

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE**

**ESTUDO BIOMECÂNICO DO BALLET CLÁSSICO:  
INFLUÊNCIA DA SAPATILHA E DO ANDAMENTO  
MUSICAL NO SAUTÉ EM PRIMEIRA POSIÇÃO**

**Andreja Paley Picon**

**SÃO PAULO  
2004**

**ESTUDO BIOMECÂNICO DO BALLET CLÁSSICO:  
INFLUÊNCIA DA SAPATILHA E DO ANDAMENTO  
MUSICAL NO SAUTÉ EM PRIMEIRA POSIÇÃO**

**ANDREJA PALEY PICON**

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

**ORIENTADORA: Profa. Dra. PAULA. H. LOBO DA COSTA**

Picon, Andreja Paley

Estudo biomecânico do ballet clássico: influência da sapatilha e do andamento musical no sauté em primeira posição / Andreja Paley Picon. – São Paulo : [s.n.], 2004.

xi, 70p.

Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientadora: Profa. Dra. Paula H. Lobo da Costa

1. Biomecânica 2. Ballet clássico I. Título.

## **AGRADECIMENTOS**

Dirijo meus sinceros agradecimentos a todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho, e agradeço especialmente:

À minha orientadora, Profa. Dra. Paula H. Lobo da Costa, por sua pronta atenção em abraçar minhas idéias e levá-las à concretização, por sua competência e conhecimento admiráveis, por sua dedicação aos alunos e visível paixão pela docência e pela Biomecânica. Agradeço infinitamente pela credibilidade depositada à minha pessoa e ao meu trabalho;

Ao Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio, que permitiu a realização deste trabalho junto ao seu conceituado grupo, e ao Prof. Dr. Julio Cerca Serrão, que com dedicação ímpar coordena e orienta a todos no laboratório, e que contribuiu de forma direta com indispensáveis sugestões e questionamentos ao presente trabalho;

À Profa. Dra. Isabel de C. N. Sacco, por sua co-orientação não oficial e voluntária, pelo seu interesse profundo, pelas inúmeras sugestões, contribuições, discussões, pela maravilhosa amizade e amparo. E ao seu esposo José Gustavo, pelo interesse, dedicação e prontidão nas questões matemáticas, além da preciosa amizade. A vocês, queridos amigos, todos os agradecimentos;

À Márcia Regina de Sá, por sua imensa dedicação e competência, desde a coleta de dados, passando por todas etapas de organização deste trabalho, por sua preciosa amizade, dedicada, presente e indispensável. Por todos os momentos, por toda ajuda, por tudo, muito obrigada;

Aos amigos do laboratório de Biomecânica: Germano, Kátia, Roberto, Alex Sandra, Renato, Luís, Cláudia, Silvia, Anice, Ludgero, Ewerton, Yuji, Zidane e Jaqueline: pelo espírito de grupo, pelas ricas discussões e trocas de informações, pela prazerosa convivência, muito obrigada;

À Maria de Lourdes e Ilza, pela atenção, carinho e competência nos assuntos da Pós-graduação da EEFÉUSP;

Às preciosas bailarinas, sujeitos do presente trabalho, sem as quais não haveria sentido: Karina, Patrícia, Vanessa, Erica, Tais, Maíce e Lívia;

À CAPES, pela bolsa de estudos concedida;

À minha querida família, pelo incentivo e apoio necessários, especialmente ao meu irmão Márcio, pela ajuda com a música e os pezinhos;

E finalmente, ao meu amado marido, Aluisio Soares, pelo amor, paciência e apoio a todos os projetos da minha (nossa) vida. A ele, dedico este trabalho.

