

**VITOR DANIEL TESSUTTI**

**Distribuição dinâmica de sobrecargas no pé durante a corrida em diferentes  
pisos**

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Medicina da Universidade de São Paulo para  
obtenção do título de Mestre em Ciências da  
Reabilitação

Área de concentração: Movimento, Postura e  
Ação Humana

Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo  
Neves Sacco

**São Paulo**

**2008**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**VITOR DANIEL TESSUTTI**

**Distribuição dinâmica de sobrecargas no pé durante a corrida em  
diferentes pisos**

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Medicina da Universidade de São Paulo  
para obtenção do título de Mestre em  
Ciências da Reabilitação

Área de concentração: Movimento, Postura  
e Ação Humana

Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo  
Neves Sacco

**São Paulo**

**2008**

## NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver)

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª. Ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

## AGRADECIMENTOS

Estes agradecimentos iniciam-se à minha família que durante esta “longa corrida” teve a compreensão quanto à minha dedicação para com este projeto. Durante todo este tempo diminuíram-se os encontros, mas o pensamento em cada um deles (minha mãe Cleide, meu pai Flávio, minha avó Mide, meu irmão Felipe e meu irmão Lucas) foi mantido, afinal tudo o que sou e que obtive até hoje foi em função do início que me foi dado. A continuidade desta “maratona” agradeço aos meus filhos (Tiago e Gabriela) e minha esposa (Beth) que também foram privados da merecida atenção. Infelizmente, hoje estou colhendo os frutos desta privação. Tentarei reverter.

Aos meus eternos amigos Kira e Flávia, Ana e Rafael, Claudia, Cristiane, Luciana e Flávio, Fabiana e Airton, por esta duradoura amizade apesar das distâncias e desencontros.

Um especial agradecimento a professora e amiga Isabel Sacco, mesmo muitas vezes não demonstrando, que, com sua exigência e personalidade impar, mostrou-me o caminho da produção científica. Sou muito grato a toda essa experiência que tive durante o desenvolvimento deste projeto, e, principalmente, à suas constantes contribuições.

Também de forma especial, aos amigos mais recentes Ana Paula Ribeiro e Francis Trombini pela incrível dedicação a este projeto no auxílio autêntico (típico das pessoas que vem do interior). Espero um dia retribuir-lhes à altura. Estejam certos que nunca me esquecerei desta atitude. Aos companheiros de laboratório, Yuri, Tatiana, Carla, Paula, Sandra, Aline, Bérqson, Denisinha, Andreja, Ana Luiza, Lari, Aline, Denisona, Mari, Mitie que contribuíram muito na realização do principal resultado deste projeto, os artigos.

Ao professor Dr. Marcos Duarte, Dra. Amélia Pasqual e Dr. Celso Ricardo Fernandes de Carvalho pelas preciosas contribuições feitas na fase de qualificação deste trabalho.

Ao Colégio Marista Arquidiocesano, representado pela Senhora Helena Abe, pela sua compreensão, onde, muitas vezes permitiu minha ausência do trabalho para a realização deste projeto.

À Corpore, Corredores Paulistas Reunidos, representada pelo Sr. Edgar, no auxílio na divulgação deste projeto junto aos corredores. Assim como às assessorias esportivas Ação Total (Renato Dutra), Play Team (Ricardo Aroiso), P.A. Club (Nivalda e Marcos Paulo), ME Vilela (Émerson Vilela), à Run for Life (Mônica) e a Simone Machado. Ao prof. Paulo Jaouiche pelo auxílio em um momento decisivo no projeto.

À Companhia Alpargatas S.A. representada pelo Sr. Juliano Reghini pela doação dos calçados para a realização do estudo.

À FAPESP pela credibilidade de financiamento do Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	<b>VIII</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>IX</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>XIII</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>XIII</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>XIV</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>2. OBJETIVOS</b> .....	<b>5</b>
<b>3. REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>6</b>
3.1 A EVOLUÇÃO DA LOCOMOÇÃO NO SER HUMANO .....	6
3.2 A LOCOMOÇÃO COMO MEIO DE ATIVIDADE FÍSICA E ESTRESSE AOS TECIDOS BIOLÓGICOS .....	10
3.3 A BIOMECÂNICA DA CORRIDA .....	14
3.3.1 <i>Cinemática</i> .....	14
3.3.2 <i>Cinética</i> .....	18
3.4. LESÕES DECORRENTES DA PRÁTICA DA CORRIDA .....	22
3.5. CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS DOS PISOS.....	26
3.5.1 <i>Asfalto</i> .....	28
3.5.2 <i>Concreto</i> .....	29
3.5.3 <i>Grama Natural</i> .....	31
3.5.4 <i>Piso Esportivo das pistas de atletismo</i> .....	32
3.6. ADAPTAÇÃO DO APARELHO LOCOMOTOR À PRÁTICA DA CORRIDA EM DIFERENTES PISOS.....	33
<b>4. MÉTODOS</b> .....	<b>43</b>
4.1 CASUÍSTICA DOS 3 EXPERIMENTOS .....	43
4.2 PROTOCOLO DE MENSURAÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR DURANTE A CORRIDA NOS 3 EXPERIMENTOS .....	44
<b>5. PARTE 1</b> .....	<b>46</b>
5.1. EXPERIMENTO 1 .....	46
5.1.1 <i>Objetivo</i> .....	47
5.1.2 <i>Casuística e Métodos do Experimento 1</i> .....	47
5.1.3 <i>Resultados do Experimento 1</i> .....	49
5.1.4 <i>Discussão do Experimento 1</i> .....	51
5.1.5 <i>Considerações finais do Experimento 1</i> .....	57
5.2 EXPERIMENTO 2 .....	58
5.2.1 <i>Objetivo</i> .....	58
5.2.2 <i>Casuística e Métodos do Experimento 2</i> .....	58
5.2.3 <i>Resultados do Experimento 2</i> .....	59
5.2.4 <i>Discussão do Experimento 2</i> .....	62
5.2.5 <i>Considerações finais do Experimento 2</i> .....	67

<b>6. PARTE 2</b> .....	<b>68</b>
6.1 EXPERIMENTO 1 .....	68
6.1.1 <i>Objetivo</i> .....	68
6.1.2 <i>Casística e Métodos do Experimento 1</i> .....	69
6.1.3 <i>Resultados do Experimento 1</i> .....	70
6.1.4 <i>Discussão do Experimento 1</i> .....	71
6.1.5 <i>Considerações finais do Experimento 1</i> .....	74
<b>7. CONCLUSÕES</b> .....	<b>75</b>
<b>8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>77</b>
<b>ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</b> .....	<b>88</b>
<b>ANEXO 2 – APROVAÇÃO DA CAPPESQ</b> .....	<b>89</b>
<b>ANEXO 3 – ARTIGO ACEITO NO JOURNAL OF SCIENCE AND MEDICINE IN SPORT 2008</b> .....	<b>90</b>
<b>ANEXO 4 – RESUMO XI EMED SCIENTIFIC MEETING DUNDEE, ESCÓCIA, 2008</b> .....	<b>95</b>
<b>ANEXO 5 – ARTIGO SUBMETIDO AO BRITISH JOURNAL OF SPORTS MEDICINE 2008</b> .....	<b>96</b>
<b>ANEXO 6 – COMPROVANTE SUBMISSÃO AO BRITISH JOURNAL OF SPORTS MEDICINE 2008</b> .....	<b>109</b>



**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 - Médias e desvios padrão das variáveis área de contato (cm <sup>2</sup> ), tempo de contato (ms) e pico de pressão (kPa) durante a corrida nos pisos grama natural e asfalto dos sujeitos avaliados (n=44). .....	50
Tabela 2 – Média e desvio-padrão do pico de pressão (kPa), integral da pressão (kPa.s) e tempo de contato (ms) para cada região da superfície plantar durante o correr no asfalto, concreto, grama natural e borracha e percentual das diferenças para cada região do pé em cada superfície.....	60
Tabela 3 - Médias e desvio-padrão do tempo de contato (ms), pico de pressão (kPa) e integral da pressão (kPa.s) nas 5 áreas plantares para os três grupos estudados: G1, G2 e G3.....	71

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Comparação biomecânica do andar e do correr. a. Cinemática do andar (esquerda) e do correr (direita). Durante o andar a cabeça e o centro de gravidade estão mais próximos na fase de propulsão e mais altos na fase de apoio, onde o membro inferior está relativamente estendido. Durante a corrida, a cabeça e o centro de gravidade estão mais altos durante a fase aérea e mais baixo na fase de apoio quando o joelho, quadril e tornozelo estão flexionados, o tronco está mais inclinado e o cotovelo mais flexionado. b. Contraste biomecânico entre a marcha humana, onde durante o andar o mecanismo de pêndulo invertido troca a energia cinética ( $E_{ct}$ ) à frente pela energia potencial gravitacional ( $E_p$ ) entre o toque do calcanhar e a fase de apoio, e a troca é inversa entre a fase de apoio e a propulsão. Durante a corrida, o mecanismo mass-spring causa  $E_p$  e  $E_{ct}$  estando em fase com ambas às energias declinando rapidamente para a mínima entre o toque do calcanhar e a fase de apoio. Os comprimentos dos tendões diminuem convertendo parcialmente em  $E_p$  e  $E_{ct}$  para energia elástica ( $E_{es}$ ) durante a primeira metade da fase de apoio, a qual é sequencialmente recuperada entre o apoio e a propulsão. (Adaptado de Bramble e Lieberman, 2004)..... 7

Figura 2 - Corrida de longa distância em humanos e quadrúpedes. a. Faixa de velocidade para a corrida de longa duração e velocidade para o ser humano e trote mínimo ( $T_m$ ), trote preferido ( $T_p$ ), transição trote-galope (T-G), galope preferido ( $G_p$ ) e máximo galope sustentado ( $G_{ms}$ ) para pôneis, e para quadrúpedes compreendidos entre 65 e 500 kg. Também existe a indicação  $G_{ld}$  que é a velocidade ótima de galope para cavalos para longas distâncias. b.

Comparação do custo metabólico de transporte (COT) em humanos e pôneis. Ambas as espécies têm uma curva em U para o COT no andar. O trote tem uma curva similar no cavalo, mas o COT humano é essencialmente reto em velocidades de corridas de longa duração. A velocidade de preferência (assinaladas pelos retângulos de linhas intermitentes) corresponde a velocidades de maior eficiência energética em cavalos e no andar humano, mas a escolha da velocidade de longa duração não está restrita no ser humano (adaptado de Bramble e Lieberman, 2004)..... 8

Figura 3 – Evolução do número de associados à CORPORE e do número de inscritos em provas de corrida organizadas por esta associação..... 12

Figura 4 - Ângulos das articulações dos membros inferiores durante uma fase de apoio completa durante a corrida, demonstrando a amplitude angular: (a) eversão (EV) e inversão do retropé (IV), PEV - Pico de eversão do retropé; (b) Rotação interna da tibia (RIT), Rotação externa da tibia (RET), PRIT – Pico da rotação interna da Tibia; (c) Flexão do joelho (FLX), extensão do joelho (EXT), PFLX – Pico de flexão do joelho; (d) rotação interna do quadril (RIQ) e rotação externa do Quadril (REQ), PRIQ – Pico da rotação interna do quadril. (adaptado de De Leo, 2004) ..... 17

Figura 5 - Custo do transporte em função de diferentes velocidades de locomoção humana para o Andar, Correr, Esqui Cross Country, Patinação no Gelo e o Skipping (seguidas elevações de joelhos deslocando-se para frente). As curvas de traçado intermitente representam o limite para a potência iso-metabólica para um sujeito saudável normal (14 W.kg<sup>-1</sup>, curva inferior) e em um atleta (28 W.kg<sup>-1</sup>, curva superior). (Adaptado de Saibene e Minetti, 2003) ..... 21

- Figura 6 - Representação esquemática dos resultados da simulação no computador. Cada uma das ilustrações mostra o modelo spring-mass três vezes durante a fase de apoio: no toque inicial, no meio do período em contato com o solo e no final do contato com o solo. a. Quando o *stiffness* da perna não foi ajustado ao piso mais rígido, o padrão do centro de massa foi assimétrico. O centro de massa foi mais alto no final do contato com o solo. b. Quando o *stiffness* da perna não foi ajustado ao piso macio, o padrão do centro de massa durante o contato com o solo foi assimétrico. Entretanto o centro de massa foi mais baixo que o final do contato com o solo (adaptado de Ferris et al., 1999) ..... 36
- Figura 7 - Força de reação do solo vertical para um sujeito correndo continuamente em pisos duro e macio. Pelo ajuste do *stiffness* dos membros inferiores para acomodar o *stiffness* do piso, os sujeitos correram com força de reação do solo similar apesar da diferença de 25 vezes do *stiffness* dos pisos. A única diferença entre elas considerável foi uma redução no pico de impacto inicial no piso macio (adaptado de Ferris et al., 1999). ..... 37
- Figura 8 – Situação exemplar de corrida com as palmilhas colocadas dentro do calçado esportivo padronizado, como corredor usando a mochila nas costas contendo o condicionador do Pedar X. .... 45
- Figura 9 – Regiões da superfície plantar estudadas durante o correr: retropé medial (MR), retropé central (CR) e retropé lateral (LR), médio-pé (M), antepé medial (F) e antepé lateral (LF). .... 48
- Figura 10 – Índice de Simetria calculado a partir das diferenças entre as regiões lateral – medial do retropé e do antepé em cada piso, para as variáveis de área de

contato, tempo de contato e pico de pressão em cada piso avaliado (a – p<0,001; b – p<0,01; c – p<0,001). .....	51
Figura 11 - Pico de pressão (kPa) na área do retropé dividido em três regiões: medial central e lateral. A grama diferiu dos demais pisos em todas as áreas do retropé. ....	61
Figura 12 - Pico de pressão nas áreas do meio pé, e do antepé dividido em medial e lateral. A grama diferiu dos demais pisos em todas as áreas do antepé. ....	61

## RESUMO

Tessutti, VD. *Distribuição dinâmica de sobrecargas no pé durante a corrida em diferentes pisos* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2008. 109p.

Associado ao aumento do número de praticantes de corrida, houve o aumento proporcional no número de lesões em corredores. Esta ocorrência pode estar relacionada ao volume semanal de treino, aos desvios posturais em membros inferiores, ao tipo de calçado e ao piso selecionados para a prática da corrida, e até mesmo à experiência prévia na modalidade. A superfície de corrida pode ser considerada como um fator extrínseco relacionado a estas lesões e tem sido pesquisada atualmente mas com resultados controversos ainda quanto a sua influência nas sobrecargas do aparelho locomotor. Já, o tempo de experiência na corrida também pode ser considerado um importante fator extrínseco que foi até agora superficialmente estudado. O objetivo do presente trabalho foi investigar a influência de quatro diferentes superfícies de corrida (asfalto, concreto, grama natural e borracha) e da experiência prévia na prática da corrida (até 2 anos, entre 2 e 5 anos e acima de 5 anos) na distribuição da pressão plantar. Foram realizados 3 experimentos para responder aos objetivos do presente trabalho, cada um com sua casuística particular: experimento 1 (n=44) e 2 (n=57) para responder a influência do tipo de piso nas cargas plantares; e experimento 3 (n=126) para responder a influência da experiência da corrida nas pressões plantares. Em todos eles, corredores recreacionais adultos (entre 18 e 40 anos) correram nos 4 pisos estudados a uma velocidade de 12km/h em um trecho de 40 metros onde se investigou a pressão plantar por meio de palmilhas capacitivas (Pedar X, Novel) colocadas dentro de um calçado esportivo padronizado. Para investigar o efeito da experiência na corrida, as medições foram realizadas somente no asfalto. Os dois primeiros experimentos responderam que a grama atenuou em até 16% o pico de pressão plantar nas regiões laterais comparada aos demais pisos, inclusive à borracha cujo comportamento foi similar ao do asfalto e do concreto, superfícies consideradas rígidas. Este resultado pode ser atribuído a estratégias de movimento mais flexíveis das extremidades distais, particularmente do complexo tornozelo/pé, na superfície mais complacente, o qual não foi observado nas superfícies mais rígidas (asfalto e concreto), assim como, surpreendentemente, no piso de borracha. O terceiro experimento respondeu que corredores com menos do que dois anos de experiência na corrida apresentam maiores picos de pressão de cerca de 10% em retopé e antepé em relação aos mais experientes (acima de 5 anos). A atenuação de cargas plantares observadas em corredores mais experientes pode estar relacionada à adoção de um padrão motor mais eficiente que resultaria em uma maior habilidade de acomodação da extremidade distal às cargas. Como conclusão, os resultados destes experimentos demonstram que tempos de prática menores que dois anos e correr no asfalto, concreto ou borracha promovem maiores sobrecargas plantares. A combinação tempo de experiência acima de 5 anos e correr na grama é a condição que mais promove atenuação de sobrecargas plantares.

**Descritores:** Biomecânica, corrida, forças compressivas, pisos e coberturas de pisos, traumatismos em atletas.

## SUMMARY

Tessutti, VD. *In-shoe dynamic foot loading during running in different running surfaces* [dissertation]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2008. 109p.

There has been an increase in the number of injuries proportional to the increase of the number of runner. This occurrence can be related to the weekly distance of trainings, lower extremities postural alignment, type of the selected footwear and the running, and the previous experience in running. The running surface can be considered as a extrinsic factor related to these injuries and has been currently studied. Although the results concerning its influence in the overloads of the locomotor system are controversial. The time of running experience can also be considered an important extrinsic factor that is still superficially studied so far. The objective of the present work was to investigate the influence of four different running surfaces (asphalt, concrete, natural gram and rubber) and of the previous running experience (up to 2 years, between 2 and 5 years and up to 5 years) in the plantar pressure distribution. Three experiments had been carried out to answer to the aims of the present work, each one with its particular casuistic: experiment 1 (n=44) and 2 (n=57) to answer the influence of the type of surface in plantar loads; and experiment 3 (n=126) to answer the influence of the running experience in the plantar pressures. Adults recreational runners (between 18 and 40 yrs old) run in the four studied surfaces over 40 meters in a speed of 12km/h where the plantar pressure was investigated by in-shoe capacitive insoles (Pedar X, Novel) placed inside an standardized sports footwear. To investigate the effect of the running experience, the measurements had only been carried out in asphalt. The two first experiments answered that the grass attenuated up to 16% the peak pressure in the lateral regions of the foot compared to the other surfaces, including the rubber whose behavior was similar to the asphalt and the concrete, considered rigid surfaces. This result can be attributed the more flexible movement strategies of the distal extremities, particularly of the foot/ankle complex, in the more compliant surface, which was not observed in the most rigid surfaces (asphalt and concrete), as well as, surprisingly, in the rubber surface. The third experiment answered that runners with less than two years of experience in the running practice presented greater peak pressures of about 10% in the medial rearfoot and forefoot compared to the most experienced runners (up to 5 years). The plantar loads attenuation observed in the more experienced runners can be related to the adoption of a more efficient motor pattern that would result in a higher ability to accommodate loads in the lower extremity. In summary, the results of these experiments demonstrated that running practice experience of less than two years and running in asphalt, concrete or rubber promotes higher plantar loads. The combination time of experience up to 5 years and running in the grass is the condition that promotes more attenuation of plantar pressures.

**Descriptors:** Biomechanics, Running, Compressive forces, Floors and Floorcoverings, Athletic Injuries.

## 1. INTRODUÇÃO

A locomoção em diversos tipos de pisos ocorre desde os primórdios onde o homem em sua constante busca por comida locomovia-se por meio da marcha descalço pelas matas, pântanos, desertos, geleiras, entre outros terrenos. Hoje esta forma de locomoção não ocorre na mesma proporção que naquela época. Em virtude disto, o homem está mais exposto a situações lesivas ao ultrapassar seus limites fisiológicos na prática de atividades físicas que envolvam a locomoção, mais precisamente a corrida, mesmo utilizando artefatos como o tênis, por exemplo, que têm como principal função proteger os pés.

A corrida vem sendo uma das modalidades esportivas que amplia rapidamente o número de praticantes, principalmente os que são considerados como corredores recreacionais, ou seja, sem o intuito competitivo. Alguns autores vêm citando a corrida como um das mais importantes modalidades recreacionais (De Witt et al., 2000; Hohmann et al., 2004; Gerhardt, 2006). Este fato trouxe uma série de conseqüências aos seus praticantes, dentre as quais se destacam: maior exposição ao tempo e à distância percorrida em treinamento, modificação de suas formas de treinamento, utilização de diversos tipos de implementos como tênis, calçados, roupas, além da diversidade de pisos para realização dos treinos.

Sabendo que cada estrutura do corpo tem um tempo certo para se recuperar do estresse sofrido pela atividade física, o desrespeito a este período pode gerar uma série de lesões como as descritas por Hreljac (2004): periostites na Tíbia (*shin splits*), condromalácia patelar, fascite plantar e tendinite do Calcâneo. Além destas, outras lesões mais recorrentes



em corredores são as lesões meniscais, a tendinite patelar, além das síndromes patelofemural, do stress tibial e do trato íliotibial (Taunton et al., 2003).

Diferentes fatores de risco extrínsecos e intrínsecos estão relacionados à etiologia destas lesões. Fatores extrínsecos estão relacionados com as variáveis do ambiente, tais como equipamento, a superfície de treinamento, o tênis utilizado, e o volume do treinamento que engloba a distância percorrida pelo indivíduo, a intensidade ou a velocidade da corrida (Macera, 1992; Lees e Bouracier, 1994; Johnston et al., 2003; van Gent et al., 2007). Já os fatores intrínsecos estão relacionados com características biológicas e psicossociais individuais, tais como força, flexibilidade, alinhamento e formação dos membros inferiores, lesões prévias e experiência na prática da corrida (Johnston et al., 2003).

É difícil prever a ocorrência de uma lesão, já que esta depende de uma crítica interação entre a predisposição biomecânica do corredor e suas condições de treinamento (Fredericson, 1996) como, por exemplo, as superfícies de corrida.

Hardin et al (2004) destacam que a natureza das adaptações do sistema músculo-esquelético à sobrecarga repetitiva promovida pela corrida são incertas e também ainda são duvidosos os mecanismos pelos quais estas adaptações ocorrem em função do uso do tênis esportivo, de determinado piso ou ainda da duração do treino.

Cada piso tem a sua capacidade de reagir a uma compressão, por meio de sua deformação e, assim, alguns materiais têm a capacidade de acumular energia. Quando o piso retorna a sua condição mecânica original acumulando e restituindo energia após o momento de compressão sem manter a deformação, dá-se o nome de resiliência, ou ainda denominada, no presente texto, de complacência. Um indivíduo correndo sobre um piso, quanto maior esta capacidade, menor sobrecarga mecânica (energia mecânica) recebida pelo membro inferior, pois o piso irá se deformar dissipando esta energia. Ainda assim, se

considerarmos a pressão do pé exercido em pisos mais resilientes, por exemplo, esta tende a ser menor, já que parte da energia que ficaria concentrada em alguns pontos do pé irá dissipar para o piso.

Dixon et al (2000) sugerem que pisos artificiais aumentam a incidência de lesões devido à rigidez mecânica presente em alguns tipos de pisos. Dependendo da complacência das superfícies, as respostas biomecânicas podem ser alteradas podendo modificar o desempenho do corredor. Comparando o piso de borracha da pista de atletismo com a grama, Brechue et al (2005) demonstraram uma diminuição de desempenho na corrida de jogadores de futebol ao correrem na grama. Kerdok et al. (2002) concluem que o aumento da complacência da superfície afeta positivamente a economia da corrida diminuindo o gasto metabólico.

Mesmo não existindo ainda um consenso entre os pesquisadores quanto às conseqüências da utilização de pisos mais complacentes, como a grama natural, por exemplo, alguns treinadores recomendam a seus atletas a sua utilização supondo a diminuição do risco no desenvolvimento de lesões (Bloom, 1997).

Embora o tempo de prática seja um fator intrínseco relacionado às lesões, a literatura não é consistente na abordagem deste fator como variável interveniente no desempenho biomecânico da corrida. Lees e Bouracier (1994) investigaram as diferenças na força reação do solo entre corredores experientes, os quais treinavam de 40 a 110 km por semana e corredores inexperientes. Os corredores inexperientes, embora correndo em menores velocidades, apresentaram uma tendência a maiores forças verticais ao contato do calcanhar com o solo, além de maiores valores de força ântero-posterior de desaceleração e aceleração, fato este que não concorda com as menores velocidades observadas em sua

corrida. Desta forma, os autores discutem uma provável ineficiência do padrão motor em virtude da pouca experiência na habilidade motora estudada.

Além disso, a experiência prévia em outras modalidades esportivas também pode ser um fator de proteção para corredores, mas especificamente relacionado ao surgimento de fraturas por stress. Fredericson et al (2005) observaram que indivíduos com experiência em modalidades esportivas com bola durante a infância e adolescência tinham a incidência de fraturas por stress diminuída na idade adulta ao tornarem-se corredores.

Diante do contexto apresentado, o objeto de estudo deste trabalho vem investigar, por meio da medição da pressão plantar *in-shoe*, quais são as cargas plantares que ocorrem durante a corrida em função da experiência prévia na modalidade e em função dos diferentes tipos de superfícies de corrida: concreto, asfalto, grama e borracha (piso oficial das pistas da atletismo).

Acredita-se que o fator rigidez de cada piso e o tempo de experiência na prática da corrida seja, dentre muitos outros fatores, sejam influenciadores da qualidade da prática e das complicações crônicas advindas desta prática. O conhecimento sobre como estes fatores interferem nas sobrecargas recebidas pelo aparelho locomotor, poderá minimizar a ocorrência de algumas lesões em corredores.

Hipotetiza-se que pisos com menor rigidez, como a grama e a borracha, e corredores com maior experiência na prática produzam menores sobrecargas plantares durante a corrida.

## 2. OBJETIVOS

Considerando que o presente estudo busca responder problemas científicos de naturezas distintas, optou-se por dividi-lo em duas partes, sendo a primeira parte referente ao estudo da distribuição da pressão plantar durante a corrida em diferentes superfícies, e a segunda parte, ao estudo da influência da experiência na corrida nas cargas plantares.

Desta forma, os objetivos do presente estudo foram:

### *Parte 1*

- Investigar a influência de diferentes superfícies de corrida (asfalto, concreto, borracha e grama natural) na distribuição da pressão na superfície plantar em corredores adultos recreacionais.

### *Parte 2*

- Investigar se a experiência na prática desta habilidade motora, de até dois anos, de dois a cinco anos e superior a cinco anos, influencia nas cargas plantares durante o correr.

### **3. REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA**

Nesta revisão da literatura, serão descritos estudos que abordarão os seguintes tópicos: evolução da locomoção no ser humano, locomoção como meio de atividade física e estresse aos tecidos biológicos, biomecânica da corrida, lesões decorrentes de sua prática, caracterização dos pisos pesquisados e adaptação do aparelho locomotor à prática da corrida em diferentes pisos. As bases de dados PubMed, Lilacs, EMBASE, Google Scholar, Scielo, Portal CAPES foram consultadas, abrangendo o período de 1975 a 2008, utilizando-se as palavras-chaves: biomecânica, cinemática, cinética, corrida, superfícies, pressão plantar, força de reação do solo, lesões, movimento do tornozelo e seus correspondentes em inglês.

#### **3.1 A evolução da locomoção no ser humano**

A locomoção é o comportamento que mais dita a morfologia e fisiologia dos animais. Pressões evolucionárias para eficiência, velocidade, ajustes ou somente por um simples movimento seguro, determinam o desenvolvimento dos organismos (Dickinson et al., 2000)

Bramble e Lieberman (2004) afirmam que muitos estudos são realizados com a marcha, relacionando o andar à evolução humana como um grande fato de diferenciação entre o homem e os demais mamíferos, mas poucos estudos têm considerado a corrida como um modo de locomoção que influenciou na evolução.

No andar, existe a conservação de energia mecânica por meio de uma analogia com um sistema de pêndulos onde os membros inferiores efetuam uma constante troca de energia. Na primeira fase da marcha, quando um membro está em contato com o solo, a velocidade do corpo tanto à frente como para cima diminui, sendo a energia potencial

convertida em energia cinética gravitacional. Após terminar a fase de apoio, o processo oposto ocorre, com a aceleração do corpo à frente enquanto move-se para cima. Esta reciclagem de energia mecânica reduz o trabalho dos músculos por volta de 65% (Farley, 1998)

Lee e Farley (1998) e Bramble e Lieberman (2004) também descrevem o andar por meio de pêndulos, mais especificamente o pêndulo invertido, no qual o centro de massa passa sobre o membro estendido durante a fase de apoio, trocando eficientemente as energias potencial e cinética na transição entre cada fase da passada (Figura 1).

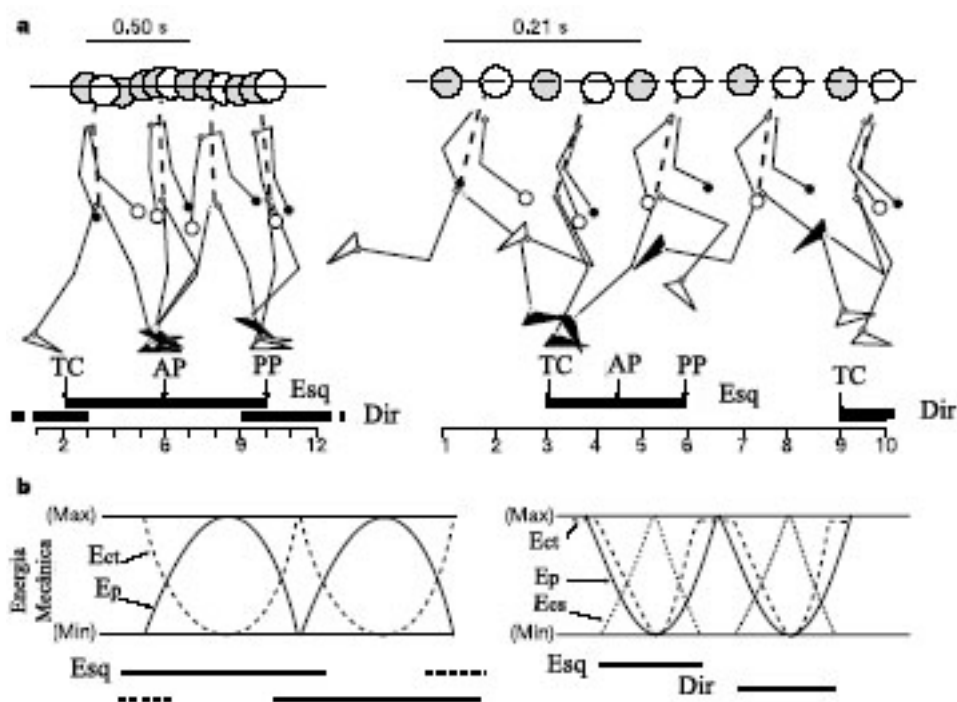


Figura 1 - Comparação biomecânica do andar e do correr. a. Cinemática do andar (esquerda) e do correr (direita). Durante o andar a cabeça e o centro de gravidade estão mais próximos na fase de propulsão e mais altos na fase de apoio, onde o membro inferior está relativamente estendido. Durante a corrida, a cabeça e o centro de gravidade estão mais altos durante a fase aérea e mais baixo na fase de apoio quando o joelho, quadril e tornozelo estão flexionados, o tronco está mais inclinado e o cotovelo mais flexionado. b. Contraste biomecânico entre a marcha humana, onde durante o andar o mecanismo de pêndulo invertido troca a energia cinética (Ect) à frente pela energia potencial gravitacional (Ep) entre o toque do calcanhar e a fase de apoio, e a troca é

inversa entre a fase de apoio e a propulsão. Durante a corrida, o mecanismo mass-spring causa  $E_p$  e  $E_{ct}$  estando em fase com ambas às energias declinando rapidamente para a mínima entre o toque do calcanhar e a fase de apoio. Os comprimentos dos tendões diminuem convertendo parcialmente em  $E_p$  e  $E_{ct}$  para energia elástica ( $E_{es}$ ) durante a primeira metade da fase de apoio, a qual é sequencialmente recuperada entre o apoio e a propulsão. (Adaptado de Bramble e Lieberman, 2004).

