corporal. Neste momento, o pé é supinado durante a fase propulsiva, gerando um nível de estabilidade para retirada dos pés do chão. (NOVACHECK, 1998, p.84).

Acredita-se que o movimento dos braços na corrida de longa distância não contribua para a propulsão para frente, no entanto, exerce um importante papel na manutenção da velocidade horizontal, atuando como contrabalanço para as rotações que ocorrem no membro inferior. Nesse sentido, sua contribuição para a eficiência mecânica e de economia de energia na corrida são significativas.

3.2.1 Pressão plantar

Um fator de extrema relevância que deve ser levado em consideração na discussão da biomecânica da corrida de longa distância, considerando os repetitivos impactos do pé no solo, é a distribuição da pressão ao longo da região plantar. Para tanto, não há um modelo de referência de apoio que possa ser considerado como padrão e aplicável a todos os corredores. Diferenças interindividuais são muito comuns e estão associadas principalmente à estrutura anatômica do pé e seu alinhamento com o membro inferior e a mecânica funcional do pé.

De acordo com Novacheck (1998, p.84) um método para avaliar a aplicação da força no pé é através da determinação do centro de pressão e o mapeamento de sua distribuição. Grandes diferenças podem ser observadas, especialmente entre corredores que fazem o contato com o solo com o calcanhar ou parte média do pé. Segundo O ponto inicial de pressão está

normalmente localizado na borda lateral do calcanhar. Deste ponto, move-se rapidamente para a parte medial do calcanhar e para a parte anterior do pé, onde dois picos de pressão de similar magnitude podem ser identificados abaixo da cabeça do primeiro e segundo metatarsos.

Contudo, o uso de calçados, sejam eles desenvolvidos especificamente para a corrida ou não, podem alterar significativamente a forma através da qual o pé distribui a pressão. Nesse sentido, é salutar proceder à avaliação da distribuição da pressão plantar com o atleta descalço e, compará-la com a avaliação do atleta usando seu tênis habitual de corrida.

A força de reação do solo gerada como resposta ao contato do pé com o solo, segundo Novacheck (1998, p.85) permanece inalterada com o corredor usando o calçado. Hamill e Knutzen (1999, p.257) confirmam esses dados relatando que tanto na caminhada quanto na corrida, o impacto do pé é o mesmo com calçados ou descalço. A diferença está no modo como as forças são absorvidas em cada caso. Com o calçado o pé é mais rígido na absorção e depende do calçado para suporte e proteção. Com o pé descalço, a absorção é mais móvel, com maior deflexão do arco durante a aplicação da carga.

Bankoff et al. (2004, p.91) também não verificaram diferenças entre as análises baropodométricas com e sem calçado. Constataram que na postura dinâmica o percentual de carga e a área de superfície nas regiões plantar anterior, posterior e plantar total são maiores quando comparadas com a postura estática, independente do sujeito estar com ou sem calçado.

Por outro lado, Baur et al. (2001, p.17) analisaram a distribuição da pressão plantar em corredores lesionados e saudáveis, usando calçados e estando descalços. Constataram em seu estudo que a distribuição da pressão apresenta diferenças para o pé descalço e calçado, independentemente dos atletas estarem lesionados ou saudáveis.

A magnitude e a distribuição das forças que pressionam a planta do pé na locomoção podem refletir o seu estado estrutural e funcional. O aspecto funcional do pé pode ser alterado pelo uso do calçado, acessórios, dor e condições e tipo de superfície. Para medir essas mudanças na pressão plantar, plataformas de força e vários outros tipos de metodologias tem sido utilizadas. (HAN; PAIK; IM, 1999, p.248).

O centro de pressão na superfície plantar, de acordo com Chesnin, Selby-Silverstein e Besser (2000, p.128) pode ser definido como a origem do vetor de força de reação do solo ou o centro das forças externas agindo na superfície plantar.

Ao contrário das medidas feitas em plataformas de força que nos inferem informações acerca das forças de reação do solo, o centro de pressão e sua trajetória, a distribuição da pressão plantar refere-se à força aplicada em uma determinada área e por isso pode ser usada como um bom preditor das possíveis influências negativas no sistema musculoesquelético. Desta forma, essas influências negativas podem ser evitadas. Além disso, a distribuição da pressão plantar pode ser um parâmetro que remete informações acerca da capacidade de carga em estruturas e áreas anatômicas específicas. (MACHADO; HENNING; RIEHLE, 2001, p.19).

Nesse sentido, percebe-se claramente a importância de analisar e considerar a distribuição da pressão plantar em corredores de longas distâncias, uma vez que essa análise pode auxiliar na prevenção de lesões por uso excessivo e sobrecarga, comuns nesta atividade, além de fornecer subsídios importantes para o uso de determinados tipos de calçados ou acessórios, como palmilhas.

4 RELAÇÕES ENTRE CORRIDA DE LONGA DISTÂNCIA E LESÕES

4.1 Aspectos biomecânicos das lesões nas corridas de longa distância

A relevância da realização deste estudo se dá através de uma série de fatores que devem ser considerados em conjunto e ao mesmo tempo separadamente, considerando sua possibilidade e capacidade de interferir positiva ou negativamente no sistema locomotor quando da prática de corridas de longa distância.

Aproximadamente 30 milhões de americanos correm por lazer ou competição. A incidência de lesões é significativa. A cada ano, $\frac{1}{4}$ a $\frac{1}{2}$ dos corredores sofrem lesões graves o suficiente para interferir na sua prática ou performance. Essa situação faz com que os atletas necessitem de atendimento específico, alteração da rotina e programação dos treinos e competições ou, ainda, uso de medicamentos. (NOVACHECK, 1998, p.77).

Atletas corredores de longas distâncias estão mais predispostos aos efeitos prejudiciais das alterações morfofisiológicas que acometem a cartilagem articular, ossos, músculos, tendões e ligamentos, uma vez que o peso corporal é aumentado aproximadamente 2,5 vezes durante a corrida. Em outras palavras, um atleta de 70 Kg suporta um impacto equivalente a 175 Kg a cada apoio realizado no solo durante um ciclo da corrida. Também Viel et al. (2001, p.225) confirmam esses dados quando relatam que a intensidade do impacto sentido pelo pé e sobretudo pelo calcanhar, aumenta com a velocidade de deslocamento, passando de 100% a mais de 200% do peso do corpo conforme passa do andar à velocidade muito lenta ou corrida de longa distância. Portanto, para um indivíduo de 70 kg aproximadamente, aplicando 200% do peso do corpo em uma superfície do calcanhar de 23 cm², o impacto terá um valor de 6 kgf/cm² (equivalente a 58,86 N).

Dessa forma, ao final de uma prova ou semana de treinamento, essa atividade repetitiva e de intensidade considerável pode levar a um mau funcionamento e desencadear a degeneração do sistema locomotor. Os dados de Pastre et al. (2005, p.44) comprovam as informações acima com os resultados encontrados em sua pesquisa. Observaram taxas de lesões mais elevadas entre os corredores especialistas em provas combinadas, seguidos por corredores

de provas de velocidade, corredores de longas distâncias e saltadores. De acordo com estes autores, na análise das condições causadoras das lesões, verificaram que os atletas corredores de longas distâncias se lesionaram 44,4% em função da intensidade da atividade e 44,4% em função das repetições excessivas.

Considerando as forças externas e internas que atuam sobre o sistema locomotor na corrida, o súbito contato do pé com o solo produz uma elevação aguda das forças verticais de reação, conhecidas como forças de reação do solo, as quais se constituem no fator causal mais importante das lesões de sobrecarga. (ROBBINS; HANNA, 1987, p.148).

Embora, segundo Derrick, Dereu e Maclean (2002, p.998) os impactos na corrida não produzam valores extremos, a quantidade dos impactos gerados durante a corrida é significativa. Percursos de aproximadamente 20 milhas por semana produzem 1.3 milhões de impactos no corpo no período de um ano.

Além da característica do aumento do peso corporal de aproximadamente 2,5 vezes, a rigidez da superfície onde o corredor realiza os seus treinamentos e competições também tem uma influência importante no processo da degeneração ou não do sistema locomotor. Com relação às pistas de atletismo, a mudança de atitude com respeito às pistas mais macias pode resultar em benefícios para o atleta. Por outro lado, pisos rígidos como o asfalto, um dos mais utilizados para a prática da corrida de longa distância, interfere negativamente quando considerada a intensidade do impacto gerado na região plantar e subsequente propagação por todo membro inferior, tronco e cabeça.

Viel et al. (2001, p.225) relatam que os impactos se dissipam nas massas moles, tecido ósseo, no tecido conjuntivo, nos músculos e discos intervertebrais. Entre os impactos sofridos durante uma corrida sobre o asfalto e outra sobre a grama, a diferença é, sem hesitação, do simples ao duplo. Afirmam também que o corredor sente esta diferença, mas, à procura de desempenho, ele fará um julgamento depreciativo sobre a grama, cujas capacidades absorventes retardam a corrida.

Uma vez que se utiliza o asfalto para a corrida de longa distância é interessante mencionar também que as superfícies não apresentam sempre as mesmas características. Ora esta pode ser plana e ora inclinada, considerando que as ruas obedecem as características geográficas do local. Essas diferenças na superfície geram alterações na mecânica do movimento e conseqüentemente alterações na distribuição da carga sobre o membro inferior, podendo elevar a

incidência de lesões. Nesse sentido, evidencia-se que estudos que levam em consideração a rigidez dos pisos esportivos e inclinação são de suma importância no esclarecimento dos fatores que contribuem para o aumento do desempenho do atleta e reduzam as incidências de lesões.

As lesões mais frequentemente encontradas em corredores de longa distância são calosidades, tendinites, torções, joanetes, esporão no calcâneo, dedos encurvados, unhas encravadas, metatarsalgia, neuromas, inflamação das fâscias plantares e fraturas por estresse. (RUNNING THE WORLD, 2002).

Em um levantamento feito no banco de dados de uma clínica médica esportiva na Suíça, entre o período de 1981 e 1990, foram detectadas 5.932 lesões em extremidades inferiores ocorridas em eventos esportivos. Do total de lesões registradas, 1.903 aconteceram em atividades de corrida, sendo a extremidade inferior responsável por 79% das lesões. Destas, a região dos joelhos foi acometida em 25% dos casos, a perna em 32%, o complexo do tornozelo em 15% e o pé em 7%. As lesões envolvendo tendões foram freqüentes tanto na região do joelho quanto da perna. (NIGG; SEGESSER, 1992, p.597).

Pastre et al. (2005, p.43-47) quando estudaram os tipos de lesões mais freqüentes em atletas praticantes de provas de corrida de longa distância, identificaram 55,6% de lesões musculares. Quando estes autores analisaram a localização anatômica das lesões mais freqüentes, observaram que 44,4% aconteceram na região da coxa.

Hall (2000, p.130) quando analisou as lesões relacionadas às corridas e saltos, verificou que o tornozelo foi acometido por 20% a 25% de todas as lesões. De acordo Rasch (1991, p.170) o tornozelo é a articulação com o maior índice de traumatismos esportivos. Em seu levantamento, descobriu que as lesões por inversão foram responsáveis por 85% das lesões sofridas pelo tornozelo.

Estudando as lesões em 180 corredores de longa distância, Cavanagh (1990, p.250) encontrou 34% de lesões de joelho, 13% de síndrome de estresse tibial medial, 11% de tendinite no tendão calcâneo, 7 % de fasciite plantar e 6% de fraturas por estresse.

Hreljac, Marshall e Hume (2000, p.1635) relataram que lesões como fraturas por estresse, condromalácia patelar, síndrome de estresse tibial (shin splints), fasciite plantar e tendinite do tendão calcâneo ocorrem por uso excessivo e repetição de cargas nas estruturas do sistema musculoesquelético, características em corredores de longa distância. A corrida de longa distância é a atividade considerada como mais propensa para desenvolver esse tipo de lesões.

Hall (2000, p.131) relatou que fatores associados com fraturas de estresse nas corridas de longa distância incluem traumas no antepé, correr em superfícies rígidas como concreto e anomalias de alinhamento do tronco e/ou membro inferior. A fasciite plantar é a quarta causa mais comum de dor entre corredores. Dentre os fatores anatômicos para o desenvolvimento destas lesões, inclui o pé plano, pé cavo e tendão calcâneo encurtado.

Além das lesões citadas, a pronação excessiva do pé durante a fase de apoio da corrida é outro aspecto a se considerar no que se refere às alterações sofridas pelo sistema locomotor, oriundas de uma incorreta realização do gesto.

A condição de hiperpronação foi considerada por diversos autores como um fator importante que predispõem a lesões dos membros inferiores em corredores. Acredita-se que o seu controle por meio de uma adequada análise na distribuição de carga no pé e subsequente utilização de calçados adequados reduza essa incidência. (AMADIO, 1996, p.135). A condição de hiperpronação do pé durante a corrida se deve, segundo Viel et al. (2001, p.228) em função da posição original do calcâneo, que não é vertical e a projeção do peso do corpo medialmente em relação ao ponto de apoio do calcâneo.

A pressão plantar, quando adequadamente distribuída, deve ser simétrica entre os membros inferiores, bem como, entre as partes anterior e posterior do pé. Para Rasch (1991, p.163) quando a sustentação do peso corporal está normal, todos os metatarsos estão em contato com o solo e sustentam 50% da carga total, enquanto o calcanhar é responsável pelos 50% restantes. Já Marsico et al. (2002, p.72) relatam que a carga deve ser transmitida para toda a superfície plantar, sendo 40% da mesma distribuída na parte anterior do pé e 60% na parte posterior.

O calçado esportivo é outro fator importante a ser considerado dentro dos aspectos biomecânicos das lesões em corredores de longa distância. As indústrias de calçados evoluíram muito nos últimos anos e conseguiram colocar no mercado produtos com tecnologias avançadas e que auxiliam na redução de lesões. O conhecimento de fatores como a distribuição de pressão na região plantar na fase de apoio durante a corrida é de suma importância para a escolha de calçados que devem ser utilizados pelos corredores.

Nigg e Segesser (1992, p.598) mencionaram em seu artigo que para uma adequada construção de calçados esportivos é necessário levar em consideração bases anatômicas, ortopédicas e considerações epidemiológicas, como a prevenção do peso excessivo

relacionado às lesões e o aumento da performance. Relataram ainda que quando um calçado esportivo não é apropriado para as necessidades específicas de um indivíduo, provoca padrões de movimento que sobrecarregam determinadas estruturas anatômicas, resultando em dores e lesões crônicas.

Por outro lado, no estudo realizado por Stacoff et al. (2001, p.314) objetivando verificar as influências de modificações no solado do tênis (borda lateral alargada, reta e arredondada) nos movimentos de inversão e eversão na corrida de longa distância (velocidade entre 2,5 a 3 m/s) não constatarem nenhuma diferença sistemática entre os modelos de solado e os movimentos de inversão e eversão. Não obstante, evidenciaram correlação significativa entre os padrões de movimento do tênis e das articulações (ossos) durante a corrida.

A otimização do rendimento, prevenção de lesões e controle de sobrecargas ao aparelho locomotor são de grande interesse e considerados os principais objetivos nas investigações que tratam dos tipos de calçados, pisos esportivos e como estes interagem entre si e as relações com a anatomia do indivíduo. (AMADIO, 1996, p.131).

Wakeling, Pascual e Nigg (2002, p.1530) constatarem em seu estudo que ocorrem ajustes na atividade muscular dos membros inferiores durante a corrida de acordo com a intensidade do impacto e que esses ajustes apresentaram dependência entre sujeito-músculo. Para testar sua hipótese, estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral, bíceps femoral (cabeça longa), tibial anterior e gastrocnêmio (cabeça medial) em corredores utilizando duas palmilhas com rigidez (densidade) diferente, representando a diferença no grau de impacto. Evidenciaram que a intensidade da atividade mioelétrica total e o grau de intensidade do sinal apresentou diferenças significativas entre os tipos de palmilha, sujeitos e músculos. Os autores acreditam que as alterações da atividade elétrica constatada se deram em função das mudanças no recrutamento do tipo de fibras pelo músculo em resposta às mudanças de impacto. Concluem que, se alterações no grau de impacto gera mudanças na atividade muscular, este mecanismo pode ser utilizado no tratamento e prevenção de distúrbios musculoesqueléticos, reduzir fadiga muscular e aumentar a performance em atividades diárias.

Derrick, Dereu e Mclean (2002, p.1000) quando pesquisaram os ajustes cinemáticos que corredores recreacionais fazem durante uma corrida exaustiva e seus efeitos no impacto e absorção de impacto, constatarem que tanto a quantidade de impacto experimentado pelo corpo quanto a quantidade de impacto absorvido, foram influenciados pela corrida

exaustiva. Verificam que aumento do impacto sentido nas pernas e a aceleração estável da cabeça indicam que absorção dos impactos foi otimizada (de 74,5% no início da corrida para 77,5% no final) com o aumento dos impactos. Nesse sentido, os autores não consideraram esse aumento do impacto um risco para lesão, embora as alterações cinemáticas conseqüentes possam interferir na performance.

As variáveis do treinamento mais comumente relacionadas às lesões por esforço são a distância excessiva percorrida, incremento rápido da velocidade e intensidade do treinamento, superfície onde são realizados as corridas e o tipo de calçado utilizado. O arco longitudinal elevado (pé cavo), movimento excessivo de flexão plantar e dorsiflexão, rigidez de tornozelo e mau alinhamento das estruturas anatômicas do membro inferior são as variáveis anatômicas que mostraram maior relação com as lesões. Nos aspectos biomecânicos, as variáveis cinéticas como magnitude da força de impacto, carga de impacto, forças de propulsão, bem como a magnitude dos movimentos de pronação são contribuintes potenciais para as lesões. (HRELJAC; MARSHALL; HUME, 2000, p.1636).

Pastre et al. (2005, p.45) identificaram a seguinte associação entre o tipo de lesão nas corridas de longa distância e seus mecanismos causais. Os resultados de sua pesquisa apontaram que as lesões musculares instalaram-se preferencialmente durante atividades com elevada intensidade (74,6%). As lesões osteoarticulares foram atribuídas ao excesso de repetições (23,8%), enquanto as tendinopatias relacionaram-se ao elevado número de repetições (34,9%).

5 EQUILÍBRIO CORPORAL E POSTURA

O termo equilíbrio possui múltiplas interpretações, entendimentos e fatores intervenientes. É regulado diretamente pelo sistema vestibular, localizado na porção petrosa do osso temporal e sofre influências dos proprioceptores localizados na região do pescoço, pelas informações visuais e informações proprioceptivas e exteroceptivas recebidas de outras partes do corpo. Todos esses mecanismos atuam em conjunto para manter ou ajustar o equilíbrio corporal. (GUYTON; HALL, 1997, p.640).

Como o sistema vestibular recebe informações oriundas apenas dos deslocamentos da cabeça para a manutenção do equilíbrio, é necessário que o sistema nervoso central receba também informações apropriadas sobre a orientação da cabeça em relação ao restante corpo. É nesse processo que entram os proprioceptores do pescoço, passando importantes informações necessárias para a manutenção e restauração do equilíbrio corporal. As informações proprioceptivas e exteroceptivas advindas de outras regiões do corpo como, por exemplo, da pressão plantar dos pés, também tem grande importância nesse processo, uma vez que informam ao sistema nervoso central se o peso do corpo está igualmente distribuído entre os dois pés, assim como, se o peso está mais para frente ou para trás. O sistema visual participa dos mecanismos de ajuste do equilíbrio retransmitindo aos centros de equilíbrio os movimentos lineares e giratórios do corpo que mudam instantaneamente as imagens na da retina. (GUYTON; HALL, 1997, p.643).

Para o cumprimento da regulação do equilíbrio, o sistema de controle postural necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o corpo. Para tanto, o corpo utiliza os sistemas somatossensorial, visual e vestibular. O sistema visual fornece informações sobre a posição e movimento de um objeto no espaço e a posição dos membros em relação ao meio ambiente e restante do corpo. O sistema somatossensorial fornece as informações sobre a posição do corpo no espaço relativo à superfície de suporte, agindo na interface segmento-base de suporte. Já o sistema vestibular fornece informações pertinentes à movimentação da cabeça em respeito à força da gravidade e forças inerciais. (DUARTE, 2000, p.11-12).

O estímulo somatossensorial geralmente é subestimado como elemento do controle postural normal e anormal. No entanto, segundo De Weerdt e Spaepen (2001, p.206) informações vitais sobre a posição do corpo no espaço e a posição relativa de várias partes do corpo estão constantemente sendo transmitidas pelos proprioceptores musculares e articulares, especialmente aqueles dos membros inferiores e do pescoço.

Neste trabalho, as discussões envolvendo os mecanismos relacionados ao equilíbrio corporal serão direcionadas às informações proprioceptivas e exteroceptivas oriundas da pressão plantar dos pés e do sistema visual. Desta forma, o termo equilíbrio será explorado em termos de sinergismo muscular, simetria na aplicação e distribuição de cargas como o peso corporal entre membros inferiores e de como o sistema visual interfere e auxilia nesse processo, analisando para tanto, a oscilação do centro de pressão.

Nesse sentido, o equilíbrio corporal e distribuição de pressão na região plantar apresentam uma relação bastante estreita. A mensuração da distribuição e concentração do peso corporal, por si só, é uma referência direta ao equilíbrio corporal. Essa relação é possível porque a análise da distribuição da pressão plantar é feita partir da avaliação da oscilação do centro de pressão, que por sua vez, é dependente direto da oscilação do centro de gravidade. Desta forma, o estudo da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal conjuntamente se justifica em razão do fato da análise da pressão plantar representar o equilíbrio simétrico ou não do sistema locomotor. Assim, se a pressão plantar estiver concentrada sobre um dos membros inferiores e não igualmente em ambos, significa que o equilíbrio corporal está alterado e assimétrico.

A maneira através da qual o ser humano realiza o seu suporte no solo e conseqüentemente a distribuição da carga corpórea na superfície inferior do pé, interferem diretamente na postura e equilíbrio. Fatores anatômicos e biomecânicos devem ser considerados na interpretação da manutenção desse equilíbrio. Da mesma forma que a superfície de apoio reflete em alterações e ajustes na postura e equilíbrio corporal (fator ascendente), a cabeça, tronco, membros superiores e seus mecanismos causam alterações e ajustes na base de suporte (fator descendente). Esse mecanismo de via dupla revela a complexidade de sistemas envolvidos no processo.

O equilíbrio corporal, tanto dinâmico quanto estático é imprescindível para a prática esportiva, atividade humana produtiva ou até mesmo para as atividades do dia-a-dia. No entanto, estas formas de equilíbrio diferem entre si. O equilíbrio dinâmico tem sua condição

modificada constantemente e existem relativamente poucas posições momentâneas ou nenhuma, em que se cumpram as condições do equilíbrio estável. (BANKOFF et al., 1992, p.18).

Estes autores relatam ainda que o equilíbrio na postura corporal tem sido pouco estudado por falta de mecanismos de avaliação. Na atualidade, com a disponibilidade de várias técnicas que permitem avaliar a oscilação do centro de pressão, como a baropodometria eletrônica, a realização de estudos e pesquisas é facilitada.

Marsico et al. (2002, p.72) afirmam que para uma adequada e completa análise baropodométrica é necessário levar em consideração também a postura corporal e o equilíbrio. Nesse sentido, enfatizam que a posição ereta se configura como a “posição de repouso ou equilíbrio” favorecida pelo perfeito sinergismo entre os músculos agonistas e antagonistas que com sua tensão harmoniosa mantêm o corpo em um estado de repouso dinâmico.

Segundo Neto Júnior, Pastre e Monteiro (2004, p.196) para que as cadeias musculares permaneçam em condições de equilíbrio, qualquer desequilíbrio deverá ser compensado por um desequilíbrio inverso, de mesmo valor e no mesmo plano.

Desta forma, quando se estuda a postura corporal, automaticamente se estuda o sistema de equilíbrio corporal postural, porque existe uma relação de dependência entre ambos. (BANKOFF et al., 2004, p.87).

Viel et al. (2001, p.79) relatam que embora os receptores visuais do movimento informem o sistema nervoso central sobre o deslocamento da cabeça e do corpo em relação ao meio ambiente, são sobretudo as informações de origem periférica que intervêm a fim de codificar as posições e os movimentos relativos do corpo em relação ao meio ambiente. Neste caso, as informações periféricas podem ser entendidas como vindas dos pés, que estão ambos apoiados no solo, garantindo assim maior estabilidade à postura corporal.