## SUMÁRIO

	<b>Página</b>
LISTA DE TABELAS .....	vi
LISTA DE FIGURAS .....	vii
LISTA DE QUADROS .....	viii
LISTA DE ANEXOS .....	ix
RESUMO .....	x
1 INTRODUÇÃO .....	1
2 REVISÃO E DISCUSSÃO DA LITERATURA .....	4
2.1 O calçado para ballet clássico.....	7
2.2 Panorama das lesões típicas da técnica clássica.....	9
2.3 Estudos dinâmicos sobre movimentos da dança.....	12
2.4 Sobre a sensibilidade somato-sensorial e aspectos morfológicos e funcionais dos pés .....	15
2.5 Sobre a influência da música na execução de movimentos.....	18
3 OBJETIVOS.....	20
3.1 Geral .....	20
3.2 Específico .....	20
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
4.1 Caracterização do grupo experimental.....	21
4.2 Etapas do protocolo experimental .....	22
4.3 Questionário diagnóstico.....	24
4.4 Avaliação eletrodiagnóstica do limiar de tolerância à dor e sensibilidade somato- sensorial.....	24
4.5 Avaliação dinâmica do <i>sauté</i> em primeira posição .....	26
4.6 Processamento e análise numérica dos dados .....	28
4.7 Tratamento estatístico.....	30
4.8 Limitações do estudo .....	31
5 RESULTADOS.....	32
5.1 Análise do questionário .....	32

5.2	Avaliação da sensibilidade somato-sensorial e tolerância à dor .....	33
5.3	Análise dinâmica do <i>sauté</i> em primeira posição: força reação do solo .....	34
5.4	Análise dinâmica do <i>sauté</i> em primeira posição: pressão plantar .....	37
6	DISCUSSÃO .....	41
6.1	Quanto à caracterização do grupo experimental .....	42
6.2	Quanto às variáveis eletrofisiológicas: limiar de tolerância à dor e cronaxia sensitiva .....	44
6.3	Quanto às variáveis dinâmicas obtidas para o <i>Sauté</i> em primeira posição ...	45
7	CONCLUSÕES .....	49
	REFERÊNCIAS .....	52
	ANEXOS .....	58

## LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 - Características gerais do treinamento das bailarinas obtidas através do questionário.....	32
TABELA 2 - Resultados de avaliação de sensibilidade à dor e cronaxia sensitiva (n=8).....	34
TABELA 3 - Valores descritivos para a análise de força dos saltos em todas as condições experimentais (n= número de saltos analisados em cada condição).....	37
TABELA 4 - Descrição dos valores de pressão para todos os sujeitos analisados (n=6).....	38

## LISTA DE FIGURAS

	Página
<b>FIGURA 1 -</b> As três fases do <i>Sauté</i> em primeira posição: a) preparação em demi-plié (flexão dos joelhos); b) salto; c) aterrissagem, também em demi-plié (adaptado de COSENTINO, 1958). .....	6
<b>FIGURA 2 -</b> Sapatilha de pontas e meia ponta (adaptado de HARDAKER & MOORMAN, 1986). .....	7
<b>FIGURA 3 -</b> Estrutura das sapatilhas de meia ponta (A) e de ponta (B), adaptado de DANCINTER, 2003. ....	8
<b>FIGURA 4 -</b> Posicionamento dos pés no interior da sapatilha de pontas, adaptado de TUCKMAN, WERNER e BAYLEY (1991). .....	11
<b>FIGURA 5 -</b> Diagrama representando o protocolo experimental para coleta dos dados em laboratório.....	23
<b>FIGURA 6 -</b> Áreas do pé analisadas na aquisição dos valores de Cronaxia Sensitiva e Sensibilidade Somato-sensorial (adaptado de SACCO, 2001).....	25
<b>FIGURA 7 -</b> Espectro de Frequência para o movimento <i>Sauté</i> em primeira posição – Método de “Janela” WELCH (1967).....	29
<b>FIGURA 8 -</b> Gráfico típico da FRSy para o andamento musical 2/4 em sapatilhas de meia ponta.....	35
<b>FIGURA 9 -</b> Gráfico típico da FRSy para o andamento musical 6/8 em sapatilhas de meia ponta.....	35
<b>FIGURA 10 -</b> Gráfico típico da FRSy para o andamento musical 2/4 em sapatilhas de ponta. ....	36
<b>FIGURA 11 -</b> Gráfico típico da FRSy para o andamento musical 6/8 em sapatilhas de ponta. ....	36
<b>FIGURA 12 -</b> Dados médios de pressão para as diferentes áreas do pé direito, para os sujeitos 1, 2 e 3 (valores em kPa).....	39
<b>FIGURA 13 -</b> Dados médios de pressão para as diferentes áreas do pé direito, para os sujeitos 1, 2 e 3 (valores em kPa).....	40
<b>FIGURA 14 -</b> Dados médios de pressão para as diferentes áreas do pé direito, para todos os sujeitos (média geral, valores em kPa).....	41