O que Bramble e Lieberman (2004) denominam como custo metabólico do transporte (COT) para a marcha humana é uma curva em “U”, na qual a velocidade ótima para o andar é por volta de 1,3m/s, e ocorre em função do comprimento dos membros inferiores. O homem faz a transição voluntária do andar para a corrida a uma velocidade de 2,3 a 2,5 m/s, o que corresponde à intersecção da curva do COT do andar humano com a corrida, mostradas na Figura 2, já que na corrida o ser humano (atleta de elite) consegue se manter mais econômico pois possui uma maior faixa na qual seu custo metabólico não aumenta significativamente com o aumento da velocidade .

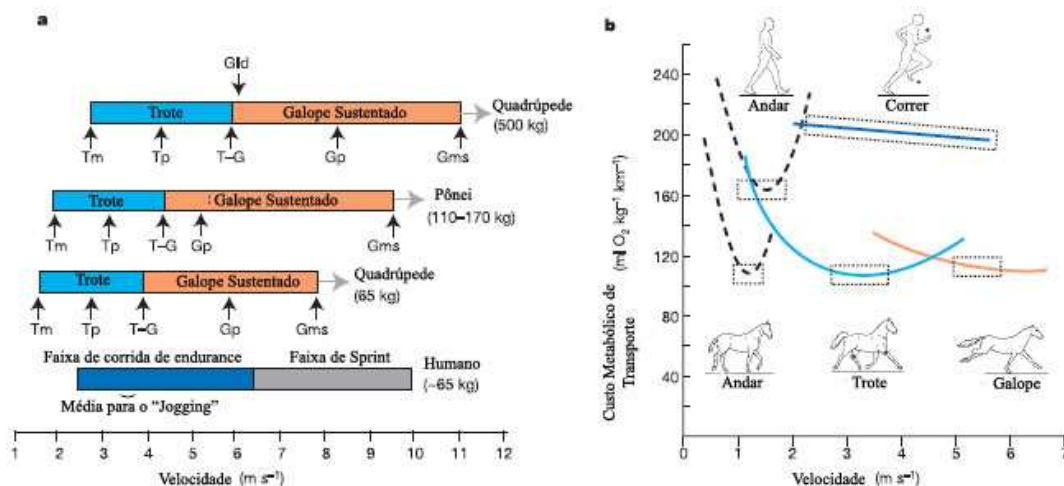


Figura 2 - Corrida de longa distância em humanos e quadrúpedes. a. Faixa de velocidade para a corrida de longa duração e velocidade para o ser humano e trote mínimo ( $T_m$ ), trote preferido ( $T_p$ ), transição trote-galope ( $T-G$ ), galope preferido ( $G_p$ ) e máximo galope sustentado ( $G_{ms}$ ) para pôneis, e para quadrúpedes compreendidos entre 65 e 500 kg. Também existe a indicação  $G_{ld}$  que é a velocidade ótima de galope para cavalos para longas distâncias. b. Comparação do custo metabólico de transporte (COT) em humanos e pôneis. Ambas as espécies têm uma curva em U para o COT no andar. O trote tem uma curva similar no cavalo, mas o COT humano é essencialmente reto em velocidades de corridas de longa duração. A

velocidade de preferência (assinaladas pelos retângulos de linhas intermitentes) corresponde a velocidades de maior eficiência energética em cavalos e no andar humano, mas a escolha da velocidade de longa duração não está restrita no ser humano (adaptado de Bramble e Lieberman, 2004).

Em velocidades maiores de corrida, torna-se menos custoso efetuar a corrida ao invés de andar. O que explica este fato é o mecanismo de *mass-spring* que efetua as trocas de energia cinética e potencial de forma diferente no correr e no andar (Figura 1b). Os tendões, fâscias musculares e ligamentos ricos em colágeno estocam energia elástica durante a fase inicial da locomoção, desacelerando o corpo no primeiro momento da fase de apoio, e na seqüência o sistema muscular aproveita desta energia estocada, em forma de energia elástica, na subseqüente fase de propulsão (Bramble e Lieberman, 2004). A utilização desta propriedade elástica promove um maior trabalho articular nos membros inferiores durante a corrida em relação ao andar na fase de apoio (Figura. 1a).

Algumas estruturas do corpo do ser humano evoluíram para favorecer a postura e a movimentação bípede. Algumas estruturas anatômicas sofreram adaptações com a evolução favorecendo corrida e outras o andar. Estas adaptações tiveram diversas funções como, por exemplo, melhorar a estabilização do tronco e/ou da cabeça, facilitar a termoregulação, reduzir o estresse mecânico, favorecer o comprimento da passada, o acúmulo de energia ou a absorção do impacto. A utilização do arco plantar longitudinal e suas propriedades elásticas retornam aproximadamente 17% da energia gerada durante a fase de apoio na locomoção. Em nossos antepassados o arco existia parcialmente, como indicado pelo alargamento da tuberosidade lateral do navicular (Bramble e Lieberman, 2004).

O quadro 1 descreve algumas adaptações anatômicas ao longo da evolução do homem que favoreceram a locomoção bípede.



Quadro 1 - Adaptações anatômicas e funções destas adaptações ocorridas na evolução do *Homo* que favoreceram a locomoção bípede. A terceira coluna indica qual dos dois tipos de locomoção foram mais favorecidos (adaptado de Bramble e Lieberman, 2004).

Adaptação Anatômica	Função	Vantagem na locomoção
Expansão da circulação venosa no neurocranium	Termoregulação	Corrida > caminhada
Maior estabilização da cabeça	Estabilização	Corrida
Expansão da área central da superfície lombar	Redução do estresse	Corrida > caminhada
Expansão da área de origem do m. Glúteo Máximo	Estabilização do tronco	Corrida
Membros inferiores mais longos	Tamanho da passada	Corrida e caminhada
Tendão de Aquiles mais longo	Estoque de energia e absorção de impacto	Corrida
Arco plantar (passivamente estabilizado)	Estoque de energia, absorção de impacto e potencialização da flexão plantar	Corrida

### 3.2 A locomoção como meio de atividade física e estresse aos tecidos biológicos

Dentre as diversas formas de locomoção do ser humano, o andar vem sendo cada vez menos utilizado em virtude do surgimento de diversos meios de transportes automotores como carros, ônibus, aviões e navios. Independente deste fato sempre existirá a necessidade do andar independente, para continuidade do deslocamento, só que desta vez como forma de se deslocar até outro meio de transporte. Estas outras formas de locomoção permitiram ao ser humano cobrir maiores distâncias.

O fato da diminuição da quantidade de locomoção necessária para sobrevivência fez com que o ser humano desenvolva-se doenças hipocinéticas, doenças estas que, muito provavelmente, não acometiam os nossos antepassados. Morrow et al. (2004) citam como doenças oriundas da inatividade física: doenças cardiovasculares, hipertensão arterial, diabetes, osteoporose, obesidade e alguns tipos de câncer.

A necessidade de uma vida mais saudável leva o indivíduo a intensificar sua prática de atividades físicas. Dentre as atividades físicas de mais fácil acesso e independência quanto à utilização de equipamentos, o andar e o correr são as modalidades mais utilizadas.

Morrow et al. (2004) demonstram que um estilo de vida ativo tem sido associado a uma melhor qualidade de vida e saúde especialmente nos EUA. O percentual da população fisicamente ativa dos EUA, a partir dos 18 anos, flutuou, desde 1997, entre 30 e 32%, sendo considerado fisicamente ativo, aquele indivíduo que realizava alguma atividade física moderada por 30 minutos, em 5 dias da semana, ou aquele que fazia atividades intensas, de pelo menos 20 minutos, por 3 vezes na semana.

Normalmente, a atividade mais requisitada para o início de um programa de atividade física é a caminhada (andar), por não necessitar de equipamento específico e por ser mais democrática. A corrida seria um momento *a posteriori* quando o indivíduo já apresenta adaptações metabólicas, musculares, respiratórias e cardiovasculares suficientes para realizá-la.

A corrida tem ganhado uma popularidade mundial (Feehery, 1986; Novacheck, 1998; Tillman et al., 2002) sendo uma modalidade primária para indivíduos de todas as idades, onde seu baixo custo, versatilidade, conveniência e benefícios relacionados à saúde atraem homens e mulheres gerando um ambiente cultural, étnico e economicamente liberal (Paluska, 2005).

Nesta última década, vem aumentando rapidamente o número de praticantes de corrida no Brasil, especialmente em São Paulo, principalmente daqueles que são considerados corredores recreacionais (sem o intuito competitivo). A comprovação deste fato vem da observação do número de sócios da Associação Corredores Paulistas Reunidos

(Corpore) e do número de participantes das provas organizadas por esta associação, como ilustrado pela figura 3 (Corpore, 2008).

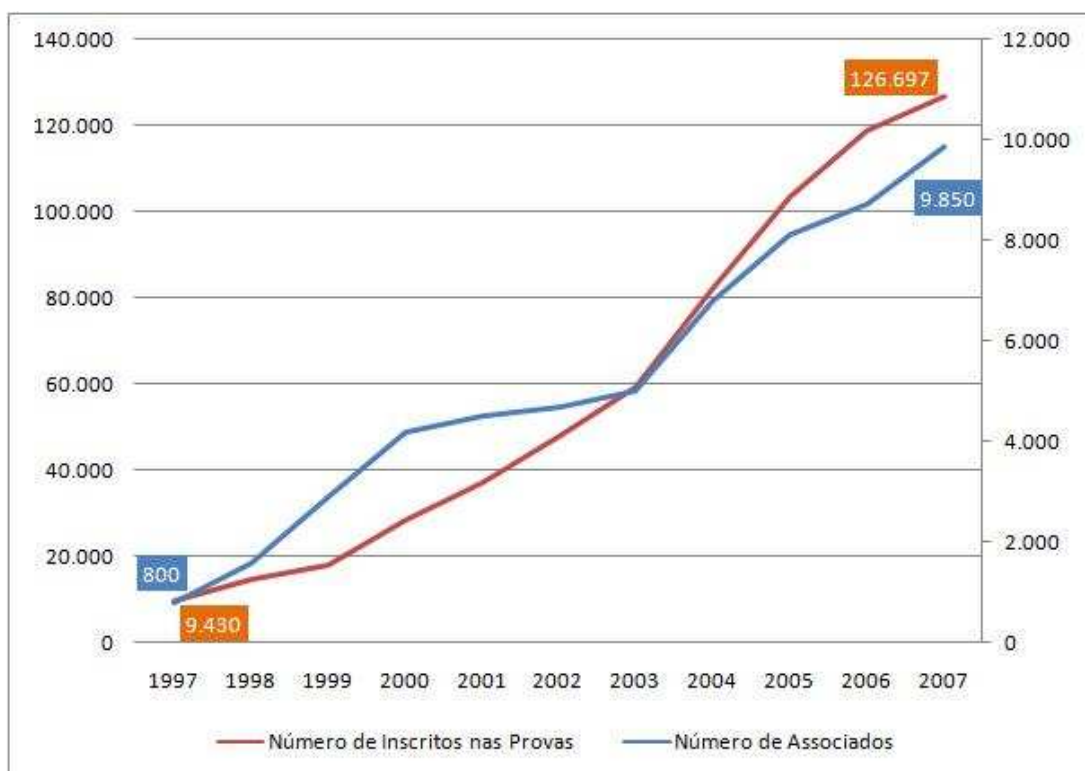


Figura 3 – Evolução do número de associados à CORPORE e do número de inscritos em provas de corrida organizadas por esta associação.

A Federação Paulista de Atletismo homologou 11 provas no Estado de São Paulo em 2001, já em 2005, este número aumentou para 174 provas, tendo também ultrapassado a marca de 400 mil inscritos neste último ano (Gerhardt, 2006).

A sua simplicidade de execução comparativa às outras modalidades, faz com que as pessoas não vejam necessidade em aprender a correr, praticando pelo que sente, vê, lê ou ouve a respeito.

Todo exercício é uma agente estressor para os tecidos biológicos, e a corrida não é diferente, os tecidos devem se adaptar ao nível do estresse a que são submetidos. Quando a

corrida é prescrita de forma que a sua frequência e/ou intensidade ultrapassem levemente o limiar dos tecidos estressados, provocam adaptações para que este tecido suporte maiores estímulos futuramente. Quando a prescrição ocorre de forma a exceder exageradamente este limite, há o favorecimento no surgimento de lesões (Hreljac, 2004).

Além do fator frequência de ocorrência do estímulo mecânico provindo da atividade física, outro fator que é bem peculiar e que pode provocar lesões durante a prática da caminhada e/ou corrida é a magnitude da força de impacto definida por Nigg (1986) como sendo a resultante da colisão de dois corpos por um período de tempo relativamente curto. Esta brevidade em sua ocorrência faz com que ela geralmente tenha uma importante magnitude. A existência de movimentos que geram uma força de impacto de mais de 10 vezes o peso corporal não é rara. Na corrida chega-se a até 5 vezes o peso corporal, dependendo da velocidade da corrida, em um período de tempo de 10 a 30 ms, tempo este insuficiente para até mesmo, mecanismos reflexos, serem ativados com o intuito de proteção. (Nigg, 1981 apud Hreljac, 2004)

Quando se corre em um piso plano em velocidades lentas ou moderadas, a grande maioria dos corredores o faz tocando a porção do calcanhar primeiramente ao solo, denominando-os como corredores de retropé, proporcionando a absorção do impacto pelo calcanhar no momento do toque no piso (Thordarson, 1997; Novacheck, 1998; Hreljac, 2004). Parte deste impacto é suportada, diretamente, pelas estruturas passivas: ossos e estruturas articulares, e nesse momento ocorre o pico de impacto ou pico passivo, quando as estruturas ativas (músculos, fâscias e tendões) não conseguem de forma eficiente absorver este impacto, gerado em função do curto tempo de ocorrência deste pico, tempo este insuficiente para gerar respostas reflexas musculares capazes de atenuar minimamente este estresse. Após este primeiro contato do calcanhar com o solo, ocorrerá a atenuação do impacto de

forma ativa, desacelerando o corpo contra o colapso com o solo. Nesta fase o centro de gravidade encontra-se mais baixo e o sistema locomotor busca transferir a maior parte da energia elástica acumulada com o alongamento de estruturas ativas ao deslocar o CG para baixo, para os músculos propulsores na locomoção, calçado esportivo e piso (McGinnis, 2002). A divisão desta energia entre estes três componentes proporciona uma maior segurança para as estruturas osteomioarticulares.

Essa transferência de energia, decorrente da fase de amortecimento, ocorre com o intuito de preservar a estrutura física do organismo. Uma transferência ineficiente poderá gerar cronicamente lesões. A utilização de calçado esportivo que não proporcione esta transferência de energia para o sistema músculo-esquelético (solado com grande rigidez), assim como um piso que também não facilite esta transferência, leva a um aumento na sobrecarga ao aparelho locomotor, especialmente para as estruturas passivas.

### **3.3 A Biomecânica da corrida**

#### **3.3.1. Cinemática**

A cinemática é definida como a descrição dos movimentos articulares ou dos segmentos corporais que ocorrem independente das forças que causam o movimento (Thordarson, 1997). Os parâmetros cinemáticos propostos para a análise da corrida podem ser temporais, deslocamento linear e angular, assim como, de velocidade linear e angular (Karamanidis et al., 2003).

O início do ciclo da marcha na corrida se dá pelo toque do retropé no solo, onde se inicia a fase de apoio. Esta fase pode ser dividida em duas fases funcionais, a fase de

absorção ou fase excêntrica da corrida e a segunda metade é referente à fase de propulsão, ou fase concêntrica. No momento do toque do calcanhar já existe o movimento de pronação do pé (DeLeo et al., 2004). A pronação da articulação subtalar consiste nos movimentos de eversão, abdução e dorsiflexão do calcâneo em relação ao talus (Hintermann e Nigg, 1998) . A ocorrência da pronação é um primeiro mecanismo para melhorar a atenuação do impacto decorrente da acomodação do pé a qualquer superfície.

Mas existe a possibilidade de efetuar o toque do pé no solo com outras regiões do pé. Apesar de 80% dos corredores serem classificados como corredores de retropé, ou seja, tocarem no solo com a região do calcanhar, também existe a possibilidade de ocorrer este momento com o médio-pé, caracterizando-o como um corredor de médio-pé, e ainda existe uma terceira e remota possibilidade do corredor de antepé tocar no solo primeiramente com a região anterior do pé (Thordarson, 1997; Novacheck, 1998; Williams et al., 2001)

As articulações dos membros inferiores têm a função de auxiliar na absorção da onda de energia mecânica proveniente do contato do pé com o solo, destacando os músculos que as envolvem como principais atenuadores da força de impacto (Mercer et al., 2003). O corpo abaixa o centro de gravidade (em relação ao andar) com o aumento da velocidade, através do aumento da flexão do quadril e joelhos e pelo aumento da flexão da articulação do tornozelo. Os joelhos e quadris efetuam esta flexão na fase de absorção do apoio durante a corrida (Thordarson, 1997).

As forças de impacto durante a corrida são determinadas, principalmente, pela geometria de colocação do pé no solo e seus reflexos no membro inferior (articulações do joelho e quadril), pela velocidade do pé no contato inicial e pelas propriedades dos materiais dos pisos de contato: calçado esportivo, piso e coxim adiposo (Nigg, 1986; Gerritsen et al., 1995)

Entre o correr e o andar, existem diferenças na geometria de colocação do calcanhar no solo e, portanto de atenuação de choques. Para uma mesma velocidade (2,5m/s), o ângulo de colocação do pé no andar é de 30,4° e no correr de 19,2° (Lee e Farley, 1998). Este maior ângulo durante o andar expõe as articulações tibiotalar e taluscalcanea a um stress maior em função da maior necessidade de ação muscular e articular durante a mais longa fase de apoio, diferentemente da corrida.

Ainda sobre a geometria de colocação do pé no solo durante o correr, os movimentos de pronação e supinação do retropé também são bastante discutidos na literatura, pois há uma forte relação destes movimentos com algumas lesões em corredores (Stergiou e Bates, 1997; Hintermann e Nigg, 1998; McClay e Manal, 1998a; McClay e Manal, 1998b; Duffey et al., 2000; Stacoff et al., 2001; Williams, 2004; Tartaruga et al., 2005). A existência de calçados que limitam a pronação excessiva também é estudada através da cinemática, principalmente para verificar a sua eficiência mesmo em situação de fadiga do corredor. (Cheung e Ng, 2007)

Hintermann e Nigg (1998) e Stergiou et al (1997; 1999; 2003) sugerem, através de dados cinemáticos, que durante a corrida existe uma coordenação da articulação subtalar, através de seus movimentos de prono-supinação, e do joelho, com sua flexão e extensão, por meio da rotação da tibia, sendo este um outro momento atenuador do impacto das forças de reação do solo. Da mesma forma, outros estudos também verificaram o papel da rotação da tibia na fase de contato do retropé com o solo nas condições calçado e descalço verificando que, entre as situações, este movimento da tibia não foi diferente (Eslami et al., 2007).

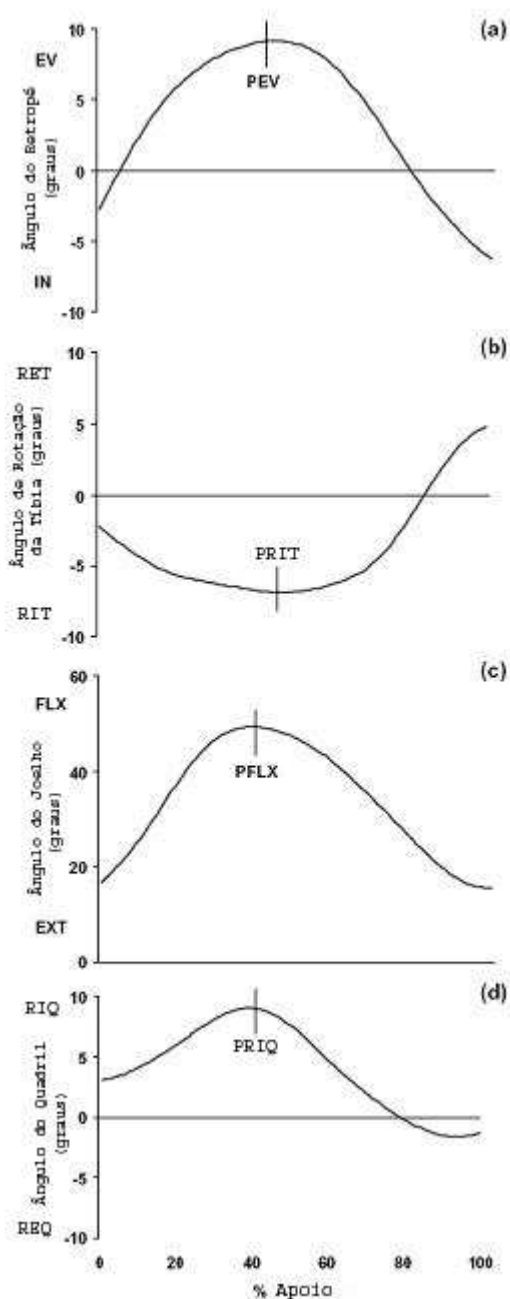


Figura 4 - Ângulos das articulações dos membros inferiores durante uma fase de apoio completa durante a corrida, demonstrando a amplitude angular: (a) eversão (EV) e inversão do retropé (IV), PEV - Pico de eversão do retropé; (b) Rotação interna da tíbia (RIT), Rotação externa da tíbia (RET), PRIT – Pico da rotação interna da Tíbia; (c) Flexão do joelho (FLX), extensão do joelho (EXT), PFLX – Pico de flexão do joelho; (d) rotação interna do quadril (RIQ) e rotação externa do Quadril (REQ), PRIQ – Pico da rotação interna do quadril. (adaptado de De Leo, 2004)



Dierks et al (2007) ao analisar corredores saudáveis chegou à conclusão que pelo método de estudo dos tempos de movimentos (joint timing) das articulações, uma pequena e relativa diferença foi encontrada entre a eversão do pé e a rotação medial da tibia, entre esta e a flexão de joelho e entre a eversão do pé e a flexão de joelho indicando, assim, uma sincronização entre estas relações.

A sincronização entre as articulações do pé, tornozelo e tibia podem ser melhor observada com os dados de De Leo (2004) (figura 4), onde o pico de eversão do pé ocorreu entre 39 e 54 % da fase de apoio, e o pico de flexão do joelho entre os 36 e 45%. Desta maneira, a função atenuadora oriunda desta sincronização fica evidente, pois se não houvesse esta interposição dos percentuais, isto indicaria a assincronia. E para cada dois graus de eversão do pé, corredores sem lesão efetuam a rotação medial do joelho primeiro (Dierks e Davis, 2007).

O comprimento da passada e a frequência dos passos são os variáveis frequentemente analisadas em uma avaliação cinemática da corrida (Mercer et al., 2002; Williams, 2004). Estes autores afirmam que a atenuação do choque ao contato do calcanhar é mais evidente quando se aumenta o comprimento da passada concorrentemente com a diminuição da frequência dos passos.

### **3.3.2. Cinética**

Para medir as forças externas sobre a qual o pé de apoio é submetido utiliza-se a avaliação cinética. As maiores cargas nos membros inferiores nesta fase são identificadas principalmente por meio da análise das forças de reação do solo, assim como através da pressão plantar. Estes meios permitem a análise de como o membro em contato com o solo

recebe as cargas externas e como as forças geradas pelos músculos promovem a sequência da propulsão após o recebimento da carga.

Nigg (1986) afirma que os padrões de corrida de retropé apresentam dois picos verticais na FRS, sendo o primeiro denominado como pico de impacto, onde a atividade muscular não consegue atuar como atenuador da magnitude em função do pouco tempo para estar sendo ativada, e o segundo, pico ativo, já influenciado pela atividade muscular durante o apoio. Fatores como tipo de calçado, a velocidade de deslocamento, o tipo de piso e a forma de corrida podem mudar a apresentação do primeiro pico (Williams, 2004).

O comportamento da força de reação do solo vertical em corredoras é apresentado por Gerlach et al (2005) onde em corridas com velocidades entre 2,7 e 4,5 m/s, observou-se picos de impacto de 1,96 o peso corporal (PC), taxa de carga do impacto de 128,3 PC/s e pico ativo de 2,46 PC. Para homens, atletas de elite, foi encontrado por Kyrolainen et al. (2005) valores da ordem de 2,5 PC para o pico de impacto.

As forças ântero-posteriores mostram um momento de desaceleração durante a primeira metade da fase de apoio, quando ocorre a diminuição da velocidade. Após esta fase de desaceleração, inicia-se a fase de propulsão e a velocidade volta a aumentar novamente. Esta diferença de velocidade, de cerca de 5%, entre a frenagem pelo retropé e a propulsão pelo antepé, reflete a propulsão extra necessária para sobrepor a resistência do ar durante a fase de vôo (Williams, 2004).

Analisando as forças a que as articulações são submetidas durante a corrida Giddings et al (2000) apresentaram, por meio de um modelo de elemento finitos, que a força total de contato na articulação talocrural chega a valores de 11 vezes o peso corporal e na articulação calcâneo-cubóide esta força chega a 7,9 vezes durante a corrida. Os autores

afirmam ainda que as máximas cargas são obtidas aos 60% da fase de apoio para as velocidades que eles analisaram, por volta de 3.7m/s.

O aparelho locomotor saudável desenvolve estratégias de atenuação das forças de impacto para que estas não cheguem às articulações superiores com a mesma magnitude. Feehery (1986) discute que o aparelho locomotor atenua as forças de impacto produzidas durante a corrida em até 90% da tíbia até a cabeça em 10 milissegundos. Estes autores atribuem isso ao papel dos tecidos visco elásticos do retropé.

Hreljac (2000) compara, através dos dados cinéticos e cinemáticos, corredores que nunca tinham tido lesão até o momento da pesquisa e corredores que haviam tido lesão no último ano. Os corredores sem lesões apresentaram menores pico de força de impacto. Já no grupo de corredores que já tinha apresentado alguma lesão, houve uma maior taxa de pronação do retropé e maior ângulo de supinação no toque do calcanhar com o solo. Desta forma, os autores sugerem que corredores que produzem relativamente menores níveis da força de impacto e moderadas taxas de pronação tem menores riscos de ocorrência de lesões por over use.

As pressões plantares exercidas pelo contato do retropé com o solo durante uma corrida a 4 m/s variam da ordem de 300 kPa no calcanhar a 415 kPa no antepé medial, chegando a 348 kPa no Hálux com o sujeito calçando chuteiras de futebol (Eils et al., 2004). Dados semelhantes também foram encontrados por Weist et al (2004).

Algumas pesquisas relacionam a análise cinética e/ou cinemática da marcha com a análise metabólica. A complexidade dos movimentos do andar e do correr podem ser mais bem entendidos se o parâmetro metabólico estiver envolvido. O andar é uma atividade de baixo gasto energético, estando por volta de 50% acima do gasto metabólico em repouso. A corrida, pelo contrário, pode ter uma alta demanda de energia, podendo ser mantida sem a

diminuição da velocidade por um longo tempo ou por um curto tempo quando se corre a altas velocidades. Enquanto a energia gasta no andar muda com a velocidade, no correr, a energia gasta pela mesma distância, embora sendo maior no total, é independente da velocidade (Saibene e Minetti, 2003) (figura 5).

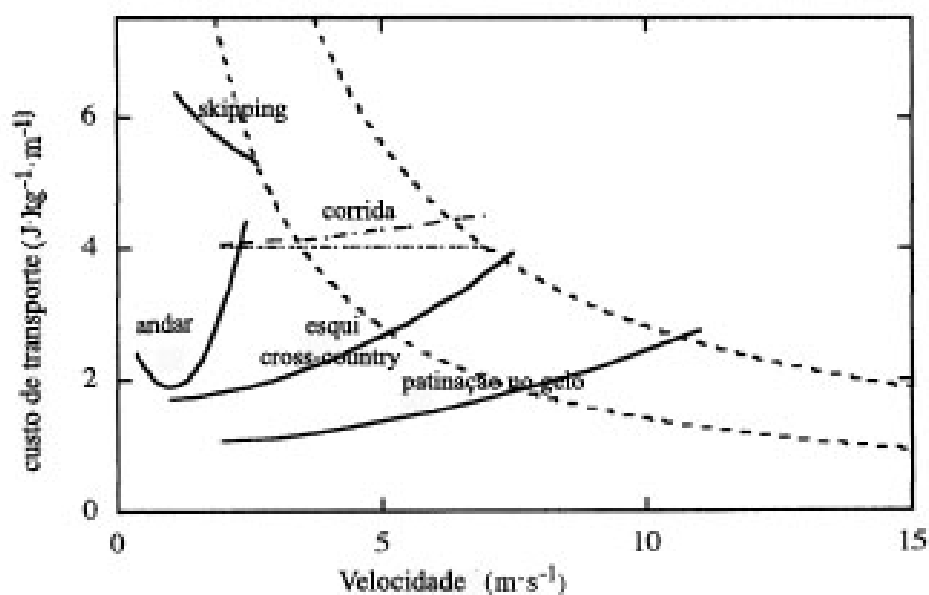


Figura 5 - Custo do transporte em função de diferentes velocidades de locomoção humana para o Andar, Correr, Esqui Cross Country, Patinação no Gelo e o Skipping (seguidas elevações de joelhos deslocando-se para frente). As curvas de traçado intermitente representam o limite para a potência iso-metabólica para um sujeito saudável normal ( $14 W \cdot kg^{-1}$ , curva inferior) e em um atleta ( $28 W \cdot kg^{-1}$ , curva superior). (Adaptado de Saibene e Minetti, 2003)

A locomoção do ser humano está dependente do mecanismo de alongamento e encurtamento de todo o sistema musculoesquelético. A sua não utilização faria com que esta tarefa, aparentemente simples, gerasse um custo energético extremamente alto e sua utilização faz com que o organismo economize cerca de 65% de energia (Farley, 1998). Tendões, fâscias e ligamentos servem como excelentes armazenadores de energia elástica

durante a corrida reduzindo o trabalho muscular requisitado para esta ação e diminuindo o custo metabólico (Cavagna et al., 1977).

#### **3.4. Lesões decorrentes da prática da corrida**

O aumento no número de participantes torna a existência de lesões inevitável (Jaworski, 2005). Em conjunto com o aumento no número de praticantes houve um aumento na incidência de lesões nos membros inferiores (Macera, 1992; van Gent et al., 2007). De acordo com artigos recentes (Fredericson e Misra, 2007; van Gent et al., 2007; Van Middelkoop et al., 2008), a incidência de lesões está acima dos 90% em corredores recreacionais, ou seja, quase poucos são os corredores que ainda não sofreram alguma lesão durante sua prática.