Por outro lado, os resultados do estudo de Schmidt et al. (2003, p.4) constatarem que a instabilidade que é gerada no equilíbrio postural corporal quando a base de apoio está reduzida, como é o caso do apoio em um só pé, é muito maior. Essa situação ilustra a dificuldade do corpo humano em manter o centro de gravidade alinhado e equilibrado sobre uma base pequena de sustentação. Em condições como esta, segundo Amadio (1996, p.119) o corpo passa da condição de equilíbrio estável para a de equilíbrio instável, uma vez que a largura da base de sustentação está agora reduzida.

Considerando estas diferenças entre a base de suporte no apoio unilateral e bilateral, Oliveira, Imbiriba e Garcia (2000, p.37) relatam que a aplicação de testes unipodais é relevante para a investigação de parâmetros relacionados ao equilíbrio.

Woollacott e Shumway-Cook (2002, p.1) relataram em seu estudo que o controle postural exige níveis significantes de atenção e que estas exigências variam dependendo da tarefa postural, a idade do indivíduo e suas habilidades de equilíbrio. Definem atenção como a capacidade de processamento de informação por um indivíduo. De acordo com os estudos citados em seu artigo, o tempo de reação (resposta) mais rápido foi verificado em tarefas como sentar. O tempo de resposta foi mais lento em atividades como ficar de pé e andar. O tempo de reação mais lento foi constatado quando os sujeitos avaliados ficaram de pé em uma base de suporte estreita. Além disso, observaram que o tempo de reação mais lento foi encontrado no apoio unilateral durante o ciclo do andar. Concluem que o controle postural é uma demanda de atenção e que as demandas aumentam com o grau de complexidade das tarefas realizadas.

Com o aumento da complexidade da tarefa motora, o nível de atenção requerido para manter o equilíbrio postural também aumenta. Woollacott e Shumway-Cook (2002, p.5) constataram isso em sujeitos adultos jovens. À medida que a informação sensorial diminuía, a execução da tarefa ficava mais difícil e, desta forma, requeria maior capacidade de atenção.

A postura, segundo Enoka (2000, p.238) é uma resposta neuromecânica que se relaciona com a manutenção do equilíbrio. Diz ainda, que um sistema está em equilíbrio mecânico quando a somatória de forças que atuam sobre ele é igual a zero. Entretanto, esse sistema tem estabilidade somente se após uma perturbação o mesmo retornar a sua posição de equilíbrio. Nesse sentido, o objetivo da atividade postural é manter a estabilidade do sistema musculoesquelético, o que envolve sua posição com relação a sua base de suporte e assegura a orientação desejada dos segmentos corporais que não estão envolvidas no movimento.

Duarte (2000, p.67) relata que a mecânica da postura ereta quase-estática pode ser modelada por um pêndulo invertido onde os torques no tornozelo, quadril e as forças horizontais na interface pé-solo atuem na restauração do equilíbrio. Para a manutenção deste equilíbrio instável, o objetivo primário é manter a projeção da oscilação do centro de gravidade (OCG) sobre a superfície de suporte dentro dos limites de estabilidade definidos pelos pés. Para a realização desta tarefa, o sistema de controle postural utilizava a variável oscilação do centro de pressão (OCP) para controlar a posição da OCG.

Desta forma, evidencia-se a necessidade de estudar o equilíbrio postural e as oscilações do centro de pressão. Para este fim, segundo Oliveira, Imbiriba e Garcia (2000, p.33) pode-se utilizar a estabilometria que é uma técnica de análise do equilíbrio postural por meio da quantificação das oscilações do corpo, sendo sua aplicação reportada nas áreas da avaliação clínica, reabilitação e treinamento desportivo. Quando se admite o modelo do pêndulo invertido para explicar o comportamento mecânico das oscilações do corpo humano em equilíbrio, um aspecto relevante a ser considerado é a influência de fatores antropométricos.

A atividade postural está também relacionada com a manutenção da orientação dos segmentos corporais tanto em relação aos próprios membros como também entre eles. Essas respostas posturais entre membros são importantes quando estes estão sendo utilizados para dar apoio a uma posição, como por exemplo deslocamentos de uma só perna, como ocorre durante a corrida. De Weerd e Spaepen (2001, p.207) relatam que a origem e ou a causa dos pequenos movimentos corporais é observada por meio da mensuração das forças que atuam sobre o corpo, principalmente os pés.

Allum et al. (1998, p.218) afirmam que uma interação dos sistemas proprioceptivo e vestibular é normalmente requerida para a realização de correções no equilíbrio corpóreo.

Com o intuito de elucidar os fatores intervenientes na manutenção e restabelecimento do equilíbrio postural corporal, mais pesquisas na área são necessárias. Além disso, a área esportiva carece de informações que possam, de alguma forma, ser aplicadas em benefício dos atletas.

Neto Júnior, Pastre e Monteiro (2004, p. 196) confirmam a necessidade de investigações nesta área quando relatam que o esporte de alto nível caracteriza-se por determinar padrões corporais específicos à modalidade praticada e que a exposição a uma rotina intensa e específica de exercícios físicos pode se traduzir em alterações morfofisiológicas. Neste sentido, afirmam que tão importante quanto o desenvolvimento das qualidades específicas para o alto desempenho, deve ser a preocupação com a postura e o equilíbrio muscular dos atletas.

Considerando os aspectos apresentados, evidencia-se a importância da realização de estudos que levem em consideração os fatores intervenientes numa prática esportiva como a corrida de longa distância, com o propósito de elucidar questões que interferem positiva e negativamente no desempenho dos corredores.

5.1 Baropodometria e algumas aplicações na área da medicina do esporte

Antes de abordar alguns aspectos e aplicações da baropodometria, faz-se necessária uma explicação prévia acerca da nomenclatura. O termo “barô” vem do grego “*báros*” e significa peso ou pressão. Já o termo “podo” com origem no greg “*podos*” significa pé. “Metria”, também com origem no grego “*metron*” significa medida, mensuração. Desta forma, baropodometria é a mensuração da pressão no pé, ou mais adequadamente, mensuração da pressão plantar.

A baropodometria é uma técnica de mensuração da pressão plantar tanto estática quanto dinâmica que pode ser aplicada a situações esportivas, do cotidiano ou mesmo em patologias. Mensura as oscilações do centro de pressão (estabilometria) na fase estática e dinâmica do ciclo do andar ou correr, fazendo uso de calçados esportivos ou ainda com os pés descalços.

O emprego desta técnica para se avaliar o estado funcional do pé, nas fases estática e dinâmica é de grande importância para corredores de longa distância, pois pode revelar características anormais de distribuição do peso corporal, que predisõem a lesões. Pés saudáveis e funcionalmente capazes de realizar as constantes aterrissagens no solo e proceder adequadamente ao amortecimento dos impactos são cruciais para o bom desempenho do corredor.

É importante saber como o corredor distribui a carga nos pés. Se a abordagem pé-solo é feita com o calcanhar, região que, neste caso, receberá o maior impacto ou, se toca o solo diretamente com a parte média ou anterior do pé. Viel et al. (2001, p.227) descobriram que durante a corrida de longa duração, os dois membros inferiores não fazem o apoio no solo com a mesma intensidade. Com frequência, segundo estes, o corredor apresenta um membro inferior mais amortecedor e o outro com uma tendência mais propulsiva. Essa situação deve ser revelada ao corredor, a fim de que ele tente harmonizar novamente suas passadas, estando consciente das suas necessidades.

Han, Paik e Im (1999, p.248) acreditam que a avaliação da distribuição da carga plantar dinâmica usando sistemas de palmilhas com sensores sensíveis é necessária para estudar a biomecânica dinâmica do pé normal e anormal, uma vez que alterações na estrutura e movimento do pé refletem em diferentes padrões de distribuição dinâmica da carga no pé.

De acordo com Chesnin, Selby-Silverstein e Besser (2000, p.128), diversos instrumentos podem ser utilizados para calcular ou avaliar a oscilação do centro de pressão (OCP). Dos mais comuns, citam as plataformas de força, plataformas de pressão (baropodometria) e os sistemas de palmilhas, que permitem a avaliação da pressão na interface pé-calçado. Quando o objetivo é avaliar os calçados e suas implicações ou adaptações, a utilização de sistemas que considerem a oscilação do centro de pressão na interface pé-calçado são os mais indicados, pois representam melhor o aspecto funcional do pé.

As avaliações realizadas utilizando as plataformas de força representam o pé descalço, passos isolados e apresentam uma certa desvantagem uma vez que não medem apropriadamente o andar natural. Por outro lado, os sistemas de palmilhas com sensores permitem uma análise dinâmica dos efeitos do andar usando calçados ou orteses. (HAN; PAIK; IM, 1999, p.248).

5.1.1 Estudos utilizando a baropodometria

Como dito anteriormente, a baropodometria ainda é muito recente na área da medicina do esporte. Grande parte do seu uso e aplicação acontecem na área clínica. Por outro lado, diversos autores têm aplicado com sucesso essa técnica.

Ridola et al. (2001, p.99) utilizaram desta técnica para o estudo da simetria de pés adultos saudáveis. Constataram que 76 sujeitos (78%) apresentavam padrões de apoio com correspondência bilateral e em 21 (22%) verificaram não existir nenhuma correspondência entre o apoio do pé direito e esquerdo. Em relação à análise tipológica do apoio ortostático bilateral, encontram 54 sujeitos (55,5%) com apoio normal.

Gravante et al. (2003) compararam a força de reação do solo de 38 sujeitos obesos (23 mulheres e 15 homens) com um grupo de adultos controle, durante a postura em pé parado usando uma plataforma baropodométrica. Evidenciaram que a obesidade está significativamente associada a maiores áreas de contato na superfície plantar e pressões para ambos os sexos. Não obstante, constataram que a localização do centro de pressão não foi afetada pela obesidade.

Estudando a relação existente entre postura e equilíbrio postural através da avaliação postural computadorizada e a baropodometria, Campelo e Bankoff (2003, p.68) avaliaram 16 sujeitos sedentários do sexo masculino, com idades entre 29 e 51 anos. Não foram constatadas alterações posturais associadas ao equilíbrio postural, embora tivessem verificado maior dificuldade nos sujeitos em manter a postura durante o teste de estabilometria com os olhos fechados. Os resultados apresentaram correlação significativa somente para a medida da angulação da linha glútea com a posição monopodálica da perna esquerda e olhos fechados.

Utilizando um baropodômetro eletrônico, Schmidt et al. (2003, p.4) estudaram o equilíbrio postural de sujeitos sedentários e a influência do duplo apoio com olhos abertos e fechados na manutenção desse equilíbrio. As alterações médias na oscilação do centro de pressão encontradas foram bem menores nos testes com os olhos abertos. Constataram diferenças na comparação entre os testes realizados com os olhos abertos e fechados para o pé direito. A área de oscilação do centro de pressão do pé esquerdo foi consideravelmente maior comparada à média de oscilação do pé direito. Em relação à comparação dos testes realizados com os olhos abertos com os de olhos fechados, perceberam grande dependência da visão para a manutenção do equilíbrio corporal.

Bekedorf e Bankoff (2003, p.38) investigaram a influência da visão no equilíbrio postural estático e as oscilações do centro de pressão no sentido ântero-posterior e lateral. Para tanto, avaliaram 30 sujeitos, sendo 18 do sexo masculino e 12 do sexo feminino, com idade média de $40,47 \pm 10,66$ anos. Em seus resultados, não observaram nenhuma relação entre a estatura e as oscilações do centro de pressão. Também não encontraram correlação entre a massa corporal e as oscilações. Nas oscilações registradas no teste bipodálico constataram que não houve diferença significativa quando realizado com os olhos abertos comparado com olhos fechados. Encontraram maiores oscilações no sentido ântero-posterior, tanto com os olhos abertos quanto com os olhos fechados. Nas oscilações verificadas durante o teste monopodálico, encontram diferença significativa quando comparadas às oscilações com os olhos abertos com as oscilações com os olhos fechados. Na comparação monopodálica das oscilações entre o pé esquerdo e o pé direito, não verificaram nenhuma diferença significativa.

Bankoff et al. (2004, p.91-92) estudaram o equilíbrio corporal através da baropodometria eletrônica e constataram que a média do percentual de carga foi maior na análise dinâmica com calçado e sem calçado. Na análise estática foram registrados valores menores para

o pé esquerdo para ambas as situações, com e sem calçado. Com relação à superfície ocupada pela região plantar (parte anterior) foram registradas áreas maiores na análise baropodométrica dinâmica, independente das variáveis estudadas. Na análise do percentual de carga na parte posterior da região plantar, os valores foram maiores na análise baropodométrica estática, com e sem calçado. Em relação à distribuição da carga na superfície da região plantar total, evidenciaram uniformidade entre as análises estática e dinâmica.

6 MATERIAL E MÉTODO

6.1 Caracterização da pesquisa

A pesquisa se classifica como descritiva, que segundo Cervo e Bervian (2002, p.66) caracteriza-se por observar, registrar, analisar e correlacionar variáveis sem manipulá-las, procurando descobrir, com a precisão possível, a frequência com que um fenômeno ocorre, sua relação e conexão com outros, sua natureza e características.

Para Andrade (2001, p.124), nesse tipo de pesquisa os fatos são observados, analisados, classificados e interpretados empregando para isso técnicas padronizadas para a coleta dos dados.

6.2 Descrição dos sujeitos

Participaram deste estudo 17 corredores de longa distância do sexo masculino, com idade $\bar{X} = 28,5 \pm 9,5$ anos (mínimo de 18 e máximo de 50 anos), peso $\bar{X} = 63,6 \pm 6,9$ Kg, altura $\bar{X} = 173,5 \pm 7,0$ cm e tamanho de calçado $\bar{X} = 40,4 \pm 1,7$. A seleção dos sujeitos foi feita segundo critérios de acessibilidade.

6.2.1 Critérios para inclusão e exclusão dos sujeitos

Como critérios de inclusão dos sujeitos para a referida pesquisa foram considerados os seguintes requisitos: a) ser praticante de corrida de longa distância (não necessariamente precisa participar de competições); b) ter assinado o termo de consentimento

livre e esclarecido (anexo A); c) apresentar idade mínima de 18 anos; d) não apresentar contra indicações médicas.

Como critérios de exclusão foram adotados os seguintes fatores: a)recusa em assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (anexo A); b)vontade própria do sujeito em interromper a participação na pesquisa, independente da fase da coleta dos dados; c)manifestação de desconforto ou incapacidade física para continuar os testes; d)mudança de endereço que gere impossibilidade em comparecer ao local de realização dos testes.

6.3 Aspectos éticos da pesquisa

A pesquisa foi realizada com o cumprimento das exigências da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas (Parecer nº509/2004). Os sujeitos envolvidos no procedimento experimental não correram nenhum tipo de risco físico, mental ou moral. Antes da realização da coleta de dados, os sujeitos receberam explicação prévia sobre os objetivos, justificativa e procedimentos da pesquisa. Após essa explanação, os sujeitos que aceitaram fazer parte da pesquisa assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (anexo A). Na seqüência, foram realizadas a aplicação do questionário de pesquisa e a coleta dos dados.

6.4 Procedimentos e instrumentos para a coleta de dados

Antes da realização da análise baropodométrica os sujeitos responderam um breve questionário elaborado especificamente para a pesquisa (anexo B). Este questionário, composto de perguntas abertas e fechadas, objetivou registrar e levantar o perfil dos corredores. Nele, os sujeitos especificaram características como: idade; tipo de prova que executam; tempo em que estão treinando e competindo; número, duração e quilometragem de treinos e competições semanais e mensais; local e terreno (superfície) no qual treinam ou competem com

maior frequência; tipo de calçado esportivo utilizado; e anamnese sobre lesões vinculadas com a prática esportiva, dentre outras.

6.5 Montagem do experimento

A análise baropodométrica dos sujeitos envolvidos no estudo foi realizada no Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura Humana – Faculdade de Educação Física/UNICAMP, utilizando um Baropodômetro Eletrônico, o qual possibilita as análises estática, dinâmica e estabilométrica, com pés descalços e com calçados esportivos.

O baropodômetro eletrônico é composto por uma plataforma modular de 120 cm de comprimento e 40 cm de largura da Physical Support Italy, constituída de 4.800 sensores ativos para registro da pressão plantar.

A plataforma consiste de sensores eletrônicos de platina que captam informações sobre a pressão do pé durante a postura estática, no andar ou gestos esportivos, como a corrida. Existe uma cobertura específica altamente sensível para uma análise detalhada das pressões exercidas pelos pés sobre os sensores. É um sistema que permite a realização de análises com ou sem calçados, através do qual é possível coletar informações precisas, instantâneas e reproduzíveis.



Figura 01: Baropodômetro Eletrônico.

Os 120 cm de comprimento do baropodômetro eletrônico são divididos em três blocos de 40 X 40 cm cada.

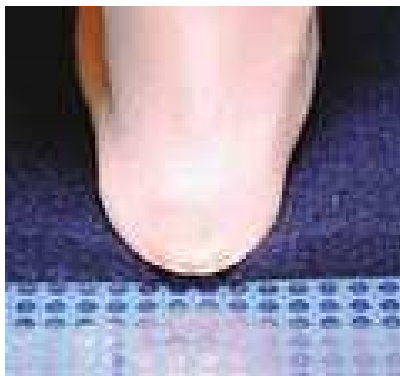


Figura 02: Ilustração de um bloco com sensores ativos e cobertura especial. Fonte: DIASU

Considerando o espaço físico do laboratório onde foi realizado o experimento, os equipamentos utilizados para a análise baropodométrica foram dispostos como ilustrado na figura 5.3.



Figura 03: Disposição do equipamento para a coleta dos dados.

6.6 Dificuldades e limitações

De acordo com as dimensões físicas do laboratório, os equipamentos foram dispostos de uma tal forma que fosse possível utilizar a maior distância possível (diagonal – 14 m) para a corrida do atleta, considerando a área anterior e posterior à plataforma eletrônica.

A velocidade da corrida estabelecida para a coleta dos dados ($3,2\text{m/s} \pm 5\%$), foi estabelecida em função do reduzido espaço físico disponível no laboratório para a realização da corrida na fase dinâmica. Não obstante, esta velocidade de coleta está em consonância com outros estudos dessa natureza (DIXON et al., 2003, p.474; DIXON; COLLOP; BATT, 2000, p.1920; SERRÃO; AMADIO, 2001, p.44).

Como a distância que antecedia a plataforma não era muito grande (6,5m), alguns atletas apresentaram dificuldade em ajustar o ritmo/velocidade da corrida. Desta forma, toda vez que a velocidade ficava fora do limite estabelecido, a coleta era repetida.

6.7 Descrição das etapas de análise

Foram realizados três tipos de testes utilizando o baropodômetro eletrônico: 1) análise baropodométrica estática; 2) análise estabilométrica; e 3) análise baropodométrica dinâmica. A análise baropodométrica dinâmica foi ainda dividida em dois momentos: a) andando e b) correndo.

6.7.1 Análise baropodométrica estática

A análise baropodométrica estática foi realizada de duas formas: bipodálica e monopodálica. A avaliação baropodométrica bipodálica foi feita com os sujeitos sobre a plataforma com os braços no prolongamento do corpo. A análise monopodálica foi executada

com os sujeitos apoiados sobre o pé esquerdo, tendo o pé direito elevado e joelho fletido e, posteriormente, o inverso. Para cada uma das situações mencionadas, os sujeitos se apresentaram descalços e executaram o teste inicialmente com os olhos abertos e posteriormente com os olhos fechados. Na sequência, repetiram o exame com calçado esportivo. Em todos casos o aparelho foi calibrado com tempo de 05 segundos para a execução dos procedimentos.



Figura 04: Análise monopodálica estática.

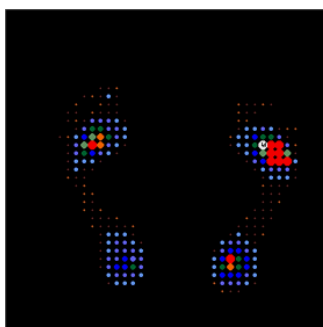


Figura 05: Ilustração da análise bipodálica estática com o pé descalço.

6.7.2 Análise estabilométrica

A análise estabilométrica dos corredores foi realizada inicialmente com os pés descalços e posteriormente com a utilização do tênis habitual de corrida de cada atleta. Nesta análise foram avaliadas as condições do equilíbrio corporal postural nos apoios bipodálico e monopodálico (pé direito e pé esquerdo), ambos com os olhos abertos e olhos fechados. Para cada um dos testes, o baropodômetro eletrônico foi calibrado com o tempo de 05 s.

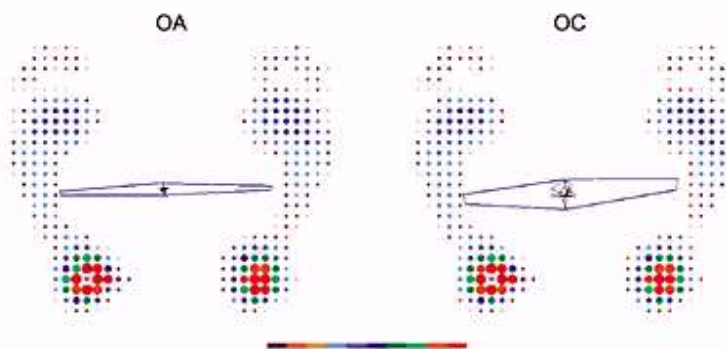


Figura 06: Análise estabilométrica bipodálica com os olhos abertos e fechados.

No teste estabilométrico, foi avaliada a oscilação do centro de pressão nos sentidos ântero-posterior (eixo y) e lateral (eixo x), bem como, a oscilação total (cm²) do centro de pressão para cada uma das situações anteriormente mencionadas.

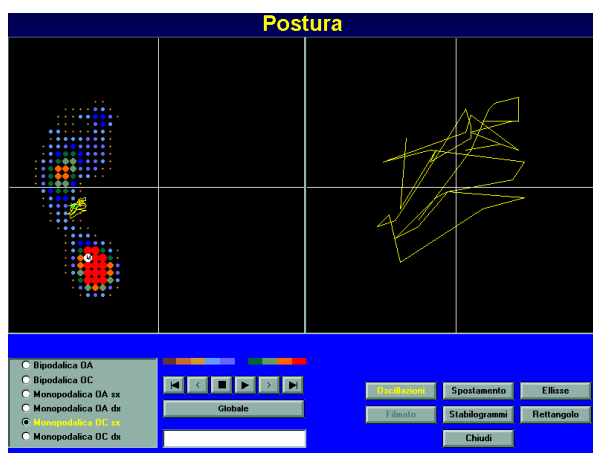


Figura 07: Análise estabilométrica monopodálica com o pé descalço.

6.7.3 Análise baropodométrica dinâmica

A análise baropodométrica dinâmica foi realizada em duas fases distintas, andando e correndo. Inicialmente os corredores executaram o teste andando, sem calçado e depois usando o tênis habitual de corrida.



Figura 08: Análise baropodométrica andando, utilizando o tênis habitual de corrida.

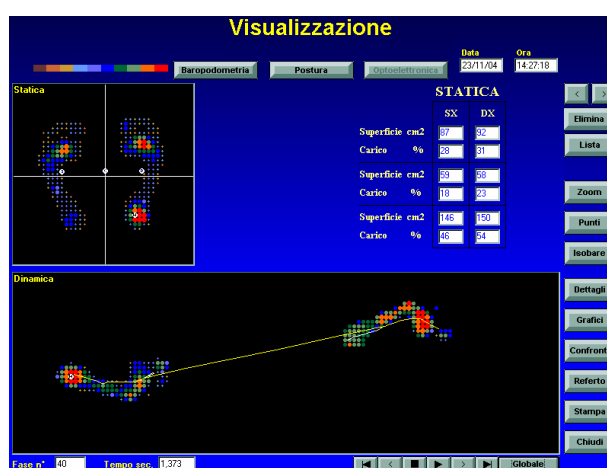


Figura 09: Análise baropodométrica andando com os pés descalços.

No segundo momento da análise dinâmica, os sujeitos passaram correndo sobre a plataforma. Para poder comparar os dados desta análise entre os diferentes sujeitos e, considerando que diferentes velocidades representam valores diferentes de pressão plantar, a velocidade da corrida foi padronizada. De acordo com informações oriundas da literatura para análises desta natureza e o espaço físico do laboratório onde foram realizadas as coletas, foi estabelecida a velocidade de $3,2\text{m/s} \pm 5\%$ para a realização dos testes de corrida.

Para garantir a padronização dos testes, foram utilizados um medidor digital de tempo e um medidor de passagem. O medidor de passagem possui dois sensores de movimento, dispostos ao longo de uma haste de um metro (um no início e outro no final). O primeiro sensor do medidor de passagem dispara o cronômetro do leitor digital de tempo. O segundo, pára o leitor. Desta forma, é possível saber com exatidão com qual velocidade o corredor passou pela plataforma eletrônica. Quando a velocidade do teste ficava acima ou abaixo da velocidade padronizada, o teste não era salvo e era repetido.