## LISTA DE QUADROS

	Página
QUADRO 1 - Caracterização do grupo amostral segundo idade, massa, altura e tempo de treinamento.....	22
QUADRO 2 - Protocolo experimental para medição de força e pressão. ....	23

**LISTA DE ANEXOS**

	<b>Página</b>
<b>ANEXO I - Termo de consentimento informado para participação em pesquisa.....</b>	<b>58</b>
<b>ANEXO II - Questionário elaborado para caracterização do treinamento do grupo experimental. ....</b>	<b>59</b>
<b>ANEXO III - Função Matemática BALLEET desenvolvida em ambiente MATLAB para o tratamento dos dados de força reação do solo.....</b>	<b>61</b>
<b>ANEXO IV - Tabelas descritivas de área por região e por sujeito.....</b>	<b>67</b>
<b>ANEXO V - Tabelas descritivas de pressão por região e por sujeito.....</b>	<b>69</b>

## RESUMO

### ESTUDO BIOMECÂNICO DO BALLET CLÁSSICO: INFLUÊNCIA DA SAPATILHA E DO ANDAMENTO MUSICAL NO SAUTÉ EM PRIMEIRA POSIÇÃO

**Autora: ANDREJA PALEY PICON**

**Orientadora: Profa. Dra. PAULA H. LOBO DA COSTA**

O presente estudo buscou a aplicação da instrumentação biomecânica de análise do movimento a fim de melhor entender aspectos relacionados ao uso do calçado e da música num movimento do ballet clássico: o *Sauté* em primeira posição. Tratando-se de um movimento de salto amplamente utilizado no treinamento de bailarinos, este foi submetido a análise da força reação do solo resultante de sua execução (em plataforma de força), bem como a análise do padrão de distribuição plantar em diferentes regiões do pé (sistema F-Scan). Também, procurou-se relacionar a sensibilidade plantar (cronaxia sensitiva e tolerância à dor) aos aspectos de distribuição de pressão encontrados. O *Sauté* foi executado por bailarinas clássicas não profissionais, em diferentes andamentos musicais (2/4 e 6/8), além de diferentes calçados: sapatilhas de ponta e de meia-ponta. Os resultados obtidos apontaram fatores relevantes para as questões acerca da realização deste movimento, como: a influência da música, com andamentos musicais diferentes, resultou maiores diferenças no produto do movimento do que a diferença estrutural dos calçados utilizados; a distribuição de pressão plantar, apesar da variação individual e entre indivíduos, mostrou um padrão diferenciado de colocação do pé no solo, conclusivamente dependente da estrutura do calçado. Relações diretas entre sensibilidade plantar e a distribuição de pressão não puderam ser encontradas devido a grande variação encontrada na distribuição de pressão.

Palavras chave: Biomecânica, ballet clássico, *Sauté*, força reação do solo, pressão plantar.

## ABSTRACT

### BIOMECHANICAL APPROACH TO BALLET MOVEMENTS: THE EFFECTS OF FOOTWEAR AND MUSICAL BEATS ON THE PERFORMANCE OF SAUTÉ FIRST POSITION

**Author: ANDREJA PALEY PICON**

**Adviser: Profa. Dra. PAULA H. LOBO DA COSTA**

The present study aims to apply biomechanical analysis in order to better understand the effects of footwear and the music beat in a classical ballet movement: The *Sauté* first position. The *Sauté* is a jump movement widely used in dance training. Ground reaction forces (in a force plate) and plantar pressure distribution analysis in different foot regions (with F-Scan system) were analysed. Plantar sensitivity were also evaluated and related to pressure values. The *Sauté* was executed by non professional classical dancers, in two different music signatures (2/4 time and 6/8 time), and two different footwears (slippers and pointe shoes). The results had elucidated several questions regarding the performance of this movement: the music beat played a greater role in the resultant movement than the footwear. Despite variations intra and inter individuals, the plantar pressure distribution presented a particular pattern of foot positioning on the ground, influenced by the different footwear. Relations between plantar sensitivity and plantar pressure distribution were not founded, probably because of the high variation in pressure distribution patterns.