Diferentes fatores de risco extrínsecos e intrínsecos estão envolvidos com a etiologia destas lesões. Fatores extrínsecos estão relacionados com as variáveis do ambiente, tais como equipamento, o volume do treinamento que engloba a distância percorrida pelo indivíduo, a intensidade ou a velocidade da corrida utilizada para percorrer determinada distância, a superfície de treinamento e o tênis utilizado (Macera, 1992; Lees e Bouracier, 1994; Johnston et al., 2003; Fredericson e Misra, 2007; van Gent et al., 2007). Já os fatores intrínsecos estão relacionados com características biológicas e psicossociais individuais, tais como força, flexibilidade, alinhamento e formação dos membros inferiores (Johnston et al., 2003), lesões prévias e experiência na prática da corrida.

Alguns fatores de risco atrelados ao surgimento de lesões foram levantados por Satterthwaite et al. (1999) através de entrevista e questionários respondidos pelo próprios

corredores antes e após uma prova de maratona. Os autores mostraram que a primeira participação em maratonas, participação em outras modalidades esportivas, estar doente duas semanas antes da maratona, uso contínuo de medicação, ingerir bebida alcoólica uma ou mais vezes ao mês, parecem estar associados com o aumento do risco de problemas citados pelos próprios corredores.

Outro fator de risco discutido por Taunton et al. (2002), em um extenso estudo com 2002 corredores, é a idade. Estes autores descrevem que ter menos de 34 anos é um fator de risco para o desenvolvimento de síndrome patelofemural em mulheres e síndrome do trato iliotibial, tendinite patelar e síndrome do stress tibial, nos homens.

No mesmo estudo descrito anteriormente, os autores (Taunton et al., 2002) mostraram que algumas lesões são mais recorrentes em determinado sexo. As lesões que mais acometem os corredores são: osteoartrite no joelho, lesões nos gastrocnêmios e no menisco. Já nas mulheres, as mais frequentes são: lesões sacrílicas, lesões no glúteo médio, e as síndromes do trato iliotibial e patelofemural. Independente do sexo, as lesões que mais ocorreram em termos absolutos foram: as síndromes patelofemural, do trato iliotibial e do stress tibial, além da fascite plantar e das lesões meniscais. Um dado interessante para estas lesões é que o joelho varo foi a variável de alinhamento dos membros inferiores mais frequente em todas elas.

Na revisão feita por Hreljac (2004), destaca-se algumas lesões por *overuse* próprias da corrida como fraturas de estresse, as periostites túbias (*shin-splits*), condromalácia patelar, fascite plantar, e tendinite do tendão do calcâneo.

Para completarem suas provas, maratonistas tem uma necessidade de cumprir um volume elevado de treinamento. Fredericson e Misra (2007) afirmam que um dos fatores que aumenta consideravelmente o risco de lesões é ultrapassar o limite de 64 quilômetros por

semana, especialmente em maratonistas menos experientes, além disso, o joelho é apresentado como a articulação mais acometida por lesões. Almeida et al. (1999) também destacam que um alto volume de treinamento físico pode ser um fator etiológico de lesões do aparelho locomotor.

Além disso, o tempo de prática é considerado como um fator de proteção já que corredores que praticam a corrida há mais tempo tem uma menor incidência de lesões. Taunton (2003) também apresentou em seus resultados que os corredores mais experientes foram os menos afetados pelas lesões. Os tênis e as superfícies utilizadas para as práticas esportivas, segundo Brüggemann (2007), são variáveis que influenciam as forças de impacto. A superfície de treinamento tem uma considerável contribuição para o desenvolvimento, por exemplo, das fraturas por stress (Devas e Stweeman, 1956 apud Bennell et al., 1999). Jacobs e Berson (1986) obtiveram em seus estudos uma correlação positiva entre a ocorrência de lesões e o piso utilizado.

Ao compararem o concreto com a madeira através de uma simulação em computador, Fritz e Peikenkamp (2003) demonstraram que a superfície mais rígida (concreto) aumentou a taxa da força, e, portanto, eles sugerem que o aumento do risco de lesão nas cartilagens articulares advém deste fato.

As superfícies mais rígidas utilizadas pelos corredores foram associadas ao surgimento das síndromes patelofemural e do trato iliotibial (Clement et al, 1981 apud Johnston et al., 2003). Ainda na década de 80, dois trabalhos (Radin et al, 1982 apud Milburn e Barry, 1998) (Voloshin e Wosk, 1982 apud Milburn e Barry, 1998) fizeram a relação entre a falta de atenuação da força de impacto no piso de concreto, a degeneração da cartilagem articular e o desenvolvimento de osteoartrite em ovelhas e o desenvolvimento de dores lombares em seres humanos.

Girard et al (2007) afirmam que, no tênis, a maioria das lesões nos membros inferiores são similares às observadas em corredores e este fato pode ser atribuído à rigidez do piso. No estudo comparativo entre grama e saibro, os autores observaram que o saibro atenua significativamente as cargas em relação à grama porque este permite um maior deslizamento nas mudanças de direções dos deslocamentos efetuados em sua prática. Da mesma forma que na corrida, o efeito cumulativo de cada deslocamento associado a esta diferença de carga no pé, em função dos pisos, identifica um potencial mecanismo de ocorrência de lesões neste publico.

Ao introduzir muito bruscamente novas superfícies no programa de treinamentos, ocorrem frequentemente mais lesões, de acordo com observações clínicas de Johnston et al (2003).

Em um estudo de acompanhamento de maratonistas durante 4 meses, Van Middlekoop et al. (2007) verificaram em 165 corredores que terminaram a maratona e se lesionaram antes ou durante a maratona, cerca de 96% sempre treinava em superfícies rígidas, somente 9,7% treinavam no piso de borracha e somente 1,8% treinavam no pedrisco. Além destes pisos, genericamente somente 18% treinavam em pisos não rígidos. Estes dados demonstram a forte relação de treinamento em superfícies rígidas e a ocorrência de lesões. Em suas conclusões eles categorizam as superfícies rígidas como sendo pisos desapropriados, onde estas tinham relações fortes com as persistentes lesões nos joelhos.

Nigg (2001) afirma contrariamente aos outros autores na literatura que não se pode concluir que as forças de impacto são fatores predisponentes no desenvolvimento de lesões crônicas ou agudas relacionadas à corrida. Ele propõe um novo paradigma para as forças de impacto, onde estas são sinais de entrada que geram aumento da atividade muscular proporcional ao impacto predito, um pouco antes do próximo contato com o solo, de forma a



minimizar a vibração do tecido mole e/ou a redução da sobrecarga sobre os tendões e articulações. Este novo paradigma para o controle do movimento propõe que as forças agem no pé durante a fase de apoio, servindo como um sinal positivo, produzindo uma reação muscular e somente desta forma existiria controle motor na corrida.

No último simpósio sobre biomecânica do calçado promovido pela International Society of Biomechanics (em 2007) Brüggemann criticou os conceitos utilizados na fabricação do calçado esportivo, dos últimos 30 anos, baseados no controle de movimento promovido por estruturas mais rígidas ou mais elevadas, na região do médio-pé, ao comparar a manutenção da incidência de lesões no joelho e na tibia em dois estudos realizados em um intervalo de 10 anos com o mesmo grupo. Desta maneira, ele conclui que um apropriado conceito para o tênis esportivo nos dias atuais é ele ser capaz de afetar a atividade muscular e o potencial da força muscular ao invés do suporte mecânico.

Havendo o entendimento de como o piso pode influenciar as sobrecargas a que o corredor é submetido, este será um fator que terá forte influência na concepção do calçado, na tentativa de este ser a proteção necessária para diminuir a incidência de lesões.

### **3.5. Características mecânicas dos pisos**

Primeiramente para se poder caracterizar mecanicamente os pisos, existe a necessidade de algumas considerações sobre como classificá-los.

Um dos pisos, que neste estudo será denominado de Asfalto, na verdade, Senço (1997) o considera como sendo uma parte do que ele classifica como pavimento, definindo-o como estrutura construída sobre a terraplenagem e destinada, técnica e economicamente a: resistir a esforços verticais oriundos do tráfego e distribuí-los; melhorar as condições de

rolamento quanto ao conforto e segurança; resistir aos esforços horizontais (desgaste), tornando mais durável a superfície de rolamento. Já o DNER (1996) define pavimento como uma super estrutura, constituído por um sistema de camadas de espessuras finitas, assentadas sobre um espaço considerado teoricamente infinito – a estrutura ou terreno de fundação, a qual é designada de subleito.

Estes pavimentos ainda podem ser classificados como flexíveis ou rígidos segundo o órgão do governo federal (DNER, 1996), onde é considerado flexível quando a composição do revestimento é do tipo betuminosa cujo dimensionamento de todo o pavimento é determinado pela resistência do subleito. E em sua composição têm-se 5 camadas: revestimento, base, sub-base, reforço do subleito e leito. O pavimento será considerado rígido quando sua formação ocorrer por camadas que trabalham sensíveis à tração, tendo em sua composição as placas de concreto de cimento (que fazem o papel de revestimento e base), sub-base.

O piso de concreto, os calçamentos, tem as características de um pavimento rígido, ou seja, uma ou mais placas que são sensíveis à tração, estando menos sujeitas às influências de pressão e tração.

O que nós chamamos de asfalto, que na verdade é somente o revestimento do pavimento, é do tipo flexível e como tal, tem uma maior capacidade de deformação, principalmente em função de sua construção com diversas camadas sob o revestimento, gerando maior dissipação de energia, e em função de sua composição que inclui materiais que tem propriedades de ceder até certo ponto antes de se romper.

A grama é um piso orgânico que tem em sua composição a terra na qual está plantada, as raízes sob a terra, e as folhas que fornecem o aspecto verde à sua aparência. Em virtude das folhas, sua capacidade de deformação é grande já que ao sofrer a

compressão ocorre a acomodação abaixo do piso que realizou a compressão. Por estar em piso de terra este está sujeito a apresentar irregularidades quanto a sua superfície com a existência de buracos que podem estar encobertos pelas folhas, ou de pequenos morros.

O piso esportivo, genericamente denominado de Tartan, é o piso cuja composição é predominantemente a borracha. Não existindo deformações aparentes que atrapalhem na locomoção.

### **3.5.1. Asfalto**

Asfalto é a cobertura do pavimento destinado à rodagem de veículos, cuja composição é uma mistura de agregados e derivados dos compostos de óleos do Xisto Betuminoso, adicionados pó-de-pedra, brita, água e emulsão asfáltica (Senço, 1997). A camada construída para resistir e distribuir os esforços resultantes das cargas de tráfego, que são predominantemente de direção vertical, recebe o nome de base do pavimento. A camada superficial e que tem o contato direto com os pneumáticos, construída então para resistir aos esforços horizontais, recebe o nome de revestimento ou capa. Estes esforços horizontais provocam o desgaste da superfície, razão porque periodicamente, o revestimento deve ser superposto por nova camada – ação denominada de recapeamento - reforçado ou mesmo substituído.

Existe uma medida para comparar tipos de pisos asfálticos denominada de módulo de resiliência, definido como uma medida da rigidez do material frente a aplicação de cargas. Está relacionada com a resposta elástica que um material apresenta quando solicitado (2004). O módulo de resiliência de misturas betuminosas determinado em laboratório é a relação entre a tensão aplicada repetidamente no plano diametral vertical de uma amostra

cilíndrica de uma mistura betuminosa, e a correspondente deformação específica recuperável que ocorre no plano diametral horizontal, a uma dada temperatura (Nascimento, 2004).

### **3.5.2. Concreto**

O Concreto é constituído por uma mistura de água, cimento e agregados inertes, em partículas de diversos tamanhos. A água e o cimento, quando recém misturados, formam uma pasta que com o tempo se endurece adquirindo resistência mecânica e aderindo as partículas do agregado (Giammusso, 1992). Andriolo (1993) define o concreto como sendo uma mistura de vários materiais que apresentam a característica de modelação, durante certo período de tempo, ocorrendo com o passar de algumas horas o endurecimento, adquirindo propriedades mecânicas que permitem seu uso em larga escala como material de construção. Ainda cita que sua composição é de um material aglutinante e água, que são responsáveis pelo seu endurecimento e por uma série de partículas relativamente inertes, denominados "agregados". Forma-se assim um material monolítico com características de pedra. Considerando-se esta estrutura, a resistência do concreto depende basicamente de três fatores (Giammusso, 1992): resistência do agregado; resistência da pasta (coesão); resistência da ligação pasta-agregado (aderência).

Quando projetado e executado de acordo com os princípios da tecnologia, o concreto apresenta, além de resistência, as vantagens do baixo custo, facilidade de execução - pois utiliza materiais locais - durabilidade e economia.

As características deste tipo de material são, segundo Giammusso (1992):

- Resistência: depende do tipo do cimento e da relação água-cimento, onde quanto maior a relação entre água e cimento em massa, menor a porosidade da pasta formada, e,

portanto maior a sua resistência. O concreto terá a sua máxima resistência somente após 28 dias. Outros fatores interferem na resistência final como: temperatura, relação agregado-cimento, tamanho máximo do agregado, simultaneidade de diversos desses fatores.

- Módulo de deformação: antes era denominado de módulo de elasticidade e é definido pela relação entre tensão e deformação relativa.
- Retração: redução das dimensões do concreto através da perda capilar – que nada mais é que a relação hidráulica - ou por secagem e redução de volume dos produtos de hidratação, denominado também como retração autógena.

Na relação de algumas variáveis que caracterizam mecanicamente e compõem esta superfície, Andriolo (1993) mostra que na relação entre compressão e idade do concreto, quanto mais velho, mais resistência ele terá. Além disso, na relação resistência à compressão e fator água-cimento, quanto maior o fator da relação água-cimento, maior a resistência à compressão, sendo a relação água-cimento utilizada como um indicador de qualidade potencial do concreto.

O módulo de (elasticidade) deformação é definido como a variação de tensão em relação à deformação observada, e pode ser calculada pela razão entre a tensão e a deformação específica. O concreto não é um material tipicamente elástico.

Devido a essa falta de proporcionalidade entre tensões e deformações, o módulo de deformação não é constante para qualquer intervalo de carga. Esse comportamento é ainda influenciado pela velocidade com que a tensão é aplicada, ou seja, carregamentos mais rápidos resultam em relação tensão / deformação mais próxima do material elástico, e carregamentos com incrementos mais lentos de cargas resultam em um comportamento do

concreto mais próximo de material eletro plástico. Dentro dos limites de trabalho, entretanto, e para solicitações rápidas, pode-se admitir um comportamento elástico.

Na corrida nesta superfície, especula-se que a manifestação ou não do componente elástico no concreto pode sofrer a influência do *stiffness* dos membros inferiores durante a prática, em virtude de sua maior utilização em pisos mais rígidos. O *stiffness* dos membros inferiores é inversamente proporcional ao *stiffness* do piso.

### **3.5.3. Grama Natural**

A grama é dos pisos abordados o único dependente de um ser vivo. As suas folhas são o piso no qual o pé se apóia durante a corrida, onde o espaçamento entre as folhas (densidade) será um dos fatores que irão auxiliar no amortecimento. Quanto maior a densidade das folhas maior a possibilidade de amortecimento. Segundo Bartholomeu (2005), a grama macia e curta é uma das melhores superfícies para a corrida, pois absorve mais o impacto ao solo. Um ponto não tão desejável à performance do corredor é por não ser tão rígida, não favorece o bom aproveitamento do ciclo de alongamento-encurtamento da musculatura, fazendo com que os músculos tenham um regime de trabalho maior já que o aproveitamento da energia elástica não será tão eficiente quanto em pisos mais rígidas.

Outro componente deste piso é a terra na qual a grama está plantada que também tem uma maior capacidade de absorção de impacto comparada ao asfalto e ao concreto.

Por ser uma planta está sujeita à ação do tempo e a seu ciclo com relação às estações do ano, onde, por exemplo, no inverno tende a ficar mais seca diminuindo assim sua capacidade de amortecimento. Além disso, quando molhada, favorece à possibilidade de quedas pela diminuição consistente do atrito. Ainda existe uma grande possibilidade do

terreno no qual esteja plantada não ser totalmente nivelado o que também favorece as lesões, principalmente aos entorses de tornozelo.

#### **3.5.4. *Piso Esportivo das pistas de atletismo***

Piso sintético em sistema "sanduíche", composto de dois (duas) camadas distintas, sendo a primeira camada em manta pré-fabricada de grânulos de borracha SBR (atualmente reciclada de pneus) aglutinados com poliuretano MDI, submetidas a 40 toneladas de pressão para atingir a densidade de 760 kg/m<sup>2</sup> e laminadas com espessura constante de 16 a 10 mm conforme solicitação do construtor da pista, largura de 1,25 m. e rolos de comprimentos até 40 metros lineares. Esta manta pré-fabricada de borracha é colada a uma sub-base de concreto alisado com acabadora helicoidal ou de asfalto tipo CBUQ (concreto betuminoso usinado a quente) com adesivo de poliuretano bicomponente à prova d'água. A segunda camada do piso sintético é moldada "in loco" (no local), sem juntas ou emendas, composta de uma demão de selante de poliuretano bicomponente e uma camada de resina autonivelante de poliuretano bicomponente na cor vermelha "semeada" com grânulos de borracha especial de EPDM (terpolímero de etileno-propileno-dieno com diâmetro 1 a 3.5 mm). Esta forma proporciona um piso final acabado, sem juntas ou emendas, com textura granular e anti-derrapante, resistente às intempéries e ao uso de sapatilhas com cravos. (Veiga, 2005)

O Brasil possui grande parque de reciclagem de pneus para produção de grânulos, mas infelizmente não possui tecnologia própria para aglomerar estes grânulos de borracha e laminá-los para produzir mantas para pisos e outras aplicações. Por isso, importa-se este tipo de produto da Alemanha, detentora de tal tecnologia. Os pisos "TARTAN" (3M) tinham tecnologia semelhante mas a manta de base da pista era moldada manualmente no local da

obra e tinha espessuras muito variadas o que era considerado um grande defeito. As pistas REGUPOL resolveram este problema partindo de uma manta pré-fabricada de borracha (feita em fábrica) com absoluta precisão e variações máximas não maiores que 0,01 mm (Veiga, 2005)

Uma figura de linguagem, a metonímia, até bem pouco tempo imperava no ramo esportivo quando o assunto era pistas de Atletismo. O nome do piso Tartan, na verdade, é a marca de uma empresa que iniciou o processo de produção e comercialização deste tipo de piso.

### **3.6. Adaptação do aparelho locomotor à prática da corrida em diferentes pisos**

A locomoção por diversos pisos é um recurso que o homem usa ampliando seu repertório motor na busca de uma maior adaptabilidade a diferentes formas de locomoção e ambientes. Bartholomeu (2005) destaca que realmente é uma vantagem a corrida poder ser praticada em qualquer piso, mas não se pode deixar de considerar como cada uma delas influencia a sua prática protegendo ou não o aparelho locomotor.

McMahon e Greene (1979) observaram que alguns tipos de piso podem aumentar a performance dos corredores em função da diminuição do tempo de contato com o solo, diminuição do pico do impacto, e o aumento do comprimento da passada. A pista construída e testada por estes autores promoveu um aumento de performance na ordem de 2% e diminuiu as lesões cronicamente em 50%.

Existem algumas evidências de que o piso mais rígido pode aumentar a probabilidade de ocorrência de lesões (Bartholomeu, 2005). Mas também a situação inversa



é verdadeira, onde em pisos muito macios, já que a propulsão é dificultada, há uma maior necessidade de geração de uma força muscular, levando precocemente estes músculos à fadiga (Beretta apud Bartholomeu, 2005).

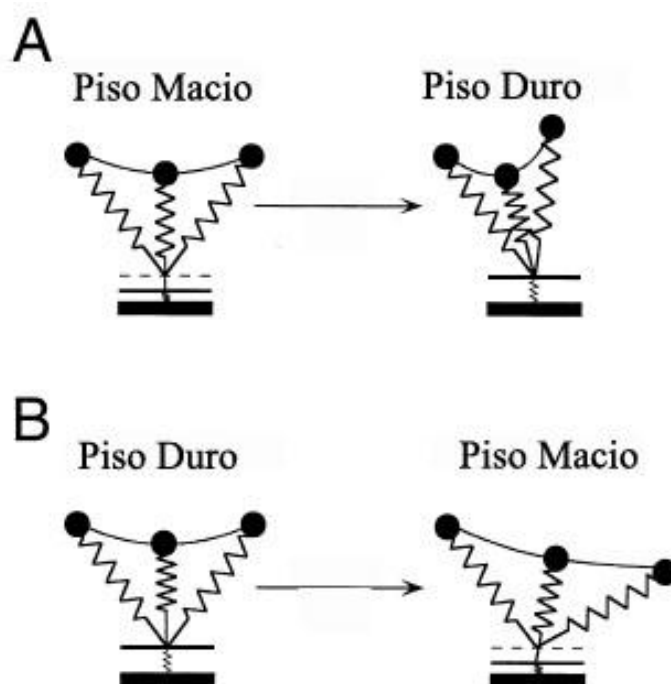
Kim e Voloshin (1992) utilizaram como ferramenta o acelerômetro para comparar os pisos asfalto, grama e a pista de atletismo. Os resultados do asfalto e da pista de atletismo foram similares no momento do toque do calcanhar. A grama apesar de sua complacência apresentou uma diferença de aceleração da tibia cerca de 20% maior que os demais pisos. Desta forma, os autores caracterizam o asfalto como sendo o piso a ser escolhido pelos corredores pela redução na carga dinâmica no sistema músculo esquelético.

A rigidez do piso ou dos membros inferiores é chamada de *stiffness*, onde alguns estudos avaliam além do *stiffness* do piso para compará-los diretamente, mede-se o *stiffness* dos membros inferiores, com o intuito de saber qual a relação existente entre a rigidez do piso e o *stiffness* do membro, e também, como o *stiffness* do piso tem influência sobre o *stiffness* do membro.

*Stiffness* do membro inferior na fase de apoio, foi definido por Ferris (1998) e McMahon e Greene (1979) como a razão entre o pico da força e a mudança de comprimento do membro inferior nesta fase. Esta propriedade tem influência direta na frequência da passada e no tempo de contato com o solo. Ferris (1998) confirmou que a postura no início do contato do pé com o solo foi mais estendida no piso mais rígido, enquanto que o maior ângulo de flexão do joelho permaneceu inalterado. A sua utilização é de grande importância já que é através dele que o ser humano é capaz de fazer rápidos ajustes ao trocar de piso, por exemplo. Os membros inferiores dos corredores são rijos e têm uma menor compressão quando correm em um piso complacente, comparando com um piso não complacente (Ferris et al., 1998).

Os corredores ajustam este *stiffness* do seu membro inferior de apoio para acomodar a rigidez (*stiffness*) do piso durante o correr. Este ajuste permite aos corredores manterem um movimento constante e inalterado do centro de massa independente da rigidez do piso. Quando os corredores encontram bruscas alterações na piso de corrida, eles acabam realizando um rápido ajuste no seu *stiffness* logo no primeiro passo para manter a mecânica da corrida (Ferris et al., 1999).

Ferris et al. (1999) estudaram a partir de simulações mecanismos de adaptação no momento da troca de pisos de diferentes *stiffness*. Estas simulações demonstraram que caso o indivíduo não ajuste o *stiffness* de seus membros inferiores ao mudar de um piso mais macio para um mais rígido, poderá fazer com que seu centro de massa alcance uma maior altura no final da fase de apoio em relação ao início. Neste caso, a velocidade horizontal diminuiu em 15% e a velocidade vertical de aterrissagem em 51% entre o início e o fim do contato com o solo. Já na situação onde o indivíduo teve que se adaptar a um piso mais macio, o centro de massa alcançou uma altura menor ao final da fase de apoio. Além disso, tanto o tempo de apoio quanto o pico da força reação do solo foram diferentes nos dois pisos caso o *stiffness* dos membros inferiores não fossem ajustados. Os picos de força foram maiores na transição para pisos mais rígidos e menores para as mais macias e em função disso, haverá uma maior necessidade de compensar a força de propulsão no correr em pisos mais macios (figura 6). Tudo isto mostra como a dinâmica da corrida pode ser afetada se o corredor não efetuar o seu ajuste imediatamente após a sua mudança de um piso para outro.



**Figura 6** - Representação esquemática dos resultados da simulação no computador. Cada uma das ilustrações mostra o modelo spring-mass três vezes durante a fase de apoio: no toque inicial, no meio do período em contato com o solo e no final do contato com o solo. a. Quando o stiffness da perna não foi ajustado ao piso mais rígido, o padrão do centro de massa foi assimétrico. O centro de massa foi mais alto no final do contato com o solo. b. Quando o stiffness da perna não foi ajustado ao piso macio, o padrão do centro de massa durante o contato com o solo foi assimétrico. Entretanto o centro de massa foi mais baixo que o final do contato com o solo (adaptado de Ferris et al., 1999)

No estudo de Ferris et al. (1999), a figura 7 mostra a situação da força de reação do solo nos pisos de maior e menor *stiffness*, onde a magnitude do pico da força de impacto é diferenciada, sendo mais evidente nas corridas em pisos mais rígidas. Já nos pisos mais macios com um pico da força de impacto menor necessitará uma compensação na força de propulsão.

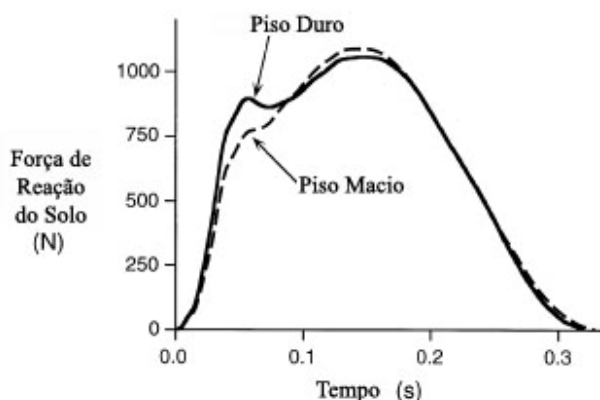


Figura 7 - Força de reação do solo vertical para um sujeito correndo continuamente em pisos duro e macio. Pelo ajuste do *stiffness* dos membros inferiores para acomodar o *stiffness* do piso, os sujeitos correram com força de reação do solo similar apesar da diferença de 25 vezes do *stiffness* dos pisos. A única diferença entre elas considerável foi uma redução no pico de impacto inicial no piso macio (adaptado de Ferris et al., 1999).

Feehery (1986) ao comparar a grama com o asfalto e o concreto, através da força de reação do solo e de acelerômetros, observou que um menor tempo foi necessário para alcançar o primeiro pico da força vertical durante a corrida no concreto, mas também encontrou um maior primeiro pico para a grama. Outro resultado interessante é a demonstração da capacidade do corpo em atenuar a aceleração em cerca de 90% em apenas 10 ms, comparando a aceleração obtida na tíbia e na cabeça, em um mesmo passo.

Gerritsen et al. (1995) alteraram o *stiffness* e a característica de amortecimento de pisos para investigar o seu efeito no pico da força de impacto por meio de simulações. Os autores afirmam que o *stiffness* dos pisos teve uma grande influência no pico da força de impacto, observando que um aumento no coeficiente de *stiffness* em 133% resultou em um acréscimo de 216N no pico da força de impacto e uma diminuição de 3,6 mm na deformação do piso.

A influência do *stiffness* sobre a performance e as lesões decorrentes da prática da corrida foram estudadas por Butler et al (2003). Os autores descrevem que o aumento do

*stiffness* dos membros inferiores pode aumentar a velocidade de corrida, a altura do salto e a economia de corrida. Em relação ao desenvolvimento de lesões, eles sugerem que um *stiffness* muito elevado pode ocasionar lesões ósseas, e *stiffness* mais baixos, lesões nos tecidos moles.

Ao se estudar a areia seca durante o andar e o correr, observou-se que o trabalho mecânico no andar é 1,6 a 2,5 vezes maiores que o andar em um piso mais firme, enquanto para o correr esta relação é de apenas 1,15 vezes maior para uma mesma velocidade Lejeune et al. (1998). Quanto ao gasto energético a relação é de 2,1 a 2,7 vezes para o andar e de 1,6 vezes para o correr nas mesmas condições anteriores. Os autores acreditam que o aumento do custo energético ocorreu devido a dois efeitos: ao maior trabalho mecânico feito na areia e a diminuição da eficiência do trabalho positivo feito por músculos e tendões.

Comparando três tipos de piso, grama alta, grama baixa e trilha, Creagh et al. (1998) verificaram alterações na biomecânica da corrida e na velocidade de deslocamento nos diferentes pisos. A altura em que o joelho era elevado durante a corrida foi diferente significativamente nas três situações sendo maior no piso com grama alta, seguida da grama baixa e, posteriormente, da trilha. A velocidade de deslocamento na grama alta teve diferença significativa em relação à trilha (3,93 e 4,36m/s, respectivamente), implicando numa diferença de comprimento de passada entre estes pisos (1,27 e 1,4m), além de uma maior velocidade angular do quadril na grama alta, comparada à grama baixa e a trilha. A oscilação do quadril também foi diferente entre a grama alta e a trilha (16 e 23 cm, respectivamente), e entre a grama baixa (17 cm) e a alta. Os autores concluíram que para terrenos mais difíceis foi encontrada uma maior e mais rápida elevação de joelhos e uma maior variação do centro de massa, além de uma diminuição do comprimento da passada e a manutenção da frequência de passos diminuindo também a velocidade.

Dixon et al. (2000) comparam a força reação do solo durante a corrida sobre três diferentes pisos (asfalto, piso de borracha com material betuminoso e piso de material sintético ou carpete acrílico). Antes de executar as coletas, os autores realizaram testes de impacto segundo normas britânicas (denominadas de BS 7044). Os resultados mostraram que o piso de borracha teve seu pico de desaceleração reduzido em seis vezes em relação ao asfalto e três vezes em relação ao acrílico. Já com relação ao tempo de ocorrência deste pico, o asfalto teve seu tempo quatro vezes mais rápido que o piso de borracha e três vezes em relação ao piso acrílico. A taxa média de desaceleração foi 22 vezes maior no asfalto que no piso de borracha e nove vezes mais rápido que no piso de acrílico.

Enfim, estes testes mostram que existe uma evidente diferença mecânica na capacidade em absorver o impacto entre estes pisos. Apesar destes resultados de ensaios mecânicos, os autores não observaram diferença significativa da força reação do solo durante o correr nestas três pisos. Mas a taxa de crescimento da força de impacto apresentou diferença significativa entre o piso de borracha e o asfalto em favor da borracha onde a taxa foi menor neste tipo de piso. Este estudo também demonstrou uma tendência de aumento dos picos dos ângulos das articulações indicando um aumento na dorsiflexão do tornozelo e um aumento na flexão do joelho com um aumento da absorção de impacto provisionado pela superfície de contato. Os autores ainda completam afirmando que ao comparar a corrida em piso de borracha e em asfalto existe uma similar complacência dos membros inferiores, mas o resultado da redução do pico da força de impacto ocorre no piso menos rígido.