Figura 10: Medidor digital de tempo acoplado ao medidor de passagem.

O medidor de passagem ficou posicionado ao lado do baropodômetro eletrônico, fixado a uma base de ferro e haste de alumínio. A altura dos sensores foi regulada de acordo com a estatura de cada sujeito, sendo posicionado na altura do pescoço.



Figura 11: Medidor de passagem com sensores.

Foi permitido que os sujeitos realizassem algumas passagens pela plataforma antes do início das coletas com os medidores de tempo e passagem acionados, com o intuito de perceberem o ritmo e velocidade de registro pretendido.

Considerando os 120 cm de comprimento da plataforma e a impossibilidade de coletar dois apoios (um de cada pé) em uma única passagem sobre a plataforma, foram realizadas 05 avaliações válidas para o pé esquerdo e 05 para o direito. Os corredores realizaram os testes inicialmente descalços e posteriormente com o calçado esportivo habitual.

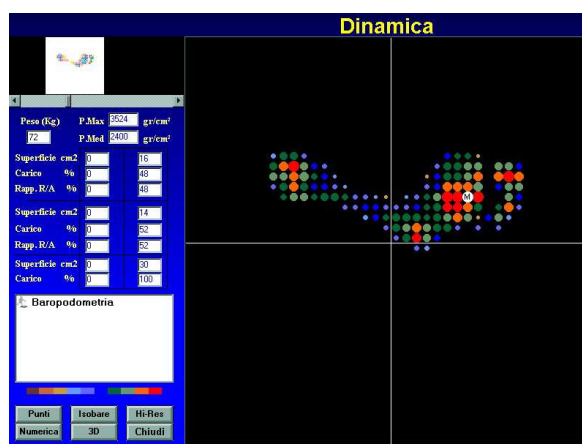


Figura 12: Análise baropodométrica dinâmica correndo, pé direito descalço.

6.8 Forma de análise dos resultados

Os resultados coletados através do questionário foram catalogados e apresentados em gráficos com o intuito de melhor visualização e comparação com os resultados oriundos da análise baropodométrica.

Os dados provenientes da análise baropodométrica estática, dinâmica e estabilométrica receberam tratamentos e delineamentos estatísticos específicos. Para a análise estatística utilizou-se o programa Microsoft Excel for Windows para a criação do banco de dados e o programa SPSS, versão 11.5 para as análises estatísticas. Por se tratar de uma amostra com distribuição normal (anexo C), utilizou-se o teste paramétrico t-Student para grupos independentes, sendo fixado nível de confiança em 95%, com margem de erro de 5%.

7 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados da análise da distribuição da pressão plantar dos corredores de longa distância, bem como, dos dados coletados através da aplicação do questionário.

7.1 Apresentação e discussão dos dados coletados através do questionário

As informações repassadas pelos atletas corredores de longa distância no momento da aplicação do questionário foram catalogadas, sendo considerado o número total de respostas obtidas em cada uma das questões.

A faixa etária dos corredores avaliados neste estudo foi de 18 a 50 anos (gráfico 01). A maior concentração de corredores se deu na faixa dos 26 a 30 anos, seguida pela faixa dos 21 aos 25 anos. A distribuição dos sujeitos pelos grupos etários não foi totalmente homogênea, por outro lado, não apresentou diferenças que inviabilizassem o estudo.

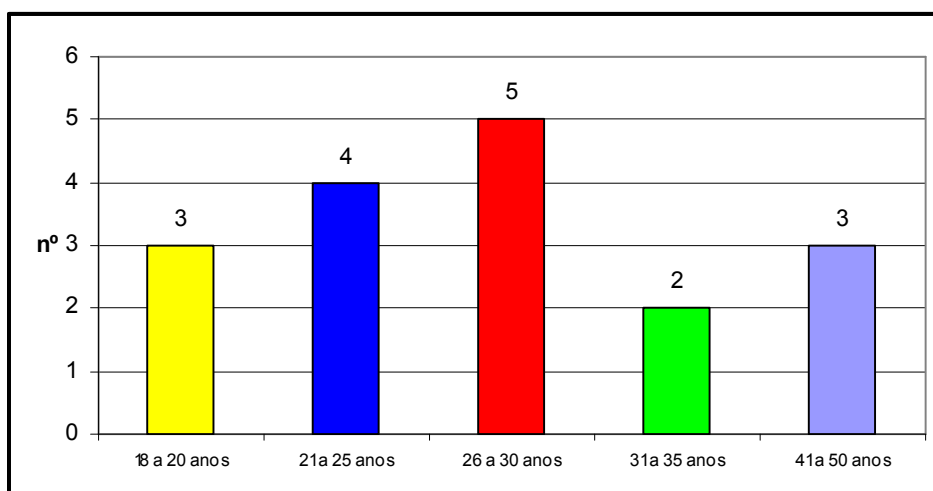


Gráfico 01: Faixa etária dos corredores

O período de tempo pelo qual os atletas praticavam a corrida de longa distância é ilustrado no gráfico 02. A grande maioria apresentou uma prática superior a 3 anos neste tipo de atividade. Outros 3 apresentaram respectivamente 2 e 2,5 anos de experiência. O fato de o maior número de sujeitos ter praticado a corrida de longa distância por mais de 3 anos, exemplifica a paixão desenvolvida pelos atletas por este tipo de prova do atletismo. De uma forma geral, percebe-se que dos iniciantes, poucos desistem, apesar das dificuldades que a prática possa incutir.

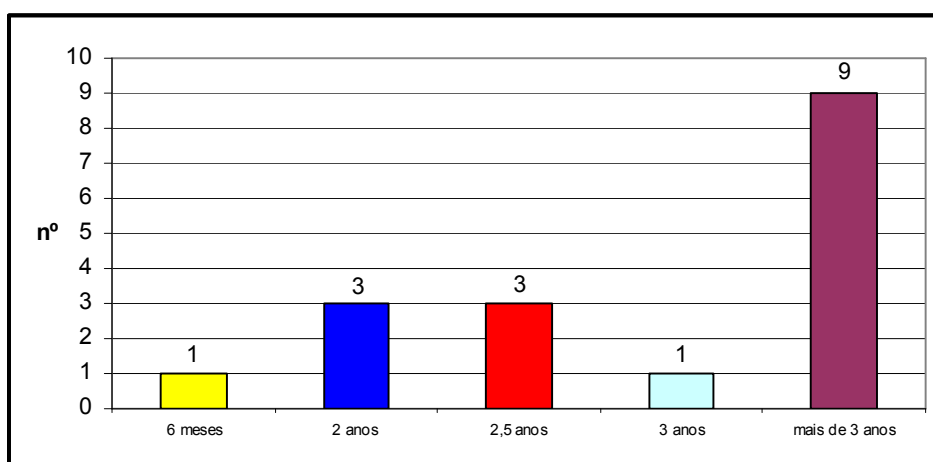


Gráfico 02: Há quanto tempo os corredores praticam corridas de longa distância

Muitos motivos podem levar um indivíduo a praticar a corrida de longa distância. De acordo com o gráfico 03, o propósito de participar de competições foi o principal motivo apontado pelos corredores para a escolha desta atividade.

Evidenciou-se também, embora com números bastante reduzidos, o uso da corrida como elemento para a promoção da saúde, condicionamento físico, relaxamento e redução do nível de estresse. Esta é uma realidade que pode ser vista no dia-a-dia nas praças, bosques, parques e ruas das cidades, uma vez que se trata de uma atividade que não requer grandes investimentos e lugar específico para ser praticada. O cuidado com a saúde tem conseguido a cada ano mais adeptos de um estilo de vida ativo. Percebe-se, no entanto, que muitos carecem de informações acerca de uma prática segura, que proporcione os benefícios almejados e mantenha a incidência de lesão o mais baixo possível.

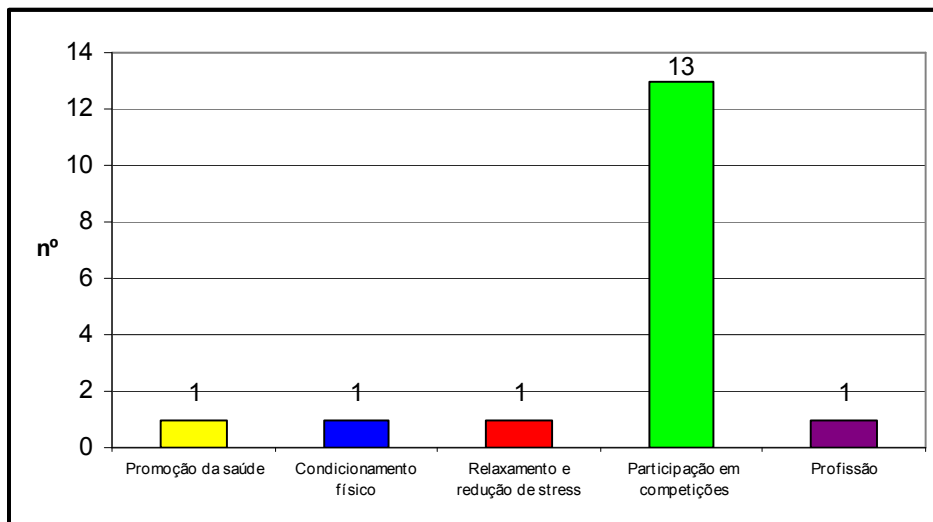


Gráfico 03: Motivos que levaram os corredores a praticarem corridas de longa distância

O gráfico 04 ilustra a quantidade de treinos realizados por dia pelos corredores. Dos 17 corredores de longa distância participantes do estudo, 13 realizam dois treinos a cada dia, um pela manhã e outro no final da tarde. Isso representa, pelo menos em parte, o volume e a carga semanal de treinamento implementado. Essa informação é confirmada pelos dados apresentados no gráfico 05, na qual pode-se constatar a frequência semanal do treinamento. A grande maioria dos corredores treina 7 vezes na semana pela manhã, seguidos pelos que treinam 5 e 4 vezes no período vespertino.

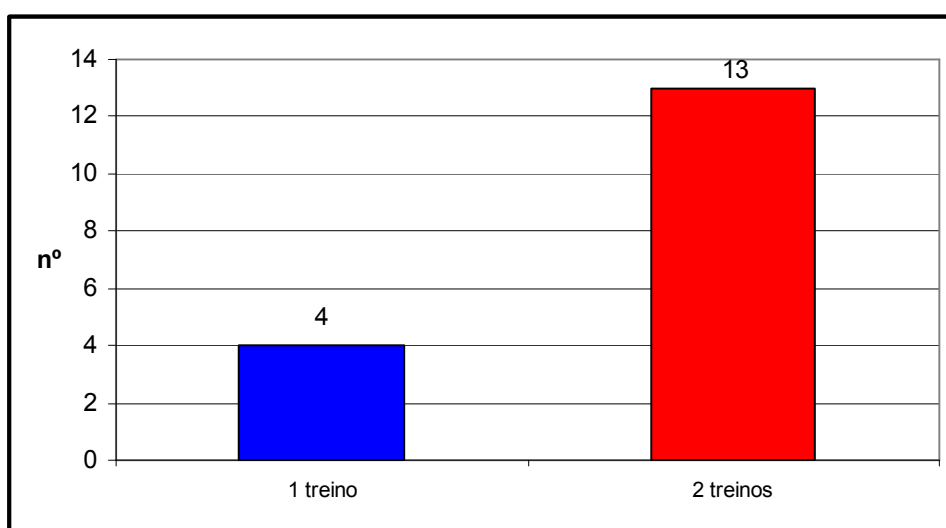


Gráfico 04: Frequência diária de treinos realizados pelos corredores

É importante ressaltar que muitos dos corredores que treinam 7 vezes por semana no período matutino, treinam também em média 4 vezes no turno vespertino do mesmo dia. Dessa forma, o volume total e a carga ao qual o sistema locomotor é submetido diariamente é maior.

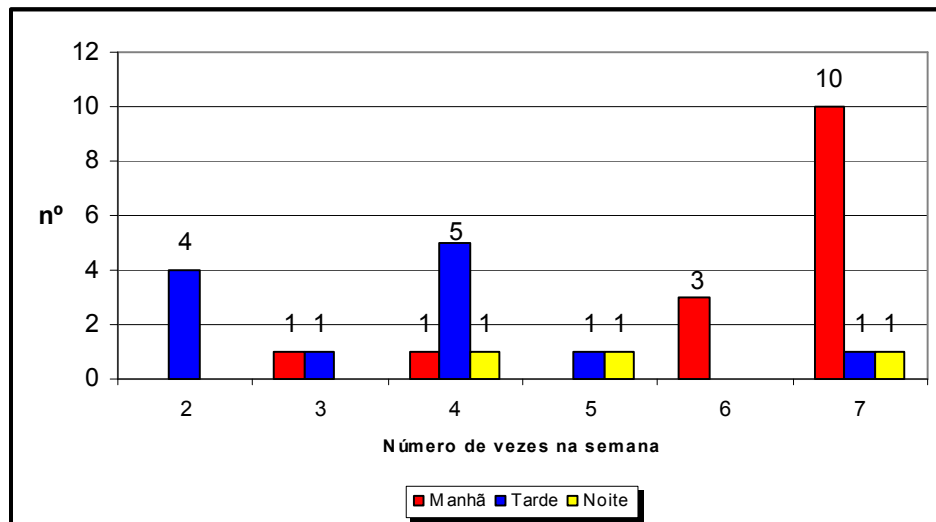


Gráfico 05: Frequência semanal dos treinos

Esse volume de treinamento traduz os objetivos destes corredores, aperfeiçoar a performance, melhorar os resultados e participar de competições nacional e internacionalmente. Assim sendo, torna-se necessário a implementação de programas de treinamento que permitam o alcance de seus objetivos e reduzir ao máximo a incidência de lesões.

A distância aproximada percorrida semanalmente é apresentada no gráfico 06. Constatou-se que 4 sujeitos correm aproximadamente de 55 a 80 km por semana e outros 3 entre 35 e 50 km. Por outro lado, 5 corredores percorrem uma distância entre 130 e 160 quilômetros na semana, o que representa uma carga considerável para o sistema locomotor.

Tomando como base que cada pé toca no solo aproximadamente mil vezes por quilômetro com uma magnitude de 2,5 vezes o peso corporal, evidencia-se a importância dos corredores terem uma boa técnica de corrida, aliada a calçados adequados para o seu tipo morfofisiológico de pé para minimizar o risco de lesões.

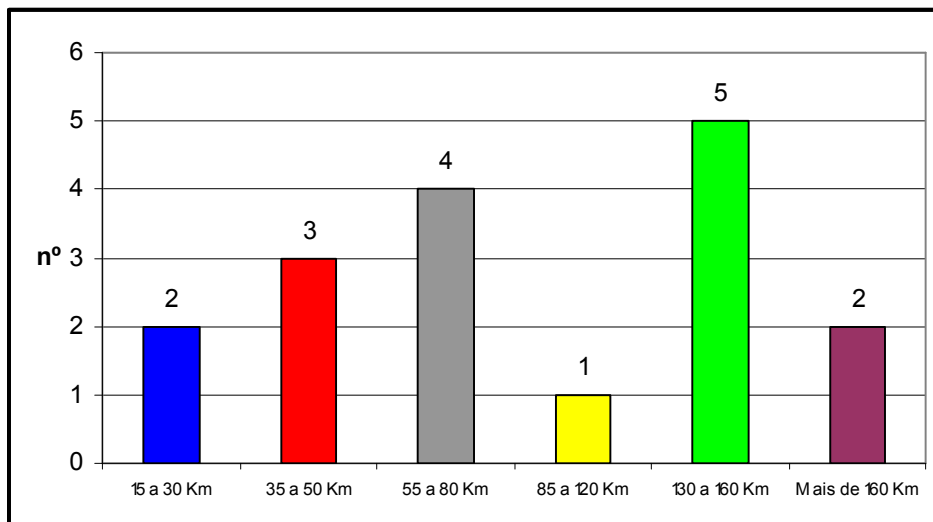


Gráfico 06: Distância aproximada percorrida por semana

Grandes distâncias percorridas semanalmente ou o incremento rápido da quilometragem no programa de treinamento, de acordo com James e Jones (1990, p.250), é o principal fator responsável pelo desencadeamento das lesões em corredores.

Outro aspecto que deve ser considerado nesta situação em especial é o tipo de superfície na qual estes atletas realizam os seus treinos, uma vez que a rigidez desta pode aumentar significativamente o risco de lesões articulares.

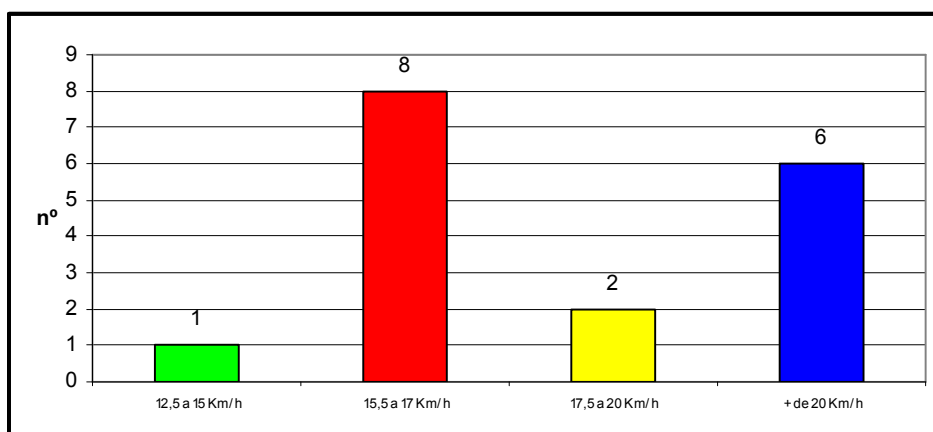


Gráfico 07: Velocidade aproximada de corrida utilizada pelos corredores nos treinamentos e competições

A intensidade dos exercícios e dos treinos fica mais evidente quando são comparados dados como a distância semanal percorrida com a velocidade aproximada desta corrida. De acordo com gráfico 07, a velocidade aproximada de treino informada por 8 sujeitos

no questionário é de 15,5 a 17 km/h. Não obstante, é relevante de menção que 6 corredores treinam e competem a uma velocidade acima de 20 km/h.

Considerando a origem e a história das corridas de longa distância, percebe-se que, atualmente, estas se tornaram provas disputadas com mais velocidade. Isso fica claro quando analisamos, por exemplo, o melhor resultado da maratona, uma prova de 42.195 km concluída em 2h04m55s pelo atleta queniano Paul Tergat em Berlim, no ano de 2003. Com o avanço do conhecimento científico na área do treinamento desportivo, fisiologia e biomecânica, resultados como este são possíveis e alteram, de certa forma, a característica de algumas provas atléticas. Atualmente, provas como a maratona, a meia-maratona e 10 mil metros, são realizadas com velocidades superiores às registradas quando do surgimento destas.

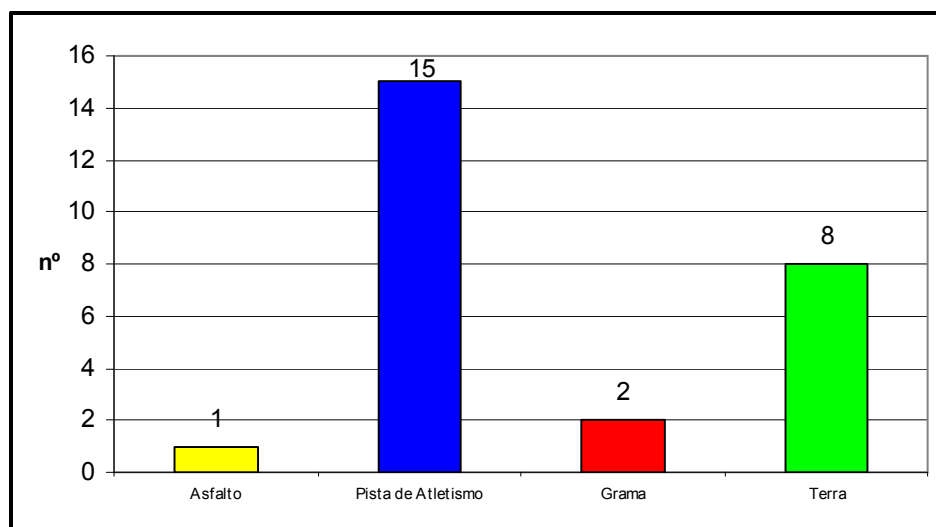


Gráfico 08: Local utilizado para praticar a corrida de longa distância

Em relação ao local utilizado para a prática da corrida de longa distância (gráfico 08), verifica-se que a grande maioria dos corredores realiza seus treinamentos na pista de atletismo. O tipo de material da pista, embora não apresentado aqui, também foi motivo de consulta através do questionário, sendo constatada uma única constituição, agregado de carvão mineral. Alguns corredores optam por realizar seus treinos também em outras superfícies como a terra (8 sujeitos) e a grama (2 sujeitos).

Só foi constatado um único corredor que realiza seus treinos no asfalto, superfície demasiadamente rígida que pode elevar sobremaneira o risco de lesões ortopédicas, comprometendo diversos componentes do sistema locomotor como as articulações e tecidos

moles adjacentes. Investigando três tipos diferentes de superfície de corrida e os efeitos nas forças de reação do solo, Dixon, Collop e Batt (2000, p.1919) descobriram que a superfície de asfalto comum apresentou a menor capacidade de absorção de impacto. Nesse sentido, superfícies como esta devem ser evitadas sempre que possível quando da realização dos treinamentos.

Por outro lado, uma das superfícies que apresenta um bom componente de amortecimento de impacto e pequeno índice de lesões é a grama. No entanto, como também verificado neste estudo, a maioria dos corredores faz uma apreciação negativa deste tipo de superfície por esta retardar a corrida e exigir maior esforço físico. Em razão disto, os corredores de longas distâncias acabam preferindo superfícies mais rígidas.

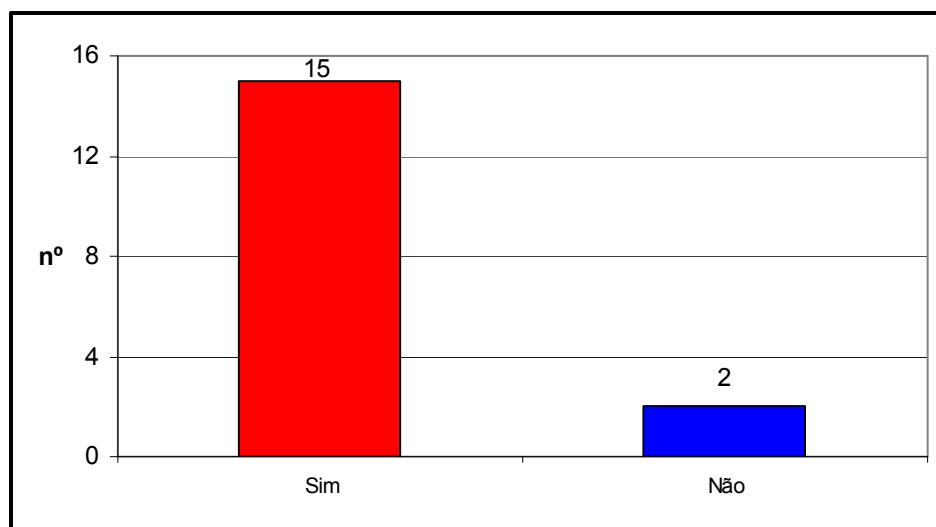


Gráfico 09: Número de corredores que já sofreram lesão

Dos 17 corredores de longa distância participantes neste estudo, 15 já sofreram lesões durante o período no qual praticam esta atividade (gráfico 09). Os 2 corredores que nunca se machucaram, pertencem provavelmente ao grupo daqueles que indicaram a prática da corrida como fator de promoção da saúde e não como caráter competitivo.

Quando os corredores buscam melhores resultados, situação inerente a competições de nível nacional e internacional, estão mais sujeitos a sofrer lesões, uma vez que seguem programas de treinamento mais intensos.

De acordo com Newsholme, Leech e Duester (2006, p.249), as lesões esportivas causadas pela corrida, representam a maior categoria isolada de lesões esportivas

registradas nas clínicas, superando inclusive esportes de contato como o futebol e o rugby. Segundo estes autores, os atletas corredores levam seus corpos até os limites fisiológicos, bioquímicos e mecânicos.

De todos os tipos de lesões já sofridas pelos corredores (gráfico 10), a que se apresentou com a maior frequência foi a tendinite, seguida da fratura por esforço repetitivo e a contratura muscular. Em menor frequência, aparece a distensão muscular.