**Key words:** Biomechanics, classical ballet, *Sauté*, ground reaction forces, plantar pressures.

## 1 INTRODUÇÃO

O ballet clássico é considerado a base técnica para a maioria das modalidades de dança praticadas por profissionais e estudantes. Sua estruturação é minuciosa e extremamente tradicionalista, sendo mantida através dos tempos. É através do ballet clássico que se inicia a própria história da dança acadêmica e é a partir de sua técnica que outras modalidades foram criadas, seja seguindo ou contestando sua base teórica.

A dança clássica é uma prática que exige de seus seguidores uma dedicação ímpar, um corpo meticulosamente preparado e performances que buscam alta qualidade técnica. A exaustão a que o corpo é submetido pode ser comparada ao treinamento de atletas dos mais altos níveis de desempenho físico.

Os movimentos realizados por bailarinos incluem o uso do espaço com padrões de locomoção como o andar, o correr e o saltar. A execução dos movimentos contém em sua estruturação a presença de fases aéreas, equilíbrios, giros, extensão dos membros no espaço e vigor físico, tudo isso realizado com fluidez, leveza e satisfatória expressão artística.

As bailarinas clássicas utilizam em seu treinamento calçados especiais denominados sapatilhas de ponta e de meia ponta. Estas são confeccionadas em couro, lona, cetim, papéis especiais, palmilhas flexíveis e cola. Sapatilhas de ponta devem suportar o peso do corpo em movimento sobre uma diminuta área, visivelmente incapaz de distribuir sobrecargas e proteger o aparelho locomotor das forças atuantes, isso se comparado com os atuais padrões de segurança e conforto adotados para a fabricação de calçados.

Um índice alarmante de lesões típicas decorrentes do uso de sapatilhas de ponta já se encontra bem documentado na literatura médica: pés, tornozelos, joelhos e coluna vertebral são os alvos de males crônicos ou agudos (CAILLET, 1989; TUCKMAN, WERNER & BAYLEY, 1991). Apesar do grande número de estudos acerca destas lesões, as bailarinas clássicas fazem parte de uma forte tradição, que não permite modificações do calçado, considerado "como uma

extensão dos pés”, capaz de dar à bailarina a possibilidade de realizar movimentos específicos.

Através de uma análise epidemiológica piloto, realizada com um grupo não profissional de dez bailarinas, resultados alarmantes foram obtidos acerca da presença de lesões decorrentes de seu treinamento (PICON, MORALES & LOBO DA COSTA, 1999). Este estudo, realizado através de um questionário, apontou que, mesmo em nível amador, as lesões citadas em literatura são uma realidade entre bailarinas da técnica clássica. A importância de estudos epidemiológicos foi levantada por ELLIOT (2000), que cita que tais análises auxiliam no estabelecimento da gravidade do problema e da necessidade de pesquisá-lo mais detalhadamente.

A Biomecânica, ciência que estuda as grandezas mecânicas no corpo e movimentos humanos, torna-se um instrumento indispensável para a análise de movimentos da dança clássica, pois poderá proporcionar um conhecimento das leis físicas que regem o movimento estudado. Assim, o estudo dos movimentos da dança clássica, sob a ótica biomecânica pode ser um valioso caminho para o entendimento de suas sobrecargas, indicando respostas para um aprimoramento nos treinamentos e uso do calçado, prevenindo conseqüências danosas ao aparelho locomotor.

Para a dança, uma arte estruturada sobre o movimento, a biomecânica tem sido utilizada para esclarecer inúmeros aspectos, como por exemplo, atividade muscular, controle postural e quantificação de sobrecargas, porém, trata-se ainda de um campo pouco explorado, que necessita de investigações mais complexas e completas acerca dos movimentos específicos de sua técnica. Segundo RANNEY (1988), a biomecânica pode indicar ao bailarino os caminhos de como saltar mais alto, como girar no ar mais vezes e como executar movimentos que pareçam lentos no espaço. Porém, muitos estudos ainda se fazem necessários para que se atinja este grau de rendimento do movimento.