Em 2001, Barret et al compararam algumas variáveis cinéticas e temporais através de testes mecânicos de quedas de quatro esferas de 3,8 a 14 kg a alturas que variaram de 10, 20, 30 e 40 cm na areia seca (e mais complacente) e na areia úmida (ou compactada). A areia úmida obteve valores três vezes maiores para o pico da força, uma penetração da

esfera e um tempo de impacto quatro vezes menor, onde o stiffness desta areia era seis vezes maior que a areia seca. Desta forma os autores afirmaram que a areia seca mostrou-se associada com uma menor força de impacto e tempo de ascensão maior que a areia úmida, levando a acreditar que esta superfície promove uma baixa estabilidade podendo ser mais um fator de risco pelo possível aumento da movimentação do retropé.

Avaliando variáveis fisiológicas e cinemáticas, Kerdok et al. (2002) concluem que o aumento da complacência da superfície afeta positivamente a economia da corrida diminuindo o gasto metabólico e aumentando o stiffness de todo o membro inferior onde alterações no ângulo do joelho não são significativas, desta forma, o centro de massa é pouco afetado pela variação do stiffness do piso utilizado para a corrida.

Hardin et al. (2004) também compararam variáveis mecânicas e fisiológicas durante a corrida em esteira em três diferentes rigidezes (stiffness) de piso, da mais dura a mais macia. O tempo de apoio e o tempo do ciclo da passada não variaram sob nenhuma das três condições. Já o consumo de oxigênio aumentou no piso menos rígida, apesar disso não mostrou diferença significativa na frequência cardíaca. As adaptações cinemáticas ao piso ocorreram no quadril e no joelho. No piso mais duro, o joelho e o quadril produziram uma maior extensão na fase de contato do pé com o solo em relação os outros dois pisos. Além disso, a máxima flexão do quadril foi significativamente menor no piso de maior rigidez. O pico da velocidade angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram maiores no piso mais duro, levando a acreditar que estas mudanças nas velocidades angulares aumentam as respostas mecânicas do sistema, respostas estas incontroláveis às forças de impacto, e em função da escolha da postura corporal no momento do impacto. Desta forma, tem-se uma postura, ao contato com o solo, mais estendida em pisos mais rígidos, enquanto que o ângulo máximo de flexão do joelho permanecia inalterado.

Moritz e Farley (2005) verificaram um aumento excessivo no esforço dos membros inferiores durante a corrida em pisos bem macios com o intuito de manter a dinâmica do centro de massa similar à condição não macia. Quando a piso promove um deslocamento vertical do corpo maior que o habitual, intensifica-se a extensão dos membros inferiores na fase de toque do calcanhar. Portanto, esta estratégia dificulta a manutenção da dinâmica do centro de massa durante o contato inicial do pé durante o correr podendo ainda reduzir ou eliminar as contribuições do ciclo de alongamento-encurtamento muscular. Muito embora, na fase de propulsão, observou-se uma ativação muscular de 1,5 a 2 vezes maior em pisos muito macios, comparando-os com os mais rígidos.

Comparando o piso de borracha da pista de atletismo com a grama, Brechue et al (2005) demonstraram uma diminuição de performance em torno de 2,5% na corrida na grama de jogadores de futebol.

Pinnington et al. (2005), com a finalidade de melhor explicar as adaptações musculares decorrentes das modificações dos pisos, realizaram um estudo no qual observaram uma maior atividade eletromiográfica de membros inferiores em um piso mais complacente (areia) em relação às superfícies consideradas mais rígidas, como por exemplo, o carpete. Com isso, concluíram que há maior solicitação muscular durante a corrida neste pisos mais complacentes podendo levar a fadiga precoce.

Dentre os estudos que utilizaram a pressão plantar para a verificação de uma diferenças na sobrecarga plantar em função do piso, destaca-se o estudo de Dixon e James (2005), na modalidade tênis, onde a superfície mais rígida (concreto) apresentou maiores picos de pressão.

Em um estudo comparativo entre a grama e saibro, também com movimentos do tênis, os autores observaram que o saibro atenua significativamente as cargas em relação à



grama Girard et al (2007), principalmente pela possibilidade de deslizamento dos membros nas frenagens, o que permite uma melhor dissipação da sobrecarga. No piso mais rígido (concreto), qualquer mudança de direção ocorre mediante frenagem total e nova propulsão em outro sentido. Da mesma forma que na corrida, o efeito cumulativo de cada deslocamento associado a esta diferença de carga no pé, em função dos pisos, identifica um potencial mecanismo de ocorrência de lesões neste público (Girard et al., 2007).

Eils et al (2004) avaliaram a pressão plantar durante o correr com chuteiras de futebol em dois pisos distintos: grama e terra, não observando influência nos resultados de pressão em função dos pisos sob as condições de corrida predominantes à modalidade analisada, no caso o futebol. Os dois pisos não tiveram um efeito global nas cargas relativas e nos picos de pressão para todas as áreas exceto para as cargas relativas sob o calcanhar medial e o meiopé. Diferença entre grama e terra nesta última área foi pequena, 2,9% e 2,6%, respectivamente.

Wiest et al. (2004) observaram um aumento significativo no pico de pressão na região medial do médiopé e no antepé em situação de fadiga durante a corrida em esteira. Neste estudo não foi alterado o piso, mas a fadiga indicaria uma condição de maior sobrecarga ao aparelho locomotor já que mecanismos de proteção e absorção de impactos estão temporariamente falidos.

Contrário aos estudos anteriores, Tillman et al. (2002) concluíram que o corredor que realiza sua tarefa em uma superfície mais rígida não se expõem a um risco adicional resultante de uma possível sobrecarga deste piso, possivelmente em virtude dos mecanismos compensatórios internos.

## **4. MÉTODOS**

Este projeto foi desenvolvido para responder dois objetivos distintos e para tanto foi organizado em duas partes. A primeira parte constou de dois experimentos para responder ao seu objetivo e a segunda parte constou de um experimento para responder ao seu objetivo. Os métodos, casuística, critérios de inclusão da amostra foram comuns a todos os três experimentos e, portanto serão descritos como único para todos os experimentos. Porém o tamanho da amostra, as características antropométricas, demográficas e de experiência de corrida da amostra de cada experimento foi distinta e, portanto, será descrita dentro de cada parte e experimento correspondente. As variáveis de análise e a análise estatística também foram distintas entre os experimentos e serão descritas individualmente.

### **4.1 Casuística dos 3 experimentos**

Foram estudados corredores recreacionais adultos de ambos os sexos entre 18 e 50 anos. Para ser incluído no estudo, os corredores tinham que ter experiência em corrida de no mínimo um ano, correr no mínimo 20 km semanais, serem assintomáticos no momento da avaliação, não terem sofrido lesão musculoesquelética nos últimos seis meses, e terem dismetria de no máximo um cm (distância umbigo - maléolo lateral). A faixa de velocidade mais freqüente entre eles era de 13 a 15km/h para corridas de 10 km. Os corredores se voluntariaram a partir de uma divulgação do estudo em mídia eletrônica. Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 1) aprovado pelo Comitê de Ética da Instituição local (protocolo nº 0022/07) (ANEXO 2).

## **4.2 Protocolo de mensuração da pressão plantar durante a corrida nos 3 experimentos**

Para avaliação das sobrecargas foi utilizada a medição da pressão plantar in-shoe, como utilizado por Dixon e James (2005) e Eils, Streyll et al. (2004), através do aparelho Pedar X (Novel, Munique, Alemanha). Faz parte do equipamento, palmilhas capacitivas com dois mm de espessura, composta de 99 sensores de pressão, distribuídos homogeneamente, com resolução dependente do tamanho da palmilha, aproximadamente um sensor/cm<sup>2</sup>. As palmilhas são conectadas a um condicionador que foi colocado nas costas do indivíduo numa mochila justaposta às costas do indivíduo. O sistema mochila, condicionador tinha uma massa de 1,5 kg (figura 8). A frequência de amostragem da distribuição de pressão plantar foi de 100 Hz.

As palmilhas foram colocadas dentro de um calçado esportivo padronizado para todos os corredores (RAINHA SYSTEM, RAINHA, Alpargatas, São Paulo, Brasil). Este calçado padrão tem solado de EVA e é indicado pelo fabricante para um corredor com pisada neutra.

Os sujeitos correram a uma velocidade de 12 km/h. Esta foi estabelecida pela mediana dos tempos de uma prova de 10 km realizada em janeiro de 2006 na cidade de São Paulo, da qual participaram aproximadamente 8.000 corredores. Para assegurar que os corredores tivessem alcançado essa velocidade, as aquisições da pressão plantar foram feitas através de uma corrida lançada e cronometrada. A velocidade foi fixada, pois seu controle é essencial para se obter a reprodutibilidade dos resultados usando o sistema Pedar (Kernozek e Zimmer, 2000).

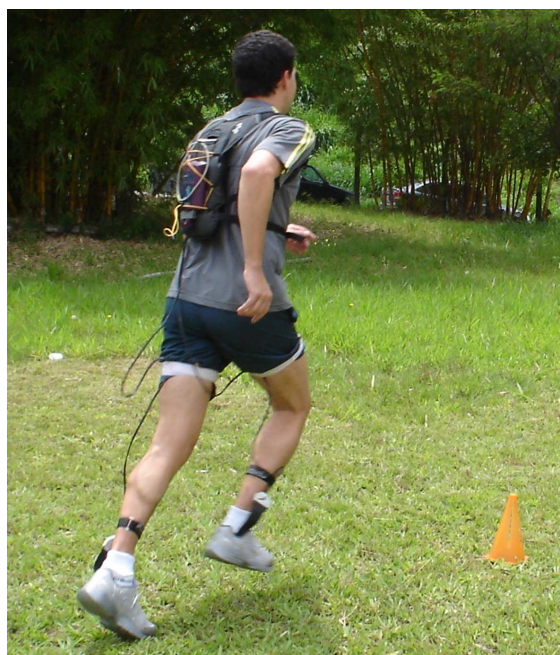


Figura 8 – Situação exemplar de corrida com as palmilhas colocadas dentro do calçado esportivo padronizado, como corredor usando a mochila nas costas contendo o condicionador do Pedar X.

Os corredores passaram por uma fase de adaptação ao tênis e à velocidade estabelecida. A função da adaptação foi habituar os sujeitos ao ambiente de coleta e aos instrumentos, para que assim houvesse uma diminuição do efeito retroativo.

Após a ambientação, os indivíduos correram em uma superfície plana de 40 metros onde para cada experimento foi realizado um conjunto de superfícies (no experimento 1: grama e asfalto, no experimento 2: concreto , borracha, grama e asfalto e no experimento 3 somente no asfalto). Os locais dos pisos utilizados no presente estudo foram grama natural e o piso de borracha do Complexo Esportivo de Atletismo Constâncio Vaz Guimarães (homologado pela IAAF- International Association of Athletics Federation), o asfalto era de uma avenida adjacente a este complexo esportivo e o concreto, da calçada entro do próprio complexo esportivo.

Foram cronometrados e válidos para as coletas os passos compreendidos nos 20 metros intermediários, totalizando assim aproximadamente 30 passos. Essa opção de

analisar os 20 metros intermediários deveu-se ao fato de eliminar a fase de aceleração inicial antes que o indivíduo atingisse 12km/h e assegurar que mantivesse a velocidade nos últimos metros. Ao final de cada tentativa, o participante recebia um feedback do tempo cronometrado. Havia uma tolerância de 5% na velocidade executada sendo consistente entre as tentativas e entre os sujeitos. Para minimizar os erros, dois observadores cronometraram simultaneamente o tempo de corrida com cronômetros e uma avaliação interobservadores obteve um ICC de 97%.

A ordem de coleta entre os pisos foi estabelecida de forma aleatória. Foram descartadas as tentativas que estiveram fora da faixa de velocidade estabelecida.

## **5. PARTE 1**

### **5.1. Experimento 1**

O presente experimento foi recentemente aprovado no Journal of Science and Medicine in Sport e está no ANEXO 3 (Tessutti, V., F. Trombini-Souza, A. P. Ribeiro, Nunes, A.L., Sacco, ICN. In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *J Sci Med Sport* 2008. doi:10.1016/j.jsams.2008.07.008). Parte deste trabalho também foi apresentado no XI EMED Scientific Meeting em Dundee, Escócia em Julho de 2008 (ANEXO 4).

### **5.1.1 Objetivo**

Este primeiro experimento teve objetivo de investigar como a pressão plantar se distribui na superfície plantar durante a corrida em um piso complacente como a grama natural e em um piso mais rígido como o asfalto, bem como a sua influência nas cargas especificamente de retropé e de antepé.

### **5.1.2. Casuística e Métodos do Experimento 1**

#### *Casuística*

A amostra foi constituída por 44 corredores de ambos os sexos, sendo 32 homens com estatura de  $177\pm 6$  cm e massa de  $75,5\pm 10,6$  kg, e 12 mulheres com estatura de  $163\pm 5$  cm e  $58,1\pm 4,0$  kg. Os participantes tinham  $35,7\pm 6,8$  anos, um volume médio de treino semanal de  $35,7\pm 13,4$  km/sem e praticavam corrida há  $4\pm 3$  anos.

#### *Variáveis de Análise*

A superfície plantar foi dividida em 3 grandes regiões: R - retropé (30% do comprimento do pé), M - médio-pé (30% do comprimento do pé), e F - antepé e dedos (40% do comprimento do pé), seguindo o esquema estabelecido por Cavanagh e Ulbrecht (1994). O retropé e o antepé foram subdivididos, respectivamente, em: MR - retropé medial (30% da largura do retropé), CR - retropé central (40% da largura do retropé) e LR - retropé lateral (30% da largura do retropé); MF - antepé medial (55% da largura do antepé) e LF - antepé lateral (de 45% da largura do antepé) (figura 9). Para a análise da sobrecarga foram utilizadas as variáveis: pico de pressão (kPa), área de contato ( $\text{cm}^2$ ) e tempo de contato (ms).

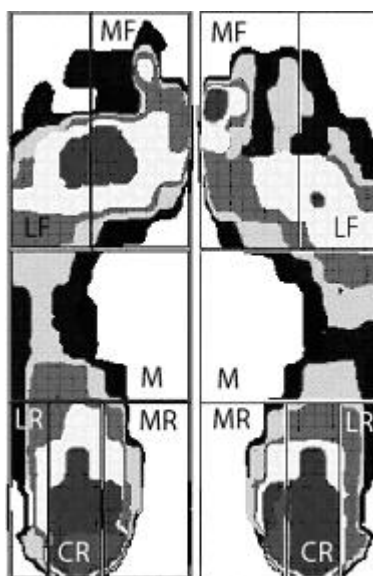


Figura 9 – Regiões da superfície plantar estudadas durante o correr: retropé medial (MR), retropé central (CR) e retropé lateral (LR), médio-pé (M), antepé medial (F) e antepé lateral (LF).

Com o objetivo de observar o efeito da superfície de corrida no movimento do pé e diferenciar entre a região medial e lateral, identificando assimetrias entre estas regiões foi utilizado o índice de simetria (SI) proposto por Robinson et al. (1987) o qual estabelece uma relação entre as áreas medial e lateral da superfície plantar (retropé e antepé) para as variáveis o tempo de contato, área de contato e pico de pressão.

$$SI = \frac{(X_{grama} - X_{asfalto})}{\frac{1}{2}(X_{grama} + X_{asfalto})} * 100 \quad (1)$$

onde: SI é o índice de simetria,  $X_{grama}$  é o valor do tempo de contato ou do pico de pressão ou da área de contato durante o correr na grama natural no antepé ou no retropé, e  $X_{asfalto}$  é o valor do tempo de contato ou do pico de pressão ou da área de contato durante o correr no asfalto no antepé ou no retropé.

### *Análise Estatística*

A distribuição normal dos dados foi testada e confirmada por meio do teste de aderência de Kolmogorov-Smirnov. A homocedasticidade de cada variável avaliada no estudo também foi verificada pelo teste de Levene. As diferenças entre os pés foram testadas pelo teste t pareado para cada variável analisada. Observou-se a existência de assimetrias entre os pés direito e esquerdo dos corredores em todas as variáveis, assim como encontrado por De Cock et al (2006). Em virtude disso, foi selecionado aleatoriamente um dos pés de cada corredor para a continuação do tratamento estatístico. Por meio desse procedimento, considerou-se a existência de assimetrias, porém, a possibilidade destas influenciarem os resultados foi meramente probabilística.

As comparações entre as superfícies foram feitas através de 3 ANOVAs 2 fatores para medidas repetidas (2 x 6), sendo um fator o tipo de superfície (2) e o outro as áreas plantares (6). As ANOVAs foram seguidas de post hoc de Tukey. Para a comparação das assimetrias (SI) entre os pisos e entre as regiões medial e lateral do pé nas áreas do retopé e antepé, foi utilizado o teste t pareado. Foi adotado um nível de significância de 5%. Os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o software Statistica 7.0.

#### **5.1.3. Resultados do Experimento 1**

O pico de pressão foi diferente entre os pisos ( $F=9,39$ ;  $p<0,001$ ) no retopé central ( $p<0,001$ ) e lateral ( $p<0,001$ ) e no antepé lateral ( $p<0,001$ ) (tabela 1). O pico de pressão foi 12,7% maior no retopé central e 12,2% maior no retopé lateral durante a corrida no asfalto. A área de contato foi diferente entre os pisos ( $F=5,45$ ;  $p<0,001$ ) no retopé central ( $p<0,001$ ), sendo 12,7% maior na grama. O tempo de contato foi diferente entre os pisos ( $F=4,33$ ;



$p < 0,001$ ) no retropé central ( $p < 0,001$ ) sendo 12,1% menor no asfalto (tabela 1). A região do meiopé não foi diferente entre os pisos em nenhuma das variáveis analisadas.

Tabela 1 - Médias e desvios padrão das variáveis área de contato ( $\text{cm}^2$ ), tempo de contato (ms) e pico de pressão (kPa) durante a corrida nos pisos grama natural e asfalto dos sujeitos avaliados ( $n=44$ ).

		Área de Contato ( $\text{cm}^2$ )	Tempo de Contato (ms)	Pico de Pressão (kPa)
Retropé Medial	Grama	12,1 (2,1)	154,0 (30,5)	304,8 (63,5)
	Asfalto	12,0 (2,4)	146,2 (27,8)	315,5 (83,6)
Retropé Central	Grama	22,4 (6,5)*	179,0 (44,9)*	303,8 (66,7)*
	Asfalto	19,6 (2,3)*	157,3 (35,2)*	342,2 (76,3)*
Retropé Lateral	Grama	11,2 (2,7)	170,5 (53,0)	312,7 (75,8)*
	Asfalto	11,1 (2,9)	171,5 (57,7)	350,9 (98,3)*
Médio-pé	Grama	42,4 (5,0)	214,0 (35,6)	124,2 (29,8)
	Asfalto	41,6 (6,2)	209,8 (43,0)	124,7 (33,7)
Antepé Medial	Grama	36,5 (2,6)	228,5 (21,1)	353,9 (90,5)
	Asfalto	36,0 (3,9)	220,4 (29,0)	362,0 (98,6)
Antepé Lateral	Grama	37,2 (3,0)	236,8 (21,5)	221,4 (42,9)*
	Asfalto	36,6 (4,3)	232,4 (31,2)	245,3 (55,5)*

\* representa diferença estatisticamente significativa entre os pisos nas respectivas áreas.

Além dos resultados demonstrados na tabela 1, pode-se também observar um comportamento diferenciado entre os pisos ao se comparar a distribuição da pressão entre as regiões medial e lateral do retropé e do antepé por meio do índice de simetria. A figura 10 apresenta a diferença existente entre os pisos nas regiões medial e lateral para cada variável. Os valores positivos identificam uma assimetria para a grama (grama com maior sobrecarga, área e tempo de contato), consequentemente, os valores negativos identificam a assimetria para o asfalto. De acordo com os resultados, pequenas assimetrias foram obtidas entre os pisos favorecendo a grama na área de contato. Com relação às regiões medial e lateral, elas foram simétricas entre as regiões do pé para a área de contato. Já para o tempo de contato,

houve uma assimetria não-significativa, para o retropé, favorável à grama. Já para o antepé, a assimetria entre regiões foi significativa ( $p < 0,001$ ), também favorecendo a grama. O pico de pressão apresentou uma assimetria maior entre os pisos, favoravelmente ao asfalto, para a região lateral do retropé de forma significativa ( $p < 0,01$ ) assim como, no antepé ( $p < 0,001$ ) em relação à região medial de ambas as áreas.

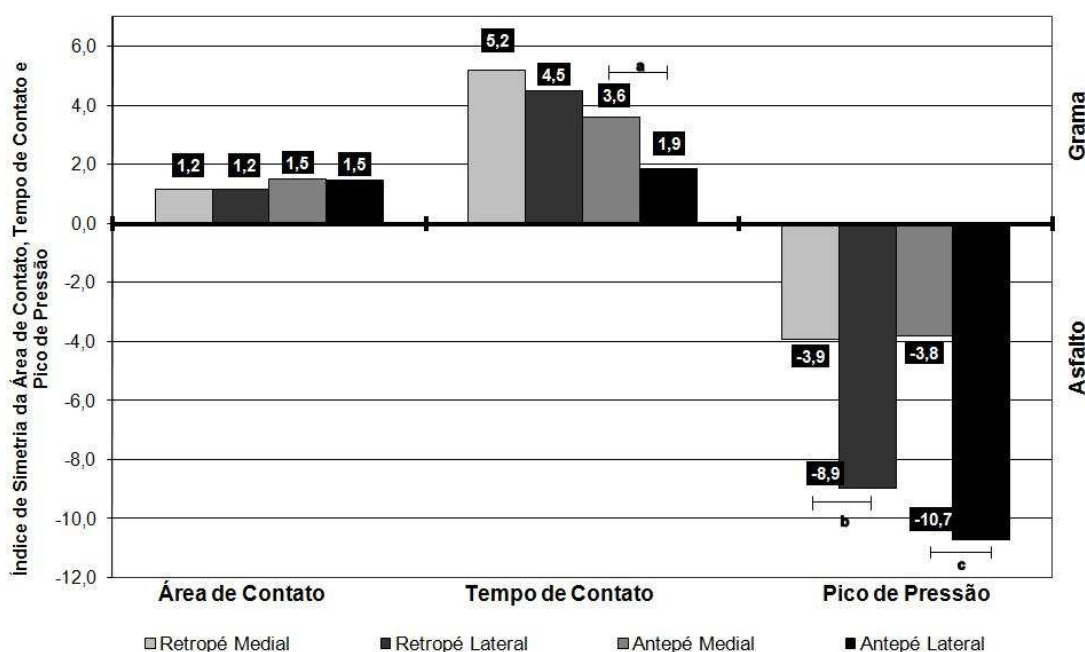


Figura 10 – Índice de Simetria calculado a partir das diferenças entre as regiões lateral – medial do retropé e do antepé em cada piso, para as variáveis de área de contato, tempo de contato e pico de pressão em cada piso avaliado (a –  $p < 0,001$ ; b –  $p < 0,01$ ; c –  $p < 0,001$ ).

#### 5.1.4. Discussão do Experimento 1

O objetivo do presente trabalho foi investigar a distribuição da pressão plantar durante a corrida na grama natural e no asfalto: duas superfícies bastante utilizadas na prática da corrida. De uma maneira geral, os pisos asfalto e grama natural mostraram-se significativamente diferentes na variável cinética analisada, conferindo maiores cargas no retropé e antepé durante a corrida no asfalto. Observou-se também um maior tempo e uma

maior área de contato nessa área quando correram na grama. O asfalto, porém, provocou uma maior sobrecarga no retropé lateral em relação ao medial quando comparado à grama natural.

O pico de pressão foi 12,7% maior no retropé central durante a corrida no asfalto. Isso pode demonstrar o quanto o asfalto adicionou em termos de sobrecarga quando comparado a um piso mais complacente. Um percentual muito similar (12,2%) foi obtido como diferença entre os pisos para a mesma variável na região lateral do retropé.

Como esperado, a área de contato e o tempo de contato foram menores no asfalto, especialmente na região central do retropé. Sabendo-se que a pressão é a relação entre a força e a área de contato na qual é submetida, os dados se mostram coerentes. A área de contato na região do retropé central foi 12,7% maior na grama natural. Esse menor tempo de contato no asfalto (12,1% em relação à grama) pode implicar em uma menor possibilidade de absorção das cargas aplicadas durante o contato do calcanhar com o solo, já que, corroborando com essa premissa, maiores picos de pressão foram observados nessa região.

Essa menor possibilidade de absorção de cargas pode ter sido influenciada pela adaptação cinemática de membro inferior no piso mais rígido conferindo menores graus de flexão de joelho e quadril (Ferris et al., 1998). A redução do potencial de ajuste das articulações dos membros inferiores nas superfícies mais rígidas foi confirmada por Dixon et al. (2000) que observaram flexão do tornozelo e joelho no momento do toque do retropé ao efetuar a corrida no asfalto em comparação com a corrida em uma superfície de borracha modifica. Hardin et al (2004) também evidenciaram um maior pico de velocidade do tornozelo quando aumentaram o stiffness da superfície encurtando o tempo que os membros inferiores tinham para fazer ajustes motores a esta nova situação. Uma maior flexão de joelho nas

superfícies mais rígidas poderia diminuir a magnitude do impacto e, conseqüentemente, diminuir o potencial risco de lesões (Derrick, 2004).

Na grama natural, o maior tempo de contato pode ter favorecido uma maior variabilidade e flexibilidade na distribuição de cargas resultando em menores pressões plantares em função de mecanismos de adaptação distal gerando uma maior mobilidade especialmente do complexo tornozelo/pé.

As menores cargas observadas no retropé ocasionada pelo piso complacente (grama) estão de acordo com os achados de Eils et al.(2004), ao comparar a grama natural e a terra vermelha (complacente e rígida, respectivamente), muito embora a região do retropé com maiores pressões diferiu entre os estudos. No presente estudo, a maior sobrecarga foi observada na região do retropé lateral e no estudo de Eils et al. (2004) na região medial. Essa diferença pode ser atribuída ao fato de que neste estudo os corredores usaram chuteiras de futebol e no presente estudo, utilizaram um tênis para corrida de apoio neutro, conforme indicações do fabricante. Além disso, a subdivisão do retropé também foi diferente já que no estudo citado o retropé foi dividido em apenas duas regiões: lateral e medial.

No asfalto, o retropé contactou o solo na borda lateral e permaneceu assim até antes de realizar a propulsão com o antepé, conferindo maiores pressões na borda lateral do pé. Isso corrobora a explicação da menor possibilidade de ajuste dos movimentos do complexo tornozelo/pé em um piso mais rígido, diferente do que ocorreu na grama natural.

Dixon et al. (2000) afirma que alterações nas características das superfícies de corrida podem afetar o padrão cinético dos movimentos, sendo este um fator potencialmente perturbador da performance técnica de uma habilidade motora. Ford et al. (2006) tirando os autores com o EN verificaram diferenças na distribuição da pressão plantar entre os pisos avaliados, demonstrando a influência significativa dessa variável sobre as sobrecargas

impostas ao aparelho locomotor. Da mesma forma, Kerdok et al. (2002) concluem que a complacência da superfície afeta positivamente a economia da corrida, levando-se em consideração a relação entre fatores biomecânicos e fatores fisiológicos, sem que seja afetado o seu suporte mecânico, ou seja, suas características cinéticas e cinemáticas.

Assim, Eils et al. (2004) e Ford et al. (2006) afirmam que dependendo da complacência do piso escolhido para a prática da corrida, poderá haver diferenças nas pressões e cargas experimentadas pelos pés, sendo então menores para os pisos mais complacentes. Esses resultados levam a conclusões divergentes do que já havia sido concluído por Ferris et al. (1998; 1999) e Tillman et al. (2002). As divergências do presente estudo em relação ao realizado por Tillman et al. (2002), que também avaliaram a pressão plantar na corrida em superfícies semelhantes as do presente estudo, provavelmente se deveu aos instrumentos utilizados pelos autores citados e com isso a diferença significativa na resolução espacial prejudica o mapeamento da superfície plantar e as conclusões devem diferir. Assim como nos estudos realizados por Eils et al. (2004), Ford et al. (2006), utilizou no presente estudo, palmilhas capacitivas com aproximadamente 100 sensores. Já no estudo do Tillman et al. (2002) foram utilizados 16 sensores resistivos.

Outra discussão que merece ser pontuada é a assimetria obtida no pico de pressão entre a região medial e lateral do retropé cujos resultados demonstram que o asfalto provoca uma sobrecarga 2,3 (retropé) a 2,8 (antepé) vezes maior na região lateral em relação à medial quando comparado à grama natural. Havendo uma menor possibilidade de ajuste e movimentação do complexo do pé durante o contato com o solo em função da maior rigidez do piso, as pressões podem não se distribuir de maneira homogênea, sobrecarregando uma região do retropé, em particular a lateral. A complacência da grama natural pode ter facilitado a flexibilidade e os graus de liberdade do membro inferior, especialmente do pé, resultando

assim na mudança de descarga no retropé. Com isso, pode-se considerar que existe uma maior possibilidade de longo prazo, se associada a outros fatores de risco, a um aumento na possibilidade de lesões musculoesqueléticas.

Mesmo considerando que o corredor é capaz de se adaptar a situações de sobrecarga adicional em função do piso (Ferris et al., 1998; 1999), faz-se necessário que o técnico considere essa variável na prescrição do treinamento de corredores. Uma demonstração dessa adaptação está no estudo distribuição da pressão plantar tanto no retropé lateral e central quanto no antepé lateral quando a corrida é realizada na grama.

O adicional de 11% no pico de pressão durante uma corrida de 10 km no asfalto, poderia levar a uma sobrecarga do aparelho locomotor de aproximadamente 280 MPa em relação a uma mesma corrida realizada na grama natural. Considerando-se que um corredor efetua aproximadamente 700 passos a cada quilômetro (Taunton et al., 2002) e que o pico de pressão adicional foi de 40 kPa, essa sobrecarga em função da superfície escolhida para treinos e provas, poderia levar, a médio prazo um aumento do risco de lesões musculoesqueléticas quando associados a outros fatores de risco.

Considerando que o corredor está apto a se adaptar a uma situação de carga adicional, assim como a diferentes complacências que cada superfície apresenta (Ferris et al., 1998; 1999) é ainda fundamental para o treinador considerar esta variável no planejamento do treinamento para corredores. Uma demonstração desta capacidade de adaptação é encontrada em um estudo de Dixon et al. (2000), onde o autor investigou por meio de testes mecânicos que o pico da força de impacto foi seis vezes maior no asfalto em relação a um piso de borracha. Porém, essa diferença não foi observada quando se avaliou a mesma variável em corredores nesses dois pisos, demonstrando que o aparelho locomotor absorveu a sobrecarga imposta por um piso mais rígido como o asfalto.

Porém, existe um fator que pode prejudicar essa capacidade de adaptação: a fadiga. Depois de uma determinada distância percorrida e/ou velocidade utilizada, o papel adaptativo do ser humano terá menor efeito na atenuação destas diferenças existentes entre um piso e outro (Mercer et al., 2003; Gerlach et al., 2005), já que a fadiga diminui a capacidade dos músculos em realizar uma de suas principais funções que é a de absorção de energia. Da mesma forma, Weist et al. (2004) demonstraram que em uma situação de fadiga, as alterações no processo de rolamento do pé, causadas pela atividade elétrica muscular distal, geram um aumento das pressões plantares na região anterior do pé. Assim, como num treinamento de corrida ou em uma prova, os corredores estão sujeitos às situações de fadiga, deve-se levar em conta esta modificação na capacidade de adaptação do sistema motor em função do piso durante estas tarefas.