As tendinites e as fraturas por esforço repetitivo confirmam o impacto gerado no sistema locomotor com a prática de atividades como a corrida. Pastre et al. (2005, p.45) ratificam esta informação com o seu estudo, no qual encontraram 44,4% de lesões em atletas corredores de longas distâncias decorrentes da intensidade do esforço. Além disso, verificaram também 44,4% de lesões musculares na coxa. Quando analisaram a associação entre os tipos de lesão e seus mecanismos causais, constataram que as lesões musculares se instalam preferencialmente em atividades com elevada intensidade (74,6%). As lesões osteoarticulares foram atribuídas ao excesso de repetições (34,9%), enquanto as tendinopatias se relacionaram com o elevado número de repetições (34,9%).

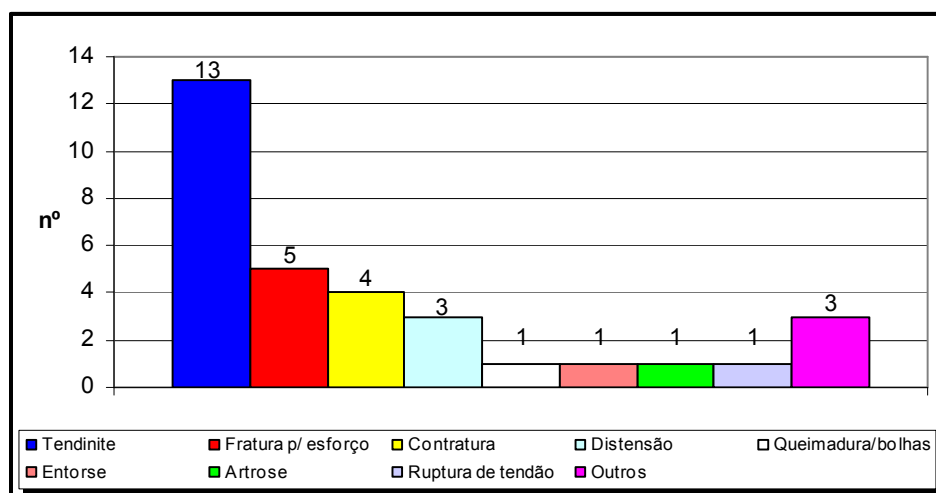


Gráfico 10: Tipos de lesões sofridas pelos corredores

Newsholme, Leech e Duester (2006, p.251) também apontam como responsável pelas fraturas por estresse os impactos repetitivos durante a corrida, especialmente quando realizados em superfícies duras, nas quais a tíbia e os metatarsos são os ossos mais comumente afetados.

Algumas estratégias e cuidados biomecânicos são empregados com o intuito de minimizar os efeitos deletérios sofridos pelo sistema locomotor, em especial, nos membros inferiores. Alterações e ajustes na técnica da corrida, a escolha de uma superfície mais macia, um bom calçado que ofereça as necessidades específicas da condição morfofuncional do pé do atleta, bem como, redução da frequência, repetição e quilometragem da corrida.

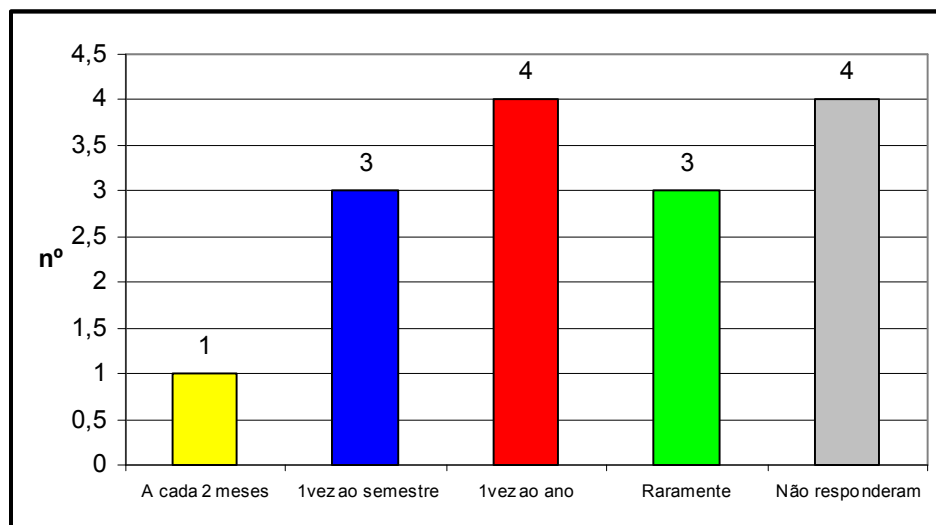


Gráfico 11: Frequência com que os corredores sofreram lesões

A frequência das lesões sofridas pelos corredores de longa distância não foi tão expressiva. Apenas 3 relataram uma lesão por semestre de treino (gráfico 11). Quatro sujeitos responderam que se lesionaram uma vez ao ano e outros 3 informaram que raramente sofrem lesões.

Por outro lado, conforme representado no gráfico 12, dez corredores já precisaram interromper os treinamentos em razão das lesões sofridas. Para uma pequena minoria (3), essa interrupção foi mais frequente. Neste caso, torna-se necessário um estudo aprofundado da etiologia do problema, objetivando evitar a reincidência. É importante salientar que somente o repouso pode não ser suficiente para a completa recuperação. O tratamento imediato de uma fratura por estresse, por exemplo, é o repouso, mas é necessário que o corredor mude o estilo, a intensidade e ou o local de prática para evitar que ocorra reincidência.

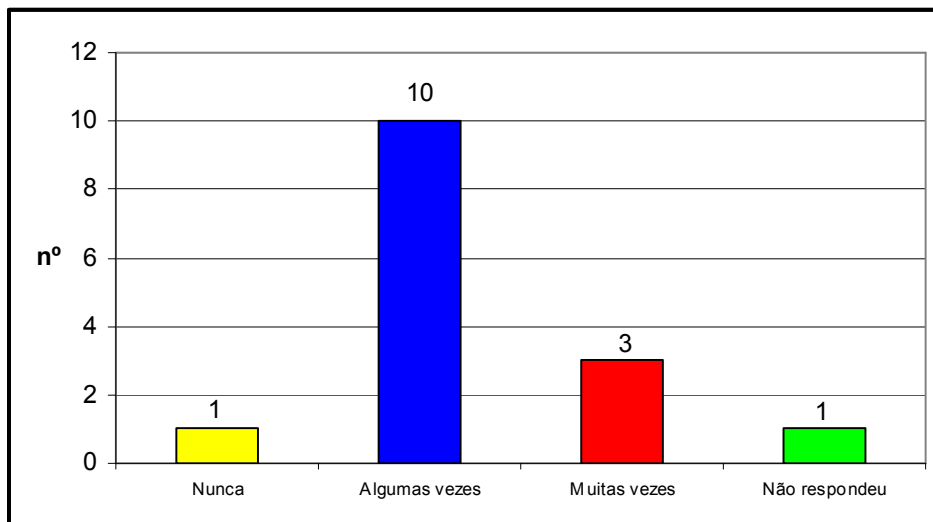


Gráfico 12: Quantas vezes os corredores já interromperam os treinamentos em função de lesão

Toda vez que um corredor de longa distância precisa interromper a prática da sua atividade, o ciclo de treinamento é quebrado e atrapalha seu desempenho. Em alguns casos, competições importantes são perdidas em função das lesões.

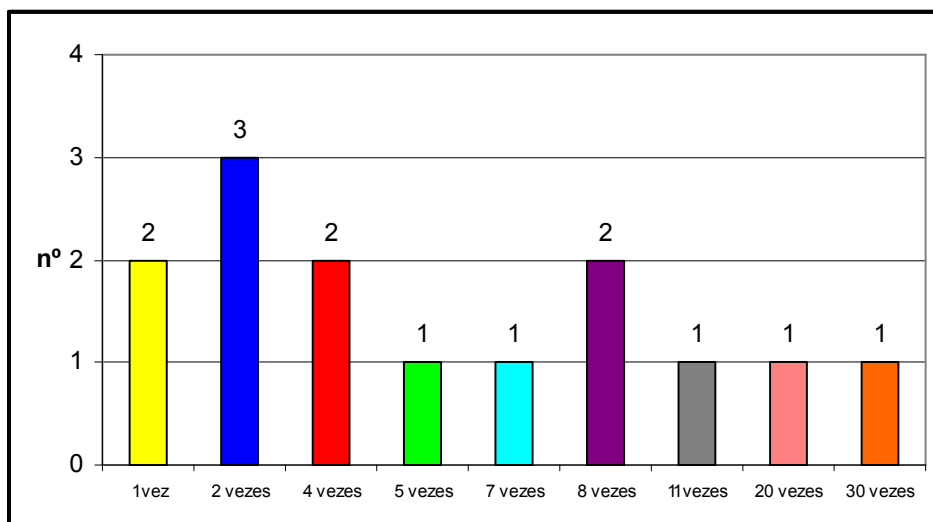


Gráfico 13: Número de lesões sofridas pelos corredores desde que iniciaram a prática da corrida de longa distância

Embora 2 corredores tenham sofrido uma única lesão ao longo de sua carreira e 3 tenham relatado duas lesões, muitos corredores experimentaram uma realidade bastante diferente (gráfico 13). Dois dos corredores estudados informaram ter sofrido 8 lesões. Em casos

isolados, foram identificados ainda corredores que já apresentaram 11, 20 e 30 lesões ao longo de sua carreira na corrida de longa distância.

As lesões quando não devidamente tratadas ou quando o fator causal não é removido, voltam a incomodar. Dos corredores que já foram lesados, 9 apresentaram reincidência das lesões(gráfico14) . Em situações como esta, é necessária uma avaliação completa de todos os fatores que contribuem direta ou indiretamente para o seu desencadeamento para minimizar este quadro.

De acordo com James e Jones (1990, p.267), os seguintes procedimentos para análise e tratamento das lesões devem ser realizados: avaliação do programa de treinamento, atentando para alterações bruscas; observar se existem alterações anatômicas no membro inferior, desde a pelve até o pé; redução da distância percorrida; troca do calçado de corrida; uso de exercícios alternativos; e retorno progressivo após recuperação das lesões.

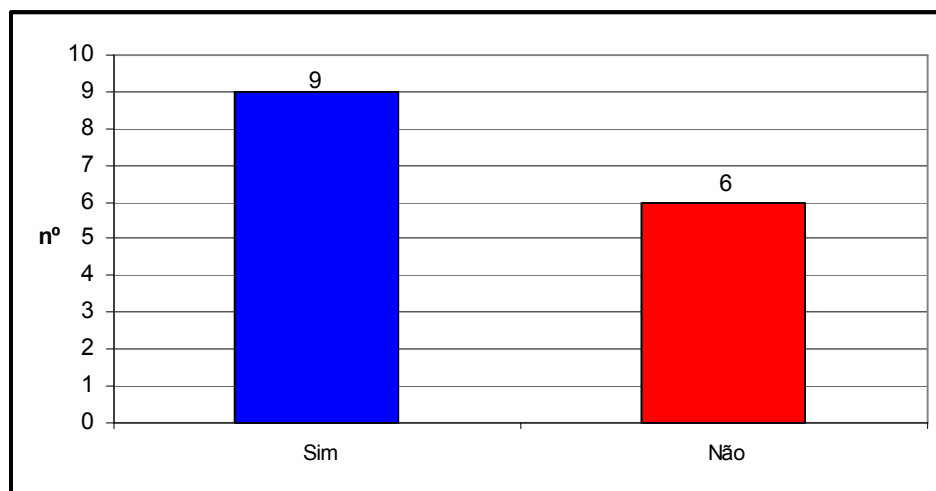


Gráfico 14: Número de corredores que apresentaram reincidências de alguma lesão

A tendinite e a distensão muscular foram apontadas como as lesões que apresentaram o maior índice de reincidência (gráfico 15). Outras lesões também voltaram a incomodar os corredores como a contratura e a dor tibial (síndrome de estresse tibial), embora com índices muito baixos nos sujeitos estudados.

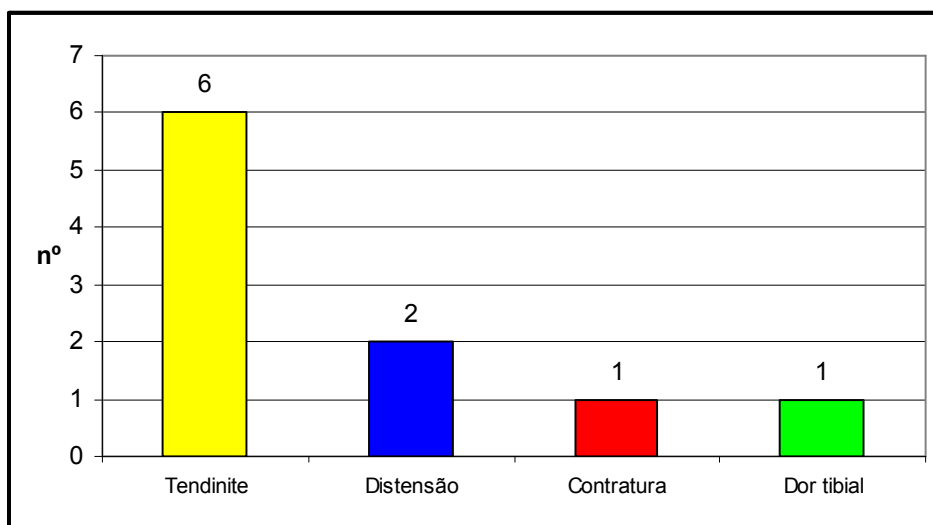


Gráfico 15: Identificação das lesões que apresentaram reincidência nos corredores

A reincidência de lesões como a tendinite, segundo Pastre et al. (2005, p.45) está relacionada ao elevado número de repetições de uma determinada atividade, característica nas corridas de longa distância.

Um fator que pode contribuir positiva ou negativamente para o desenvolvimento de lesões, principalmente aquelas que acometem o sistema locomotor é o tênis utilizado para a corrida. Dos 17 corredores participantes da pesquisa 15 afirmaram fazer uso de um calçado esportivo desenvolvido especificamente para a corrida de longa distância (gráfico 16).

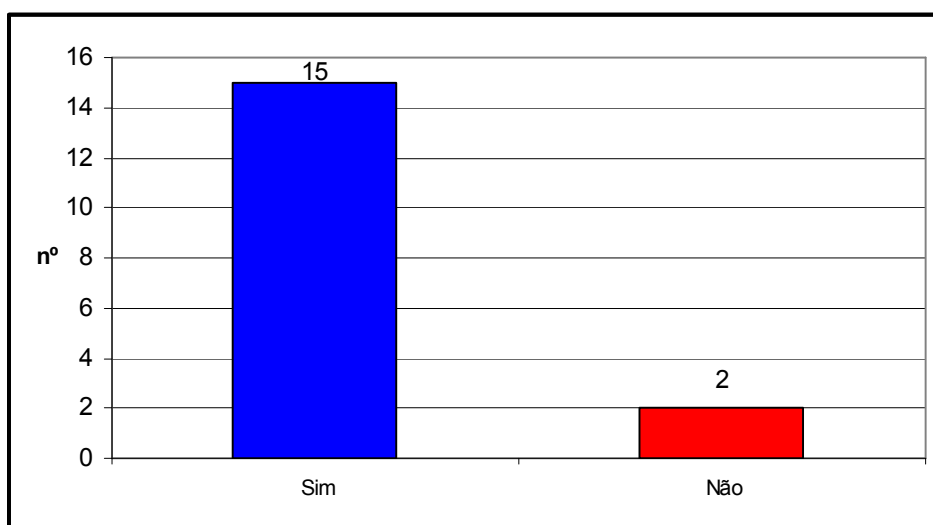


Gráfico 16: Corredores que usam tênis específico para a pratica da corrida de longa distância

Segundo Noakes (2006, p.387), a escolha de um calçado adequado para a corrida é vital para que a lesão seja evitada. Relata ainda que a escolha do calçado deve levar em consideração o tipo do pé, rígido ou com mobilidade excessiva. Para o primeiro caso, recomenda um calçado projetado para a máxima absorção de impacto. Para o segundo, um calçado que exerça o controle da mobilidade excessiva. No entanto, os corredores que apresentam uma combinação da hipermobilidade e rigidez, enfrentarão dificuldades adicionais, uma vez que não existem calçados projetados para ambas as situações simultaneamente.

A marca do tênis utilizado pelos corredores para a prática da corrida também foi objeto de questionamento (gráfico 17). As marcas apontadas como mais utilizadas foram respectivamente Nike, Adidas, Olympikus e Mizuno.

Segundo Cavanagh (1990, p.255) um bom tênis é aquele que oferece as seguintes características: a parte entre a palmilha e o solado confeccionado em material rígido, suporte firme na região pósterio-lateral externa do calcanhar e um solado largo sob o calcanhar.

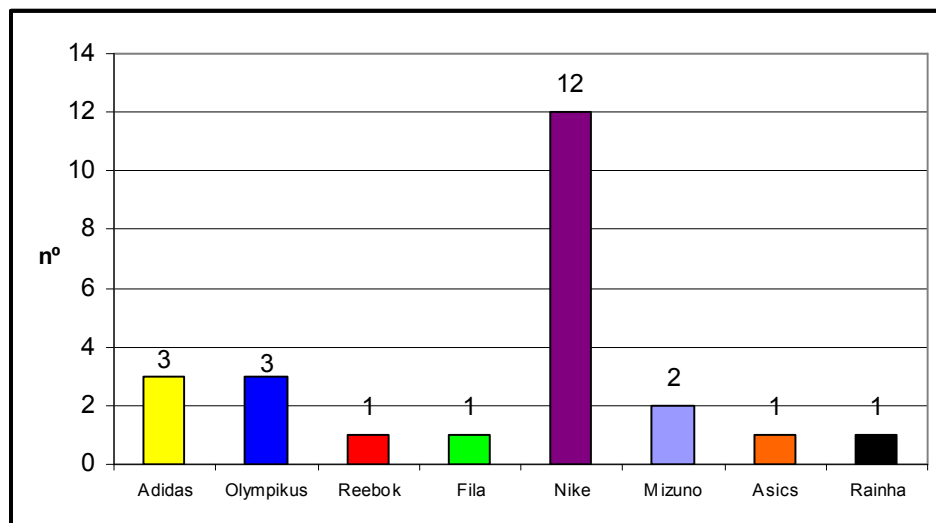


Gráfico 17: Marca do tênis utilizado para a prática da corrida de longa distância

Nigg e Segesser (1992, p.59) afirmam que quando um calçado esportivo não é apropriado para as necessidades específicas de um indivíduo, provoca padrões de movimento que sobrecarregam determinadas estruturas anatômicas, resultando em dores e lesões crônicas.

Dos 17 corredores estudados, 5 afirmaram ter desenvolvido lesões em decorrência do tênis utilizado para a corrida (gráfico 18). Sabe-se que quando o calçado não é

adequado para o pé do indivíduo que o utiliza e a atividade praticada, o risco de lesões aumenta. Por outro lado, vários outros fatores podem contribuir para o desencadeamento das lesões nos corredores, o que dificulta consideravelmente o estabelecimento de uma etiologia específica.

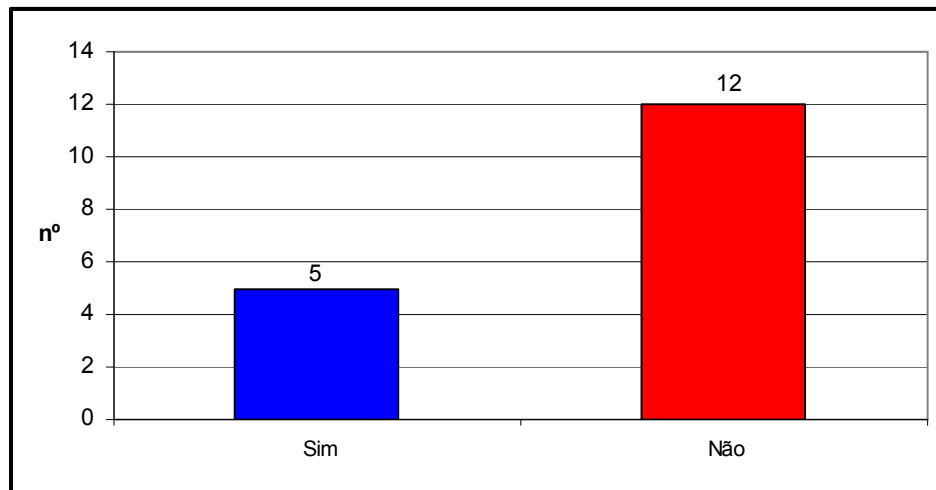


Gráfico 18: Corredores que mencionaram ter sofrido lesão em decorrência do tênis utilizado

As lesões apontadas pelos corredores como advindas do tênis utilizado para a corrida foram a tendinite, dores musculares, unha encravada e rigidez (gráfico 19). A ocorrência de algumas lesões como estas está em conformidade com a Running The World (2002), quando relata que as lesões mais freqüentemente encontradas em corredores de longa distância são calosidades, tendinites, torções, joanetes, esporão no calcâneo, dedos encurvados e unhas encravadas.

Para que situações como estas sejam evitadas ou pelo menos minimizadas, segundo James e Jones (1990, p.251) torna-se necessária uma avaliação completa da extremidade inferior, possibilitando a atuação de forma preventiva inclusive na prescrição de um calçado adequado, uso de órtese quando for o caso, ou ainda, o desenvolvimento de um programa de treinamento profilático.

O tipo morfológico do pé influencia sobremaneira na escolha de um calçado esportivo adequado para o corredor. No gráfico 20 é ilustrada a classificação morfológica do antepé dos corredores avaliados neste estudo. De acordo com a classificação de Weissler (1993) citado por Amadio (1996, p.133), dos 17 corredores, 8 apresentaram um formato de antepé quadrado. Para esta classificação, existe uma simetria no comprimento do segundo e terceiro

dedo do pé. Para estes corredores, a parte anterior do calçado esportivo precisa apresentar uma forma arredondada em ângulo maior, uma vez que possuem um pé mais largo anteriormente. Sete sujeitos apresentaram um antepé com formato grego. Esta classificação implica numa morfologia onde o segundo dedo apresenta maior comprimento quando comparado ao primeiro e terceiro dedos. Desta maneira, caracteriza-se por um formato de antepé em triângulo. Para estes casos, um tênis que possua uma forma mais pontuda anteriormente pode não resultar em problemas por compressão dos dedos dos pés.

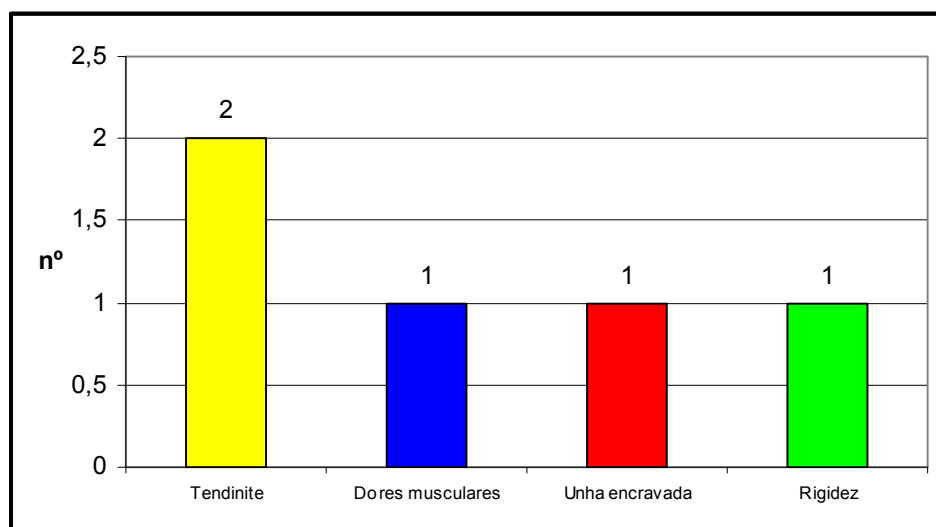


Gráfico 19: Lesões relacionadas pelos corredores como advindas do tênis utilizado

Foram identificados também 2 corredores com o antepé em formato egípcio. O antepé egípcio é caracterizado pela forma em escada do tamanho dos dedos do pé, iniciando pelo hálux. Assim, o primeiro dedo é maior que o segundo, que por sua vez é maior do que o terceiro e assim sucessivamente.

Não há estudos nacionais que levem em consideração a morfologia do antepé do brasileiro. Contudo, sabe-se que, mesmo que em proporções variáveis, os três tipos são encontrados. Fica evidente, portanto, a necessidade do corredor conhecer o seu tipo e levá-lo em consideração quando da escolha e aquisição do seu calçado esportivo, sob pena de estar sujeito a desenvolver lesões caso faça uma escolha inadequada. As indústrias de calçados também deveriam considerar este aspecto, principalmente quando se trata de atletas, afinal de contas, o tipo morfológico do antepé é uma especificidade que pode fazer diferença no desempenho.