LAWS (1986) afirma que os bailarinos utilizam-se de vários meios para adquirir fundamentação técnica em sua carreira: comentários e correções de seus mestres, tentativas e erros na execução de movimentos e observação de outros bailarinos. Porém, entender sobre os princípios mecânicos do movimento acrescentará novas perspectivas sobre a execução da técnica da dança, o que visa complementar a construção do aprendizado.

Um importante fator a ser considerado diz respeito às modificações morfo-anatomo-funcionais observadas no aparelho locomotor das bailarinas. Estas modificações podem variar desde um simples crescimento anormal das unhas devido aos impactos em sua matriz de crescimento às modificações posturais causadas por sobrecarga na coluna vertebral, que podem culminar em desvios anormais em suas curvaturas (MILAN, 1994). Inúmeros estudos, ainda em literatura médica, apontam para deformidades nos pés decorrentes do treinamento intenso, sugerindo uma adaptação do aparelho locomotor frente à sobrecarga sofrida (KHAN, BROWN, WAY, VASS, CRICHTON, ALEXANDER, BAXTER, BUTLER & WARK, 1995; MENÉTRÉY & FRITSCHY, 1999; MILAN, 1994).

Existe ainda a necessidade de investigar se modificações somato-sensoriais plantares, sob a forma de calosidades, também decorrentes do intensificado uso dos coxins plantares poderiam levar a uma possível deterioração funcional.

Sabe-se ainda que a música é componente indissociável da dança clássica e que muitas das obras clássicas imortais foram compostas para bailados. Em muitas escolas de dança, ainda não se ensina a técnica clássica conjugada de maneira eficiente com a partitura musical, a qual exerce influência na performance do movimento. Os movimentos da técnica clássica podem ser musicalmente divididos em exercícios de "allegro" (curtos, explosivos, coordenativos) e de "adage" (tensos, lentos, contínuos e sustentados). A correta execução de cada movimento pede o uso do adequado compasso musical, a fim de tornar o movimento gracioso, além de conseguir o objetivo da habilidade treinada, pois o andamento é fator determinante da dinâmica do passo. Isto porque o andamento revelará o aspecto da velocidade de execução do movimento.

Portanto, este estudo visa a análise de um movimento da técnica clássica conjugando-o com variáveis dependentes em sua execução, a fim de compreender quais e porque estas variáveis influenciam nas sobrecargas envolvidas neste movimento. Para isto, realizou-se uma análise dinâmica do movimento, com sapatilhas de pontas e de meia-ponta e em dois diferentes compassos musicais. Foi escolhido o movimento denominado *Sauté* em primeira posição de pés, pois este

pode ser considerado um passo muito comum da técnica clássica e será descrito posteriormente.

Resultados quantitativos obtidos através dos valores de força reação do solo e pressão plantares serão discutidos, além da promoção de uma avaliação das características somato-sensoriais dos pés dos sujeitos, a fim de melhor compreender aspectos relativos à sobrecarga do aparelho locomotor na dança clássica, contribuindo para um melhor entendimento do comportamento do aparelho locomotor da bailarina frente às exigências de seu treinamento.

## 2 REVISÃO E DISCUSSÃO DA LITERATURA

O treinamento em dança, atualmente, não pode ser mais considerado apenas como uma atividade artística, mas sim como um exercício físico rigoroso que, em geral, envolve posições articulares extremas, que excedem as amplitudes normais de movimento, gerando um alto esforço dos tecidos que constituem o aparelho locomotor.

A literatura médica, como citado anteriormente, apresenta um vasto estudo sobre as lesões que acometem os pés de praticantes da dança clássica. Isto pode ser devido ao fato de que, no decorrer de sua evolução como arte, muitos bailarinos e até professores não possuem uma formação científica e fundamentam sua prática e ensino em um conjunto de procedimentos da tradição da dança clássica. Por outro lado, professores de Educação Física, treinadores esportivos e pesquisadores do movimento humano ainda não conhecem o suficiente a dança clássica enquanto tradição e objeto de estudo.