Também se deve levar em conta que a não uniformidade da grama natural em função de buracos e raízes de árvores torna-se uma desvantagem para a prática da corrida, mesmo trazendo a vantagem de ter apresentado uma menor pressão plantar em retropé e antepé. Além disso, um piso mais complacente como a grama demanda uma maior solicitação muscular (Pinnington et al., 2005).

Dentre outros fatores, que se associados ao piso na prática da corrida, podem aumentar o risco do corredor no surgimento de lesões, destaca-se o desalinhamento de membros inferiores, já apontado por alguns autores (Dahl, 1996; Kaufman et al., 1996; Wen et al., 1997). Desta forma, o piso é um elemento importante ao se considerar as sobrecargas, mas não se pode deixar de investigar o efeito destes outros fatores mecânicos de alinhamento postural, variáveis de treinamento e o calçado utilizado.

Analisando os resultados aqui obtidos, observamos que a pressão plantar foi uma variável discriminadora e identificadora de algumas conseqüências do tipo de piso nas

sobrecargas que o pé recebe. Porém, para um aprofundamento das discussões, a avaliação cinemática de membro inferior, especialmente do complexo tornozelo/pé, de maneira associada à avaliação da distribuição da pressão plantar, poderá trazer informações importantes em relação à acomodação deste segmento ao se utilizar pisos com diferentes complacências, e conseqüentemente, trazer informações que contribuam para a prevenção de lesões em corredores recreacionais.

#### **5.1.5. Considerações finais do Experimento 1**

O tipo de piso utilizado na prática da corrida pode contribuir de forma significativa nas sobrecargas recebidas pelo retropé e antepé em função de sua complacência. A atenuação da pressão observada na grama natural em retropé e antepé pode ter sido devido, principalmente, à acomodação que a extremidade distal, particularmente o complexo tornozelo/pé, realiza durante a corrida na grama, permitindo maior grau de liberdade deste segmento, o que não é observado no asfalto, piso este em que a carga é distribuída com maior heterogeneidade sobre a superfície plantar, sobrecarregando especialmente a região lateral de retropé.

Assim, considerando-se o volume dos treinos e o fato de serem realizados predominantemente no asfalto, sugere-se que um piso de maior complacência, como é o caso da grama natural, pode ser utilizado mais frequentemente no planejamento do treinamento a fim de atenuar a sobrecarga oferecida ao sistema musculoesquelético, bem como diminuir o risco de lesões crônicas oriundas de um piso mais rígido.



## 5.2 Experimento 2

### 5.2.1 Objetivo

O objetivo do presente estudo foi investigar a influência de diferentes superfícies (asfalto, grama, concreto e borracha), normalmente utilizadas por corredores recreacionais, nas pressões plantares durante o correr.

### 5.2.2. Casuística e Métodos do Experimento 2

#### *Casuística*

A amostra foi constituída por 41 corredores recreacionais homens ( $178.3 \pm 6$  cm,  $73.5 \pm 10.6$  kg,  $35,5 \pm 7$  anos) e 16 mulheres ( $159.6 \pm 5$ cm,  $53.2 \pm 4.0$  kg,  $41 \pm 9$  anos). Os participantes tinham um volume médio de treino semanal de  $38 \pm 13$  km/sem

#### *Variáveis de Análise*

O pico de pressão (kPa), integral da pressão (kPa.s) e tempo de contato (ms) foram adquiridos em seis regiões do pé. Inicialmente, a superfície plantar foi dividida em três grandes regiões: R - retopé (30% do comprimento do pé), M - médio-pé (30% do comprimento do pé), e F - antepé e dedos (40% do comprimento do pé), seguindo o esquema estabelecido por Cavanagh e Ulbrecht (1994). O retopé e o antepé foram subdivididos, respectivamente, em: MR - retopé medial (30% da largura do retopé), CR - retopé central (40% da largura do retopé) e LR - retopé lateral (30% da largura do retopé); MF - antepé medial (55% da largura do antepé) e LF - antepé lateral (de 45% da largura do antepé) (figura 7).

#### *Análise Estatística*

A distribuição normal dos dados foi testada e confirmada por meio do teste de aderência de Kolmogorov-Smirnov. A homocedasticidade de cada variável avaliada no estudo também foi verificada pelo teste de Levene. As diferenças entre os pés foram testadas pelo teste t pareado para cada variável analisada. Observou-se a existência de assimetrias entre os pés direito e esquerdo dos corredores em todas as variáveis, então foi selecionado aleatoriamente um dos pés de cada corredor para a continuação do tratamento estatístico.

As comparações entre as superfícies foram feitas através de 3 ANOVAs 2 fatores para medidas repetidas (4 x 6), sendo um fator o tipo de superfície (4) e o outro as áreas plantares (6). As ANOVAs foram seguidas de post hoc de Tukey. Foi adotado um nível de significância de 5%. Os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o software Statistica 7.0.

### **5.2.3. Resultados do Experimento 2**

As ANOVAS demonstraram diferenças em todas as variáveis entre os pisos [pico de pressão ( $p < 0,01$ ;  $F = 145,95$ ); integral da pressão ( $p < 0,01$ ;  $F = 97,99$ ); tempo de contato ( $p < 0,01$ ;  $F = 145,40$ )] (tabela 2).

Tabela 2 – Média e desvio-padrão do pico de pressão (kPa), integral da pressão (kPa.s) e tempo de contato (ms) para cada região da superfície plantar durante o correr no asfalto, concreto, grama natural e borracha e percentual das diferenças para cada região do pé em cada superfície.

		Pico Pressão (kPa)	% <sup>1</sup>	Integral da Pressão (kPa.s)	% <sup>1</sup>	Tempo contato (ms)	% <sup>1</sup>
<b>RETROPÉ MEDIAL</b>	Asfalto	306,4 (78,5)	9,9	20,5 (5,7)		146,2 (21,4) <sup>d</sup>	5,5
	Concreto	304,5 (55,6)	9,3	20,3 (5,9)		140,5 (16,2)	-4,1
	Grama	<b>276,1 (75,3)<sup>a</sup></b>		19,9 (6,3)		143,5 (15,5)	3,7
	Borracha	308,2 (80,8)	10,4	19,7 (5,3)		<b>138,2 (18,0)<sup>e</sup></b>	-5,8
<b>RETROPÉ CENTRAL</b>	Asfalto	347,7 (86,6)	13,9	22,8 (6,0)	8,2	153,6 (22,1)	4,3
	Concreto	348,9 (91,5)	14,1	22,7 (5,9)	7,7	148,4 (16,2)	
	Grama	<b>299,5 (72,0)<sup>a</sup></b>		<b>20,9 (5,1)<sup>a</sup></b>		150,8 (16,8)	
	Borracha	336,3 (57,5)	10,9	22,1 (6,0)	5,2	<b>147,1 (18,9)<sup>f</sup></b>	
<b>RETROPÉ LATERAL</b>	Asfalto	336,8 (95,2)	16,0	18,2 (4,8)		142,2 (18,7)	5,5
	Concreto	337,0 (100,2)	16,0	19,2 (6,4)		139,4 (15,7)	
	Grama	<b>283,0 (74,0)<sup>a</sup></b>		17,9 (6,0)		141,5 (16,5)	5,1
	Borracha	339,5 (94,1)	16,6	19,3 (7,0)		<b>134,3 (17,8)<sup>e</sup></b>	
<b>MÉDIO-PÉ</b>	Asfalto	114,9 (19,8)		14,7 (3,0)	-2,6	198,7 (33,1)	
	Concreto	111,9 (16,4)		14,2 (3,0)	-5,5	193,8 (32,0)	
	Grama	116,1 (24,2)		<b>15,0 (3,2)<sup>c</sup></b>		202,4 (33,4)	6,0
	Borracha	116,2 (21,1)		14,7 (3,5)	-2,1	<b>190,2 (27,0)<sup>f</sup></b>	
<b>ANTEPÉ MEDIAL</b>	Asfalto	361,9 (97,0)	6,7	46,1 (12,9)		220,3 (26,8)	
	Concreto	362,7 (104,0)	6,9	45,4 (13,1)		214,5 (25,3)	-4,8
	Grama	<b>337,7 (80,4)<sup>b</sup></b>		45,2 (11,9)		<b>224,9 (20,9)<sup>a</sup></b>	
	Borracha	354,5 (94,6)	4,7	44,6 (11,9)		215,6 (25,5)	-4,3
<b>ANTEPÉ LATERAL</b>	Asfalto	244,5 (54,1)	12,3	34,6 (9,0)	11,8	<b>229,2 (25,2)<sup>d</sup></b>	
	Concreto	242,3 (52,2)	11,4	32,3 (6,4)	5,6	223,4 (24,2)	-3,1 / -2,6
	Grama	<b>214,5 (42,6)<sup>a</sup></b>		<b>30,5 (6,6)<sup>c</sup></b>		<b>230,3 (20,1)<sup>b</sup></b>	
	Borracha	242,6 (54,6)	11,6	33,1 (7,7)	7,7	222,8 (23,2)	-3,4 / -2,9

<sup>1</sup> – percentuais das diferenças entre os pisos significativamente diferentes entre si. Os percentuais estão ao lado do piso que faz relação com o piso que foi diferente. a – p<0,0005 asf x gram, conc x gram, borr x gram; b – p<0,005 asf x gram, conc x gram, borr x gram; c – p<0,05 asf x gram, conc x gram, borr x gram; d– p<0,05 borr x asf, conc x asf; e– p<0,05 asf x borr, gram x borr; f– p<0,05 asf x borr

A grama foi a superfície que mais apresentou diferenças em relação as demais superfícies produzindo menores picos de pressão e integrais da pressão (tabela 1), que foram evidentes nas regiões medial, central e lateral do retropé (figura 11), e na região medial e lateral do antepé (figura 12). O asfalto apresentou um maior tempo de contato que a borracha e o concreto somente nas regiões do retropé medial e antepé lateral, e a borracha apresentou um menor tempo de contato em relação ao asfalto e a grama, em todo o retropé e médio-pé.

As figuras 11 e 12 demonstram o pico de pressão nas quatro superfícies de corrida em todas as áreas plantares.

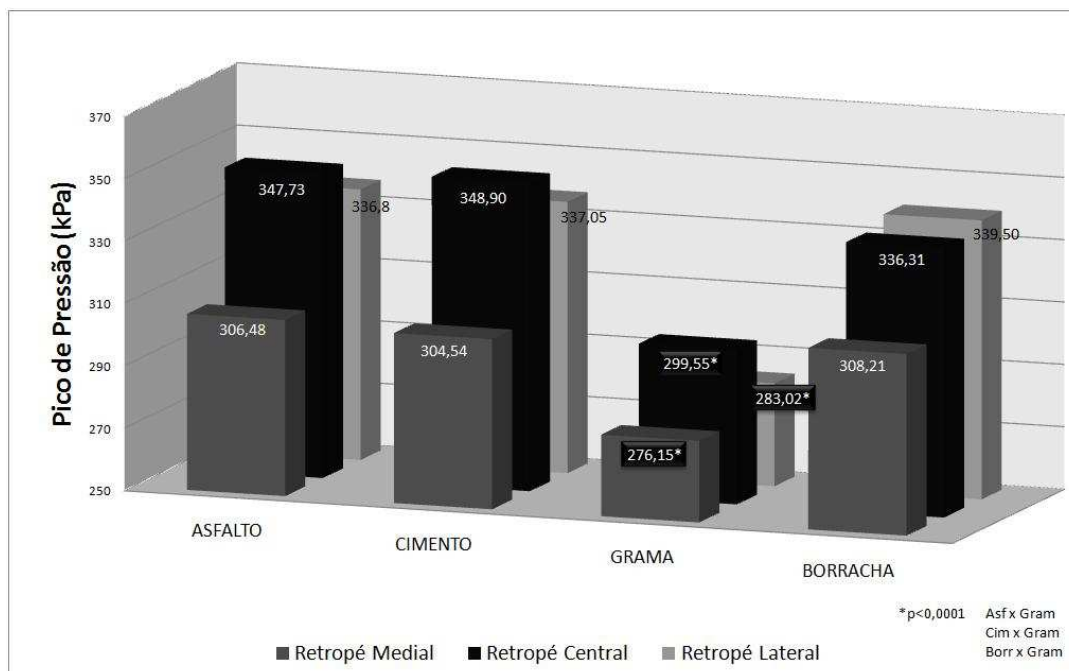


Figura 11 - Pico de pressão (kPa) na área do retopé dividido em três regiões: medial central e lateral. A grama diferiu dos demais pisos em todas as áreas do retopé.

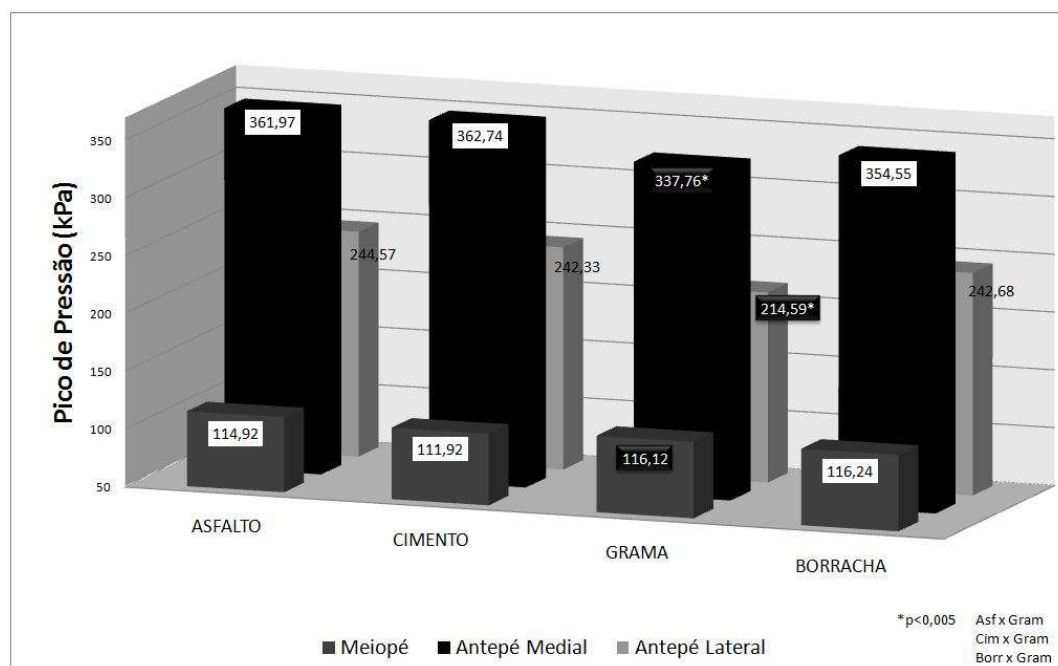


Figura 12 - Pico de pressão nas áreas do meio pé, e do antepé dividido em medial e lateral. A grama diferiu dos demais pisos em todas as áreas do antepé.

#### **5.2.4. Discussão do Experimento 2**

O objetivo do presente estudo foi investigar o efeito de diferentes superfícies de corrida na pressão plantar de corredores adultos recreacionais no asfalto, concreto, grama natural e na borracha. A hipótese desse estudo foi que em pisos complacentes, como a grama e a borracha menores sobrecargas seriam observadas em relação aos pisos rígidos como o asfalto e o concreto. O que se observou foi a predominância da grama sobre os demais pisos na atenuação das variáveis de sobrecarga (pico de pressão e integral da pressão), principalmente em três regiões do pé: calcanhar central e lateral, e no antepé lateral. Esta predominância chegou a um percentual de atenuação de sobrecarga da ordem de 5 a 14% no retopé central, de 17% no retopé lateral e de 5 a 12% no antepé lateral. A borracha não se comportou como um piso complacente tal como descrito na literatura (Ferris et al., 1999; Dixon et al., 2000; Brechue et al., 2005) e sim, como um piso rígido já que apresentou maiores valores de sobrecarga, tal como o concreto e o asfalto, quando comparados à grama. Os resultados apontam diferenças significativas entre a grama e os demais pisos.

No estudo comparativo entre grama e “terra vermelha”, em situação de corrida com chuteiras, realizado por Eils, Streyll et al. (2004), os resultados mostraram diferenças da ordem de 3% entre as superfícies para o pico de pressão. Ford et al. (2006) obtiveram cerca de 18 e 19% a mais do pico de pressão na região do antepé central e dedos, exceto hálux, na grama sintética quando comparada à grama natural.

Ao compararem o concreto com a madeira através de uma simulação em computador, Fritz e Peikenkamp (2003) demonstraram que a superfície mais rígida (concreto) aumentou a taxa da força, e, portanto, eles sugerem que o aumento do risco de lesão nas

cartilagens articulares advém deste fato. Em estudo realizado por Dixon e James (2005), na modalidade tênis, superfície mais rígida (concreto) apresentou maiores picos de pressão. Girard et al. (2007) afirmam que, também no tênis, a maioria das lesões nos membros inferiores são similares às observadas em corredores e este fato pode ser atribuído à rigidez do piso. No estudo comparativo entre grama e saibro, os autores observaram que o saibro atenua significativamente as cargas em relação à grama. Da mesma forma que na corrida, o efeito cumulativo de cada deslocamento associado a esta diferença de carga no pé, em função dos pisos, identifica um potencial mecanismo de ocorrência de lesões neste público (Girard et al., 2007).

Em todos os estudos aqui citados, a superfície mais rígida apresentou a maior sobrecarga, a exceção foi na comparação do saibro com a grama onde o primeiro permite o escorregamento dos pés e, isto, faz com que a sobrecarga seja dissipada no solo. Durante a corrida nas superfícies de treinamento de corrida não existe esta ação de escorregar e, portanto, a superfície mais rígida foi a que provocou uma maior sobrecarga no presente estudo.

Curiosamente uma superfície tida como complacente (borracha) apresentou os menores tempos de contato em todo o retropé e médio-pé, e uma tendência deste comportamento no antepé. Isto foi diferente do encontrado em Tessutti et al. (2008) que obteve na superfície mais rígida, no caso o asfalto, o menor tempo de contato. Desta forma a borracha comportou-se, quanto as sobrecarga (pico de pressão e integral da pressão) semelhante a um piso rígido, mas com menores tempos de contato.

Dixon et al. (2000) afirma que alterações nas características das superfícies podem afetar o padrão cinético dos movimentos, sendo um fator potencialmente perturbador do desempenho técnica de uma habilidade motora. Como a corrida é uma modalidade de

característica cíclica, a cumulatividade de uma diferença existente entre cada piso pode ser a diferença entre a ocorrência ou não de lesão (Tessutti et al., 2008). Derrick et al. (2002) verificaram que um volume semanal de 32 km corridos gera 1,3 milhões de impactos no corpo no período de 1 ano. Assim, a diferença obtida entre a grama e os demais pisos neste estudo também levam a acreditar que a cumulatividade desta diferença pode ser um considerável fator de origem de lesões, principalmente quando a corrida é realizada predominantemente nos pisos mais rígidos ou na pista de atletismo.

Na relação piso e lesões em corredores, um possível mecanismo de lesão em joelhos pode ocorrer por intermédio de uma assincronia entre as ações das articulações do joelho e a articulação subtalar, por meio da rotação da tibia (James et al., 1978 apud Stergiou e Bates, 1997). Os resultados do estudo de Stergiou e Bates (1997) indicam claramente que o aumento do stiffness da superfície e um correspondente aumento da força de impacto, promovem uma assincronia dos movimentos de prono-supinação da articulação subtalar e a flexo-extensão do joelho, diminuindo, assim, a capacidade do organismo em atenuar as sobrecargas. Esta menor possibilidade de absorção de carga pode ser influenciada pela adaptação cinemática dos membros inferiores quando a corrida é realizada em diferentes superfícies com diferentes stiffness (Ferris et al., 1998; Dixon et al., 2000; Derrick, 2004; Dixon e James, 2005). Portanto, uma superfície complacente permite uma maior possibilidade de sincronia entre as articulações do pé e joelho que permite uma diminuição da sobrecarga, a qual esses segmentos são submetidos.

Estudo realizado por Hardin et al. (2004) para verificar as variações da rigidez do piso, calçado e da duração da corrida, demonstraram que a diminuição da flexão de quadril e joelho no contato com o solo, a redução da flexão máxima de quadril, e o aumento do pico da velocidade angular do quadril, joelho, e tornozelo são adaptações ativas, que podem ser

desejáveis do pontos de vista energético, mas também possibilitam a contribuição para o alto risco de lesões por sobretraining, especialmente no atleta que treina nas superfícies mais rígidas, pois diminui sua capacidade de atenuar carga.

Em comparações entre a grama e o asfalto, Tessutti et al (2008) afirmaram que a complacência da grama natural pode ter facilitado a flexibilidade e os graus de liberdade do membro inferior, especialmente do complexo do tornozelo/pé, resultando numa alteração das cargas no retropé. Com isso, houve uma maior possibilidade de distribuir pressões na região lateral e central do retropé, assim como na região lateral do antepé na grama.

Sujeitos que desenvolvem lesões nos membros inferiores relacionadas à prática de exercício correm com uma pronação do pé aumentada, uma eversão prolongada, maiores pressões plantares na região medial do pé, assim como uma maior velocidade de reinversão do pé com um finalização do rolamento lateralizada (Willems et al., 2007). Portanto, pode-se assumir que as alterações nos padrões biomecânicos da corrida, como a distribuição da pressão plantar (Willems et al., 2007), pode levar ao surgimento de lesões e a identificação destas alterações pode então auxiliar na promoção da prevenção destas lesões.

Assim, os resultados do presente estudo, de Eils et al. (2004) e Ford et al. (2006), ao avaliarem a distribuição da pressão plantar, concordam ao afirmar que dependendo da complacência do piso escolhido para a prática da corrida, poderá haver diferenças nas pressões e cargas experimentadas pelos pés, sendo menores para os pisos mais complacentes. A exceção, neste estudo, se fez ao piso de borracha que apresentou um resultado similar aos pisos mais rígidos, o asfalto e concreto, nas variáveis de sobrecarga. Já na variável tempo de contato foi o piso que apresentou, de forma significativa, os menores valores no retropé e médio-pé.



Outro ponto de destaque neste trabalho é a relação entre as regiões medial e lateral do retropé, como se pode observar na figura 11. Na grama, o retropé tende a comportar-se de uma forma mais neutra com relação à distribuição das cargas, diferentemente dos demais pisos. Os valores das variáveis nas regiões medial e lateral do retropé são muito semelhantes neste piso. Nos outros três pisos, a região lateral tende a apresentar valores cerca de 10% maiores que a região medial. Este resultado pode salientar a mobilidade das articulações mais distais envolvidas em cada piso, onde a grama permitiria uma maior movimentação da articulação subtalar, mantendo-a em uma posição neutra comparando aos demais pisos. Tessutti et al. (2008) verificaram que a diferença dos valores do pico de pressão das regiões medial e lateral do retropé apresentou 4,5 vezes mais sobrecarga na região lateral comparada à medial, quando a corrida foi feita no asfalto. Portanto, a corrida na grama poderia favorecer maiores graus de liberdade para o complexo do tornozelo/pé verificado pela melhor distribuição de pressão. Isto é o desejado, pois segundo Dixon e McNally (2008), o pé movimenta-se de uma forma mais eficiente quando está em uma posição neutra.

Uma das possibilidades a se considerar, por intermédio de uma ação preventiva, seria a utilização da corrida na grama, como um piso complacente, que proporciona um menor pico de pressão na região medial, e uma melhor distribuição das pressões entre as regiões medial e lateral do pé comparado aos demais pisos testados. Isto implicaria em uma menor possibilidade de desenvolver lesões nos membros inferiores relacionadas à prática de exercício, por exemplo. Mas, a não uniformidade da grama natural acaba sendo uma desvantagem para este piso. Isto ocorre em função da existência de buracos e raízes de árvores que podem provocar lesões decorrentes de traumas, e isto deve ser considerado na escolha deste piso para a realização da corrida visando a sua vantagem de atenuar as sobrecargas em todo o pé.

Os resultados obtidos nesse estudo discordam dos encontrados por Tillman et al. (2002), ao avaliarem a pressão plantar no asfalto, cimento, borracha e grama. Eles utilizaram para mensuração da pressão plantar um sistema resistivo com palmilhas constituídas de 24 sensores e não encontraram diferenças significativas das variáveis velocidade, força de reação do solo, tempo de contato e impulso entre os pisos citados. Possíveis explicações para as diferenças entre os resultados do presente estudo e do de Tillman et al. (Tillman et al., 2002) são: as distintas divisões das áreas plantares e dos princípios de medidas dos sistemas utilizados.

Para uma discussão mais aprofundada sobre os efeitos do tipo de superfícies no sistema musculoesquelético, uma avaliação cinemática do pé, associada a medição da pressão plantar pode prover importantes informações de como o complexo tornozelo-pé se ajusta a diferentes complacências de superfícies. Além disso, estudar a atividade elétrica dos músculos que envolvem os membros inferiores através da EMG também pode esclarecer se superfícies complacentes, tal como a grama natural, ao atenuar as sobrecargas, levam a maiores atividades musculares comprometendo a economia de corrida. Desta forma pode-se contribuir para o conhecimento da prevenção de lesões nos corredores recreacionais.

#### **5.2.5. Considerações finais do Experimento 2**

Existe uma considerável diferença entre uma superfície complacente (grama natural) e as superfícies rígidas (asfalto e concreto) em termos de picos de pressão obtido dentro do calçado esportivo durante a corrida. A grama natural produziu cargas até 16% menores no retopé e antepé lateral comparada às outras superfícies testadas. Entre as superfícies rígidas (asfalto e concreto) não houve diferenças no padrão de pressão plantar, e um

comportamento similar foi observado no piso de borracha. A atenuação do pico de pressão no retopé e no antepé durante a corrida na grama natural pode ser devido a um ajuste mais flexível das extremidades distais, particularmente do complexo tornozelo/pé, na superfície complacente, o qual surpreendentemente não foi observado no piso de borracha, assim como nas superfícies rígidas.

A grama é um piso que diminui as sobrecargas no pé durante a corrida, favorecendo, assim, a sua prática com menor influência sobre as cargas a que o corpo é submetido. Além disso, a sua disponibilidade é muito maior que a pista de atletismo. Esta não apresentou uma característica de um piso complacente como é considerado normalmente. As sobrecargas semelhantes, entre este e os demais pisos rígidos, o descaracterizaria como um piso que pode atenuar sobrecargas nas atuais circunstâncias de utilização da pista medida.

## **6. PARTE 2**

### **6.1 Experimento 1**

#### **6.1.1 *Objetivo***

Este experimento teve por objetivo investigar se a experiência na prática da corrida de até dois anos, de dois a cinco anos e superior a cinco anos, influencia na distribuição das pressões na superfície plantar durante a corrida.

### **6.1.2. Casuística e Métodos do Experimento 1**

#### *Casuística*

A amostra foi constituída por 126 indivíduos de ambos os sexos, sendo 86 homens ( $175\pm 7$ cm,  $73,8\pm 10,8$  kg) e 40 mulheres ( $163\pm 6$  cm,  $56,9\pm 7,2$ kg). Os participantes tinham entre 18 e 55 anos ( $37\pm 8$  anos).

#### *Variáveis de Análise*

O tempo de contato (ms), o pico de pressão (kPa) e a integral da pressão (kPa.s) foram avaliados em cinco regiões plantares. Inicialmente, a superfície plantar foi dividida em três grandes regiões: Retropé (30% do comprimento do pé), M - médiopé (30% do comprimento do pé), e Antepé e dedos (40% do comprimento do pé), seguindo o esquema estabelecido por Cavanagh e Ulbrecht (1994). O retropé e o antepé foram subdivididos, respectivamente, em: MR - retropé medial (50% da largura do retropé) e LR - retropé lateral (50% da largura do retropé); MF - antepé medial (55% da largura do antepé) e LF - antepé lateral (de 45% da largura do antepé).

#### *Análise Estatística*

Após a verificação da normalidade dos dados, os grupos foram comparados em cada variável dependente (tempo de contato, pico de pressão e integral da pressão) por meio de três ANOVAs dois fatores, sendo um deles medida repetida (cinco áreas plantares) e o outro independente sendo os grupos por experiência de corrida (três grupos). Quando identificada diferença significativa nas comparações múltiplas foram realizados testes de Newman-Keuls.

Foi adotado um nível de significância de 5%. Os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o software Statistica 8.0.

### **6.1.3. Resultados do Experimento 1**

Houve efeito significativo na interação grupo de experiência na corrida e área plantar para a variável tempo de contato ( $F=2,29$ ;  $p=0,019$ ) (tabela 3), pico de pressão ( $F=3,297$ ;  $p=0,001$ ) (tabela 4), e integral da pressão ( $F=2,126$ ;  $p=0,031$ ) (tabela 5).

O tempo de contato foi significativamente maior no grupo 1 em relação ao 3 no retopé medial ( $p=0,003$ ). O pico de pressão foi significativamente maior no grupo 1 em relação ao grupo 2 no antepé medial ( $p=0,018$ ). E a integral da pressão foi significativamente maior no antepé medial no grupo 1 em relação ao grupo 3 ( $p<0,001$ ) e maior no grupo 2 em relação ao 3 ( $p=0,018$ ).

Também se pode observar um comportamento assimétrico entre os grupos ao se comparar a distribuição da pressão entre as regiões medial e lateral do antepé. O pico de pressão e a integral da pressão foram significativamente maiores no antepé medial em relação ao lateral em todos os grupos ( $p<0,001$ ), demonstrando um padrão mais medializado de propulsão como esperado em corridas nestas velocidades. Este resultado diferiu para o tempo de contato, onde se observou maiores tempos na região de antepé lateral em relação ao medial para todos os grupos: G1 ( $p=0,006$ ), G2 ( $p=0,003$ ) e G3 ( $p=0,007$ ).

Tabela 3 - Médias e desvio-padrão do tempo de contato (ms), pico de pressão (kPa) e integral da pressão (kPa.s) nas 5 áreas plantares para os três grupos estudados: G1, G2 e G3.