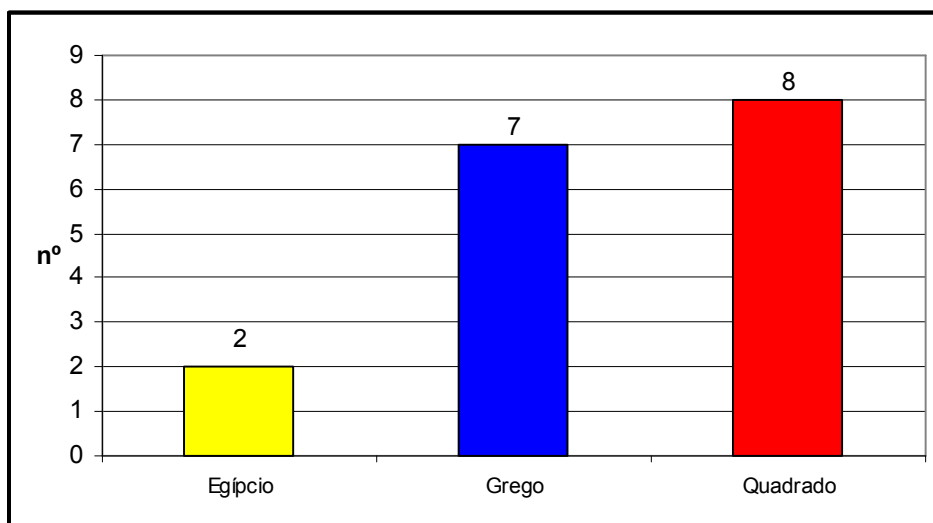


Gráfico 20: Classificação do tipo morfológico de antepé dos corredores

Todos os corredores de longa distância que participaram desta pesquisa relataram ter orientação para o desenvolvimento de seus treinos e competições (gráfico 21). Esta orientação e acompanhamento são de suma importância, uma vez que muitos problemas são evitados com um bom programa de treinamento e orientação. Estas informações são confirmadas por James e Jones (1990, p.240) quando pontuam que os erros durante os treinamentos ainda são o fator mais preponderante para o desencadeamento das lesões em corredores.

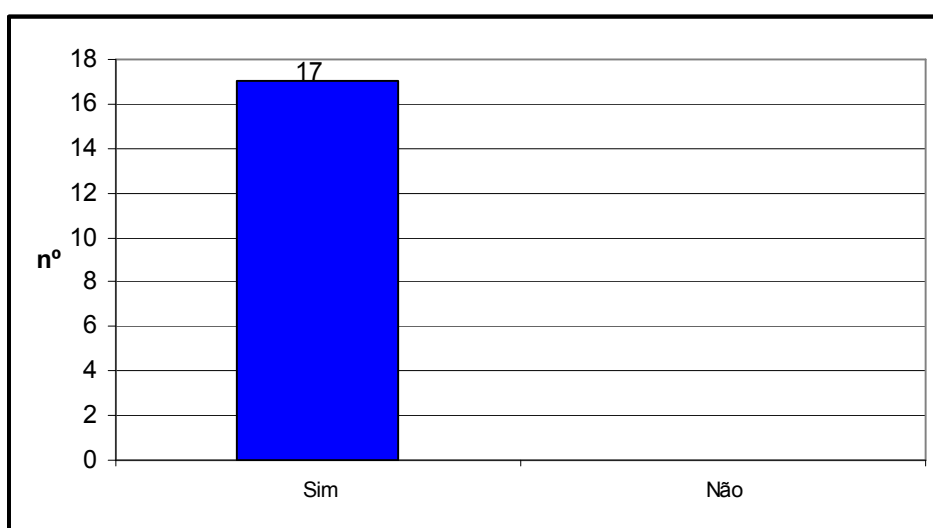


Gráfico 21: Se o corredor possui orientação para a prática da corrida de longa distância

Dos 17 corredores estudados, 16 possuem como treinador um profissional graduado em Educação Física (gráfico 22). Neste sentido, aumentam-se as chances de obterem uma adequada orientação, uma vez que este traz em sua formação conhecimentos acerca dos aspectos anatômicos, cinesiológicos e biomecânicos do sistema locomotor.

O acompanhamento constante do profissional graduado possibilita a realização de ajustes no programa de treinamento de acordo as necessidades específicas de cada corredor para cada circunstância enfrentada, bem como, oportuniza o fornecimento de informações de retroalimentação quanto à técnica executada nas provas e competições e quais alterações são importantes para melhorar a performance ou corrigir determinados erros.

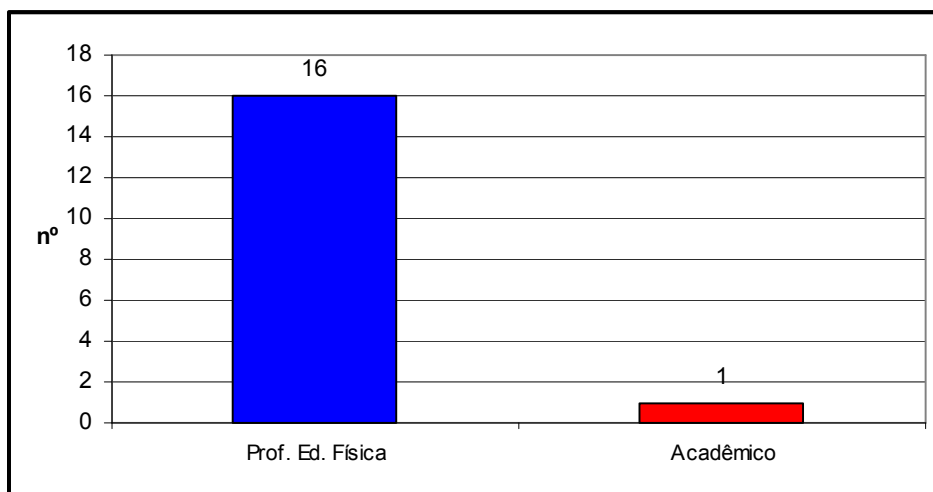


Gráfico 22: Profissional que exerce a orientação ao corredor

Atualmente é bastante comum que as equipes de corredores possuam em sua equipe técnica a presença de um grupo multiprofissional atuando conjuntamente em prol dos mesmos objetivos. Não raro, é possível constatar grupos compostos de fisioterapeuta, nutricionista e psicólogo, além do profissional da educação física.

7.2 Apresentação e discussão dos resultados da análise baropodométrica

Nas tabelas 01 a 17 são apresentados os resultados da pressão plantar registrada para o pé direito e esquerdo nas diversas situações propostas. Nestas tabelas, os valores referentes à superfície utilizada para a realização do apoio na plataforma são expressos em centímetros quadrados (cm^2), enquanto os valores de carga são registrados em gramas por centímetro quadrado (g/cm^2) e expressos em porcentagem (%).

A distribuição do peso corporal de forma homogênea entre o pé direito e esquerdo revela um bom estado de alinhamento dos membros inferiores. Caso essa distribuição se faça de maneira assimétrica, pode representar um desequilíbrio no arranjo das estruturas do sistema locomotor. Com o intuito de conhecer essas condições nos atletas corredores de longas distâncias, foi avaliada a distribuição da pressão plantar entre o pé direito e esquerdo, com os pés descalços e com a utilização do calçado habitual de corrida (tabelas 01 e 02).

Tabela 01: Resultados da análise baropodométrica estática sem calçado: pé esquerdo X pé direito

Variável	Pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície anterior	Pé E	83,29	10,87	1,421	0,165
	Pé D	87,82	7,38		
Carga anterior	Pé E	25,06	3,17	3,837	0,001*
	Pé D	29,53	3,61		
Carga proporcional anterior	Pé E	52,76	7,14	1,881	0,069
	Pé D	57,29	6,90		
Superfície posterior	Pé E	64,00	8,90	0,139	0,891
	Pé D	64,41	8,42		
Carga posterior	Pé E	22,94	3,86	0,355	0,725
	Pé D	22,47	3,86		
Carga proporcional posterior	Pé E	47,24	7,14	1,881	0,069
	Pé D	42,71	6,90		
Superfície total	Pé E	147,29	14,25	1,149	0,260
	Pé D	152,24	10,57		
Carga total	Pé E	48,00	2,60	4,489	0,000*
	Pé D	52,00	2,60		

* = Valor de P estatisticamente significante

De acordo com os testes realizados com o pé sem calçado (tabela 01), é possível verificar que a distribuição da carga na parte anterior do pé apresentou valores significativamente maiores para lado direito. A carga corpórea total imposta sobre os pés também revelou distribuição heterogênea, com valores superiores para o lado direito. Quando o teste baropodométrico estático foi realizado com os corredores usando o tênis habitual de corrida (tabela 02), constatou-se que a situação se repetiu, valores significativamente maiores para o lado direito do corpo e parte anterior do pé foram registrados.

Tabela 02: Resultados da análise baropodométrica estática com calçado: pé esquerdo X pé direito

Variável	Pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície anterior	Pé E	79,35	12,65	0,871	0,390
	Pé D	83,24	13,34		
Carga anterior	Pé E	26,47	3,61	4,223	0,000*
	Pé D	32,00	4,02		
Carga proporcional anterior	Pé E	56,47	8,23	2,020	0,052
	Pé D	61,65	6,62		
Superfície posterior	Pé E	60,76	11,04	0,248	0,806
	Pé D	59,88	9,64		
Carga posterior	Pé E	21,12	4,72	0,466	0,644
	Pé D	20,41	4,09		
Carga proporcional posterior	Pé E	43,53	8,23	2,020	0,052
	Pé D	38,35	6,62		
Superfície total	Pé E	140,12	17,41	0,506	0,616
	Pé D	143,12	17,18		
Carga total	Pé E	47,59	3,91	3,600	0,001*
	Pé D	52,41	3,91		

* = Valor de P estatisticamente significativo

Considerando os dados da análise estática, percebe-se que os corredores avaliados neste estudo distribuem o peso corporal de forma irregular entre os membros inferiores, sobrecarregando o lado direito do corpo. Essa condição pode estar acompanhada de alterações na biomecânica dos gestos motores utilizados na corrida, sendo necessária, para sua confirmação, uma análise cinemática.

É importante que os corredores e equipe técnica atentem para essa situação, objetivando fazer correções nos gestos motores e equilibrando a distribuição das cargas. A diferença constatada pode não ser de grande relevância para sujeitos que não dependem do sistema locomotor como performance. Por outro lado, segundo James e Jones (1990, p.249), uma

condição clínica que poderia ser tranqüilamente suportada em vários eventos esportivos ou atividades do cotidiano, para corredores que treinam e percorrem grandes distâncias semanalmente, pode representar um agravamento do problema e otimizar o seu efeito negativo.

Outra informação relevante na análise da distribuição da pressão plantar é a comparação entre a superfície e a carga das partes anterior e posterior do pé. As tabelas 03 e 04 apresentam os valores aferidos para a avaliação do pé esquerdo, sem calçado e com calçado respectivamente.

Tabela 03: Resultados da análise baropodométrica estática do pé esquerdo sem calçado: parte anterior X posterior

Variável	Parte do pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície	Anterior	83,29	10,87	5,661	0,000*
	Posterior	64,00	8,90		
Carga	Anterior	25,06	3,17	1,747	0,090
	Posterior	22,94	3,86		
Carga proporcional	Anterior	52,76	7,14	2,259	0,031*
	Posterior	47,24	7,14		

* = Valor de P estatisticamente significativo

Na análise sem calçado, a parte anterior do pé esquerdo apresentou superfície de contato com a plataforma significativamente superior quando comparada à parte posterior. Embora não tenha sido verificada diferença estatisticamente significativa para a carga entre as partes anterior e posterior, a carga proporcional indica, com valores significantes, que a parte anterior do pé está sobrecarregada.

Tabela 04: Resultados da análise baropodométrica estática do pé esquerdo com calçado: parte anterior X posterior

Variável	Parte do pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície	Anterior	79,35	12,65	4,564	0,000*
	Posterior	60,76	11,04		
Carga	Anterior	26,47	3,61	3,717	0,001*
	Posterior	21,12	4,72		
Carga proporcional	Anterior	56,47	8,23	4,583	0,000*
	Posterior	43,53	8,23		

* = Valor de P estatisticamente significativo

Na análise do pé esquerdo com o calçado esportivo habitual de corrida, foi evidenciada a mesma diferença para a parte anterior na superfície de contato com a plataforma. No entanto, constatou-se diferença significativa também para a distribuição da carga entre a parte anterior e posterior do pé, com valores significativamente maiores para a parte anterior tanto na carga quanto na carga proporcional

As tabelas 05 e 06 ilustram os valores encontrados na análise baropodométrica entre a parte anterior e posterior do pé direito, respectivamente sem e com calçado esportivo. A realidade detectada para o pé esquerdo dos corredores também foi confirmada para o pé direito. Em ambas as situações ocorreu uma maior concentração de carga na parte anterior do pé, bem como, registro de maior superfície de apoio para esta região.

Tabela 05: Resultados da análise baropodométrica estática do pé direito sem calçado: parte anterior X posterior

Variável	Parte do pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície	Anterior	87,82	7,38	8,620	0,000*
	Posterior	64,41	8,42		
Carga	Anterior	29,53	3,61	5,510	0,000*
	Posterior	22,47	3,86		
Carga proporcional	Anterior	57,29	6,90	6,165	0,000*
	Posterior	42,71	6,90		

* = Valor de P estatisticamente significativo

Esses dados revelam que os corredores avaliados projetam o centro de gravidade do corpo anteriormente. Com essa projeção, aumentam a área da superfície anterior, o que pode ser considerado desejável, no entanto, evidenciam-se valores superiores também para a pressão plantar, sobrecarregando essa região.

Por outro lado, Bankoff et al. (2004, p.96) estudando o equilíbrio corporal e a distribuição da pressão plantar através da baropodometria eletrônica, não constataram diferença significativa no grau de carga entre os pés direito e esquerdo.

De acordo com Watkins (2001, p.354) os lados direito e esquerdo do corpo devem receber a carga de forma igual ao ficar em pé, caminhar ou em outras atividades diárias. No entanto, diversos fatores podem contribuir para uma distribuição desequilibrada do peso corporal, dentre eles estão fatores intrínsecos como características morfofuncionais e fatores

extrínsecos, como o tipo de calçado e superfície na qual o esporte é praticado. Na maioria dos casos, o agente causal é uma combinação de fatores intrínsecos e extrínsecos.

Tabela 06: Resultados da análise baropodométrica estática do pé direito com calçado: parte anterior X posterior

Variável	Parte do pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície	Anterior	83,24	13,34	5,850	0,000*
	Posterior	59,88	9,64		
Carga	Anterior	32,00	4,02	8,332	0,000*
	Posterior	20,41	4,09		
Carga proporcional	Anterior	61,65	6,62	10,254	0,000*
	Posterior	38,35	6,62		

* = Valor de P estatisticamente significante

A distribuição da pressão entre a parte anterior e posterior do pé também deveria ser equilibrada. Segundo Rasch (1991, p.163), na postura de sustentação de peso normal, todos os metatarsos devem estar em contato com o solo e juntos suportar 50% da carga, enquanto o calcanhar é responsável pelos 50% restantes. O primeiro metatarso deve sustentar o dobro do peso em relação aos demais ossos do metatarso.

Considerando os resultados da distribuição da pressão plantar dos corredores na análise estática, torna-se necessário a implementação de um programa de reeducação corporal, intuindo harmonizar a distribuição da carga sob a superfície plantar.

Na tabela 07 são apresentados os dados referentes a análise baropodométrica dinâmica dos corredores, comparando as situações da corrida com o pé descalço com a utilização do tênis. As variáveis pressão máxima e pressão média registraram valores significativamente maiores quando os corredores passaram correndo sobre a plataforma descalços.

O pé direito apresentou valores de pressão plantar significativamente superiores tanto para a parte anterior do pé quanto para a carga total nos testes realizados com o tênis. Resultados similares foram encontrados para as variáveis superfície anterior e total do pé direito e carga proporcional anterior. Esses valores demonstram que o calçado esportivo utilizado pelos corredores não altera o quadro de distribuição de pressão plantar identificado na análise estática, que sobrecarrega o lado direito do corpo.

Tabela 07: Resultados da análise baropodométrica correndo: sem calçado X com calçado

Variável	Calçado	Média	Desvio Padrão	t	P
Peso avaliado (Kg)	Sem	63,59	6,82	0,000	1,000
	Com	63,59	6,82		
Pressão máxima (gr/cm ²)	Sem	1127,19	77,87	8,739	0,000*
	Com	721,32	174,95		
Pressão média (gr/cm ²)	Sem	692,40	51,65	7,044	0,000*
	Com	474,34	116,71		
Superfície anterior pé esquerdo	Sem	55,95	3,10	6,736	0,000*
	Com	86,19	18,24		
Carga anterior pé esquerdo	Sem	58,40	4,33	1,405	0,170
	Com	63,07	13,01		
Carga proporcional anterior pé esquerdo	Sem	66,84	1,60	1,015	0,318
	Com	68,73	7,52		
Superfície posterior pé esquerdo	Sem	33,15	2,24	3,558	0,001*
	Com	42,36	10,44		
Carga posterior pé esquerdo	Sem	29,11	2,06	0,219	0,828
	Com	28,65	8,42		
Carga proporcional posterior pé esquerdo	Sem	34,19	2,01	1,566	0,127
	Com	31,20	7,62		
Superfície total pé esquerdo	Sem	88,85	4,80	6,648	0,000*
	Com	127,73	23,63		
Carga total pé esquerdo	Sem	87,84	5,42	0,974	0,337
	Com	91,74	15,60		
Superfície anterior pé direito	Sem	58,72	1,97	6,061	0,000*
	Com	84,71	17,56		
Carga anterior pé direito	Sem	52,10	2,66	4,081	0,000*
	Com	64,02	11,75		
Carga proporcional anterior pé direito	Sem	63,33	2,27	2,659	0,012*
	Com	68,66	7,94		
Superfície posterior pé direito	Sem	37,62	2,17	1,452	0,156
	Com	42,13	12,62		
Carga posterior pé direito	Sem	31,69	3,75	1,001	0,324
	Com	29,24	9,38		
Carga proporcional posterior pé direito	Sem	37,88	2,14	3,297	0,002*
	Com	31,29	7,96		
Superfície total pé direito	Sem	95,20	2,71	5,211	0,000*
	Com	126,84	24,88		
Carga total pé direito	Sem	83,00	6,21	2,779	0,009*
	Com	93,31	13,97		

* = Valor de P estatisticamente significativo

Para o pé esquerdo foram registradas áreas significativamente maiores na realização do apoio nas partes anterior, posterior e total do pé nos testes realizados com o calçado

esportivo. Esses valores já eram esperados, uma vez que o tênis aumenta a área de superfície de apoio.

Por outro lado, Serrão e Amadio (2001, p.45) estudando adaptações cinéticas e eletromiográficas na locomoção com o pé descalço, descobriram que o primeiro pico vertical de força, bastante característico durante o contato do calcanhar com o solo, não apresentou diferenças significantes na comparação entre o pé descalço e com calçado esportivo. Concluem que os calçados esportivos parecem influenciar menos no movimento humano que o próprio sistema locomotor.

Tabela 08: Resultados da análise baropodométrica correndo sem calçado: pé esquerdo X pé direito

Variável	Pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície anterior	Pé E	55,95	3,10	3,108	0,004*
	Pé D	58,72	1,97		
Carga anterior	Pé E	58,40	4,33	5,108	0,000*
	Pé D	52,10	2,66		
Carga proporcional anterior	Pé E	66,84	1,60	5,206	0,000*
	Pé D	63,33	2,27		
Superfície posterior	Pé E	33,15	2,24	5,906	0,000*
	Pé D	37,62	2,17		
Carga posterior	Pé E	29,11	2,06	2,488	0,018*
	Pé D	31,69	3,75		
Carga proporcional posterior	Pé E	34,19	2,01	5,177	0,000*
	Pé D	37,88	2,14		
Superfície total	Pé E	88,85	4,80	4,753	0,000*
	Pé D	95,20	2,71		
Carga total	Pé E	87,84	5,42	2,418	0,021*
	Pé D	83,00	6,21		

* = Valor de P estatisticamente significante

Na comparação da distribuição da pressão plantar entre o pé direito e esquerdo sem o calçado esportivo no teste dinâmico (tabela 08), a carga depositada sobre o pé esquerdo foi significantemente maior na parte anterior, carga proporcional anterior e carga total. Esses resultados revelam situação contrária àquela encontrada na análise estática. Aqui, o pé esquerdo apresentou carga maior que o direito. Vale registrar que a condição do pé descalço difere da realidade vivenciada pelos corredores no dia-a-dia, uma vez que não praticam e nem competem descalços.

Na comparação entre membros com os corredores utilizando seus calçados habituais de corrida (tabela 09), as diferenças presentes no teste estático e dinâmico sem calçado não se confirmam.

Esses dados chamam a atenção para a importância de se considerar as condições dinâmicas nos testes realizados com os corredores, bem como, a utilização de acessórios como o tênis usado no dia-a-dia para treinamentos e competição. Os estudos que consideram e avaliam o corredor apenas em condições estáticas, podem não representar a realidade vivida por estes em situações reais. Esses cuidados são ainda mais relevantes quando se analisa estruturas que interagem dinamicamente, como o pé do ser humano, o calçado esportivo e a superfície de contato.

Tabela 09: Resultados da análise baropodométrica correndo com calçado: pé esquerdo X pé direito

Variável	Pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície anterior	Pé E	86,19	18,24	0,241	0,811
	Pé D	84,71	17,56		
Carga anterior	Pé E	63,07	13,01	0,224	0,824
	Pé D	64,02	11,75		
Carga proporcional anterior	Pé E	68,73	7,52	0,027	0,979
	Pé D	68,66	7,94		
Superfície posterior	Pé E	42,36	10,44	0,059	0,953
	Pé D	42,13	12,62		
Carga posterior	Pé E	28,65	8,42	0,192	0,849
	Pé D	29,24	9,38		
Carga proporcional posterior	Pé E	31,20	7,62	0,035	0,972
	Pé D	31,29	7,96		
Superfície total	Pé E	127,73	23,63	0,107	0,915
	Pé D	126,84	24,88		
Carga total	Pé E	91,74	15,60	0,308	0,760
	Pé D	93,31	13,97		

Novacheck (1998, p.91) relata que é essencial que os calçados não sejam testados somente nos laboratórios das companhias de calçados, mas também ao natural, uma vez que os indivíduos modificam seus padrões de movimento de forma bastante complexa em resposta ao movimento. Afirma ainda, que o calçado precisa ser testado no pé do atleta e que a função dinâmica deve ser a base para a sua fabricação e avaliação.

Nas tabelas 10 e 11 são apresentados os valores da pressão plantar dos corredores avaliados descalços e com o calçado esportivo, nas quais foram comparadas as partes anterior e posterior do pé esquerdo. Para ambas as situações, foram verificados valores maiores e estatisticamente significantes para a região anterior do pé na área de superfície utilizada para fazer o apoio, na distribuição da carga, assim como, para a carga proporcional depositada.

Tabela 10: Resultados da análise baropodométrica correndo com o pé esquerdo sem calçado: parte anterior X posterior

Variável	Parte do pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície	Anterior	55,95	3,10	24,563	0,000*
	Posterior	33,15	2,24		
Carga	Anterior	58,40	4,33	25,177	0,000*
	Posterior	29,11	2,06		
Carga proporcional	Anterior	66,84	1,60	52,330	0,000*
	Posterior	34,19	2,01		

* = Valor de P estatisticamente significante

Esses resultados apontam uma nova realidade para as corridas e corredores de longa distância. Embora não representado graficamente neste estudo, na análise baropodométrica dinâmica dos corredores foi constatado que o contato com o solo é feito pela parte média e, com predominância, pela parte anterior do pé, situação mais comumente esperada para corridas e corredores de velocidade.

Tabela 11: Resultados da análise baropodométrica correndo com o pé esquerdo com calçado: parte anterior X posterior

Variável	Parte do pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície	Anterior	86,19	18,24	8,596	0,000*
	Posterior	42,36	10,44		
Carga	Anterior	63,07	13,01	9,157	0,000*
	Posterior	28,65	8,42		
Carga proporcional	Anterior	68,73	7,52	14,446	0,000*
	Posterior	31,20	7,62		

* = Valor de P estatisticamente significante

Com o passar do tempo, as provas de longa distância foram ficando mais velozes, fazendo com que a característica biomecânica do gesto contato-solo sofresse alterações. Conforme evidenciado através dos dados apresentados neste estudo, tanto para os valores da

pressão plantar e sua maior concentração em determinada região do pé, área de superfície de apoio, quanto o tipo de abordagem pé-solo, fica claro que os corredores estão adotando um gesto biomecânico diferente. Essa adaptação pode estar relacionada a velocidade na qual se disputam provas de longas distâncias como as provas de 10 mil e maratonas nos dias de hoje. O aumento da velocidade das corridas dificulta aos corredores tocarem, com maior proporção e intensidade, o calcanhar no momento do contato do pé com o solo. Com o aumento da velocidade nestas provas, registra-se incidência maior de corredores que fazem a aterrissagem, o contato com o solo através da ponta do pé.

Tabela 12: Resultados da análise baropodométrica correndo com o pé direito sem calçado: parte anterior X posterior

Variável	Parte do pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície	Anterior	58,72	1,97	29,664	0,000*
	Posterior	37,62	2,17		
Carga	Anterior	52,10	2,66	18,321	0,000*
	Posterior	31,69	3,75		
Carga proporcional	Anterior	63,33	2,27	33,669	0,000*
	Posterior	37,88	2,14		

* = Valor de P estatisticamente significante

As tabelas 12 e 13 ilustram os resultados da avaliação da pressão plantar do pé direito, evidenciando que na comparação dos valores e superfície de contato do pé com o solo entre a parte anterior e posterior, tanto na ausência do calçado quanto durante sua utilização, constatou-se a mesma realidade do pé esquerdo. A superfície de contato na região anterior é significativamente maior, assim como, os valores da pressão plantar. Essa condição se aplicou tanto para as análises com o calçado esportivo quanto na análise do pé descalço.

Tabela 13: Resultados da análise baropodométrica correndo com o pé direito com calçado: parte anterior X posterior

Variável	Parte do pé	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície	Anterior	84,71	17,56	8,116	0,000*
	Posterior	42,13	12,62		
Carga	Anterior	64,02	11,75	9,542	0,000*
	Posterior	29,24	9,38		
Carga proporcional	Anterior	68,66	7,94	13,706	0,000*
	Posterior	31,29	7,96		

* = Valor de P estatisticamente significante

Esses achados diferem de outros estudos quando abordam a biomecânica do gesto e forma de contato pé-solo de corredores de longa distância. Em seu artigo de revisão sobre a biomecânica da corrida, Novacheck (1998, p.78) relata que 80% dos corredores de longa distância fazem o contato com o solo através do calcanhar, classificando a maioria restante como corredores que fazem o contato com o solo através da parte média do pé.

De acordo os dados obtidos através de vídeos de alta velocidade de corredores de longa distância, Mann (1989, p.15) afirma que, com poucas exceções, o contato inicial do pé com o solo é feito com o calcanhar ou com a planta toda do pé. Para Enoka (2000, p.47) a parte do pé que inicialmente entra em contato com o solo varia com a velocidade da corrida, mas é, geralmente, a borda lateral entre a parte média do pé e o calcanhar.

Os diferentes resultados encontrados nos diversos estudos para o tipo de abordagem do pé com o solo para as corridas e corredores de longa distância, podem estar relacionados a dois fatores. A velocidade da corrida durante a coleta e registro dos dados e a utilização de diferentes métodos de avaliação. Além destes dois fatores, fica evidente que existem características individuais, próprias de cada corredor e que seguem parâmetros morfofuncionais.

O presente estudo também contemplou uma comparação das variáveis estudadas entre o teste estático e o teste dinâmico correndo, estando os corredores inicialmente descalços (tabela 14) e posteriormente com o calçado esportivo habitual (tabela 15). Todas as variáveis pesquisadas com os corredores descalços apresentaram diferença estatisticamente significativa.

Já era esperado que os valores da pressão plantar fossem mais elevados no teste dinâmico para todas as variáveis (tabela 14). Essa comparação chama a atenção, no entanto, para a diminuição da superfície de apoio utilizada pelos atletas durante a corrida, tanto para a parte anterior e posterior como para a superfície total do pé direito e esquerdo. Paralelamente à diminuição da área de superfície no apoio, registra-se uma elevação significativa da pressão plantar nestas mesmas regiões. Essas informações apontam as diferenças de magnitude para os impactos sobre o sistema locomotor durante atividades dinâmicas como a corrida de longa distância.

Tabela 14: Resultados da análise baropodométrica estática X correndo (sem calçado)

Variável	Teste	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície anterior pé esquerdo	Estático	83,29	10,87	9,971	0,000*
	Dinâmico	55,95	3,10		
Carga anterior pé esquerdo	Estático	25,06	3,17	25,604	0,000*
	Dinâmico	58,40	4,33		
Carga proporcional anterior pé esquerdo	Estático	52,76	7,14	7,932	0,000*
	Dinâmico	66,84	1,60		
Superfície posterior pé esquerdo	Estático	64,00	8,90	13,855	0,000*
	Dinâmico	33,15	2,24		
Carga posterior pé esquerdo	Estático	22,94	3,86	5,805	0,000*
	Dinâmico	29,11	2,06		
Carga proporcional posterior pé esquerdo	Estático	47,24	7,14	7,251	0,000*
	Dinâmico	34,19	2,01		
Superfície total pé esquerdo	Estático	147,29	14,25	16,029	0,000*
	Dinâmico	88,85	4,80		
Carga total pé esquerdo	Estático	48,00	2,60	27,332	0,000*
	Dinâmico	87,84	5,42		
Superfície anterior pé direito	Estático	87,82	7,38	15,698	0,000*
	Dinâmico	58,72	1,97		
Carga anterior pé direito	Estático	29,53	3,61	20,770	0,000*
	Dinâmico	52,10	2,66		
Carga proporcional anterior pé direito	Estático	57,29	6,90	3,428	0,002*
	Dinâmico	63,33	2,27		
Superfície posterior pé direito	Estático	64,41	8,42	12,705	0,000*
	Dinâmico	37,62	2,17		
Carga posterior pé direito	Estático	22,47	3,86	7,065	0,000*
	Dinâmico	31,69	3,75		
Carga proporcional posterior pé direito	Estático	42,71	6,90	2,754	0,010*
	Dinâmico	37,88	2,14		
Superfície total pé direito	Estático	152,24	10,57	21,554	0,000*
	Dinâmico	95,20	2,71		
Carga total pé direito	Estático	52,00	2,60	18,990	0,000*
	Dinâmico	83,00	6,21		

* = Valor de P estatisticamente significante

Na tabela 15 são apresentados os resultados da comparação da análise estática com a análise da corrida com o calçado esportivo. A utilização do calçado esportivo não alterou sobremaneira o quadro encontrado nos testes realizados com os corredores descalços. No entanto, vale registrar que as variáveis superfície de apoio na parte anterior do pé esquerdo e direito e superfície total do pé esquerdo não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre o teste estático e dinâmico com a utilização dos calçados esportivos de corrida. Mesmo com a

utilização do tênis, existe uma óbvia diferença entre a distribuição da pressão e superfície utilizada para a realização do contato com o solo durante a fase de apoio.

Tabela 15: Resultados da análise baropodométrica estática X correndo (com calçado)

Variável	Teste	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície anterior pé esquerdo	Estático	79,35	12,65	1,269	0,213
	Dinâmico	86,19	18,24		
Carga anterior pé esquerdo	Estático	26,47	3,61	11,177	0,000*
	Dinâmico	63,07	13,01		
Carga proporcional anterior pé esquerdo	Estático	56,47	8,23	4,532	0,000*
	Dinâmico	68,73	7,52		
Superfície posterior pé esquerdo	Estático	60,76	11,04	4,992	0,000*
	Dinâmico	42,36	10,44		
Carga posterior pé esquerdo	Estático	21,12	4,72	3,216	0,003*
	Dinâmico	28,65	8,42		
Carga proporcional posterior pé esquerdo	Estático	43,53	8,23	4,531	0,000*
	Dinâmico	31,20	7,62		
Superfície total pé esquerdo	Estático	140,12	17,41	1,740	0,091
	Dinâmico	127,73	23,63		
Carga total pé esquerdo	Estático	47,59	3,91	11,318	0,000*
	Dinâmico	91,74	15,60		
Superfície anterior pé direito	Estático	83,24	13,34	0,275	0,785
	Dinâmico	84,71	17,56		
Carga anterior pé direito	Estático	32,00	4,02	10,634	0,000*
	Dinâmico	64,02	11,75		
Carga proporcional anterior pé direito	Estático	61,65	6,62	2,796	0,009*
	Dinâmico	68,66	7,94		
Superfície posterior pé direito	Estático	59,88	9,64	4,608	0,000*
	Dinâmico	42,13	12,62		
Carga posterior pé direito	Estático	20,41	4,09	3,556	0,001*
	Dinâmico	29,24	9,38		
Carga proporcional posterior pé direito	Estático	38,35	6,62	2,812	0,008*
	Dinâmico	31,29	7,96		
Superfície total pé direito	Estático	143,12	17,18	2,220	0,034*
	Dinâmico	126,84	24,88		
Carga total pé direito	Estático	52,41	3,91	11,626	0,000*
	Dinâmico	93,31	13,97		

* = Valor de P estatisticamente significante

Nas tabelas 16 e 17 estão representados os resultados da comparação entre a análise baropodométrica dinâmica andando e correndo, com os corredores descalços (tabela 16) e fazendo uso do tênis habitual de corrida (tabela 17).

Mesmo na comparação de duas habilidades motoras dinâmicas como o andar e o correr, fica evidente a diferença na magnitude do impacto sofrido pelo sistema locomotor. Na comparação entre a análise dos corredores andando e correndo descalços (tabela 16), também se registrou valores maiores de superfície utilizada para fazer o apoio no andar. A única variável que não mostrou diferença significativa foi a superfície anterior do pé esquerdo.

Tabela 16: Resultados da análise baropodométrica andando X correndo (sem calçado)

Variável	Teste	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície anterior pé esquerdo	Andando	56,50	11,49	0,189	0,851
	Correndo	55,95	3,10		
Carga anterior pé esquerdo	Andando	26,63	4,75	20,108	0,000*
	Correndo	58,40	4,33		
Carga proporcional anterior pé esquerdo	Andando	54,06	7,02	7,311	0,000*
	Correndo	66,84	1,60		
Superfície posterior pé esquerdo	Andando	46,88	8,12	6,706	0,000*
	Correndo	33,15	2,24		
Carga posterior pé esquerdo	Andando	22,94	3,71	5,948	0,000*
	Correndo	29,11	2,06		
Carga proporcional posterior pé esquerdo	Andando	45,94	7,02	6,621	0,000*
	Correndo	34,19	2,01		
Superfície total pé esquerdo	Andando	103,38	16,12	3,554	0,001*
	Correndo	88,85	4,80		
Carga total pé esquerdo	Andando	49,56	5,29	20,511	0,000*
	Correndo	87,84	5,42		
Superfície anterior pé direito	Andando	64,81	18,78	1,330	0,193
	Correndo	58,72	1,97		
Carga anterior pé direito	Andando	26,38	7,43	13,408	0,000*
	Correndo	52,10	2,66		
Carga proporcional anterior pé direito	Andando	52,19	12,06	3,745	0,001*
	Correndo	63,33	2,27		
Superfície posterior pé direito	Andando	52,13	10,73	5,463	0,000*
	Correndo	37,62	2,17		
Carga posterior pé direito	Andando	24,06	4,96	5,003	0,000*
	Correndo	31,69	3,75		
Carga proporcional posterior pé direito	Andando	47,81	12,06	3,344	0,002*
	Correndo	37,88	2,14		
Superfície total pé direito	Andando	116,94	21,16	4,203	0,000*
	Correndo	95,20	2,71		
Carga total pé direito	Andando	50,44	5,29	16,166	0,000*
	Correndo	83,00	6,21		

* = Valor de P estatisticamente significativo

A variável carga demonstrou valores significativamente mais elevados em todos os momentos durante a corrida, quando comparada com o andar, revelando, desta forma, a intensidade que esta atividade esportiva acarreta sobre as estruturas do membro inferior e, conseqüentemente propagadas para o tronco.

Tabela 17: Resultados da análise baropodométrica andando X correndo (com calçado)

Variável	Teste	Média	Desvio Padrão	t	P
Superfície anterior pé esquerdo	Andando	75,94	24,89	1,355	0,185
	Correndo	86,19	18,24		
Carga anterior pé esquerdo	Andando	28,13	8,10	9,193	0,000*
	Correndo	63,07	13,01		
Carga proporcional anterior pé esquerdo	Andando	56,56	10,89	3,753	0,001*
	Correndo	68,73	7,52		
Superfície posterior pé esquerdo	Andando	57,38	15,32	3,307	0,002*
	Correndo	42,36	10,44		
Carga posterior pé esquerdo	Andando	21,44	5,51	2,889	0,007*
	Correndo	28,65	8,42		
Carga proporcional posterior pé esquerdo	Andando	43,44	10,89	3,758	0,001*
	Correndo	31,20	7,62		
Superfície total pé esquerdo	Andando	133,31	33,25	0,559	0,580
	Correndo	127,73	23,63		
Carga total pé esquerdo	Andando	49,56	9,92	9,199	0,000*
	Correndo	91,74	15,60		
Superfície anterior pé direito	Andando	92,13	28,63	0,897	0,377
	Correndo	84,71	17,56		
Carga anterior pé direito	Andando	30,80	6,69	9,648	0,000*
	Correndo	64,02	11,75		
Carga proporcional anterior pé direito	Andando	59,27	5,91	3,752	0,001*
	Correndo	68,66	7,94		
Superfície posterior pé direito	Andando	64,00	15,42	4,470	0,000*
	Correndo	42,13	12,62		
Carga posterior pé direito	Andando	21,56	3,14	3,111	0,004*
	Correndo	29,24	9,38		
Carga proporcional posterior pé direito	Andando	44,44	15,88	3,034	0,005*
	Correndo	31,29	7,96		
Superfície total pé direito	Andando	150,38	48,05	1,783	0,084
	Correndo	126,84	24,88		
Carga total pé direito	Andando	50,44	9,92	10,106	0,000*
	Correndo	93,31	13,97		

* = Valor de P estatisticamente significativo

De acordo com Viel et al. (2001, p.225) a intensidade do impacto sentido pelas estruturas do sistema locomotor se alteram gradativamente com a velocidade do deslocamento.

Os autores afirmam que o peso corporal pode passar de 100% para mais de 200%, podendo chegar a 260%, conforme o atleta passa do andar para a corrida lenta ou de longa duração.

Em um estudo comparando as adaptações cinéticas e eletromiográficas na locomoção sem a utilização de calçados, Serrão e Amadio (2001, p.49) constataram picos de força maiores tanto para o andar quanto para o correr. Segundo os autores, sem a utilização do calçado esportivo, o calcâneo age como uma interface entre o solo e o sistema locomotor, sendo que este não parece ter o mesmo nível de performance sem a proteção do calçado.

Essa condição pode se agravar ainda mais, de acordo com o tipo de superfície na qual os atletas realizam suas competições e seus treinamentos. Dixon, Collop e Batt (2000, p.1921) estudando diferentes tipos de superfície e os efeitos da força de reação do solo, constataram que o asfalto convencional, superfície consideravelmente rígida, apresentou as menores propriedades de absorção de impacto. A superfície que apresentou o melhor desempenho na absorção de impacto foi uma estrutura de asfalto modificado de borracha.

Na comparação entre o andar e o correr, no entanto, estando os corredores utilizando os calçados esportivos, pôde-se evidenciar um quadro bastante semelhante (tabela 17). A superfície de apoio, embora com área superior durante o andar, não apresentou diferença significativa para as variáveis superfície anterior do pé direito e esquerdo e para a superfície total do pé direito e esquerdo. Já para a distribuição da carga, foi constatada a mesma realidade dos testes sem o calçado, valores maiores estatisticamente significantes durante a corrida para todas as variáveis pesquisadas.

Desta forma, é necessário que os profissionais que lidam com atividades como a corrida de longa distância, atentem cuidadosamente para a biomecânica dos gestos motores de seus atletas, objetivando minimizar ao máximo a predisposição destes à lesões e sobrecarga pela magnitude do impacto em superfícies reduzidas de apoio, como as constatadas neste estudo.

Para obter êxito neste processo, é de fundamental importância que seja avaliada a biomecânica do gesto motor do corredor, a distribuição da pressão plantar, o tipo de superfície na qual usualmente se realizam os treinamentos e competições, assim como, o tipo específico de calçado esportivo que utilizam e a evolução do seu programa de treinamento. Com avaliações periódicas e precisas, aliadas a um adequado programa de treinamento e período de repouso, podem diminuir sobremaneira a incidência de lesões nesta atividade.

Nas tabelas 18 a 29 são apresentados os resultados da análise do equilíbrio corporal estático dos corredores, tanto para a condição do duplo apoio, identificado aqui como teste bipodálico, quanto para o apoio em um só pé, direito e esquerdo, identificado como monopodálico. Para tanto, nestas tabelas os valores que representam a oscilação do centro de pressão no eixo X (deslocamento lateral) e eixo Y (deslocamento ântero-posterior), são expressos em centímetros (cm). Já os valores do deslocamento total do centro de pressão são expressos em centímetros quadrados (cm²).

O equilíbrio corporal, estudado aqui através do deslocamento do centro de pressão, representa também a trajetória da distribuição da pressão plantar. Nesse sentido, os dados oriundos do equilíbrio corporal dos corredores podem apontar para possíveis diferenças entre a distribuição desta carga no membro inferior direito e esquerdo.

Informações dessa natureza podem ser muito úteis nos estudos com corredores, pois segundo Han, Paik e Im (1999, p.248) a magnitude e a distribuição das forças que pressionam a sola do pé durante o andar podem refletir seu estado estrutural ou funcional.

Tabela 18: Resultados da análise do equilíbrio corporal bipodálico sem calçado X com calçado

Variável	Calçado	Média	Desvio Padrão	T	P
Oscilação lateral olho aberto	Sem	0,37	0,31	1,075	0,290
	Com	0,89	1,97		
Oscilação ântero-posterior olho aberto	Sem	0,32	0,31	2,003	0,054
	Com	0,66	0,62		
Oscilação total olho aberto	Sem	0,05	0,05	1,060	0,297
	Com	1,61	6,09		
Oscilação lateral olho fechado	Sem	0,55	0,94	0,817	0,420
	Com	0,36	0,21		
Oscilação ântero-posterior olho fechado	Sem	0,46	0,52	2,233	0,033*
	Com	0,87	0,54		
Oscilação total olho fechado	Sem	0,45	1,30	0,367	0,716
	Com	0,33	0,36		

* = Valor de P estatisticamente significativo

De acordo com os dados apresentados na tabela 18, pôde-se constatar que com a utilização do calçado esportivo foram verificados deslocamentos maiores de oscilação do centro de pressão para todas as variáveis pesquisadas, com exceção da oscilação lateral e total com os

olhos fechados. No entanto, a única variável que apresentou diferença estatisticamente significativa na comparação do uso ou não do calçado esportivo no equilíbrio corporal dos corredores, foi a oscilação no sentido ântero-posterior com os olhos fechados.

Tabela 19: Resultados da análise do equilíbrio corporal monopodálico sem calçado X com calçado

Variável	Calçado	Média	Desvio Padrão	T	P
Oscilação lateral pé esquerdo olho aberto	Sem	3,08	5,56	0,861	0,395
	Com	1,81	2,43		
Oscilação ântero-posterior pé esquerdo olho aberto	Sem	1,98	1,78	0,382	0,705
	Com	1,79	0,88		
Oscilação total pé esquerdo olho aberto	Sem	12,42	32,75	1,113	0,274
	Com	3,27	8,85		
Oscilação lateral pé direito olho aberto	Sem	1,54	1,54	0,549	0,587
	Com	1,33	0,49		
Oscilação ântero-posterior pé direito olho aberto	Sem	1,22	0,43	1,903	0,066
	Com	1,60	0,71		
Oscilação total pé direito olho aberto	Sem	1,57	3,59	0,645	0,524
	Com	1,00	0,86		
Oscilação lateral pé esquerdo olho fechado	Sem	8,52	8,46	0,093	0,927
	Com	8,77	7,28		
Oscilação ântero-posterior pé esquerdo olho fechado	Sem	4,65	2,35	1,468	0,152
	Com	5,86	2,48		
Oscilação total pé esquerdo olho fechado	Sem	45,47	67,30	0,191	0,849
	Com	41,55	51,12		
Oscilação lateral pé direito olho fechado	Sem	7,31	5,85	0,020	0,984
	Com	7,26	6,66		
Oscilação ântero-posterior pé direito olho fechado	Sem	4,42	2,40	0,668	0,509
	Com	5,02	2,80		
Oscilação total pé direito olho fechado	Sem	27,25	32,43	0,246	0,807
	Com	30,73	48,36		

Na análise do equilíbrio corporal monopodálico, tanto para o pé direito quanto para o pé esquerdo (tabela 19), comparando os testes realizados com o calçado esportivo e com o pé descalço, não foram verificadas diferenças significantes para nenhuma das variáveis estudadas. Não obstante, no teste monopodálico, foi verificada uma tendência das oscilações do centro de pressão serem maiores quando os corredores estavam descalços. Esses dados sugerem que o uso do tênis aumenta a área de superfície de apoio quando da sustentação do peso corporal em um único pé, facilitando assim, a manutenção de um equilíbrio corporal mais estável. Mas nem todas as variáveis apresentaram este comportamento. A oscilação do centro de pressão

revelou também valores maiores na utilização do calçado esportivo nas variáveis oscilação no sentido ântero-posterior do pé direito com os olhos abertos e fechados, oscilação ântero-posterior do pé esquerdo com os olhos fechados e oscilação total do pé direito com os olhos fechados.

Os resultados dos testes bipodálico e monopodálico para a oscilação do centro de pressão revelaram que o uso do calçado esportivo não apresentou uma interferência específica na capacidade dos corredores em manter o equilíbrio corporal.

Sabe-se, por outro lado, que o equilíbrio corporal apresenta uma estreita relação com a visão como mecanismo para a realização de ajustes na manutenção desse equilíbrio. A dependência da visão para a realização destes ajustes não mostrou diferenças significantes quando o apoio foi realizado com os dois pés no solo, no teste bipodálico (tabela 20). Mesmo com os pés descalços, os corredores foram capazes de manter o controle do equilíbrio corporal com certa estabilidade durante o teste com os olhos abertos e fechados.

Tabela 20: Resultados da análise do equilíbrio corporal bipodálico sem calçado: olho aberto X olho fechado

Variável	Olhos	Média	Desvio Padrão	t	P
Oscilação lateral	Olho Aberto	0,37	0,31	0,748	0,460
	Olho Fechado	0,55	0,94		
Oscilação ântero-posterior	Olho Aberto	0,32	0,31	0,911	0,369
	Olho Fechado	0,46	0,52		
Oscilação total	Olho Aberto	0,05	0,05	1,263	0,216
	Olho Fechado	0,45	1,30		

Na condição de um único apoio, onde a base de sustentação se faz através de uma superfície muito reduzida, a dependência da visão fica mais evidente. Todas as variáveis analisadas durante o apoio monopodálico (tabela 21), tanto para o pé esquerdo quanto para o pé direito descalço, revelaram diferenças estatisticamente significantes, na comparação dos testes com os olhos abertos e fechados.

Esses resultados refletem a dependência da visão que os corredores apresentaram para realizar os ajustes do equilíbrio corporal quando do apoio monopodálico. De Weerdt e Spaepen (2001, p.205) reforçam a teoria da importância da visão na manutenção do equilíbrio, ao relatar que é de conhecimento geral que a oscilação é maior com os olhos fechados que com os olhos abertos.

Tabela 21: Resultados da análise do equilíbrio corporal monopodálico sem calçado: olho aberto X olho fechado

Variável	Olhos	Média	Desvio Padrão	t	P
Oscilação lateral pé esquerdo	Olho Aberto	3,08	5,56	2,218	0,034*
	Olho Fechado	8,52	8,46		
Oscilação ântero-posterior pé esquerdo	Olho Aberto	1,98	1,78	3,728	0,001*
	Olho Fechado	4,65	2,35		
Oscilação total pé esquerdo	Olho Aberto	12,42	32,75	1,820	0,078
	Olho Fechado	45,47	67,30		
Oscilação lateral pé direito	Olho Aberto	1,54	1,54	3,930	0,000*
	Olho Fechado	7,31	5,85		
Oscilação ântero-posterior pé direito	Olho Aberto	1,22	0,43	5,412	0,000*
	Olho Fechado	4,42	2,40		
Oscilação total pé direito	Olho Aberto	1,57	3,59	3,245	0,003*
	Olho Fechado	27,25	32,43		

* = Valor de P estatisticamente significante

Schmidt et al. (2003, p.4) estudando o equilíbrio corporal através da baropodometria eletrônica, também constatarem oscilações muito superiores para o deslocamento do centro de pressão quando os sujeitos realizaram o teste monopodálico com os olhos fechados.