Áreas plantares		G 1	G 2	G 3	p <sup>1</sup>
Tempo de Contato (ms)	Retropé medial	157,9 ± 36,5*	145,8 ± 26,3	138,5 ± 23,6*	0,003
	Retropé lateral	156,8 ± 44,6	148,2 ± 34,6	146,2 ± 36,2	>0,05
	Médio-pé	197,4 ± 35,3	196,0 ± 32,7	192,1 ± 43,0	>0,05
	Antepé medial	219,3 ± 22,8	222,5 ± 20,7	213,7 ± 29,5	>0,05
	Antepé lateral	232,1 ± 23,7	236,1 ± 23,7	226,0 ± 29,4	>0,05
Pico de Pressão (kPa)	Retropé medial	351,4 ± 83,9	310,4 ± 64,0	330,7 ± 69,2	>0,05
	Retropé lateral	362,9 ± 95,1	323,2 ± 81,8	338,2 ± 76,7	>0,05
	Médio-pé	152,7 ± 23,5	154,8 ± 29,8	156,2 ± 27,4	>0,05
	Antepé medial	378,7 ± 95,5	355,7 ± 88,1*	346,4 ± 72,4*	0,018
	Antepé lateral	242,9 ± 53,4	244,3 ± 48,6	250,6 ± 69,9	>0,05
Integral da Pressão (kPa.s)	Retropé medial	22,4 ± 6,1	20,4 ± 5,6	20,4 ± 5,6	>0,05
	Retropé lateral	21,1 ± 6,8	20,4 ± 6,7	19,7 ± 5,4	>0,05
	Médio-pé	17,6 ± 3,4	17,4 ± 3,6	17,3 ± 4,0	>0,05
	Antepé medial	48,6 ± 12,0 <sup>#</sup>	46,7 ± 10,6 <sup>&amp;</sup>	43,9 ± 10,5 <sup>#&amp;</sup>	<0,001
	Antepé lateral	33,4 ± 6,9	34,1 ± 6,5	32,4 ± 7,3	>0,05

\* diferença estatisticamente significativa entre G1 e G3 para o retropé medial (MR). <sup>1</sup> teste de Newman-Keuls

+ diferença estatisticamente significativa entre grupo 2 e 3 para o antepé medial (MF). <sup>1</sup> teste de Newman-Keuls

<sup>#</sup> diferença estatisticamente significativa entre grupo 1 e 3 para antepé medial. <sup>&</sup> diferença estatisticamente significativa entre grupo 2 e 3 para antepé medial. <sup>1</sup> teste de Newman-Keuls

#### 6.1.4. Discussão do Experimento 1

O objetivo do presente trabalho foi investigar a influência da experiência na prática da corrida na distribuição da pressão plantar durante a corrida. Os principais resultados demonstraram que os grupos de corredores mostraram-se significativamente diferentes nas variáveis temporal e cinéticas analisadas, especialmente entre o grupo menos experiente (G1) e o grupo mais experiente (G3), conferindo maiores tempos de contato em retropé e maiores cargas no antepé e retropé durante a corrida nos corredores menos experientes.

No antepé dos corredores menos experientes (G1), foi observado um aumento de 9% no pico de pressão, um aumento de 3,6% no tempo de contato e, conseqüentemente, uma maior integral da pressão (9,7%) quando comparado ao grupo mais experiente (G3). Os menos experientes apresentaram, no retropé, um tempo de contato 12,3% mais elevado, um pico de pressão 5,9% maior e uma integral da pressão aumentada em 9% comparados aos mais experientes.

Os corredores inexperientes sobrecarregaram de forma excessivamente maior a região de retropé na fase de contato do calcanhar com o solo e o antepé na fase de propulsão da corrida em relação aos mais experientes. A quantidade de pressão a que o pé é exposto é um fator adicional que pode ser associado a uma sobrecarga cumulativa e deletéria para o pé no futuro da prática (Hennig, 1998 apud Lake, 2000). Pode-se interpretar que esta é uma sobrecarga desnecessária e passível de aperfeiçoamento, uma vez que o grupo mais experiente realiza pressões menores para gerar a mesma propulsão e atingir a velocidade de 12 km/h.

Essas diferenças de sobrecargas parecem se atenuar com alguns anos de experiência (2 anos), observado pela atenuação de 12% no pico de pressão na região do retropé no grupo de média experiência (G2) em relação aos menos experientes (G1).

Os presentes resultados corroboram com os achados de Lees e Bouracier (1994) que, embora utilizando uma plataforma de força, também encontraram alterações nas cargas recebidas por corredores inexperientes em relação aos mais experientes no ataque do calcanhar com o solo na corrida. Os autores observaram um aumento do primeiro pico da força vertical, bem como um aumento na força ântero-posterior na fase de desaceleração que corresponderia ao toque do calcanhar no solo.

Observaram-se ainda maiores picos e integral da pressão em corredores inexperientes em antepé e retropé medial. Willems et al. (2007) relacionaram sobrecargas mais mediais no pé de corredores a um maior risco no desenvolvimento de dores nos membros inferiores relacionadas à corrida. Desta forma, pode-se interpretar que estas sobrecargas particularmente maiores e mediais poderiam predispor estes corredores inexperientes a maiores riscos de lesões em membros inferiores.

Lake e Lafortune (1998) discutem que o homem tem a habilidade em perceber a magnitude das cargas de impacto a que está submetido durante a locomoção já que esta percepção esteve altamente relacionada às medidas de força de impacto feitas neste estudo. Acredita-se que a constante prática da corrida possa refinar esta percepção, permitindo que o corredor mais experiente modifique sua técnica e estratégias motoras para atenuar forças excessivas provocadas por alguma condição inadequada tal como superfície de treinamento, maiores velocidades de corrida ou calçado esportivo.

Considerando a existência desta diferença de sobrecarga entre os mais e menos experientes na prática da corrida, a escolha de uma inadequada superfície de treinamento pelos corredores menos experientes potencializaria esta sobrecarga a que um iniciante é submetido. Tessutti et al (2008) demonstraram que correr 10 km no asfalto acrescentaria 224 MPa (9% no pico de pressão) de sobrecarga em relação a mesma corrida na grama natural. Considerando-se que um corredor efetua aproximadamente 700 passos a cada quilômetro (Taunton et al., 2002) e que o pico de pressão adicional obtido no estudo foi de 40 kPa na diferença entre os pisos e de 41 kPa na diferença entre os grupos, essa sobrecarga em função da superfície escolhida e do tempo de prática de corrida aumentaria o risco de lesões musculoesqueléticas nos menos experientes.



A distribuição da pressão plantar foi uma variável biomecânica discriminadora e identificadora de diferenças entre os corredores experientes e inexperientes nas sobrecargas que o pé recebe. Porém, para um aprofundamento das discussões, a avaliação cinemática de membro inferior, especialmente do complexo tornozelo/pé, de maneira associada à avaliação da distribuição da pressão plantar, poderá trazer informações importantes em relação à acomodação deste segmento ao longo dos anos de prática da corrida, e conseqüentemente, trazer informações que contribuam para a prevenção de lesões em corredores.

#### **6.1.5. Considerações finais do Experimento 1**

O tempo de prática na corrida pode influenciar de forma significativa nas sobrecargas recebidas pelo retopé e antepé em função da experiência nesta habilidade motora. A atenuação da pressão observada nos indivíduos com maior experiência (acima de 5 anos) em retopé e antepé pode estar relacionada à adoção de um padrão motor mais eficiente por estes corredores que resultaria em uma maior habilidade de acomodação da extremidade distal às cargas. Este fato não é observado nos indivíduos menos experientes (menos de 2 anos) onde a carga nestes segmentos é distribuída com maior heterogeneidade sobre a superfície plantar, sobrecarregando especialmente a região medial do antepé e retopé.

## 7. CONCLUSÕES

O tipo de piso utilizado na prática da corrida pode contribuir de forma significativa nas sobrecargas recebidas pelo retopé e antepé em função de sua complacência. A grama natural produziu picos de pressão de até 16% menores em retopé e antepé lateral provavelmente pela maior possibilidade de ajustes motores da extremidade distal que torna a atenuação de cargas mais efetiva. De maneira surpreendente, o asfalto e o concreto comportaram-se similarmente à borracha quanto aos altos picos de pressão plantar.

A experiência na prática da corrida interfere nas pressões plantares: corredores com menos tempo de prática (menos de 2 anos) têm a sobrecarga em retopé e antepé medial aumentada com relação aos mais experientes (acima de 5 anos de prática). Estes corredores mais experientes devem adotar um padrão motor mais eficiente resultando em uma maior habilidade de acomodação da extremidade distal às cargas.

Portanto, a combinação de piso e experiência em correr que, geraria maior sobrecarga e aumentaria o risco de lesões, seria o iniciante (indivíduo com menos de 2 anos de prática) correr somente em uma superfície rígida. Em contraposição, corredores experientes (com mais de 5 anos de prática) apresentando uma melhor técnica, tem melhor capacidade de adaptar-se ao piso e às condições ambientais para atenuar a sobrecarga a que o aparelho locomotor está submetido durante a corrida. A combinação tempo de experiência acima de 2 anos e correr na grama é a que menos promove sobrecargas plantares.

Assim, na prescrição do treino ou no retorno após o processo de reabilitação de uma lesão, estas duas variáveis (piso e experiência) devem ser consideradas, pois também estão associadas a outras variáveis tais como desalinhamentos posturais, volume de treinamento,

intensidade e o descanso. O controle de cada uma destes parâmetros é de extrema importância na contribuição de uma prática segura e preventiva de lesões.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Almeida, S. A., K. M. Williams, R. A. Shaffer e S. K. Brodine. "Epidemiological patterns of musculoskeletal injuries and physical training." *Med Sci Sports Exerc.* 1999; **31**(8): 1176-82.
- Andriolo, F. (1993). *Inspeção e Controle de Qualidade do Concreto*. São Paulo, Newswork.
- Barrett, R. S., R. J. Neal e L. J. Roberts. "The dynamic loading response of surfaces encountered in beach running." *J Sci Med Sport.* 1998; **1**(1): 1-11.
- Barrett, R. S., R. J. Neal e L. J. Roberts. "The Dynamic Loading Response of Surfaces Encountered in Beach Running." *J Sci Med Sport.* 2001; **1**(1): 1-11.
- Bartholomeu, A. L. "Treino Adequado ao Piso." *Revista O2.* 2005; **32**: 42-47.
- Batt, M. Injury and Sports Surface. Launch Seminar of the SportSURF Network. 2005. Loughborough, UK.
- Bennell, K., G. Matheson, W. Meeuwisse e P. Brukner. "Risk Factors for Stress Fractures". *Sports Med.* 1999; **28**(2): 91-122.
- Bloom, M. (1997). Judging a path by its cover: not all running surfaces are created equal. So we've rated 10 of them, giving you the pros and cons of each. *Runner's World.* **32**: 54-8.
- Bramble, D. M. e D. E. Lieberman. "Endurance running and the evolution of Homo." *Nature.* 2004; **432**(7015): 345-52.
- Brechue, W. F., J. L. Mayhew e F. C. Piper. "Equipment and running surface alter sprint performance of college football players." *J Strength Cond Res.* 2005; **19**(4): 821-5.
- Brüggemann, P. Motion Control Concepts Revisited. In: *VIII Footwear Biomechanics Symposium.* 2007. National Yang-Ming University Taipei, Taiwan. Disponível em:

[http://www.footwearbiomechanics.org/ABSTRACTS/FBS07\\_Proceedings\\_restricted.pdf](http://www.footwearbiomechanics.org/ABSTRACTS/FBS07_Proceedings_restricted.pdf)

- Butler, R. J., I. M. Davis, C. M. Laughton e M. Hughes. "Dual-function foot orthosis: effect on shock and control of rearfoot motion." *Foot Ankle Int.* 2003; **24**(5): 410-4.
- Cavagna, G. A., N. C. Heglund e C. R. Taylor. "Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure." *Am J Physiol.* 1977; **233**(5): R243-61.
- Cavanagh, P. e J. Ulbrecht (1994). Biomechanical aspects of foot problems in diabetes. *The Foot in Diabetes*. In: Boulton, A., H. Connor and P. Cavanagh editores. United Kingdom, Ed. Chichester: 25-35.
- Cheung, R. T. H. e G. Y. F. Ng. "Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners." *Phys Ther Sport.* 2007; **8**: 75-81.
- Corpore. Número de associados e de participantes nas provas. [on line] em. [http://www.corpore.org.br/cor\\_corpore\\_estatisticas.asp](http://www.corpore.org.br/cor_corpore_estatisticas.asp). 2008. Acessado em: setembro de 2008. Português.
- Creagh, U., T. Reilly e A. Lees. "Kinematics of running on 'off-road' terrain." *Ergonomics.* 1998; **41**(7): 1029-33.
- Dahl, M. T. "Limb length discrepancy." *Pediatr Clin North Am.* 1996; **43**(4): 849-65.
- De Cock, A., T. Willems, E. Witvrouw, J. Vanrenterghem e D. De Clercq. "A functional foot type classification with cluster analysis based on plantar pressure distribution during jogging." *Gait Posture.* 2006; **23**(3): 339-47.
- De Witt, B., D. De Clercq e P. Aerts. "Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running." *Journal of Biomechanics* 2000; **33**: 269-278.
- De Leo, A. T., T. A. Dierks, R. Ferber e I. S. Davis. "Lower extremity joint coupling during running: a current update." *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004; **19**(10): 983-91.

- Derrick, T. R. "The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations." *Med Sci Sports Exerc.* 2004; **36**(5): 832-7.
- Derrick, T. R., D. Dereu e S. P. McLean "Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run." *Med Sci Sports Exerc.* 2002; **34**(6): 998-1002.
- Dickinson, M. H., C. T. Farley, R. J. Full, M. A. R. Koehl, R. Kram e S. Lehman. "How Animals Move: An Integrative View." *Science.* 2000; **288**: 100-107.
- Dierks, T. A. e I. Davis. "Discrete and continuous joint coupling relationships in uninjured recreational runners." *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007; **22**(5): 581-91.
- Dixon, S. e I. James. Player Surface- Interaction. Launch Seminar of the SportSURF Network. 2005. Loughborough, UK.
- Dixon, S. J. "Application of center-of-pressure data to indicate rearfoot inversion-eversion in shod running." *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006; **96**(4): 305-12.
- Dixon, S. J., A. C. Collop e M. E. Batt. "Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running." *Med Sci Sports Exerc.* 2000; **32**(11): 1919-26.
- Dixon, S. J. e K. McNally. "Influence of orthotic devices prescribed using pressure data on lower extremity kinematics and pressures beneath the shoe during running." *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008; **23**(5): 593-600.
- DNER. Manual de Pavimentação. [on line] em. [http://www.dner.gov.br/arquivos\\_internet/ipr/ipr\\_new/manuais/Manual%20de%20Pavimentação.pdf](http://www.dner.gov.br/arquivos_internet/ipr/ipr_new/manuais/Manual%20de%20Pavimentação.pdf). 1996. Acessado em: março de 2005. Português.
- Duffey, M. J., D. F. Martin, D. W. Cannon, T. Craven e S. P. Messier. "Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners." *Med Sci Sports Exerc.* 2000; **32**(11): 1825-32.
- Eils, E., M. Streyl, S. Linnenbecker, L. Thorwesten, K. Volker e D. Rosenbaum. "Characteristic

- plantar pressure distribution patterns during soccer-specific movements." *Am J Sports Med.* 2004; **32**(1): 140-5.
- Eslami, M., M. Begon, N. Farahpour e P. Allard. "Forefoot-rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running." *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007; **22**(1): 74-80.
- Farley, C. T. (1998). Locomotion. Just skip it. *Nature*. **394**: 721-723.
- Feehery, R. V., Jr. "The biomechanics of running on different surfaces." *Clin Podiatr Med Surg.* 1986; **3**(4): 649-59.
- Ferris, D. P., K. Liang e C. T. Farley. "Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface." *J Biomech.* 1999; **32**(8): 787-94.
- Ferris, D. P., M. Louie e C. T. Farley. "Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces." *Proc Biol Sci.* 1998; **265**(1400): 989-94.
- Ford, K. R., N. A. Manson, B. J. Evans, G. D. Myer, R. C. Gwin, R. S. Heidt, Jr. e T. E. Hewett. "Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf." *J Sci Med Sport.* 2006; **9**(6): 433-40.
- Fredericson, M. "Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention." *Sports Med.* 1996; **21**(1): 49-72.
- Fredericson, M. e A. K. Misra. "Epidemiology and aetiology of marathon running injuries." *Sports Med.* 2007; **37**(4-5): 437-9.
- Fredericson, M., J. Ngo e K. Cobb. "Effects of ball sports on future risk of stress fracture in runners." *Clin J Sport Med.* 2005; **15**(3): 136-41.
- Fritz, M. e K. Peikenkamp "Simulation of the influence of sports surfaces on vertical ground reaction forces during landing." *Med Biol Eng Comput.* 2003; **41**(1): 11-7.
- Gerhardt, R. (2006). O Raio-X das Corridas de Rua. *Revista O2*. **35**: 30-35.

- Gerlach, K. E., S. C. White, H. W. Burton, J. M. Dorn, J. J. Leddy e P. J. Horvath. "Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners." *Med Sci Sports Exerc.* 2005; **37**(4): 657-63.
- Gerritsen, K. G., A. J. van den Bogert e B. M. Nigg. "Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running." *J Biomech.* 1995; **28**(6): 661-8.
- Giammusso, S. (1992). *Manual do Concreto*. São Paulo, Pini.
- Giddings, V. L., G. S. Beaupre, R. T. Whalen e D. R. Carter. "Calcaneal loading during walking and running." *Med Sci Sports Exerc.* 2000; **32**(3): 627-34.
- Girard, O., F. Eicher, F. Fourchet, J. P. Micallef e G. P. Millet. "Effects of the playing surface on plantar pressures and potential injuries in tennis." *Br J Sports Med.* 2007; **41**(11): 733-8.
- Hardin, E. C., A. J. van den Bogert e J. Hamill. "Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration." *Med Sci Sports Exerc.* 2004; **36**(5): 838-44.
- Hintermann, B. e B. M. Nigg. "Pronation in runners. Implications for injuries." *Sports Med.* 1998; **26**(3): 169-76.
- Hohmann, E., K. Wortler e A. B. Imhoff. "MR imaging of the hip and knee before and after marathon running." *Am J Sports Med.* 2004; **32**(1): 55-9.
- Hreljac, A. "Stride smoothness evaluation of runners and other athletes." *Gait Posture.* 2000; **11**(3): 199-206.
- Hreljac, A. "Impact and overuse injuries in runners." *Med Sci Sports Exerc.* 2004; **36**(5): 845-9.
- Jacobs, S. J. e B. L. Berson. "Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race." *Am J Sports Med.* 1986; **14**(2): 151-5.
- Jaworski, C. A. "Medical concerns of marathons." *Curr Sports Med Rep.* 2005; **4**(3): 137-43.



- Johnston, C. A., J. E. Taunton, D. R. Lloyd-Smith e D. C. McKenzie. "Preventing running injuries. Practical approach for family doctors." *Can Fam Physician*. 2003; **49**: 1101-9.
- Karamanidis, K., A. Arampatzis e G. P. Bruggemann. "Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques." *Med Sci Sports Exerc*. 2003; **35**(6): 1009-16.
- Kaufman, K. R., L. S. Miller e D. H. Sutherland. "Gait asymmetry in patients with limb-length inequality." *J Pediatr Orthop*. 1996; **16**(2): 144-50.
- Kerdok, A. E., A. A. Biewener, T. A. McMahon, P. G. Weyand e H. M. Herr. "Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses." *J Appl Physiol*. 2002; **92**(2): 469-78.
- Kernozek, T. W. e K. A. Zimmer. "Reliability and running speed effects of in-shoe loading measurements during slow treadmill running." *Foot Ankle Int*. 2000; **21**(9): 749-52.
- Kilding, A. E., M. A. Scott e D. R. Mullineaux "A kinematic comparison of deep water running and overground running in endurance runners." *J Strength Cond Res*. 2007; **21**(2): 476-80.
- Kim, W. e A. S. Voloshin. "Dynamic loading during running on various surfaces." *Hum Mov Sci*. 1992; **11**: 675-689.
- Kyrolainen, H., J. Avela e P. V. Komi. "Changes in muscle activity with increasing running speed." *J Sports Sci*. 2005; **23**(10): 1101-9.
- Lake, M. J. "Determining the protective function of sports footwear." *Ergonomics*. 2000; **43**(10): 1610-21.
- Lake, M. J. e M. A. Lafortune. "Mechanical inputs related to perception of lower extremity impact loading severity." *Med Sci Sports Exerc*. 1998; **30**(1): 136-43.
- Lee, C. R. e C. T. Farley. "Determinants of the center of mass trajectory in human walking and

- running." *J Exp Biol.* 1998; **201**(Pt 21): 2935-44.
- Lees, A. e J. Bouracier. "The longitudinal variability of ground reaction forces in experienced and inexperienced runners." *Ergonomics.* 1994; **37**(1): 197-206.
- Lejeune, T. M., P. A. Willems e N. C. Heglund. "Mechanics and energetics of human locomotion on sand." *J Exp Biol.* 1998; **201**(Pt 13): 2071-80.
- Macera, C. A. "Lower extremity injuries in runners. Advances in prediction." *Sports Med.* 1992; **13**(1): 50-7.
- McClay, I. e K. Manal. "A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals." *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998a; **13**(3): 195-203.
- McClay, I. e K. Manal. "The influence of foot abduction on differences between two-dimensional and three-dimensional rearfoot motion." *Foot Ankle Int.* 1998b; **19**(1): 26-31.
- McGinnis, P. M. (2002). *Biomecânica do Esporte e Exercício.* Porto Alegre, Art Med Editora.
- McMahon, T. A. e P. R. Greene. "The influence of track compliance on running." *J Biomech.* 1979; **12**(12): 893-904.
- Mercer, J. A., B. T. Bates, J. S. Dufek e A. Hreljac. "Characteristics of shock attenuation during fatigued running." *J Sports Sci.* 2003; **21**(11): 911-9.
- Mercer, J. A., J. Vance, A. Hreljac e J. Hamill. "Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities." *Eur J Appl Physiol.* 2002; **87**(4-5): 403-8.
- Milburn, P. D. e E. B. Barry. "Shoe-surface interaction and the reduction of injury in rugby union." *Sports Med.* 1998; **25**(5): 319-27.
- Moritz, C. T. e C. T. Farley. "Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping." *J Appl Physiol.* 2004; **97**(4): 1313-22.

- Moritz, C. T. e C. T. Farley. "Human hopping on very soft elastic surfaces: implications for muscle pre-stretch and elastic energy storage in locomotion." *J Exp Biol.* 2005; **208**(Pt 5): 939-49.
- Morrow, J. R., Jr., J. A. Krzewinski-Malone, A. W. Jackson, T. J. Bungum e S. J. FitzGerald. "American adults' knowledge of exercise recommendations." *Res Q Exerc Sport.* 2004; **75**(3): 231-7.
- Nascimento, H. R. C. (2004). Estudo Comparativo de revestimentos asfálticos usinados à quente utilizando avaliação funcional e estrutural de pista de teste. Escola Politécnica, São Paulo, Universidade de São Paulo. *Dissertação de Mestrado.* 149p.
- Nigg, B. M. (1986). *Biomechanics of Running Shoes.* Champaign: Human Kinetics, 1986.
- Nigg, B. M. "The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm." *Clin J Sport Med.* 2001; **11**(1): 2-9.
- Nigg, B. M. e M. Anton. "Energy aspects for elastic and viscous shoe soles and playing surfaces." *Med Sci Sports Exerc.* 1995; **27**(1): 92-7.
- Nigg, B. M. e M. R. Yeadon. "Biomechanical aspects of playing surfaces." *J Sports Sci.* 1987; **5**(2): 117-45.
- Novacheck, T. F. "The biomechanics of running." *Gait Posture.* 1998; **7**(1): 77-95.
- Paluska, S. A. "An overview of hip injuries in running." *Sports Med.* 2005; **35**(11): 991-1014.
- Pinnington, H. C. e B. Dawson. "The energy cost of running on grass compared to soft dry beach sand." *J Sci Med Sport.* 2001a; **4**(4): 416-30.
- Pinnington, H. C. e B. Dawson. "Running economy of elite surf iron men and male runners, on soft dry beach sand and grass." *Eur J Appl Physiol.* 2001b; **86**(1): 62-70.
- Pinnington, H. C., D. G. Lloyd, T. F. Besier e B. Dawson. "Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry

- sand." *Eur J Appl Physiol*. 2005; **94**(3): 242-53.
- Plisky, M. S., M. J. Rauh, B. Heiderscheit, F. B. Underwood e R. T. Tank. "Medial tibial stress syndrome in high school cross-country runners: incidence and risk factors." *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007; **37**(2): 40-7.
- Pulsar. AIMS - Association International of Marathons and Distance Races. [on line] em. <http://www.aimsworldrunning.org/>. 2008. Acessado em: 19 de setembro de 2008. English.
- Robinson, R. O., W. Herzog e B. M. Nigg. "Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry." *J Manipulative Physiol Ther*. 1987; **10**(4): 172-6.
- Saibene, F. e A. E. Minetti. "Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans." *Eur J Appl Physiol* 2003; **88** 297-316.
- Satterthwaite, P., R. Norton, P. Larmer e E. Robinson. "Risk factors for injuries and other health problems sustained in a marathon." *Br J Sports Med*. 1999; **33**(1): 22-6.
- Senço, W. d. (1997). *Manual da Pavimentação*. São Paulo, Pini.
- Stacoff, A., C. Reinschmidt, B. M. Nigg, A. J. Van Den Bogert, A. Lundberg, J. Denoth e E. Stussi. "Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running." *Med Sci Sports Exerc*. 2001; **33**(2): 311-9.
- Stefanyshyn, D. Player Surface Interaction: Injury and Performance. In: *3rd Workshop SPORTSURF 2006*. Exeter, UK. Disponível em:
- Stergiou, N. e B. T. Bates. "The relationship between subtalar and knee joint function as a possible mechanism for running injuries." *Gait & Posture*. 1997; **6** **177** **185**: 177-185.
- Stergiou, N., B. T. Bates e S. L. James. "Asynchrony between subtalar and knee joint function during running." *Med Sci Sports Exerc*. 1999; **31**(11): 1645-55.
- Stergiou, N., B. T. Bates e M. J. Kurz. "Subtalar and knee joint interaction during running at

- various stride lengths." *J Sports Med Phys Fitness*. 2003; **43**(3): 319-26.
- Stiles, V. H. e S. J. Dixon. "The influence of different playing surfaces on the biomechanics of a tennis running forehand foot plant." *J Appl Biomech*. 2006; **22**(1): 14-24.
- Tartaruga, L. A. P., M. P. Tartaruga, G. L. Black, M. Coertjens, L. R. Ribas e L. F. M. Kruel. "Comparison of the subtalar joint angle during submaximal running speeds." *Acta Ortop Bras*. 2005; **13**(2): 57-60.
- Taunton, J. E., M. B. Ryan, D. B. Clement, D. C. McKenzie, D. R. Lloyd-Smith e B. D. Zumbo. "A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries." *Br J Sports Med*. 2002; **36**(2): 95-101.
- Taunton, J. E., M. B. Ryan, D. B. Clement, D. C. McKenzie, D. R. Lloyd-Smith e B. D. Zumbo. "A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run "In Training" clinics." *Br J Sports Med*. 2003; **37**(3): 239-44.
- Tessutti, V., F. Trombini-Souza, A. P. Ribeiro, A. L. Nunes e I. C. N. Sacco. "In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners." *J Sci Med Sport*. 2008; doi:10.1016/j.jsams.2008.07.008.
- Thordarson, D. B. "Running Biomechanics." *Clinics in Sports Medicine*. 1997; **16**(2): 239-247.
- Tillman, M. D., P. Fiolkowski, J. A. Bauer e K. D. Reisinger. "In-Shoe Plantar Measurements during Running on Different Surfaces: Changes in Temporal and Kinetic Parameters." *Sports Engineering*. 2002; **5**: 121-128.
- van Gent, R. N., D. Siem, M. van Middelkoop, A. G. van Os, S. M. Bierma-Zeinstra e B. W. Koes. "Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review." *Br J Sports Med*. 2007; **41**(8): 469-80; discussion 480.
- Van Middelkoop, M., J. Kolkman, J. Van Ochten, S. M. Bierma-Zeinstra e B. Koes. "Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners." *Scand J*

- Med Sci Sports*. 2008; **18**(2): 140-4.
- van Middelkoop, M., J. Kolkman, J. van Ochten, S. M. Bierma-Zeinstra e B. W. Koes. "Course and predicting factors of lower-extremity injuries after running a marathon." *Clin J Sport Med*. 2007; **17**(1): 25-30.
- Veiga, M. Caracterização do piso de pista de atletismo. [on line] em. <http://www.recoma.com.br/entrada.shtm>. 2005. Acessado em: abril de 2005.
- Weist, R., E. Eils e D. Rosenbaum. "The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures." *Am J Sports Med*. 2004; **32**(8): 1893-8.
- Wen, D. Y., J. C. Puffer e T. P. Schmalzried. "Lower extremity alignment and risk of overuse injuries in runners." *Med Sci Sports Exerc*. 1997; **29**(10): 1291-8.
- Willems, T. M., E. Witvrouw, A. De Cock e D. De Clercq. "Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running." *Med Sci Sports Exerc*. 2007; **39**(2): 330-9.
- Williams, D. S., 3rd, I. S. McClay e J. Hamill. "Arch structure and injury patterns in runners." *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001; **16**(4): 341-7.
- Williams, K. R. (2004). A Dinâmica da Corrida. *Biomecânica do Esporte*. V. Zatsiorski. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan: 125-142.
- Wong, P. L., K. Chamari, D. W. Mao e U. Wisloff. "Higher plantar pressure on the medial side in four soccer-related movements." *Br J Sports Med*. 2006.

## ANEXO 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Projeto de Pesquisa: “**Distribuição dinâmica de sobrecargas no pé durante a corrida em diferentes pisos**”

**Aluno:** Vitor Daniel Tessutti

**Orientadora:** Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

Este projeto tem como objetivo central avaliar a distribuição de pressão durante a corrida, com a utilização de tênis apropriado, em 4 diferentes pisos, em corredores saudáveis. Para isso, o(a) senhor(a) será avaliado(a) através de alguns testes que estão descritos mais detalhadamente abaixo. Os resultados, guardadas as devidas identificações e mantida a confidencialidade, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos. Os procedimentos descritos abaixo não oferecem qualquer risco ao senhor(a). Estes testes terão duração de aproximadamente 1 hora.

- Teste 1: o(a) senhor(a) será entrevistado através de um questionário identificando variáveis de treinamento, histórico de possíveis lesões, tipos de pisos utilizadas para o treinamento, utilização dos tênis e performance nos 10 km.
- Teste 2: com o(a) senhor(a) em pé será feita avaliação visual do postura dos membros inferiores, analisando o alinhamento das articulações.
- Teste 3: em pé, será feita a impressão plantar em uma situação estática através de um Pedígrafo, onde este será utilizado para o cálculo do índice do arco plantar que classificá-lo quanto a sua altura sendo classificado em normal, plano ou cavo.
- Teste 4: O(a) senhor(a) deverá estar usando o tênis fornecido pelo laboratório, onde este conterá uma palmilha dentro que é ligada a um aparelho que ficará preso às suas costas através de uma mochila. Este aparelho enviará os dados para o computador, para então, serem gravados registrando a pressão dos pés enquanto o(a) senhor(a) corre em cada piso.

O Sr(a) tem a liberdade de desistir de sua participação nesta pesquisa a qualquer momento sem prejuízo. Caso necessite entrar em contato com os pesquisadores responsáveis por esta pesquisa o sr(a) deve entrar em contato com os responsáveis pela Pesquisa: Vitor Tessutti – Tel. 9914 2272, Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco – Tel. 30917464. Estaremos a sua disposição.

---

Após o conhecimento dos testes aos quais estarei me submetendo, concordo em participar deste projeto de pesquisa, na condição de voluntário permitindo a realização destes testes, conforme condições descritas acima.

Assinatura do voluntário: \_\_\_\_\_

Assinatura do pesquisador: \_\_\_\_\_

**Data:** \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## ANEXO 2 – Aprovação da Cappelq



### APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 20.06.07, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa **nº 0022/07**, intitulado: **“DISTRIBUIÇÃO DINÂMICA DE SOBRECARGAS NO PÉ DURANTE A CORRIDA EM DIFERENTES PISOS”**, apresentado pelo **DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10.10.1996, inciso IX. 2, letra “c”)

Pesquisador (a) Responsável: **Profª. Drª. Isabel de Camargo Neves Sacco**

Pesquisador (a) Executante: **Vitor D. Tessutti**

CAPPesq, 20 de junho de 2007.

**PROF. DR. EDUARDO MASSAD**  
**Presidente da Comissão de Ética para Análise**  
**de Projetos de Pesquisa**



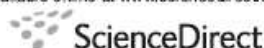
## ANEXO 3 – Artigo aceito no Journal of Science and Medicine in Sport 2008

JSAMS 363 1–5

ARTICLE IN PRESS



ELSEVIER

Available online at [www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com)

Journal of Science and Medicine in Sport xxx (2008) xxx–xxx

**Journal of  
Science and  
Medicine in  
Sport**
[www.elsevier.com/locate/jsams](http://www.elsevier.com/locate/jsams)

Original paper

## In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners

Vitor Tessutti\*, Francis Trombini-Souza, Ana Paula Ribeiro,  
Ana Luiza Nunes, Isabel de Camargo Neves Sacco

Physical Therapy, Speech and Occupational Therapy Department, School of Medicine, University of São Paulo, Brazil

Received 22 March 2008; received in revised form 11 July 2008; accepted 25 July 2008

### Abstract

The type of surface used for running can influence the load that the locomotor apparatus will absorb and the load distribution could be related to the incidence of chronic injuries. As there is no consensus on how the locomotor apparatus adapts to loads originating from running surfaces with different compliance, the objective of this study was to investigate how loads are distributed over the plantar surface while running on natural grass and on a rigid surface—**asphalt**. Forty-four adult runners with  $4 \pm 3$  years of running experience were evaluated while running at 12 km/h for 40 m wearing standardised running shoes and Pedar insoles (Novel). Peak pressure, contact time and contact area were measured in six regions: lateral, central and medial rearfoot, midfoot, lateral and medial forefoot. The surfaces and regions were compared by three ANOVAS ( $2 \times 6$ ). Asphalt and natural grass were statistically different in all variables. Higher peak pressures were observed on asphalt at the central ( $p < 0.001$ ) [grass: 303.8(66.7) kPa; asphalt: 342.3(76.3) kPa] and lateral rearfoot ( $p < 0.001$ ) [grass: 312.7(75.8) kPa; asphalt: 350.9(98.3) kPa] and lateral forefoot ( $p < 0.001$ ) [grass: 221.5(42.9) kPa; asphalt: 245.3(55.5) kPa]. For natural grass, contact time and contact area were significantly greater at the central rearfoot ( $p < 0.001$ ). These results suggest that natural grass may be a surface that provokes lighter loads on the rearfoot and forefoot in recreational runners.

© 2008 Published by Elsevier Ltd on behalf of Sports Medicine Australia.

**Keywords:** Biomechanics; Running; Floors and floor coverings; Athletic injuries; Plantar pressure

### 1. Introduction

The activity of running has increased consistently since the end of the 1960s and the early 1970s (Tillman et al.<sup>1</sup> and Novacheck<sup>2</sup>). As a consequence of this increase in running worldwide, increasing frequency and distance of training and races among runners may be associated to risk factors in the injuries incidence, according to a review of the literature by van Gent et al.<sup>3</sup>

Some authors have considered that excessive impact forces are associated to the occurrence of overuse injuries.<sup>4,5</sup> Milner et al.<sup>6</sup> found higher vertical loading rates and higher tibial shock in runners with a previous tibial stress fracture. The running distance results in chronic load accumulation that is absorbed by the musculoskeletal system and, even

when acute loading is light, its repetitive character would imply that this load accumulation will lead to injuries.<sup>7</sup> Thus, the accumulation of load can produce chronic injuries that worsen in subjects who run more than 64 km per week.<sup>3</sup>

Subjects who developed exercise-related lower-leg injury were observed to run with an increased pronation, prolonged eversion, higher plantar pressure underneath the medial side of the foot, as well as an increased reinversion velocity with an increased lateral roll-off.<sup>8</sup> Therefore, we can assume that alterations in the biomechanical patterns of running, such as in plantar pressure distribution,<sup>8</sup> may lead to injury and identification of these alterations could thus help in the promotion of injury prevention.

The type of running surface is known to have an influence on load absorption/absorption mechanisms. Feehery<sup>9</sup> compared asphalt, concrete and natural grass and observed that a shorter time was needed to reach the first vertical force peak during running on concrete in comparison to grass and

\* Corresponding author.

E-mail addresses: [vtess@usp.br](mailto:vtess@usp.br), [vtess@uol.com.br](mailto:vtess@uol.com.br) (V. Tessutti).

asphalt, but also found a higher first vertical force peak on grass. The author also stated that a potential cause of injury in subjects running on rigid surfaces might be the rapid transmission of the shock wave through the body from harder surfaces, like concrete and asphalt, and account for the apparent limitation of the runner's ability to dampen the high-frequency shock waves as his speed increases.

Ferris et al.<sup>10,11</sup> obtained a substantial difference in the first vertical force peak during running on hard rubber and soft rubber, culminating in a difference in the loading response of the musculoskeletal system. With these differences, the authors concluded that independent of the surface compliance, human beings are capable of adapting to a new surface, at first footstrike with the new surface after the change of surface. They based this conclusion only on the trajectory of the center of mass at the transition between surfaces, which remained unaltered because leg stiffness itself was modified. On the other hand, Tillman et al.<sup>4</sup> observed similarities in plantar pressure during running whether or not the surface was more or less hard and concluded that the runner was not exposed to additional risk from the overload of a harder surface, possibly due to the biomechanical compensatory mechanisms as noted by Ferris et al.<sup>10,11</sup>

Thus, many running coaches orient their athletes to use a natural grass surface due to the lower risk of developing musculoskeletal injuries.<sup>12</sup> Therefore, how the musculoskeletal system adapts to these repetitive cyclical loads in running and how these adaptations are influenced by the surfaces utilized has not been established.<sup>13</sup> Thus, investigations reported in the literature continue to attempt to relate the type of surface, its influence on load of the locomotor apparatus and on injuries, with no definitive conclusions.

The objective of the study was to investigate how pressure is distributed over the plantar surface during running on a compliant surface such as natural grass and on a more rigid surface such as asphalt. The premise of this study is that substantial differences in loads occur between compliant (grass) and rigid (asphalt) surfaces. The identification of this difference may be one more of the diverse ways to prevent the development of injuries and regulate the intensity of training by permitting greater control of these variables.

## 2. Methods

Forty-four adult recreational runners ( $35.7 \pm 6.8$  years), 32 men ( $177 \pm 6$  cm,  $75.5 \pm 10.6$  kg) and 12 women ( $163 \pm 5$  cm,  $58.1 \pm 4.0$  kg), were studied. They had  $4 \pm 3$  years of running experience with a mean volume of  $35.7 \pm 13.4$  km/week and the most frequent running velocity was from 13.3 to 15 km/h for 10 km runs. The runners must have had experience running on natural grass and asphalt, run at least 20 km weekly, be asymptomatic at the time of evaluation, had no musculoskeletal injury in the last 6 months, and have a maximum leg length discrepancy of 1 cm. All sub-

jects signed an informed consent term approved by the Ethics Committee of the School of Medicine of the University of São Paulo (Protocol No. 0022/07).

Subjects ran a distance of 40 m at  $12 \text{ km/h}$ <sup>14-16</sup> and the speed was timed by a stopwatch for 20 of the 40 m after subtracting the first and the last 10 m. The speed was fixed because its control was essential for the reproducibility of the results using the Pedar system.<sup>17</sup> Running velocity was consistent across trials and across all subjects. In order to minimize errors, two observers simultaneously timed the run by stopwatch and the interobserver assessment was concordant with an ICC of 97%.

The in-shoe plantar pressure was measured by the Pedar X system (Novel, Munich, Germany) at 100 Hz. The insoles were placed between the socks and the standardized neutral strike running shoe (RAINHA SYSTEM, RAINHA, Alparagatas, São Paulo, Brazil. Size USA 7-12). The insoles were connected to equipment inside a backpack juxtaposed on the individual's back.

The runners underwent a pre-trial adaptation phase for the footwear and the running speed was established when the same speed had been achieved in at least three consecutive 40 m runs.<sup>14,16,18</sup> After the pre-trial adaptation phase, the individuals ran 40 m on a natural grass surface and an asphalt surface. The order of the surfaces evaluation was established randomly.

Peak pressure (kPa), contact area ( $\text{cm}^2$ ) and contact time (ms) were measured over six regions. The plantar surface was first divided into three larger areas: R, rearfoot (30% of foot length); M, midfoot (30% of foot length); F, forefoot and toes (40% of foot length).<sup>19</sup> The rearfoot and forefoot were subdivided, respectively, into: MR, medial rearfoot (30% of the rearfoot width); CR, central rearfoot (40% of the rearfoot width); LR, lateral rearfoot (30% of the rearfoot width); MF, medial forefoot (55% of the forefoot width); LF, lateral forefoot (45% of the forefoot width).

The data was tested for normal distribution by the Kolmogorov-Smirnov test and homocedasticity was verified by the Levene test. The differences between feet (right and left) were tested by paired *t*-test. Only one foot was randomly selected for statistical analysis because asymmetry had been detected between feet. Comparisons of surfaces were made using 3 ANOVAs two-way for repeated measures ( $2 \times 6$ ), with the type of surface as one factor (2) and plantar regions (6) as the other factor, followed by Tukey post-hoc test. The level of significance adopted was 1%.

## 3. Results

The peak pressure over the different surfaces were statistically significant ( $F = 9.39; p < 0.001$ ) in the central ( $p < 0.001$ ) and lateral ( $p < 0.001$ ) rearfoot and the lateral forefoot ( $p < 0.001$ ) (Table 1). The peak pressure was 12.7% greater at the central rearfoot during running on asphalt and 12.2% higher in the lateral rearfoot.

Table 1  
 Mean and standard deviation of contact area (cm<sup>2</sup>), contact time (ms) and peak pressure (kPa) for each foot region in grass and asphalt running

		Contact area (cm <sup>2</sup> )	Contact time (ms)	Peak pressure (kPa)
Medial rearfoot	Grass	12.1 (2.1)	154.0 (30.5)	304.8 (63.5)
	Asphalt	12.0 (2.4)	146.2 (27.8)	315.5 (83.6)
Central rearfoot	Grass	22.4 (6.5) <sup>a</sup>	179.0 (44.9) <sup>a</sup>	303.8 (66.7) <sup>a</sup>
	Asphalt	19.6 (2.3) <sup>a</sup>	157.3 (35.2) <sup>a</sup>	342.2 (76.3) <sup>a</sup>
Lateral rearfoot	Grass	11.2 (2.7)	170.5 (53.0)	312.7 (75.8) <sup>a</sup>
	Asphalt	11.1 (2.9)	171.5 (57.7)	350.9 (98.3) <sup>a</sup>
Midfoot	Grass	42.4 (5.0)	214.0 (35.6)	124.2 (29.8)
	Asphalt	41.6 (6.2)	209.8 (43.0)	124.7 (33.7)
Medial forefoot	Grass	36.5 (2.6)	228.5 (21.1)	353.9 (90.5)
	Asphalt	36.0 (3.9)	220.4 (29.0)	362.0 (98.6)
Lateral forefoot	Grass	37.2 (3.0)	236.8 (21.5)	221.4 (42.9) <sup>a</sup>
	Asphalt	36.6 (4.3)	232.4 (31.2)	245.3 (55.5) <sup>a</sup>

<sup>a</sup> Statistically significant difference between the surfaces in the respective regions ( $p < 0.001$ ).

The contact area was different between surfaces ( $F = 5.45$ ;  $p < 0.001$ ) in the central rearfoot ( $p < 0.001$ ) and the contact time was significantly different for both surfaces ( $F = 4.33$ ;  $p < 0.001$ ) in the central rearfoot ( $p < 0.001$ ) (Table 1). The contact area in the central rearfoot was 12.7% greater on natural grass and the contact time on asphalt was 12.1% shorter. The midfoot region showed no difference between surfaces for any of the variables analysed.

#### 4. Discussion

The objective of the present study was to investigate the plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt: two commonly used surfaces for running. In general, the results showed that asphalt and natural grass were significantly different in all variables analysed, with greater loads on rearfoot and forefoot during running on asphalt. A greater contact time and contact area was observed in the rearfoot and forefoot areas when individuals run on grass. In comparison to natural grass, asphalt provokes a greater load on the lateral rearfoot rather than medial region.

Peak pressure was 12.7% greater at central rearfoot and 12.2% at lateral rearfoot during running on asphalt. This demonstrates how much load asphalt adds in comparison to a more compliant surface.

As expected, the contact area was smaller and the contact time was shorter on the asphalt, especially in the central rearfoot. Given that pressure is the relation between force and contact area, the data was shown to be coherent. Contact area in the central rearfoot was 12.7% greater on natural grass. The shorter contact time on the asphalt (12.1% in relation to grass) may imply a lesser possibility of load absorption during heel-strike confirmed by the observed greater peak pressure in this region. This lesser possibility of load absorption may be influenced by kinematic adaptation by the lower limb when running on surfaces with different stiffness.<sup>4,5,11,20</sup>

Hardin et al.<sup>13</sup> found a higher peak ankle velocity when the increase in the surface stiffness shortened the time for the lower extremity to adjust to this new environment. The reduction of potential adjustments of lower limb joints on more rigid surfaces was confirmed by Dixon et al.<sup>4</sup> who observed smaller ankle and knee flexion at heel-strike when running on asphalt in comparison to a rubber-modified surface, and by Ferris et al.<sup>11</sup> findings of smaller knee and hip flexion on a more rigid rubber surface. The greater the knee flexion the lesser the severity of the impact and, consequently, the decrease of risk for potential injury.<sup>5</sup>

On natural grass, the longer contact time may favour greater variability and flexibility in the distribution of loads and result in a better musculoskeletal ability to absorb plantar pressures due to distal adaptation mechanisms generating greater mobility, especially in the foot/ankle complex.

The smaller loads observed on the rearfoot when running in the compliant surface (grass) is in agreement with the findings of Eils et al.,<sup>14</sup> who compared natural grass and fine red cinder (compliant and hard, respectively), although the greatest pressure on the rearfoot areas differed. In the present study, the greatest load was observed in the lateral rearfoot, and in the study by Eils et al.,<sup>14</sup> the greatest load occurred in the medial region. This difference may be attributed to the fact that in the present study, the runners wore neutral support running shoes in accordance with the manufacturer's recommendations and the runners in the Eils et al.<sup>14</sup> study wore soccer shoes. In addition, the subdivision of the rearfoot was divided in to only two regions: lateral and medial in the cited study, in contrast to three regions in the present study.

On asphalt, the rearfoot made contact with the surface on the lateral part and remained as in this lateral support during push off phase, as shown by greater pressure on the lateral part of the foot. This fact may indicate a reduction in the degrees of freedom available for the adjustments of the foot/ankle complex on a more rigid surface, and consequently a reduction in the ability to absorb impact forces.

Dixon<sup>4</sup> states that alterations in the characteristics of running surfaces can affect the kinetic pattern of movement, which potentially interferes in the technical performance of motor skills. Ford et al.<sup>16</sup> verified differences in the plantar pressure between surfaces evaluated and demonstrated the significant influence of this factor on the overloads imposed on the locomotor apparatus. Kerdok et al.<sup>21</sup> concluded that the surface compliancy positively affects the economy of running, taking into consideration the relation between biomechanical and physiological factors, without affecting running mechanical support or, in other words, its kinetic and kinematic characteristics.

Thus, Eils et al.<sup>14</sup> and Ford et al.<sup>16</sup> state that depending on the surface compliancy chosen for running, there may be differences in the loads experienced by the feet, that are smaller on more compliant surfaces. The present results support a different conclusion in contrast to Ferris et al.<sup>10,11</sup> and Tillman et al.<sup>1</sup> The divergence of the present study from the study by Tillman et al.,<sup>1</sup> which also evaluated plantar pressure while running on surfaces similar is probably due to the different instruments used by the cited authors and with this, a significant difference in spatial resolution affected the mapping of the plantar surface which would lead to different conclusions. Capacitive insoles with approximately 100 sensors were utilized in the studies by Eils et al.,<sup>14</sup> Ford et al.<sup>16</sup> and the present study. The study by Tillman et al.<sup>1</sup> used 16 resistant sensors.

Another result which warrants discussion is the difference observed in the peak pressure between the medial and the lateral regions which demonstrated that asphalt provoked an overload of 4.5 (rearfoot) to 2.8 (forefoot) times greater in the lateral region in relation to the medial region when compared to natural grass. Considering the hypothesis of the smaller capability for adjustment and movement of the foot complex during contact with the surface due to its greater hardness, pressures are not distributed homogeneously, overloading one region of the rearfoot particularly, the lateral. The compliancy of natural grass may have facilitated the flexibility and the degree of freedom of the lower limb, especially the foot, resulting in a change of loading in the rearfoot. With this, a greater possibility may exist of plantar pressure distribution on the lateral and central rearfoot as well as the lateral forefoot when running on grass.

The additional 11% in peak pressure during a 10 km run on asphalt, could lead to overload of the locomotor apparatus at approximately 280 MPa in relation to the same distance on natural grass. Considering that a recreational runner makes approximately 700 footstrikes each kilometer<sup>22</sup> and that the additional peak pressure was 40 kPa in asphalt, this overload could lead to an increase in the risk of musculoskeletal injuries over time when associated to other risk factors.

Even considering that the runner is able to adapt to additional load situations due to the different amount of compliance each surface presents,<sup>10,11</sup> it is still fundamental for the coach to consider this variable when planning training for

runners. A demonstration of this adaptation is found in a study by Dixon,<sup>4</sup> who, using mechanical tests, found peak impact force to be six times greater on asphalt in comparison to rubber. However, this difference was not observed when the same variable was evaluated in runners on these surfaces, demonstrating that the locomotor apparatus absorbed the overload imposed by a more rigid surface such as asphalt, in contrast to what was observed in the mechanical testing.

Notable among the other risk factors associated to the running surface that can increase the runner's risk of developing injuries is the risk of misalignment of the lower limbs as reported by some researchers.<sup>23</sup> While the surface is an important factor when considering loading, the effects of other mechanical factors in postural alignment, training variables and the footwear utilized must also be investigated.

For an in-depth discussion of the consequences of the type of surface on the loads produced, a lower limb kinematic evaluation, associated to the plantar pressure distribution could introduce important information on how the foot/ankle complex adjusts to different surface compliances, and consequently, contribute to the knowledge on prevention of injury in recreational runners.

## 5. Conclusion

The type of surface utilized in running can contribute significantly to the greater loads on the rearfoot and forefoot due to its compliancy. The longer contact time, area and attenuation of peak pressure on rearfoot and forefoot during running on natural grass may be mainly due to a more flexible adjustment of the distal extremity, particularly the foot/ankle complex, to a more compliant surface which is not observed on an asphalt surface where the load is distributed with greater heterogeneity over the plantar surface and especially overloads the lateral region of the rearfoot.

Thus, considering the volume of training and the fact that training occurs primarily on asphalt surfaces, a more compliant surface such as natural grass can be used to attenuate overloads on the musculoskeletal system and diminish the risk of chronic injuries that a more rigid surface occasions.

## Practical implications

- When considering forces across the foot, foot pressures experienced when running on asphalt over medium and long distance runs, could predispose a runner to injuries, especially overuse injuries.
- Running on natural grass is likely to be safer than running on asphalt.
- Non-uniform natural grass surfaces can lead to a risk of acute trauma, particularly when used regularly.

### Acknowledgements

We thank the United Paulista Runners Association, Running Club Ação Total and Alpargatas Company for their assistance to the study.

### References

1. Tillmans MD, et al. In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: changes in temporal and kinetic parameters. *Sports Eng* 2002;5:121–8.
2. Novack TF. The biomechanics of running. *Gait Posture* 1998;7(1):77–95.
3. van Gent RN, et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med* 2007;41(8):469–80 [discussion 480].
4. Dixon SJ, et al. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(11):1919–26.
5. Derrick TR. The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36(5):832–7.
6. Milner CE, et al. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38(2):323–8.
7. McClay I, Mural K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1998;13(3):195–203.
8. Willemis TM, et al. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39(2):330–9.
9. Foshary Jr RV. The biomechanics of running on different surfaces. *Clin Podiatr Med Surg* 1986;3(4):649–59.
10. Ferris DP, et al. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *J Biomech* 1999;32(8):787–94.
11. Ferris DP, et al. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc Biol Sci* 1998;265(1400):939–94.
12. Bloom M. Judging a path by its cover: not all running surfaces are created equal. So we've rated 10 of them, giving you the pros and cons of each. *Runner's World* 1997;32(3):54–8.
13. Harkin EC, et al. Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36(5):838–44.
14. Hills E, et al. Characteristic plantar pressure distribution patterns during soccer-specific movements. *Am J Sports Med* 2004;32(1):140–5.
15. Wong PL, et al. Higher plantar pressure on the medial side in four soccer-related movements. *Br J Sports Med* 2006.
16. Ford KR, et al. Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf. *J Sci Med Sport* 2006;9(6):433–40.
17. Kramotek TW, Zimmer KA. Reliability and running speed effects of in-shoe loading measurements during slow treadmill running. *Foot Ankle Int* 2005;21(9):749–52.
18. Dixon SJ. Application of center-of-pressure data to indicate rear-foot inversion/eversion in shod running. *J Am Podiatr Med Assoc* 2006;96(4):303–12.
19. Cavanagh P, Ulbrecht J. Biomechanical aspects of foot problems in diabetes. In: Boulton A, et al., editors. *The foot in diabetes*. United Kingdom: Ed. Chichester; 1994. p. 25–35.
20. Dixon S, Jarras L. Player surface-interaction. In: *Lansack seminar of the SportsURF network, 2005*.
21. Kardok AE, et al. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol* 2002;92(2):469–78.
22. Tousson JE, et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 2002;36(2):95–101.
23. Wan DY, et al. Lower extremity alignment and risk of overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29(10):1291–8.

## ANEXO 4 – Resumo XI EMED Scientific Meeting Dundee, Escócia, 2008

### THE INFLUENCE OF SURFACE AT THE MEDIAL AND LATERAL FOOT AREAS DURING RUNNING ON THE GRASS AND ASPHALT

Vitor Tessutti, Carla Sonsino Pereira, Isabel C.N. Sacco. Laboratory of Biomechanics of the Human Movement and Posture, School of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil.

#### INTRODUCTION

Quantifying the occurred loads during running is fundamental to better understand the cause of run injuries. Stefanyshyn (2006) described that a high stiffness or a low deformation of the surface, as well as the ground irregularity, might be considered as causes of acute and/or cumulative injuries. In addition to the type of the chosen surface for running practice, anatomical or mechanical asymmetries that may occur due to the foot contact geometry at the moment of footstrike during running have been also cited as a factor related to the increase of injury incidence in runners. Therefore, the purpose of this study was to investigate plantar pressure asymmetries between medial and lateral areas of plantar surface during running in natural grass and asphalt.

#### METHODS

Forty-four recreational runners, both sexes, from 18 to 50 years old ( $36\pm 7$ yr;  $172\pm 9$ cm;  $70\pm 12$ kg) were evaluated during running on 2 training surfaces: natural grass and asphalt. The Pedar X insoles were placed between runners' foot and a standard sport shoe. Subjects run at 12km/h for 40m on both surfaces. The speed was assured on each trial by calculating the time to perform the established distance. The contact area (CA), contact time (CT) and peak pressure (PP) were the variables evaluated in: MR – medial rear foot, CR – central rear foot, LR – lateral rear foot, MF – medial forefoot, and LF – lateral forefoot. The Symmetry Index (SI) was calculated according to Robinson et al (1987) (equation 1) for all the variables considering medial and lateral plantar areas and also asphalt and natural grass.

$$SI = \frac{(X_{grass} - X_{asphalt})}{(\frac{1}{2}(X_{grass} + X_{asphalt}))} * 100 \quad (1)$$

where X is the mean variable for each subject on each surface.

The t paired test was used to compare the asymmetries between surfaces in medial and lateral rearfoot and forefoot ( $\alpha=1\%$ ).

#### RESULTS

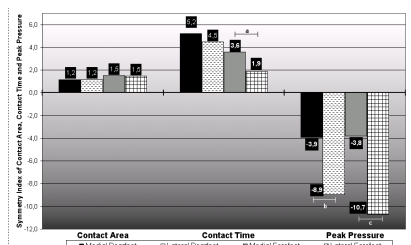


Figure 1: Differences between lateral – medial regions of rearfoot and forefoot for contact area ( $cm^2$ ), contact time (ms) and peak of pressure (kPa) on each surface (a:  $p<0,001$ ; b:  $p<0,01$ ; c:  $p<0,001$ ).

#### DISCUSSION

The SI for contact area was slightly higher at the rearfoot and forefoot on natural grass, and symmetrical between medial and lateral areas, which may have occurred due to the greater complacence of natural grass compared to asphalt. The high SI values for contact time indicated that a less hard surface led up to an increase in contact time at the forefoot, greater at the medial than at the lateral area. Peak Pressure SI values were significantly higher at the lateral rearfoot and forefoot on asphalt. The harder surface caused loads from 2.3 to 2.8 greater at the lateral than at the medial area at the rear foot and forefoot, respectively. This result may be justified by the shorter contact time presented at the lateral area producing a smaller dissipation of the pressure in that area. Therefore, the surface stiffness may be considered as a determinant factor for this outcome. A lower contact time in asphalt restricts an adequate movement of the rearfoot increasing the load at the lateral area during running.

#### REFERENCES

Robinson et al, J Manipulative Physiol Ther 10(4):172-6, 1987.  
Stefanyshyn, 3rd Workshop SportSurf. Exeter, UK, 2006.

**ANEXO 5 – Artigo submetido ao British Journal of Sports Medicine 2008****IN-SHOE FOOT LOADING PATTERNS DURING RUNNING IN ASPHALT, CONCRETE, RUBBER  
AND NATURAL GRASS**

Vitor Tessutti<sup>1</sup>, Francis Trombini-Souza<sup>1</sup>, Ana Paula Ribeiro<sup>1</sup>, Isabel C.N. Sacco<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Masters Candidate in Rehabilitation Science of the Laboratory of Biomechanics of Human Movement and Posture, Physical Therapy, Speech and Occupational Therapy Department, School of Medicine; University of São Paulo, Brazil.

<sup>2</sup> Head of the Laboratory of Biomechanics of Human Movement and Posture of the Physical Therapy, Speech and Occupational Therapy Department, School of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil.

**Corresponding Author**

Vitor Tessutti

Address: Centro de Docência e Pesquisa do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional, R. Cipotânea, 51, Cidade Universitária – Sao Paulo – SP – Brazil, CEP: 05360-160

e-mail: [vtess@usp.br](mailto:vtess@usp.br)

## Abstract

**Objectives** - To investigate effect of running on asphalt, concrete, rubber and natural grass on in-shoe foot loading patterns.

**Methods** – Fifty-seven recreational adult runners ran twice for forty meters on all four different surfaces at  $12 \pm 5\%$  km/h. Peak pressure, pressure-time integral and contact time were recorded by Pedar X insoles.

**Results** – The asphalt and concrete were similar for all plantar variables and areas. Peak pressure was 10 to 12% lower on the grass at the medial rearfoot ( $p < 0.05$ ) compared to other surfaces. Running on the grass produced peak pressures 10.9% to 14.2% lower than in other surfaces ( $299.6 \pm 72.0$  v  $347.7 \pm 86.6$  kPa on asphalt,  $348.9 \pm 86.6$  kPa on concrete and  $336.3 \pm 57.5$  kPa on the rubber surface) ( $p < 0.001$ ); and a pressure-time integral 5.2 to 8.2% lower than in other surfaces ( $p < 0.001$ ). The lateral rearfoot and forefoot behavior of peak pressure and pressure-time integral was similar to that of the central rearfoot and forefoot. The contact time on rubber was greater than on concrete for the rearfoot and midfoot.

**Conclusion** - Running on natural grass attenuates in-shoe plantar loadings in recreational runners and reduces the cumulative effect that running normally generates at high volumes and intensities on more rigid surfaces such as asphalt and concrete. The behavior of rubber was similar to that obtained for the rigid surfaces: concrete and asphalt.

**Key words:** Biomechanics, Running, Compressive forces, Floors and Floorcoverings; Athletic injuries.



## Introduction

The popularity of running has consistently increased since the end of the 20th century <sup>1</sup> attracting more than 30 thousand participants per event <sup>2</sup>. In parallel, the number of injuries has been proportional to the number of runners <sup>3</sup> and there is a 92.4% <sup>4</sup> incidence of injury in runners, of which the most recurrent injuries are: plantar fasciitis, meniscal lesions, patellar tendonitis, in addition to the patellofemoral syndromes of tibial stress and the iliotibial band <sup>5</sup>.

Beside other factors such as shoes <sup>6</sup>, inappropriate sites such as hard floors <sup>7</sup> and slopes can be related to the occurrence of running injuries <sup>8</sup>. Particularly, patellofemoral pain syndrome and tibial stress were associated to rigid running surfaces Clement et al 1981 apud <sup>9</sup>. The occurrence of injuries is also dependent on biomechanical adaptations to the running surface and on how well the musculoskeletal system can adjust muscle and passive responses to the intensity and frequency of the mechanical stimuli from running <sup>10, 11</sup>. Therefore, it is difficult to predict the occurrence of injury, because it is dependent on a critical interaction between the runner's biomechanical predisposition and training conditions <sup>12</sup>, such as the running surfaces.

Depending on the compliance of the surface, the biomechanical responses may be altered and may change the performance of the runner. Kerdok et al. <sup>13</sup> concluded that the increased surface compliance affected the efficiency of the run positively by reducing metabolic demand and increasing the stiffness of the entire lower limb minimizing the knee flexion. This way, the center of mass is much less affected by the variation of stiffness in the running surface.

Although Feehery <sup>14</sup> observed that a shorter time was needed to reach the first vertical force peak during running on concrete in comparison to natural grass and asphalt, he also found a higher first vertical force peak on grass. In relation to rubber surfaces, Ferris et al. <sup>15, 16</sup> obtained a substantially higher first vertical force peak during running on hard rubber compared with soft rubber, resulting in a higher load on the musculoskeletal system. Dixon et al <sup>17</sup> found higher first peak rates on asphalt (rigid surface) in relation to rubber (compliant surface). Contrary results were found by Tillman et al. <sup>1</sup> who observed similarities in plantar pressure during running independent of the compliancy of the surface.

Even though there is no consensus among researchers on the utilization of natural grass, many running coaches recommend this surface to their athletes on the assumption that risk of developing musculoskeletal injuries is lower on natural grass <sup>18</sup>.

The aim of the present study was to investigate the effect of the plantar loadings on different running surfaces commonly used in running practice (asphalt, concrete, natural grass and rubber) by adult recreational runners.

## Method

Fifty-seven recreational runners, male ( $178.3 \pm 6$  cm,  $73.5 \pm 10.6$  kg) and female ( $159.6 \pm 5$  cm,  $53.2 \pm 4.0$  kg), were studied. The age range of the participants was from 18 to 50 years. Participants had been running for a mean volume of  $38 \pm 13$  km/weekly and the most frequent running velocity was from 13.3 to 15 km/hr. for 10 km runs. For inclusion in this study, the runners must have run at least 20 km weekly for at least one year, had no musculoskeletal injury in the last 6 months, and have a maximum leg length discrepancy of 1 cm.