Com a utilização do calçado esportivo habitual de corrida, não foram verificadas alterações significantes no teste bipodálico, mesmo no momento em que os testes foram executados com os olhos fechados (tabela 22).

Tabela 22: Resultados da análise do equilíbrio corporal bipodálico com calçado: olho aberto X olho fechado

Variável	Olhos	Média	Desvio Padrão	t	P
Oscilação lateral	Olho Aberto	0,89	1,97	1,106	0,277
	Olho Fechado	0,36	0,21		
Oscilação ântero-posterior	Olho Aberto	0,66	0,62	1,047	0,303
	Olho Fechado	0,87	0,54		
Oscilação total	Olho Aberto	1,61	6,09	0,870	0,391
	Olho Fechado	0,33	0,36		

Bekedorf e Bankoff (2003, p.45) também não evidenciaram diferença na oscilação do centro de pressão durante o teste bipodálico comparando os resultados dos testes realizados com os olhos abertos e com os olhos fechados.

Desta forma, parece que o pé descalço, a utilização do calçado esportivo e a visão não interferem de maneira significativa na oscilação do centro de pressão quando o apoio é feito com os dois pés sobre a plataforma. Uma maior base de apoio, como a caracterizada no teste bipodálico, parece exercer papel predominante para a manutenção do equilíbrio corporal.

Por outro lado, ficou evidente também, que quando a base de sustentação é reduzida, situação exemplificada no apoio unilateral, a dependência da visão mostrou-se altamente significativa.

A dependência da visão para a manutenção do equilíbrio corporal e a realização de ajustes neste equilíbrio, é também evidenciada através dos resultados apresentados na tabela 23. Para todas as variáveis pesquisadas foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os testes realizados com os olhos abertos e fechados, tanto para o pé direito quanto para o esquerdo.

Tabela 23: Resultados da análise do equilíbrio corporal monopodálico com calçado: olho aberto X olho fechado

Variável	Olhos	Média	Desvio Padrão	t	P
Oscilação lateral pé esquerdo	Olho Aberto	1,81	2,43	3,739	0,001*
	Olho Fechado	8,77	7,28		
Oscilação ântero-posterior pé esquerdo	Olho Aberto	1,79	0,88	6,371	0,000*
	Olho Fechado	5,86	2,48		
Oscilação total pé esquerdo	Olho Aberto	3,27	8,85	3,042	0,005*
	Olho Fechado	41,55	51,12		
Oscilação lateral pé direito	Olho Aberto	1,33	0,49	3,666	0,001*
	Olho Fechado	7,26	6,66		
Oscilação ântero-posterior pé direito	Olho Aberto	1,60	0,71	4,865	0,000*
	Olho Fechado	5,02	2,80		
Oscilação total pé direito	Olho Aberto	1,00	0,86	2,534	0,016*
	Olho Fechado	30,73	48,36		

* = Valor de P estatisticamente significante

Os resultados encontrados no teste monopodálico com o calçado são semelhantes àqueles verificados para o mesmo teste com o pé descalço. Assim, observou-se que o calçado esportivo não parece influenciar, de forma significativa, na oscilação do centro de pressão durante o apoio estático. Por outro lado, ficou clara a dependência da visão para a manutenção do equilíbrio, tanto estável quanto instável e seus ajustes, para os momentos nos quais a base de apoio foi reduzida, como nos apoios unilaterais sobre o pé direito ou esquerdo.

Segundo Amadio (1996, p.117), essa situação é bastante comum, uma vez que o controle receptor proveniente da visão para a realização de ajustes posturais é mais significativo em sujeitos adultos, do que em crianças.

Nas tabelas 24 e 25 estão representados os resultados encontrados na análise da oscilação do centro de pressão dos corredores nos sentidos ântero-posterior (eixo Y) e lateral (eixo X) com os olhos abertos. O teste foi realizado inicialmente com os corredores descalços (tabela 24) e posteriormente, usando o tênis de corrida (tabela 25).

Tabela 24: Resultados da análise do equilíbrio corporal sem calçado: oscilação lateral X ântero-posterior (olhos abertos)

Variável	Oscilação	Média	Desvio Padrão	t	P
Bipodálico	Lateral	0,37	0,31	0,417	0,679
	Ântero-posterior	0,32	0,31		
Pé esquerdo	Lateral	3,08	5,56	0,776	0,443
	Ântero-posterior	1,98	1,78		
Pé direito	Lateral	1,54	1,54	0,839	0,408
	Ântero-posterior	1,22	0,43		

Para ambas as situações, não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes. A análise do deslocamento do centro de pressão revelou maior tendência de oscilação no sentido lateral. Isso se deve em função do pé apresentar maior distância no sentido ântero-posterior, fornecendo assim, maior superfície de apoio. Em contrapartida, a menor dimensão na largura do pé predispõe à uma maior oscilação maior no sentido lateral.

Tabela 25: Resultados da análise do equilíbrio corporal com calçado: oscilação lateral X ântero-posterior (olhos abertos)

Variável	Oscilação	Média	Desvio Padrão	t	P
Bipodálico	Lateral	0,89	1,97	0,459	0,649
	Ântero-posterior	0,66	0,62		
Pé esquerdo	Lateral	1,81	2,43	0,024	0,981
	Ântero-posterior	1,79	0,88		
Pé direito	Lateral	1,33	0,49	1,313	0,199
	Ântero-posterior	1,60	0,71		

A tendência de maior oscilação lateral do centro de pressão nos testes monopodálicos foi também verificada por Bekedorf e Bankoff (2003, p.49). Segundo esses autores, fica clara a dificuldade do corpo humano em manter a estabilidade no eixo X em relação

ao eixo Y, pois no apoio com apenas um pé, a área de suporte se distribui muito mais ântero-posteriormente do que lateralmente, além da grande diminuição da área de suporte.

Tabela 26: Resultados da análise do equilíbrio corporal sem calçado: oscilação lateral X ântero-posterior (olhos fechados)

Variável	Oscilação	Média	Desvio Padrão	t	P
Bipodálico	Lateral	0,55	0,94	0,342	0,735
	Ântero-posterior	0,46	0,52		
Pé esquerdo	Lateral	8,52	8,46	1,820	0,078
	Ântero-posterior	4,65	2,35		
Pé direito	Lateral	7,31	5,85	1,883	0,069
	Ântero-posterior	4,42	2,40		

Através das tabelas 26 e 27 é possível verificar os deslocamentos do centro de pressão para os testes realizados com o pé descalço e com calçado, ambos com os olhos fechados. Não foram evidenciadas diferenças significantes no teste com os pés descalços (tabela 26). No entanto, foi registrada tendência de oscilação maior no sentido lateral, o que fortalece a teoria mencionada anteriormente. A própria estrutura morfológica do pé humano predispõe a uma maior dificuldade na estabilização no sentido lateral nos apoios unilaterais.

Tabela 27: Resultados da análise do equilíbrio corporal com calçado: oscilação lateral X ântero-posterior (olhos fechados)

Variável	Oscilação	Média	Desvio Padrão	t	P
Bipodálico	Lateral	0,36	0,21	3,614	0,001*
	Ântero-posterior	0,87	0,54		
Pé esquerdo	Lateral	8,77	7,28	1,559	0,129
	Ântero-posterior	5,86	2,48		
Pé direito	Lateral	7,26	6,66	1,282	0,209
	Ântero-posterior	5,02	2,80		

* = Valor de P estatisticamente significativo

Essa mesma realidade também foi constatada quando os corredores realizaram o teste usando o calçado esportivo habitual de corrida (tabela 27). Contudo, neste teste foi verificada uma oscilação maior do centro de pressão, com diferença estatisticamente significativa no sentido ântero-posterior durante o apoio bipodálico.

Quando foi analisado o comportamento da oscilação total (cm²) do centro de pressão (tabelas 28 e 29), comparando os testes realizados com os olhos abertos com aqueles executados com os olhos fechados, foram observadas diferenças significantes somente para os testes executados com o uso do tênis (tabela 29).

A oscilação total do centro de pressão revelou maiores deslocamentos com os olhos fechados para o teste monopodálico feito com o pé direito e esquerdo. Esses resultados evidenciam mais uma vez a dependência aos estímulos oriundos do sistema visual para a regulação do equilíbrio corporal, principalmente quando se trata de sujeitos adultos.

Tabela 28: Resultados da análise do equilíbrio corporal monopodálico sem calçado: oscilação total olhos abertos X olhos fechados

Variável	Oscilação total	Média	Desvio Padrão	t	P
Oscilação total pé esquerdo	Olhos abertos	12,42	32,75	1,820	0,078
	Olhos fechados	45,47	67,30		
Oscilação total pé direito	Olhos abertos	1,57	3,59	3,245	0,003*
	Olhos fechados	27,25	32,43		

* = Valor de P estatisticamente significante

A dependência aos estímulos visuais deve-se ao fato do seu constante uso. Indivíduos com deficiência visual ou ausência completa da visão, provavelmente apresentarão comportamento diferente nesse sentido. Isso nos leva a acreditar que podemos desenvolver mais e melhor outros estímulos quando necessário.

Tabela 29: Resultados da análise do equilíbrio corporal monopodálico com calçado: oscilação total olhos abertos X olhos fechados

Variável	Oscilação total	Média	Desvio Padrão	t	P
Oscilação total pé esquerdo	Olhos abertos	3,27	8,85	3,042	0,005*
	Olhos fechados	41,55	51,12		
Oscilação total pé direito	Olhos abertos	1,00	0,86	2,534	0,016*
	Olhos fechados	30,73	48,36		

* = Valor de P estatisticamente significante

O deslocamento total do centro de pressão revelou também valores maiores para o pé esquerdo, tanto durante o teste com o pé descalço quanto durante o uso do calçado esportivo. Embora essa diferença sugira uma dependência ou correlação da manutenção do

equilíbrio corporal com o membro inferior dominante, essa análise não foi levada em consideração neste estudo.

Por outro lado, estudos como o de Oliveira, Imbiriba e Garcia (2000, p.37) e Bekedorf e Bankoff (2003, p. 48), objetivando verificar a existência de correlação entre o equilíbrio corporal unilateral e o membro inferior dominante, não conseguiram demonstrar a confirmação desta correlação.

O estudo do equilíbrio corporal dos corredores demonstrou que os ajustes posturais, verificados através da oscilação do centro de pressão, ocorrem tanto no apoio bipodálico quanto no monopodálico, sendo, no entanto, mais evidentes quando a base de sustentação é menor. Esses ajustes posturais são necessários em todas as tarefas motoras e tem a finalidade de manter o centro de gravidade do corpo alinhado e equilibrado dentro da base de sustentação, seja em um só pé ou ambos. Além disso, estes ajustes ocorrem para estabilizar partes do corpo enquanto outras estão sendo movimentadas voluntária ou involuntariamente.

A análise do equilíbrio corporal não revelou interferência específica relacionada ao uso do calçado esportivo. Nesse sentido, estudos que levem em consideração a natureza dinâmica do equilíbrio corporal são necessários para conclusões mais precisas.

8 CONCLUSÃO

Com a realização da análise da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal em corredores de longa distância e consideradas as especificidades deste estudo, as seguintes conclusões podem ser tiradas acerca do comportamento da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal.

Os corredores apresentaram diferença na distribuição da pressão plantar entre os membros inferiores na análise baropodométrica estática. Foram registradas cargas significativamente maiores sendo projetadas sobre o pé direito. Essa distribuição assimétrica do peso corporal sobre o sistema locomotor acarreta adaptações morfofisiológicas que, se não corrigidas, predis põem os corredores a lesões por sobrecarga. Essa situação tende a ficar ainda mais relevante, quando se considera que na amostra dos corredores avaliados, estes apresentaram como segunda lesão mais freqüente, a fratura por esforço.

Além de ser evidenciada maior carga depositada no pé direito, verificou-se também que esta carga foi concentrada predominantemente na parte anterior do pé. De acordo com a literatura, a distribuição do peso corporal deveria não só ser equilibrada entre os membros inferiores mas, também, proporcionalmente entre a parte anterior e posterior do pé. A natureza da distribuição da pressão plantar encontrada neste estudo, demonstra que os corredores apresentaram um deslocamento do centro de pressão para o lado direito e anteriorizado.

O uso do calçado esportivo de corrida não apresentou nenhuma influência específica nos testes estáticos da distribuição da pressão plantar nos corredores de longa distância avaliados neste estudo.

A análise dinâmica da distribuição da pressão plantar compreendeu três fases distintas: comparação dos testes realizados com e sem calçado esportivo; comparação entre os pés direito e esquerdo; e comparação entre as partes anterior e posterior dos pés.

Quando foram comparados os testes dinâmicos realizados com e sem o calçado esportivo, foram detectados valores significativamente maiores para as pressões máxima e média para o pé descalço. Não obstante, registraram-se valores maiores e significantes na superfície utilizada para a realização do apoio de ambos os pés (área total e parte anterior e posterior) e

carga depositada na parte anterior e total do pé direito para os testes realizados com o calçado esportivo.

A comparação da distribuição da pressão plantar entre os pés direito e esquerdo apresentou diferenças estatisticamente significantes somente para os testes realizados sem o calçado esportivo. Nestes, foram verificados valores maiores na área da superfície utilizada para a execução dos apoios na plataforma e maior concentração de carga na parte anterior e carga total do pé esquerdo. Por outro lado, nos testes realizados com o calçado esportivo de corrida, não foram evidenciadas diferenças significantes para nenhuma das variáveis estudadas.

Na comparação dos testes dinâmicos da distribuição da pressão plantar entre as partes anterior e posterior do pé, foram detectados valores maiores e estaticamente significantes para a carga e superfície anterior do pé direito e esquerdo, tanto na análise feita com o calçado quanto na realizada sem o calçado.

Dentre os resultados encontrados, este estudo chama a atenção para uma questão bastante importante e até certo ponto polêmica. Corredores de longas distâncias são tidos como aqueles que realizam um movimento de contato com o solo, tocando inicialmente o calcanhar e, na sequência, vão liberando o peso do corpo sobre a parte média e ponta do pé. De acordo com os resultados da análise baropodométrica dinâmica realizada com os corredores em duas situações, com o uso do tênis habitual de corrida e com o pé descalço, esse tipo de abordagem pé-solo não foi evidenciado. Corroborando com a avaliação baropodométrica estática, a qual demonstrou que os corredores depositam maior carga na região anterior do pé, a análise dinâmica também apresentou o mesmo padrão. Os corredores de longa distância aqui avaliados, fizeram o contato pé-solo predominantemente com a parte anterior do pé, característica normalmente atribuída à corredores de velocidade.

O calçado esportivo utilizado pelos corredores na prática da corrida de longa distância não interferiu de forma específica na distribuição da pressão plantar. Em alguns casos o tênis revelou aumento da superfície de apoio no pé, com conseqüente diminuição da carga registrada para esta região. No entanto, também foi constatado aumento da pressão plantar com o uso do calçado esportivo. Dessa forma, este estudo demonstrou que o tênis projetado e utilizado nas atividades como a corrida de longa distância, não apresentou uma interferência específica, seja auxiliando ou agindo negativamente na distribuição da carga no pé durante os testes.

O estudo do equilíbrio corporal dos corredores demonstrou maior oscilação do centro de pressão nos testes monopodálicos. A base de suporte encontra-se consideravelmente reduzida nos apoios unilaterais. Nesse sentido, o corpo humano apresenta maior dificuldade em manter o equilíbrio, resultando em maior oscilação do centro de pressão, como resultado da tentativa de manter o centro de gravidade dentro da base de suporte. Nos apoios bipodálicos, por outro lado, nos quais a base de suporte no solo se amplia consideravelmente, essa condição não foi verificada.

Os corredores apresentaram nítida dependência da visão como fator para a realização de ajustes posturais. Esses dados podem ser comprovados através do registro de deslocamentos maiores do centro de pressão quando os sujeitos fecharam os olhos e executaram os testes.

Constatou-se que os corredores envolvidos na pesquisa apresentaram tendência de oscilação do centro de pressão maior no sentido lateral (eixo X), embora sem diferença estatisticamente significativa. Essa tendência é também confirmada pela literatura para outras populações e se deve pelo fato do pé humano apresentar maior área de superfície no sentido ântero-posterior. Conseqüentemente, com menor área no sentido transversal, o corpo apresenta maior dificuldade em manter o equilíbrio corporal nesta direção, principalmente nos apoios unilaterais.

A tendência de maior oscilação do centro de pressão no sentido lateral, está em consonância com os resultados encontrados na análise da distribuição plantar estática dos corredores, que demonstrou maior carga sendo depositada no lado direito do corpo. Esses resultados demonstram que o equilíbrio corporal dos corredores avaliados não está centralizado, mas sim inclinado para o lado direito do corpo.

O uso do calçado esportivo não apresentou nenhuma influência específica na capacidade dos corredores em manter o equilíbrio. Embora se acredite que o tênis aumente a área de superfície de apoio e, por conseqüência, facilite a manutenção do centro de gravidade dentro da base de suporte, essa influência não foi evidenciada neste estudo.

9 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O estudo da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal em atletas corredores envolve questões bastante complexas, uma vez que vários fatores devem ser levados em consideração. A análise estática, por exemplo, pode oferecer informações importantes acerca da estrutura morfofisiológica do pé humano. Por outro lado, a avaliação dinâmica é de suma importância, haja visto que através desta é possível obter parâmetros reais sobre o comportamento do pé em atividades como a corrida de longa distância, bem como, possibilidade de conhecer a carga que está sendo gerada sobre o pé e conseqüentemente transmitida a toda estrutura do membro inferior.

Não obstante, o emprego de equipamentos de alta tecnologia e de última geração para a realização de análises como estas, não raro restritas a ambientes de laboratório, nem sempre conseguem uma reprodução idêntica dos gestos esportivos realizados no dia-a-dia nos treinamentos e competições vivenciadas pelos atletas corredores. Fatores como espaço físico (tamanho e condições), estado emocional do atleta diante de uma avaliação, emprego ou uso de equipamentos desconhecidos pelo atleta, possivelmente geram alterações no padrão de movimento.

Nesse sentido, o presente estudo apresentou limitações. O espaço físico onde foram realizados os testes não apresenta uma área grande o suficiente para permitir uma avaliação dinâmica em velocidade superior a empregada no experimento. Além disso, o espaço físico utilizado foi diferente da realidade vivida pelos corredores no dia-a-dia na pista de atletismo.

Foi observado através da análise dinâmica que os atletas corredores apresentaram uma característica de abordagem pé-solo feita com predominância com a parte anterior dos pés. A necessidade da realização da pesquisa no laboratório e com espaço reduzido pode ter interferido nesta característica. Uma análise cinemática do gesto esportivo realizado no laboratório e ambiente externo, realidade vivida pelos corredores no cotidiano, se torna necessária para verificar se há ou não uma alteração na biomecânica da corrida de longa distância, assim como, das repercussões negativas como o comprometimento de estruturas

específicas do sistema locomotor com a concentração de cargas na região anterior do pé, em uma atividade cíclica como a corrida de longa distância.

A escolha dos corredores para a participação na pesquisa seguiu critérios de acessibilidade, o que não garante uma representatividade da classe. Em decorrência das especificidades do estudo realizado, os resultados encontrados não permitem uma extrapolação a todos os corredores de longa distância, podendo ser reportados somente aos sujeitos efetivamente avaliados na pesquisa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALLUM, J.H.J. et al. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. Gait and Posture. 8, p.214-242, 1998.

AMADIO, A.C. (coord.) Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: EEFUSP, 1996.

ANDRADE, C. Paul Tergat: O rei da São Silvestre, do cross, da pista, da maratona... 2004. Disponível em: [Gazete Esportiva Net, <http://www.gazetaesportiva.net/idolos/andarecorrer/paul_tergat/>](http://www.gazetaesportiva.net/idolos/andarecorrer/paul_tergat/). Acesso em: 15 mar 2006.

ANDRADE, M.M. Introdução à metodologia do trabalho científico. 5ªed. São Paulo: Atlas, 2001.

BANKOFF, A.D.P. et al. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. Revista Conexões. v.2, n.2, p.87-104, 2004.

BANKOFF, A.D.P. et al. Análisis pododometrico de los atletas de levantamiento de peso mediante la técnica vídeo-podometrica. In: Congresso Científico Olímpico, Málaga, Espanha, v.1, n.208, p.18, 1992.

BAUR, H. et al. Selected pressure distribution quantities of healthy runners and runners with Achilles Tendinitis while running barefoot and shod. IN: 5th SYMPOSIUM ON FOOTWEAR BIOMECHANICS. Zuerich, 2001, Proceedings, Zuerich/Switzerland, 2001, p.16-17.

BEKEDORF, R.G.; BANKOFF, A.D.P. Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. 2003. 63f. Monografia (Curso de Educação Física) Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.

CAMPELO, T.S.; BANKOFF, A.D.P. Postura e equilíbrio postural: um estudo das relações existentes. 2003. 44f. Monografia (Curso de Educação Física) Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.

CARDOSO, M. O arquivo das olimpíadas. São Paulo: Panda Books, 2000.

CAVANAGH, P. R. Biomechanics of distance running. Champaign, Illinois: Human Kinetics Books, 1990.

CERVO, A.L.; BERVIAN, P.A. Metodologia científica. 5. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2002.

CHESNIN, K.J.; SELBY-SILVERSTEIN, L.; BESSER, M.P. Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force-plate: concurrent validity of center of pressure measurements. Gait and Posture. 12, p.128-133, 2000.

COMITÊ OLÍMPICO BRASILEIRO. Jogos Olímpicos de Atenas – 2004. Disponível em: <<http://www.cob.org.br/atenas2004/resultados/medalhas.asp>>, Acesso em 11 de mar. de 2006.

CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE ATLETISMO. Confederação Brasileira de Atletismo – CBAt. Disponível em: <<http://www.cbat.org.br>>. Acesso em: 29 jan. 2006.

_____. Regras oficiais do atletismo. 2001-2004. Disponível em: <<http://www.cbat.org.br>>. Acesso em: 29 jan. 2006.

D'AMBROSIA, R.D.; DREZ, D. Prevention and treatment of running injuries. 2. ed. New Jersey: Slack Incorporated, 1989.

DE WEERDT, W.; SPAEPEN, A. Equilíbrio. In: DURWARD, B.R.; BAER, G.D.; ROWE, P.J. Movimento funcional humano. Manole: São Paulo, 2001. p. 203-218.

DENADAI, B.S.; ORTIZ, M.J.; MELLO, M.T. Índices fisiológicos associados com a performance aeróbia em corredores de endurance: efeitos da duração da prova. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. v.10, n.5, p.401-404, Jan/Fev, 2004.

DERRICK, T.R.; DEREU, D.; MCLEAN, S.P. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. Medicine & Science in Sports & Exercise. v.34, n.6, p.998-1002, 2002.

DIXON, S.J.; COLLOP, A.C.; BATT, M.E. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. Medicine & Science in Sports & Exercise. v.32, n.11, p.1919-1926, 2000.

DIXON, S.J. et al. Biomechanical analysis of running in military boots with new and degraded insoles. Medicine & Science in Sports & Exercise. v.35, n.03, p.472-479, 2003.

DUARTE, M. Análise estabilográfica da postura ereta humana quase-estática. 2000. 86f. Tese (Tese de Livre Docência na área de Biomecânica) Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

ENOKA, R.M. Bases neuromecânicas da cinesiologia. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

FEDERAÇÃO INTERNACIONAL DE ATLETISMO. Atletismo: regras de competição 2004-2005. São Paulo: Phorte, 2005.

GRAVANTE, G. et al. Comparison of ground reaction forces between obese and control young adults during quiet standing on a baropodometric platform. 2003. Disponível em: <<http://www.diasu.com/i/main.htm>>. Acesso em: 07 fev. 2006.

GRIFKA, J. A construção do calçado de esporte e os problemas dos pés. Schuhtechnik, v.11, n.4, p.56-60, jun. 1989 apud AMADIO, A.C. (coord.) Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: EEFUSP, 1996.

GUGLIELMO, L.G.A.; GRECO, C.C.; DENADAI, B.S. Relação da potência aeróbica máxima e da força muscular com a economia de corrida em atletas de endurance. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v.11, n.1, p.53-56, Jan/Fev, 2005.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. Tratado de fisiologia médica. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

HALL, S.J. Biomecânica básica. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAMILL J.; KNUTZEN, K.M. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Manole, 1999.

HAN, T.R.; PAIK, N.J.; IM, M.S. Quantification on the path of center of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer. Gait and Posture, 10, p.248-254, 1999.

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

JAMES, S.L.; JONES, D.C. Biomechanical aspects of distance running injuries. In: CAVANAGH, P.R. Biomechanics of distance running. Champaign, Illinois: Human Kinetics Books, 1990.

KYRÖLÄINEN, H.; BELLI A.; KOMI, P.V. Biomechanical factors affecting running economy. Medicine & Science in Sports & Exercise, v.33, n.8, p.1330-1337, 2001.

MACHADO, D.B.; HENNING, E.; RIEHLE, H. Plantar pressure distribution in children: movement patterns and footwear influences. Brazilian Journal of Biomechanics. ano 2, n. 2, p.19-25, mai. 2001.

MANN, R.A. Biomechanics of running. In: D'AMBROSIA, R.D.; DREZ, D. Prevention and treatment of running injuries. 2ed. New Jersey: Slack Incorporated, 1989.

MARSICO, V. et al. Analisi baropodometrica del passo in soggetti sani anziani ed in pazienti gonartrosici prima e dopo intervento di artroprotesi di ginocchio. G Ital Med Lav Erg. 24(1), p.72-83, 2002.

NETO JÚNIOR, J.; PASTRE, C.M.; MONTEIRO, H.L. Alterações posturais em atletas brasileiros do sexo masculino que participaram de provas de potência muscular em competições internacionais. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. v.10, n.3, p.195-198, mai/jun, 2004.

NEWSHOLME, E.; LEECH, T.; DUESTER, G. Corrida: ciência do treinamento e desempenho. São Paulo: Phorte, 2006.

NIGG, B.M.; SEGESSER, B. Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. Medicine & Science in Sports & Exercise. 24(5) p.595-602, 1992.

NOAKES, T. Conselhos de Noakes sobre lesões e tênis de corrida. In: NEWSHOLME, E.; LEECH, T.; DUESTER, G. Corrida: ciência do treinamento e desempenho. São Paulo: Phorte, 2006.

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

OLIVEIRA, L.F.; IMBIRIBA, L.A.; GARCIA, M.A.C. Índice da estabilidade para avaliação do equilíbrio postural. Brazilian Journal of Biomechanics. ano 1, n. 1, p.33-38, nov. 2000.

PASTRE, C.M. et al. Lesões desportivas na elite do atletismo brasileiro: estudo a partir de morbidade referida. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. v.11, n.1, p.43-47, Jan/Fev, 2005.

_____. Lesões desportivas no atletismo: comparação entre informações obtidas em prontuários e inquéritos de morbidade referida. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. v.10, n.1, p.1-8, Jan/Fev, 2004.

RASCH, P. Cinesiologia e anatomia aplicada. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

RASCH, P.; BURKE, R.K. Cinesiologia e anatomia aplicada. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977.

RIDOLA, C. et al. Symmetry of healthy adult feet: role of orthostatic footprint at computerized baropodometry and of digital formula. J. Anat. Embriol. v.106, n.2, p.99-112, 2001.

ROBBINS, S.E.; HANNA, A.M. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. Medicine & Science in Sports & Exercise. 19(2), p.148-156, 1987.

RUNNING THE WORLD. Fourteen common foot ailments and their cures. Disponível em: <<http://www.runtheplanet.com/pages/brazil/medic004p.php>>. Acesso em 22 out. 2002.

SCHMIDT, A. et al. Estabilometria: estudo do equilíbrio postural através da baropodometria eletrônica. In: Congresso Brasileiro de Ciências do Esporte, XIII, 2003, Caxambu. Anais... Caxambu/MG, p.C09, 2003.

SERRÃO, J.C.; AMADIO, A.C. Kinetic and electromyographic adaptations in barefoot locomotion. Brazilian Journal of Biomechanics. ano 2, n.2, p.43-51, maio, 2001.

SMITH, L.K.; WEISS, E.L.; LEHMKUHL, L.D. Cinesiologia clínica de Brunnstrom. 5. ed. São Paulo: Manole, 1997.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA. Terminologia anatômica internacional. São Paulo: Manole, 2001.

STACOFF, A. et al. Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. Medicine & Science in Sports & Exercise. v.33, n.2, p.314-319, 2001.

VIEL, E.; et al. A marcha humana, a corrida e o salto. São Paulo: Manole, 2001.

WAKELING, J.M.; PASCUAL, S.A.; NIGG, B.M. Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. Medicine & Science in Sports & Exercise. v.34, n.9, p.1529-1532, 2002.

WALL, J.C. Marcha. In: DURWARD, B.R.; BAER, G.D.; ROWE, P.J. (Eds.) Movimento funcional humano: mensuração e análise. São Paulo: Manole, 2001, p.94-105.

WATKINS, J. Estrutura e função do sistema musculoesquelético. Porto Alegre: Artmed, 2001.

WEISSLER, K. Foot measurement as a opportunity for quality shoes. Schuh-Tecnik, 11-12, p.554-557, 1993 apud AMADIO, A.C. (coord.) Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: EEFUSP, 1996.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. Gait and Posture. 16, p.1-14, 2002.

ANEXOS

ANEXO A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO PARA PARTICIPAÇÃO NA PESQUISA

“ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR E DO EQUILÍBRIO CORPORAL EM CORREDORES DE LONGA DISTÂNCIA”

(de acordo com a Resolução 196 de 10/10/1996 do Conselho Nacional de Saúde)

Eu, _____ RG _____ declaro que estou ciente e concordo em participar livremente da pesquisa “Estudo da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio postural em corredores de longa distância através da baropodometria eletrônica” que será desenvolvida no Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura da Faculdade de Educação Física/UNICAMP. A pesquisa será desenvolvida sob a responsabilidade do Prof. Ademir Schmidt, aluno do curso de Doutorado em Educação Física da FEF/UNICAMP, orientado pela Profª. Titular Drª. Antonia Dalla Pria Bankoff.

- **Objetivos e justificativa:** Este projeto de pesquisa tem como objetivo estudar a distribuição da pressão plantar, carga máxima de impacto e o equilíbrio postural em corredores de longa distância com e sem calçados esportivos através da baropodometria eletrônica. Com essa metodologia de avaliação, é possível saber com precisão de qual forma os atletas dessa modalidade de corrida distribuem a pressão sofrida pelo corpo humano durante a corrida ao longo da superfície inferior do pé. De posse dessas informações, é possível saber se determinado atleta está ou não sujeito a sofrer lesões decorrentes da má distribuição da pressão nos pés. Uma vez conhecido o padrão da distribuição dessa pressão em corredores de longa distância, torna-se possível também atuar preventivamente através da fabricação e uso de calçados esportivos específicos, considerando a morfologia (formato) dos pés desses atletas.
- **Procedimentos da pesquisa:** Os sujeitos voluntários da pesquisa participarão das avaliações baropodométrica estática e dinâmica (com e sem calçado esportivo) e preenchimento do questionário de pesquisa (questionário de anamnese que abordará questões relacionadas ao treinamento dos atletas). A análise baropodométrica estática será realizada de duas formas: bipodálica (parado, com os dois pés de apoio) e monopodálica (parado com um só pé de apoio). A avaliação baropodométrica bipodálica será feita com os sujeitos sobre a plataforma com os braços ao lado do corpo. A análise monopodálica será executada com os sujeitos apoiados sobre o pé esquerdo, tendo o pé direito elevado e joelho fletido e, posteriormente, o inverso. Para cada uma das situações mencionadas, os sujeitos se apresentarão descalços e executarão o teste inicialmente com os olhos abertos e posteriormente com os olhos fechados. Na sequência, repetirão o exame com calçado esportivo. Em todos os casos o aparelho será calibrado com tempo de 05 segundos para a execução dos procedimentos. Na análise baropodométrica dinâmica (em movimento) os sujeitos passarão correndo sobre a plataforma a uma velocidade de 3,2m/s. Os sujeitos realizarão 08 avaliações para o pé esquerdo e 08 para o direito, inicialmente descalços e posteriormente com calçado esportivo. Em ambos os casos, a velocidade do deslocamento dos atletas será controlada e, caso esta não corresponda ao valor determinado, as avaliações serão executadas novamente.
- **Riscos e desconfortos:** Não haverá riscos para a integridade física, mental ou moral dos participantes e nem desconforto físico, uma vez que os atletas não efetuarão nenhuma atividade exaustiva. Ainda assim, os sujeitos poderão abandonar a pesquisa em qualquer momento sem nenhum tipo de prejuízo.
- **Privacidade:** As informações coletadas serão mantidas em sigilo e serão divulgadas através de dados no meio científico, sem qualquer identificação pessoal.
- **Contato com o pesquisador:** Terei acesso ao pesquisador para esclarecimento de dúvidas ou reclamações.

Campinas, ____/____/____

Participante

Pesquisador Responsável: Ademir Schmidt
Telefone para contato: (19) 3788-6624

Comitê de Ética em Pesquisa: (19) 3788-8936

ANEXO B - QUESTIONÁRIO DE PESQUISA

1. Nome: Data:/...../.....
2. Data de Nascimento:/...../.....
3. Sexo: () Masculino () Feminino
4. Há quanto tempo você pratica corrida de longa distância?
 () 6 meses () 1 ano () 1,5 anos () 2 anos
 () 2,5 anos () 3 anos () mais de 3 anos
5. Você pratica corrida de longa distância por quais dos motivos abaixo:
 () promoção da saúde () relaxamento e redução de stress () emagrecimento
 () condicionamento físico () participação em competições
 () outros:
6. Qual a frequência semanal dessa prática?
 () 2 vezes () 3 vezes () 4 vezes () 5 vezes () 6 vezes () 7 vezes
7. Qual é a distância média que você percorre semanalmente?
 () 15 a 30 km () 35 a 50 km () 55 a 80 km () 85 a 120 km
 () 130 a 160 km () mais que 160 km
8. Qual é a velocidade média aproximada utilizada para a sua corrida?
 () 6 a 8 km/h () 8,5 a 10 km/h () 10,5 a 12 km/h () 12,5 a 15 km/h
 () 15,5 a 17 km/h () 17,5 a 20 km/h () acima de 20 km/h
9. Você realiza os seus treinamentos (prática) com maior frequência em qual tipo de superfície?
 () asfalto () pista de atletismo () grama () terra () areia
 Especificar tipo de piso da pista de atletismo:
10. Já teve alguma lesão decorrente dessa prática? () sim () não
11. Identifique as lesões já sofridas.
 () tendinite () contratura () distensão () fratura por trauma
 () ruptura de tendão () artrose () ruptura de ligamento
 () fratura por esforço repetitivo/stress () queimaduras/formação de bolhas
 () outros:
12. Com qual frequência você sofre lesões?
 () semanalmente () 1 vez por mês () a cada 2 meses () a cada 3 meses
 () 1 vez por semestre () 1 vez por ano () outros:
13. Você já precisou interromper a sua prática em função de lesões?
 () nunca () algumas vezes () muitas vezes () com frequência
14. Quantas vezes você já sofreu lesões no total?
15. Você já teve reincidência de alguma lesão?
 () sim () não Qual(is)?
16. Você usa um tênis específico para a prática da corrida de longa distância? () sim () não

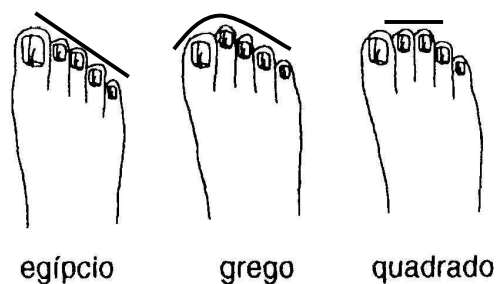
17. Qual a marca do seu tênis?

☐ adidas ☐ reebok ☐ nike ☐ mizuno ☐ rainha ☐ asics
☐ olympikus ☐ new balance ☐ outro:

18. Você já teve algum tipo de problema decorrente do uso do tênis? ☐ sim ☐ não
Qual?

19. Classifique o tipo morfológico do seu antepé (veja ilustração abaixo):

☐ egípcio ☐ grego ☐ quadrado



Representação das principais formas de antepés (WEISSLER, 1993)

20. Você tem algum tipo de acompanhamento/orientação para a prática da corrida?

☐ sim ☐ não

21. Você é orientado por:

☐ profissional de Ed. Física ☐ acadêmico de Ed. Física ☐ ex-atleta

☐ outro:

Obrigado!

ANEXO C - TABELAS DO TESTE DE DISTRIBUIÇÃO

Tabela 01: Análise estática sem calçado

Variáveis	Teste de Distribuição	
	Z	p
PESO	0,812	0,524
ALTURA	0,403	0,997
Nº CAL	0,923	0,362
PESO AV.	0,707	0,699
P.MAX	0,729	0,662
P.MED	0,633	0,817
SUPAE	0,621	0,836
CARAE	0,726	0,668
RSCAE	0,500	0,964
SUPPE	0,488	0,971
CARPE	0,452	0,987
RSCPE	0,500	0,964
SUPTE	0,652	0,788
CARTE	0,545	0,928
SUPAD	0,451	0,987
CARAD	0,578	0,892
RSCAD	0,878	0,424
SUPPD	0,672	0,757
CARPD	0,642	0,804
RSCPD	0,878	0,424
SUPTD	0,621	0,835
CARTD	0,545	0,928

Tabela 02: Análise estática com calçado

Variáveis	Teste de Distribuição	
	Z	p
PESO	0,812	0,524
ALTURA	0,403	0,997
Nº CAL	0,923	0,362
PESO AV.	0,707	0,699
P.MAX	0,957	0,319
P.MED	0,740	0,644
SUPAE	0,658	0,779
CARAE	0,702	0,709
RSCAE	0,795	0,553
SUPPE	0,725	0,669
CARPE	0,667	0,766
RSCPE	0,795	0,553
SUPTE	0,577	0,894
CARTE	0,918	0,368
SUPAD	0,392	0,998
CARAD	0,527	0,944
RSCAD	0,526	0,945
SUPPD	0,631	0,821
CARPD	0,864	0,445
RSCPD	0,526	0,945
SUPTD	0,595	0,871
CARTD	0,918	0,368

Tabela 03: Análise dinâmica andando sem calçado

Variáveis	Teste de Distribuição	
	Z	p
PESO	0,812	0,524
ALTURA	0,403	0,997
Nº CAL	0,923	0,362
PESO AV.	0,651	0,791
P.MAX	0,828	0,500
P.MED	0,475	0,978
SUPAE	0,656	0,783
CARAE	0,640	0,808
RSCAE	0,649	0,794
SUPPE	0,483	0,974
CARPE	0,431	0,992
RSCPE	0,649	0,794
SUPTE	0,541	0,932
CARTE	0,468	0,981
SUPAD	0,766	0,600
CARAD	0,669	0,761
RSCAD	0,739	0,646
SUPPD	0,516	0,953
CARPD	0,770	0,593
RSCPD	0,739	0,646
SUPTD	0,594	0,873
CARTD	0,468	0,981

Tabela 04: Análise dinâmica andando com calçado

Variáveis	Teste de Distribuição	
	Z	p
PESO	0,812	0,524
ALTURA	0,403	0,997
Nº CAL	0,923	0,362
PESO AV.	0,651	0,791
P.MAX	1,681	0,007
P.MED	1,347	0,053
SUPAE	0,754	0,620
CARAE	0,725	0,669
RSCAE	0,737	0,649
SUPPE	0,711	0,693
CARPE	0,684	0,738
RSCPE	0,737	0,649
SUPTE	0,487	0,972
CARTE	0,811	0,526
SUPAD	1,268	0,080
CARAD	0,523	0,948
RSCAD	0,583	0,885
SUPPD	0,700	0,711
CARPD	0,762	0,606
RSCPD	1,144	0,146
SUPTD	1,254	0,086
CARTD	0,811	0,526

Tabela 05: Análise dinâmica correndo sem calçado

Variáveis	Teste de Distribuição	
	Z	p
PESO AV.	0,707	0,699
P.MAX	0,765	0,602
P.MED	0,756	0,617
SUPAE	0,538	0,934
CARAE	1,099	0,179
RSCAE	0,699	0,713
SUPPE	0,832	0,492
CARPE	0,511	0,956
RSCPE	0,608	0,853
SUPTE	0,533	0,939
CARTE	1,123	0,161
SUPAD	0,591	0,877
CARAD	0,729	0,663
RSCAD	1,084	0,191
SUPPD	1,137	0,151
CARPD	1,266	0,081
RSCPD	1,085	0,190
SUPTD	1,114	0,167
CARTD	1,026	0,243

Tabela 06: Análise dinâmica correndo com calçado

Variáveis	Teste de Distribuição	
	Z	p
PESO AV.	0,707	0,699
P.MAX	0,694	0,722
P.MED	0,784	0,570
SUPAE	0,731	0,659
CARAE	0,460	0,984
RSCAE	0,458	0,985
SUPPE	0,560	0,912
CARPE	0,529	0,942
RSCPE	0,461	0,984
SUPTE	0,567	0,905
CARTE	1,923	0,001
SUPAD	0,586	0,882
CARAD	0,584	0,885
RSCAD	0,494	0,968
SUPPD	0,675	0,753
CARPD	0,533	0,939
RSCPD	0,500	0,964
SUPTD	0,579	0,891
CARTD	1,722	0,005

Tabela 07: Análise do equilíbrio corporal sem calçado

Variáveis	Teste de Distribuição		Variáveis	Teste de Distribuição		Variáveis	Teste de Distribuição	
	Z	p		Z	p		Z	p
BPESO AV.	0,707	0,699	BSUPPDF	0,708	0,697	MCARPEF	0,722	0,674
BP.MAXA	0,740	0,644	BCARPDF	0,822	0,509	MRSCPEF	0,474	0,978
BP.MEDA	0,581	0,889	BRSCPFD	0,942	0,337	MSUPTEF	1,917	0,001
BSUPAEA	0,760	0,610	BSUPTDF	0,679	0,746	MCARTEF	1,647	0,009
BCARAEA	0,601	0,863	BCARTDF	0,787	0,565	M.MAXDF	0,564	0,908
BRSCAEA	0,533	0,939	MPESO AV.	0,707	0,699	MP.MEDDF	0,556	0,917
BSUPPEA	0,643	0,802	MP.MAXEA	0,675	0,753	MSUPADF	0,594	0,872
BCARPEA	0,601	0,863	MP.MEDEA	0,845	0,473	MCARADF	0,440	0,990
BRSCPEA	0,533	0,939	MSUPAEA	0,550	0,923	MRSCADF	0,415	0,995
BSUPTEA	0,530	0,941	MSUPPEA	1,034	0,235	MSUPPDF	0,745	0,636
BCARTEA	0,633	0,817	MCARPEA	0,467	0,981	MCARPDF	0,775	0,585
BSUPADA	0,785	0,569	MRSCPEA	0,494	0,967	MRSCPFD	0,415	0,995
BCARADA	0,476	0,977	MCARAEA	0,545	0,927	MSUPTDF	0,626	0,828
BRSCADA	0,593	0,874	MRSCAEA	0,494	0,967	MCARTDF	0,745	0,636
BSUPPDA	0,346	1,000	MSUPTEA	0,708	0,697	BXA	0,999	0,272
BCARPDA	0,907	0,383	MCARTEA	2,134	0,000	BYA	1,009	0,260
BRSCPDA	0,593	0,874	MP.MAXDA	0,500	0,964	BSA	0,915	0,373
BSUPTDA	0,614	0,846	MP.MEDDA	0,500	0,964	BXF	1,502	0,022
BCARTDA	0,446	0,989	MSUPADA	0,672	0,757	BYF	1,088	0,188
BP.MAXF	1,145	0,145	MCARADA	0,536	0,936	BSF	1,935	0,001
BP.MEDF	0,778	0,581	MRSCADA	0,765	0,602	MEXA	1,861	0,002
BSUPAEF	0,637	0,812	MSUPPDA	1,021	0,249	MEYA	1,268	0,080
BCARAEF	0,705	0,703	MCARPDA	0,559	0,914	MESA	2,002	0,001
BRSCAEF	0,797	0,549	MRSCPDA	0,765	0,602	MDXA	1,157	0,138
BSUPPEF	0,900	0,393	MSUPTDA	0,719	0,679	MDYA	0,712	0,692
BCARPEF	0,923	0,362	MCARTDA	1,660	0,008	MDSA	1,757	0,004
BRSCPEF	0,774	0,587	MP.MAXEF	0,737	0,649	MEXF	1,312	0,064
BSUPTEF	0,521	0,949	MP.MEDEF	1,041	0,229	MEYF	0,742	0,640
BCARTEF	0,787	0,565	MSUPAEF	0,703	0,706	MESF	1,483	0,025
BSUPADF	0,570	0,901	MCARAEF	0,756	0,617	MDXF	1,030	0,239
BCARADF	0,641	0,806	MRSCAEF	0,474	0,978	MDYF	1,110	0,170
BRSCADF	0,841	0,479	MSUPPEF	0,437	0,991	MDSF	1,111	0,170

Tabela 08: Análise do equilíbrio corporal com calçado

Variáveis	Teste de Distribuição		Variáveis	Teste de Distribuição		Variáveis	Teste de Distribuição	
	Z	p		Z	p		Z	p
BPESO AV.	0,707	0,699	BSUPPDF	0,814	0,522	MCARPEF	0,590	0,877
BP.MAXA	0,554	0,919	BCARPDF	0,637	0,811	MRSCPEF	1,069	0,203
BP.MEDA	0,633	0,818	BRSCPFD	0,609	0,852	MSUPTEF	0,690	0,728
BSUPAEA	1,041	0,229	BSUPTDF	0,691	0,727	MCARTEF	1,435	0,033
BCARAEA	0,777	0,582	BCARTDF	0,822	0,508	M.MAXDF	1,257	0,085
BRSCAEA	0,599	0,866	MPESO AV.	0,707	0,699	MP.MEDDF	0,942	0,337
BSUPPEA	0,679	0,746	MP.MAXEA	0,669	0,762	MSUPADF	0,653	0,788
BCARPEA	0,427	0,993	MP.MEDEA	0,694	0,722	MCARADF	0,342	1,000
BRSCPEA	0,599	0,866	MSUPAEA	0,378	0,999	MRSCADF	0,342	1,000
BSUPTEA	0,558	0,915	MCARAEA	0,540	0,933	MSUPPDF	0,584	0,885
BCARTEA	0,738	0,647	MRSCAEA	0,531	0,940	MCARPDF	0,801	0,543
BSUPADA	0,446	0,989	MSUPPEA	0,934	0,347	MRSCPFD	0,484	0,973
BCARADA	0,702	0,708	MCARPEA	0,451	0,987	MSUPTDF	0,513	0,955
BRSCADA	0,594	0,873	MRSCPEA	0,531	0,940	MCARTDF	0,854	0,459
BSUPPDA	0,828	0,499	MSUPTEA	0,706	0,702	BXA	1,825	0,003
BCARPDA	0,548	0,925	MCARTEA	1,831	0,002	BYA	1,275	0,077
BRSCPDA	0,594	0,873	MP.MAXDA	0,598	0,867	BSA	2,107	0,000
BSUPTDA	0,530	0,941	MP.MEDDA	0,730	0,661	BXF	0,909	0,381
BCARTDA	1,091	0,185	MSUPADA	0,482	0,974	BYF	0,735	0,653
BP.MAXF	0,786	0,566	MCARADA	0,747	0,632	BSF	0,939	0,341
BP.MEDF	0,618	0,840	MRSCADA	1,102	0,176	MEXA	1,380	0,044
BSUPAEF	0,746	0,633	MSUPPDA	0,820	0,513	MEYA	0,585	0,884
BCARAEF	0,499	0,965	MCARPDA	0,844	0,474	MESA	1,915	0,001
BRSCAEF	0,714	0,688	MRSCPDA	1,091	0,185	MDXA	0,413	0,996
BSUPPEF	0,428	0,993	MSUPTDA	0,632	0,819	MDYA	1,135	0,152
BCARPEF	0,579	0,890	MCARTDA	1,085	0,190	MDSA	1,126	0,158
BRSCPEF	0,714	0,688	MP.MAXEF	0,630	0,822	MEXF	1,478	0,025
BSUPTEF	0,559	0,913	MP.MEDEF	0,903	0,389	MEYF	0,707	0,700
BCARTEF	0,822	0,508	MSUPAEF	0,352	1,000	MESF	1,515	0,020
BSUPADF	0,383	0,999	MCARAEF	0,883	0,417	MDXF	1,285	0,074
BCARADF	0,528	0,944	MRSCAEF	1,077	0,196	MDYF	1,014	0,256
BRSCADF	0,609	0,852	MSUPPEF	0,998	0,272	MDSF	1,675	0,007