All subjects signed a term of informed consent approved by the Local Ethical Committee (Protocol No.0022/07).

Subjects ran a distance of 40 m at 12 km/h on each surface in a random order<sup>1, 19-21</sup> and speed was controlled within the middle 20m after excluding the first and last 10m by stopwatch. The speed was fixed because its control was essential to ensure the reproducibility of the results using the Pedar system<sup>22</sup>. Running velocity was consistent across trials for a given subject and across all subjects. In order to minimize errors, two observers simultaneously timed the run by stopwatch and the interobserver assessment was concordant (ICC =96%).

The in-shoe plantar pressure distribution was measured by the Pedar X system (Novel, Munich, Germany) at 100Hz. The insoles were placed between the socks and the standardized neutral strike running shoe (RAINHA SYSTEM, RAINHA, Alpargatas, São Paulo, Brazil, Size USA 7-12). The capacitive insoles were connected to equipment inside a backpack juxtaposed on the individual's back. The runners underwent a pre-trial adaptation phase for the footwear and the running speed was established when the same speed had been achieved in at least three consecutive 40m runs<sup>19, 21, 23</sup>. After the pre-trial adaptation phase, the individuals ran 40m on each surface: asphalt, concrete, natural grass and rubber. The running locations used for data collection were a natural grass and rubber surface in a track and field complex certified by the IAAF- International Association of Athletics Federations, asphalt on an avenue adjacent to this sports complex and concrete on a sidewalk beside this avenue. Based on the literature<sup>1, 13-17, 21, 24-37</sup>, grass and rubber were considered compliant surfaces in relation to concrete and asphalt, which were considered rigid surfaces in the present study.

Peak pressure (PP), pressure-time integral (PTI), and contact time (CT) were measured over six regions. The plantar surface was first divided into three larger areas: R - rearfoot (30% of foot length), M - midfoot (30% of foot length), and F – forefoot and toes (40% of foot length)<sup>38</sup>. The rearfoot and forefoot were subdivided, respectively, into: MR – medial rearfoot (30% of the rearfoot width), CR – central rearfoot (40% of the rearfoot width) and LR - lateral rearfoot (30% of the rearfoot width); MF – medial forefoot (55% of the forefoot width) and LF –lateral forefoot (45% of the forefoot width) (Figure 1).

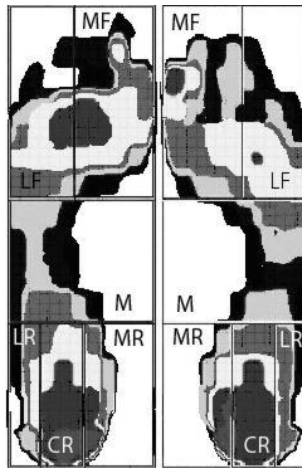


Figure 1 – Regions of plantar surface studied during running: Medial Rearfoot (MR), Central Rearfoot (CR) and Lateral Rearfoot (LR), Midfoot (M), Medial Forefoot (F) and Lateral Forefoot (LF).

The data was tested for normal distribution by the Kolmogorov-Smirnov Test and homocedasticity was verified by the Levene test. Only one foot was randomly selected for statistical analysis. Comparisons of surfaces were made using three ANOVAs two-way for repeated measures (4 x 6), the type of surface (4) and plantar areas (6) were within factor values, followed by Tukey post-hoc test. The level of significance adopted was 5%.

## Results

The ANOVAS demonstrated differences in all variables between surfaces (peak pressure  $p < 0.01$  –  $F=145.96$ ; pressure-time integral  $p < 0.01$  –  $F=97.99$ ; contact time  $p < 0.01$  –  $F=145.40$ )

The grass surface presented the greatest difference in relation to the other surfaces, producing lower peak pressure and pressure-time integrals (Table 1), seen in the medial, central and lateral rearfoot, medial and lateral forefoot regions. The asphalt presented a greater contact time than rubber and concrete only in the medial rearfoot and lateral forefoot, and rubber presented a shorter contact time in relation to asphalt and grass for all of the rear and midfoot. Figures 1 and 2 show the peak pressure for the four surfaces in all plantar areas.

Table 1 –Mean and standard deviation of peak pressure (kPa), pressure-time integral (kPa.s) and contact time (ms) for each foot region during running on natural grass, asphalt, concrete and rubber, and the percentages of difference for each region of the foot on each surface.

		Peak Pressure (kPa)	% <sup>1</sup>	Pressure-time Integral (kPa.s)	% <sup>1</sup>	Contact Time (ms)	% <sup>1</sup>
<b>MEDIAL REARFOOT</b>	Asphalt	306.4 (78.5)	9.9	20.5 (5.7)		<b>146.2 (21.4)<sup>d</sup></b>	5.5
	Concrete	304.5 (55.6)	9.3	20.3 (5.9)		140.5 (16.2)	-4.1
	Grass	<b>276.1 (75.3)<sup>a</sup></b>		19.9 (6.3)		143.5 (15.5)	3.7
	Rubber	308.2 (80.8)	10.4	19.7 (5.3)		<b>138.2 (18.0)<sup>e</sup></b>	-5.8
<b>CENTRAL REARFOOT</b>	Asphalt	347.7 (86.6)	13.9	22.8 (6.0)	8.2	153.6 (22.1)	4.3
	Concrete	348.9 (91.5)	14.1	22.7 (5.9)	7.7	148.4 (16.2)	
	Grass	<b>299.5 (72.0)<sup>a</sup></b>		<b>20.9 (5.1)<sup>a</sup></b>		150.8 (16.8)	
	Rubber	336.3 (57.5)	10.9	22.1 (6.0)	5.2	<b>147.1 (18.9)<sup>f</sup></b>	
<b>LATERAL REARFOOT</b>	Asphalt	336.8 (95.2)	16.0	18.2 (4.8)		142.2 (18.7)	5.5
	Concrete	337.0 (100.2)	16.0	19.2 (6.4)		139.4 (15.7)	
	Grass	<b>283.0 (74.0)<sup>a</sup></b>		17.9 (6.0)		141.5 (16.5)	5.1
	Rubber	339.5 (94.1)	16.6	19.3 (7.0)		<b>134.3 (17.8)<sup>e</sup></b>	
<b>MIDFOOT</b>	Asphalt	114.9 (19.8)		14.7 (3.0)	-2.6	198.7 (33.1)	
	Concrete	111.9 (16.4)		14.2 (3.0)	-5.5	193.8 (32.0)	
	Grass	116.1 (24.2)		<b>15.0 (3.2)<sup>c</sup></b>		202.4 (33.4)	6.0
	Rubber	116.2 (21.1)		14.7 (3.5)	-2.1	<b>190.2 (27.0)<sup>f</sup></b>	
<b>MEDIAL FOREFOOT</b>	Asphalt	361.9 (97.0)	6.7	46.1 (12.9)		220.3 (26.8)	
	Concrete	362.7 (104.0)	6.9	45.4 (13.1)		214.5 (25.3)	- 4.8
	Grass	<b>337.7 (80.4)<sup>b</sup></b>		45.2 (11.9)		<b>224.9 (20.9)<sup>a</sup></b>	
	Rubber	354.5 (94.6)	4.7	44.6 (11.9)		215.6 (25.5)	- 4.3
<b>LATERAL FOREFOOT</b>	Asphalt	244.5 (54.1)	12.3	34.6 (9.0)	11.8	<b>229.2 (25.2)<sup>d</sup></b>	
	Concrete	242.3 (52.2)	11.4	32.3 (6.4)	5.6	223.4 (24.2)	-3.1 / -2.6
	Grass	<b>214.5 (42.6)<sup>a</sup></b>		<b>30.5 (6.6)<sup>c</sup></b>		<b>230.3 (20.1)<sup>b</sup></b>	
	Rubber	242.6 (54.6)	11.6	33.1 (7.7)	7.7	222.8 (23.2)	-3.4 / -2.9

<sup>1</sup> – Percentages of the differences for those surfaces found to be significantly different between each other. The percentages are listed next to the surface from which it differed. a – p<0.0005 asp x grass, conc x grass, rub x grass; b – p<0.005 asp x grass, conc x grass, rub x grass; c – p<0.05 asp x grass, conc x grass, rub x grass; d– p<0.05 rub x asp, conc x asp; e– p<0.05 asp x rub, grass x rub; f– p<0.05 asp x rub.

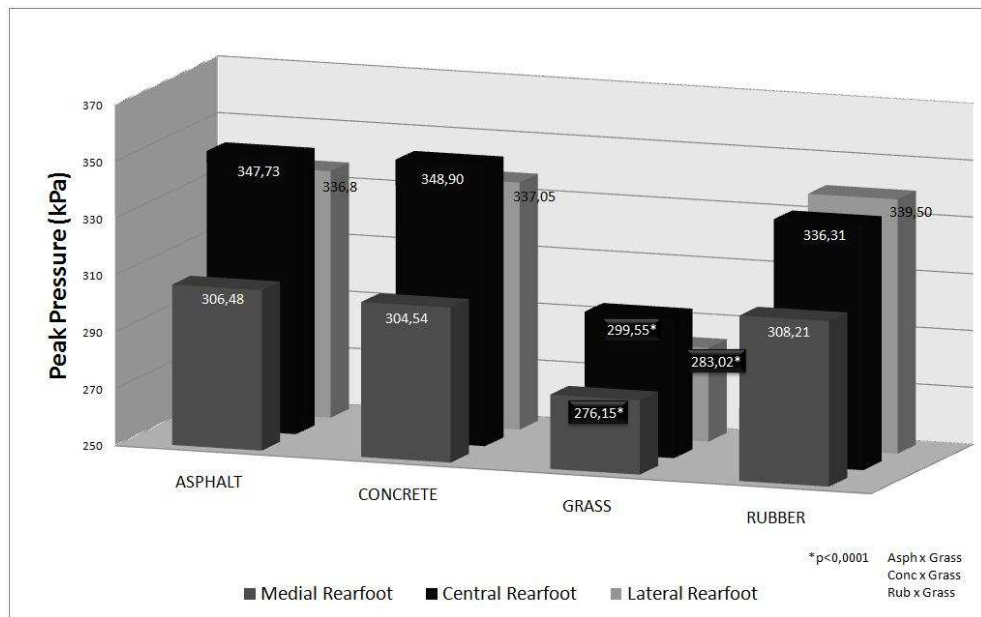


Figure 1 – Mean peak pressure (kPa) on each surface for the rearfoot.

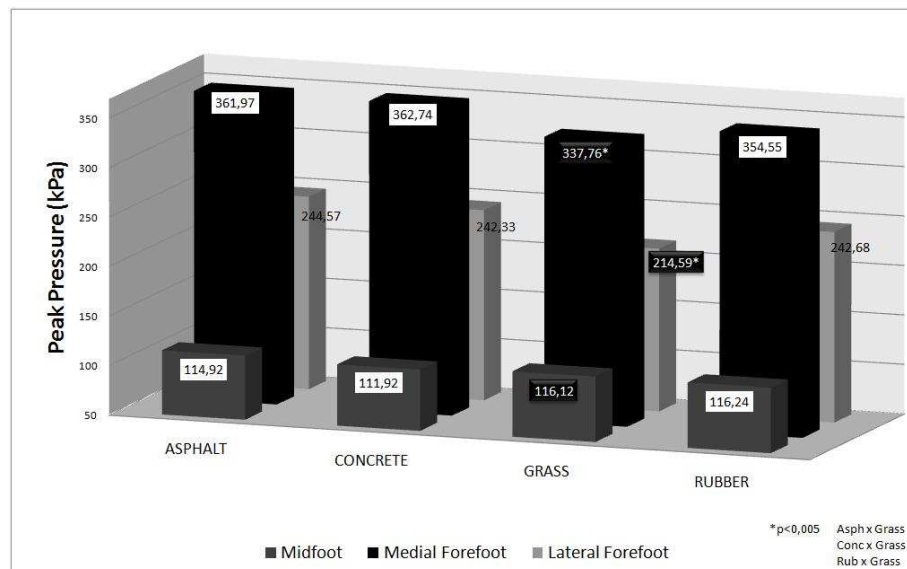


Figure 2 – Mean peak pressure (kPa) on each surface for the midfoot and forefoot.

## Discussion

The aim of the present study was to investigate the effect of different running surfaces on the in-shoe pressure in recreational adult runners: asphalt, concrete, natural grass and rubber. The hypothesis for study was that on compliant surfaces like grass and rubber, smaller loads would be observed in comparison to the loads on rigid surfaces such as asphalt and concrete. In fact, grass was

found to predominate over the other surfaces for attenuation of the pressure variables (peak pressure and pressure-time integral), mainly in three regions of the foot: central and lateral rearfoot and lateral forefoot. This predominance reached a 5 to 14% of load attenuation on the central rearfoot, 17% on the lateral rearfoot and 5 to 12% on the lateral forefoot. Rubber did not behave like the compliant surface described in the literature<sup>15, 17, 26</sup> but behaved like a rigid surface presenting greater pressure values like the concrete and the asphalt did in comparison to grass. The results indicate significant differences between grass and the other surfaces.

In a comparative study between grass and "red clay", for running with kicking, by Eils, Streyl et al<sup>19</sup>, the results showed differences around 3% between surfaces in the peak pressure. Ford et al<sup>21</sup> obtained around 18 and 19% greater peak pressure in the central forefoot and toes on synthetic grass in comparison to natural grass.

Using a computer simulation, Fritz and Peikenkamp<sup>39</sup> demonstrated that the most rigid surface (concrete) compared to wood increased the rate of peak force and suggested that this factor increased the risk of injury to the joint cartilage. Dixon & James<sup>40</sup> studied Tennis surfaces and concluded that the most rigid surface (concrete) presented greater peak pressures. Girard et al<sup>41</sup> state, in regard to tennis players, that the majority of injuries in the lower limbs are similar to the injuries observed in runners and may be attributed to the stiffness of the surface. In a comparative study between grass and red clay, the authors observed that red clay significantly attenuated loads in comparison to grass. As in running, the cumulative effect of each movement associated to this difference in foot load as a function of the surfaces, identified a potential mechanism for the occurrence of injury in this population.<sup>41</sup>

In all the studies cited, the most rigid surface presented the greatest loads, with the exception of the comparison between red clay and grass where the overload was dissipated by the feet on the slippery red clay surface. No such slipperiness occurs on training surfaces for running and thus, in the present study, the most rigid surface provoked the greatest overload.

Curiously, the surface considered compliant (rubber) presented the shortest contact time for all rear and midfoot areas and a tendency towards this behavior in the forefoot. This differs from findings by Tessutti et al<sup>35</sup> who obtained the shortest contact time on their most rigid surface, asphalt. In this case the rubber behaved similarly to a rigid surface in relation to overload (peak of pressure and pressure-time integral) but with shorter contact times.

Dixon<sup>17</sup> states that alterations in the surface characteristics can affect the kinetic movement pattern and are a potentially disruptive factor for technical performance of a motor skill. As running is a cyclical sport, the culminating effect of differences between each surface may account for the occurrence of injury or not<sup>35</sup>. Derrick et al<sup>7</sup> verified that running at a weekly volume of 32 km generates 1.3 million impacts on the body in a one year period. Thus, the difference obtained between

grass and the other surfaces in this study also lead us to believe that the cumulative effect of this difference can be considered an important factor in the etiology of an injury, especially when running is done predominately on more rigid surfaces or on running surfaces in track facilities.

In relation to surfaces and injuries in runners, a possible mechanism of knee injury may occur due to asynchronous actions between the knee and the subtalar joint due to the tibial rotation James et al., 1978 apud <sup>42</sup>. The results of a study by Stergiou & Bates <sup>42</sup> clearly indicate that increase in the stiffness of the surface and a corresponding increase in the impact force, provoke an asynchronous subtalar joint pronosupination and knee flexion-extension that reduce the capacity of the musculoskeletal system to attenuate loads. This reduced possibility of load absorption may be influenced by kinematics adaptation by the lower limb when running on surfaces of different stiffness <sup>16, 17, 40, 43</sup>. Therefore, compliant surfaces allow a greater possibility of synchronization between the foot and knee joints and allow a reduction in the loads that these segments are subject to.

A study conducted by Hardin, van den Bogert et al <sup>29</sup> demonstrated that the decrease in hip and knee flexion at heel contact, reduced maximal hip flexion, and increased peak angular velocities of the hip, knee, and ankle are active adaptations. Although desirable from the point of view of energy, these active adaptations also contribute to the high risk of injury due to overuse, especially in athletes who train on more rigid surfaces and reduces their capacity to attenuate loads.

In comparisons between grass and asphalt, Tessutti et al <sup>35</sup> stated that the compliancy of natural grass may have facilitated the flexibility and the degree of freedom of the lower limb, especially the foot, and changed loading on the rearfoot. Thus, there may be a greater possibility of plantar pressure distribution on the lateral and central rearfoot, as well as the lateral forefoot, when running on grass.

Subjects who developed exercise-related lower-leg injury were observed to run with an increased pronation, prolonged eversion, higher plantar pressure underneath the medial side of the foot, as well as an increased reinversion velocity with increased lateral roll-off <sup>44</sup>. Therefore, we can assume that alterations in the biomechanical patterns of running, such as plantar pressure distribution <sup>44</sup>, may lead to injury and identification of these alterations could thus help in promoting injury prevention.

The findings of the present study, of Eils et al.<sup>19</sup> and Ford et al. <sup>21</sup>, evaluated plantar pressure distribution and all were in agreement in stating that depending on the compliance of the running surface chosen for training, there could be different pressures and loads on the feet, favoring the more compliant surfaces. The rubber surface is an exception in presenting results that were similar to the more rigid surfaces asphalt and concrete, for the pressure variables. For the contact time, the rubber surface presented significantly lower values at the rearfoot and midfoot.

Another notable result in this study is the relation between the medial and lateral regions of the rearfoot. On grass, the rearfoot tends to behave in a more neutral form with regard to the load distribution, unlike the other surfaces. The values of the variables in the medial and lateral rearfoot were very similar. On the other three surfaces, the lateral region tends to present values that were 10% greater than the medial region. This finding may suggest the higher mobility of the more distal joints involved on running in each surface where grass permits greater movement of the subtalar joint and maintains it in a neutral position in comparison to other surfaces. Tessutti et al <sup>35</sup> verified that the difference between peak pressure values in the medial and lateral rearfoot regions presented 4.5 times more overload in the lateral region compared to the medial when the race was run on asphalt. Therefore, running on grass may favor greater degrees of freedom for the ankle-foot complex, verified by the better pressure distribution. This is desirable, according to Dixon & Mc Nally <sup>45</sup>, because the foot moves in a more efficient manner when it is in a neutral position.

A possibly preventive action to consider, would be using grass as a compliant surface to provide a lower peak pressure in the medial region of the foot, and to provide a better pressure distribution between the medial and lateral regions than the other surfaces tested. This implies a smaller possibility of developing exercise-related lower-leg injury, for example. But, the non-uniformity of natural grass because of holes and tree roots is also a disadvantage that should be taken into account when considering it as a training surface, against the advantage of smaller peak pressures on the rearfoot and forefoot.

The results obtained in this study disagree with findings by Tillman, Fiolkowsky et al <sup>1</sup>, that evaluated plantar pressure on asphalt, concrete, rubber and grass. They used a measurement insole with 24 resistive sensors and found no significant difference in the ground reaction force, contact time and impulse among the evaluated surfaces. A possible explanation for the different findings in the present study and that by Tillman et al <sup>1</sup> are: the distinct divisions of the plantar areas and the differences in the measurement principles used.

For an in-depth discussion of the effects of the type of surface on the musculoskeletal system, a foot kinematics evaluation associated to plantar pressure distribution could introduce important information on how the foot/ankle complex adjusts to different surface compliancy. Aside from this, using EMG to evaluate lower limbs muscles during running in different surfaces may also clarify if the compliant surface, such as natural grass, lead to greater muscle activity in order to attenuate loads and that will compromise the metabolic efficiency of the run. This may contribute to the knowledge on prevention of injury in recreational runners.

## **Conclusion**



There were important differences of in-shoe foot loading between more compliant (natural grass) and more rigid (asphalt and concrete) surfaces during running. Natural grass produced loads that were up to 16% less at the rearfoot and lateral forefoot in comparison to the other running surfaces tested. Among the more rigid surfaces (asphalt and concrete), there were no differences in the pressure loading pattern and similar behavior was also observed on the rubber surface. The attenuation of peak pressure on rearfoot and forefoot during running on natural grass may be mainly due to a more flexible adjustment of the distal extremity, particularly the foot/ankle complex, on a compliant surface that was not observed on rubber (surprisingly) or more rigid surfaces, such as asphalt and concrete.

Grass is the surface that reduces the overloads on the foot during running, thus favoring training on it. As well, the availability of grass is much greater than rubber track surface in track and field facilities. Rubber surface does not present the characteristics of what is normally considered a complaint surface. Similar overloads between rubber and the rigid surfaces do not characterize it as a surface which can attenuate more overloads during running in this measured track.

### **Acknowledgments**

We thank the Associação Paulista de Corredores Reunidos - CORPORE, Running Clubs Ação Total, P.A. Club, ME Vilela, Play Team, Run for Life and Simone Machado; and Alpargatas Company for their assistance to the study.

### **References**

1. Tillman MD, Fiolkowski P, Bauer JA, Reisinger KD. In-Shoe Plantar Measurements during Running on Different Surfaces: Changes in Temporal and Kinetic Parameters. *Sports Engineering*. 2002;5:121-8.
2. Pulsar. AIMS - Association International of Marathons and Distance Races. 2008.
3. Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2005 Apr;37(4):657-63.
4. van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2007 Aug;41(8):469-80; discussion 80.
5. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med*. 2002 Apr;36(2):95-101.
6. De Witt B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics* 2000;33:269-78.
7. Derrick TR, Dereu D, McLean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Med Sci Sports Exerc*. 2002 Jun;34(6):998-1002.

8. Tartaruga LAP, Tartaruga MP, Black GL, Coertjens M, Ribas LR, Kruel LFM. Comparison of the subtalar joint angle during submaximal running speeds. *Acta Ortop Bras.* 2005;13(2):57-60.
9. Johnston CA, Taunton JE, Lloyd-Smith DR, McKenzie DC. Preventing running injuries. Practical approach for family doctors. *Can Fam Physician.* 2003 Sep;49:1101-9.
10. Hreljac A. Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 May;36(5):845-9.
11. Batt M. *Injury and Sports Surface.* Loughborough, UK; 2005.
12. Fredericson M. Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention. *Sports Med.* 1996 Jan;21(1):49-72.
13. Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol.* 2002 Feb;92(2):469-78.
14. Feehery RV, Jr. The biomechanics of running on different surfaces. *Clin Podiatr Med Surg.* 1986 Oct;3(4):649-59.
15. Ferris DP, Liang K, Farley CT. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *J Biomech.* 1999 Aug;32(8):787-94.
16. Ferris DP, Louie M, Farley CT. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc Biol Sci.* 1998 Jun 7;265(1400):989-94.
17. Dixon SJ, Collop AC, Batt ME. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Nov;32(11):1919-26.
18. Bloom M. Judging a path by its cover: not all running surfaces are created equal. So we've rated 10 of them, giving you the pros and cons of each. *Runner's World.* 1997 March:54-8.
19. Eils E, Streyll M, Linnenbecker S, Thorwesten L, Volker K, Rosenbaum D. Characteristic plantar pressure distribution patterns during soccer-specific movements. *Am J Sports Med.* 2004 Jan-Feb;32(1):140-5.
20. Wong PL, Chamari K, Mao DW, Wisloff U. Higher plantar pressure on the medial side in four soccer-related movements. *Br J Sports Med.* 2006 Dec 18.
21. Ford KR, Manson NA, Evans BJ, Myer GD, Gwin RC, Heidt RS, Jr., et al. Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf. *J Sci Med Sport.* 2006 Dec;9(6):433-40.
22. Kernozek TW, Zimmer KA. Reliability and running speed effects of in-shoe loading measurements during slow treadmill running. *Foot Ankle Int.* 2000 Sep;21(9):749-52.
23. Dixon SJ. Application of center-of-pressure data to indicate rearfoot inversion-eversion in shod running. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006 Jul-Aug;96(4):305-12.
24. Lejeune TM, Willems PA, Heglund NC. Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *J Exp Biol.* 1998 Jul;201(Pt 13):2071-80.
25. Stiles VH, Dixon SJ. The influence of different playing surfaces on the biomechanics of a tennis running forehand foot plant. *J Appl Biomech.* 2006 Feb;22(1):14-24.
26. Brechue WF, Mayhew JL, Piper FC. Equipment and running surface alter sprint performance of college football players. *J Strength Cond Res.* 2005 Nov;19(4):821-5.
27. Pinnington HC, Dawson B. The energy cost of running on grass compared to soft dry beach sand. *J Sci Med Sport.* 2001 Dec;4(4):416-30.
28. Pinnington HC, Lloyd DG, Besier TF, Dawson B. Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. *Eur J Appl Physiol.* 2005 Jun;94(3):242-53.
29. Hardin EC, van den Bogert AJ, Hamill J. Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 May;36(5):838-44.
30. Moritz CT, Farley CT. Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping. *J Appl Physiol.* 2004 Oct;97(4):1313-22.
31. Barrett RS, Neal RJ, Roberts LJ. The dynamic loading response of surfaces encountered in beach running. *J Sci Med Sport.* 1998 Jan;1(1):1-11.
32. Creagh U, Reilly T, Lees A. Kinematics of running on 'off-road' terrain. *Ergonomics.* 1998 Jul;41(7):1029-33.
33. Nigg BM, Anton M. Energy aspects for elastic and viscous shoe soles and playing surfaces. *Med Sci Sports Exerc.* 1995 Jan;27(1):92-7.

34. Nigg BM, Yeadon MR. Biomechanical aspects of playing surfaces. *J Sports Sci.* 1987 Summer;5(2):117-45.
35. Tessutti V, Trombini-Souza F, Ribeiro AP, Nunes AL, Sacco ICN. In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. *J Sci Med Sport.* 2008;doi:10.1016/j.jsams.2008.07.008.
36. Fredericson M, Misra AK. Epidemiology and aetiology of marathon running injuries. *Sports Med.* 2007;37(4-5):437-9.
37. Stefanyshyn D. Player Surface Interaction: Injury and Performance. 3rd Workshop SPORTSURF 2006; Exeter, UK; 2006.
38. Cavanagh P, Ulbrecht J. Biomechanical aspects of foot problems in diabetes. In: Boulton A, Connor H, Cavanagh P, editors. *The Foot in Diabetes.* 2a. ed. United Kingdom: Ed. Chichester; 1994. p. 25-35.
39. Fritz M, Peikenkamp K. Simulation of the influence of sports surfaces on vertical ground reaction forces during landing. *Med Biol Eng Comput.* 2003 Jan;41(1):11-7.
40. Dixon S, James I. Player Surface- Interaction. Loughborough, UK; 2005.
41. Girard O, Eicher F, Fourchet F, Micallef JP, Millet GP. Effects of the playing surface on plantar pressures and potential injuries in tennis. *Br J Sports Med.* 2007 Nov;41(11):733-8.
42. Stergiou N, Bates BT. The relationship between subtalar and knee joint function as a possible mechanism for running injuries. *Gait & Posture.* 1997;6 177 185:177-85.
43. Derrick TR. The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 May;36(5):832-7.
44. Willems TM, Witvrouw E, De Cock A, De Clercq D. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Med Sci Sports Exerc.* 2007 Feb;39(2):330-9.
45. Dixon SJ, McNally K. Influence of orthotic devices prescribed using pressure data on lower extremity kinematics and pressures beneath the shoe during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008 Jun;23(5):593-600.

## ANEXO 6 – Comprovante submissão ao British Journal of Sports Medicine 2008

BJSJ/2008/054940 - Confirmation - Internet Explorer fornecido por Dell

http://submit-bjsj.bmj.com/submission/submit

BJSJ/2008/054940 - Confirmation

Monitoração de fraudes ativada

Submit New Manuscript Queue Summary Feedback Help FAQ

# Manuscript Submission

## BJSJ/2008/054940 - Version 1

**Submission Confirmation**

Your submission is now complete. Thank you for submitting your work to British Journal of Sports Medicine.

Your manuscript has been given the ID BJSJ/2008/054940. Please use this to refer to your manuscript in any communications.

You may check on the status of your submission at any time by visiting your [author area](#).

You can direct any other inquiries regarding this submission to [bjsj@bmjgroup.com](mailto:bjsj@bmjgroup.com).

**Submission progress:**

Submission Guide

- Manuscript Basics
- Abstract and Cover Letter
- Reviewer Suggestions
- Non Preferred Reviewers
- Author List
- Questions
- Manuscript Specifics
- Manuscript Files
- Submission Proofing

Save any changes to the form on this page before navigating away.

**VITOR TESSUTTI**, School of Medicine - USP, R. Cipotânea, 51 - Cidade Universitária - Butantã  
São Paulo - SP, 05360-160 Brazil  
Tel: (55-11) 3091-8426, Fax: (55-11) 3091-7462, Email: vtess@usp.br

Mensagens Compor Busca FAQ Endereços Personalizar Problema Ajuda Sair

Abrir Pasta Mensagens

Situação da Quota: 11.09MB / 33.00MB (33.60%)

**Mensagens: BJSJ/2008/054940 - Manuscript Submission (1 de 634)**

Marcar como: Mover | Copiar Esta mensagem para Retornar para Mensagens

Exibir | Responder | Encaminhar | Recusar Remetente | Admitir Remetente | Código Fonte da Mensagem | Salvar como | Imprimir | Conteúdo em HTML

Data: Wed, 15 Oct 2008 20:37:05 -0700 (PDT) 00:37:05 EST

De: bjsj@bmjgroup.com

Para: Vitor Tessutti <vtess@usp.br>

Assunto: BJSJ/2008/054940 - Manuscript Submission

**Cabeçalhos:** Exibir Todos os Cabeçalhos

MS ID#: BJSJ/2008/054940

MS TITLE: IN-SHOE FOOT LOADING PATTERNS DURING RUNNING IN ASPHALT, CONCRETE, RUBBER AND NATURAL GRASS

Dear Vitor Tessutti,

BJSJ has an electronic submission system. Your manuscript has now been entered on this system. This is an automatic message acknowledging your online submission to BJSJ.

Thank you for submitting your work to The British Journal of Sports Medicine.

Yours sincerely,  
Professor Karim M Khan  
Editor

The BMJ Group is one of the world's most trusted providers of medical information for doctors, researchers, health care workers and patients [www.bmjgroup.bmj.com](http://www.bmjgroup.bmj.com). This email and any attachments are confidential. If you have received this email in error, please delete it and kindly notify us. The recipient should check this email and attachments for viruses because the BMJ Group accepts no liability for any damage caused by viruses. Emails sent or received by the BMJ Group may be monitored for size, traffic, distribution and content.

BMJ Publishing Group Limited  
A private limited company, registered in England and Wales under registered number 03102371  
Registered office: BMA House, Tavistock Square, London WC1H 9JR, UK. <http://bmjgroup.bmj.com>

Exibir | Responder | Encaminhar | Recusar Remetente | Admitir Remetente | Código Fonte da Mensagem | Salvar como | Imprimir | Conteúdo em HTML

Marcar como: Mover | Copiar Esta mensagem para Retornar para Mensagens

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)