Segundo CLARKSON (1988), a razão para a lacuna em pesquisas de treinamento em dança se encontra no fato de que a dança não é uma área popular na ciência do esporte e a ciência do esporte por sua vez, desconhece a área da dança. O autor ainda cita que bailarinos e professores de dança enxergam a si mesmos como artistas e não como atletas, e que os cientistas do exercício não são habilitados a compreender os movimentos da dança.

Estudar as características biomecânicas da dança significa procurar caminhos para responder questões como condições de suporte e sustentação, afinamento e sobrecargas, buscando critérios de segurança para a execução dos movimentos. De acordo com WINTER (1979), a análise biomecânica é extremamente poderosa na identificação das causas do movimento e, quando comparam-se os resultados de diferentes populações, pode-se identificar, por exemplo, problemas que são característicos de uma dada população. RANNEY (1988) cita que o aperfeiçoamento do movimento é um dos objetivos da biomecânica. Através dela pode-se determinar os mais eficientes e efetivos caminhos para completar a ação física do movimento. Ainda de acordo com o autor, a análise científica do movimento requer uma complexa abordagem dos seguintes fatores:

- a) cinemática: tipo, direção, partes do corpo envolvidas, velocidade de movimento e modificações nestas variáveis;
- b) atividade muscular: quais são os músculos, quando eles atuam, quão forte eles atuam, quando estão relaxados ou contraídos e como ocorre a coordenação entre os diferentes grupos musculares;
- c) cinética: a origem das forças (interna ou externa), sua magnitude, direção e duração (tempo de aplicação).

O *Sauté* em primeira posição, movimento aqui submetido a uma avaliação cinética. É largamente executado em todas as etapas do aprendizado e treinamento da técnica clássica. Uma análise por meio das técnicas biomecânicas poderá ser reveladora acerca de sobrecargas envolvidas em sua execução.

Como base teórica para este estudo, foram utilizados os conceitos da Royal Academy of Dance of London, que é uma respeitada instituição de ensino de ballet clássico, com cerca de oitenta anos de experiência em mais de setenta países em todo o mundo. Seus professores e alunos são monitorados por um rígido e constante sistema de avaliação a fim de assegurar o alto padrão em qualidade conquistado através dos anos de experiência. Esta instituição tem como patrona a Rainha da Inglaterra e é associada ao Benesh Institute, que estuda a codificação da dança e trata-se de um conceituado centro de estudos nesta área. No método de ensino da ROYAL ACADEMY OF DANCE (2002), o *Sauté* é um movimento presente desde os anos iniciais de estudo da técnica e treinado em diferentes compassos

musicais, de acordo com as habilidades adquiridas em sua execução. Como definição, o *Sauté* é um pequeno salto realizado em primeira ou segunda posição, partindo-se de um *demi-plié* (flexão dos joelhos) e retornando ao solo da mesma forma (FIGURA 1).

O *Sauté* é considerado essencial para a aquisição de habilidades mais refinadas como o "*ballon*" (habilidade do bailarino em aparentemente sustentar-se no ar durante a execução de um salto) e é requisito essencial no aprendizado de saltos mais avançados (ACHCAR, 1980).

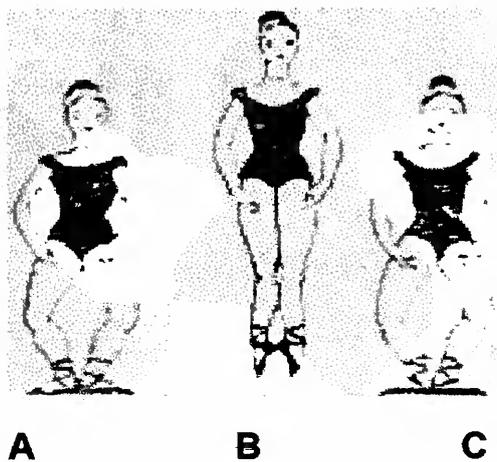


FIGURA 1 As três fases do *Sauté* em primeira posição: a) preparação em *demi-plié* (flexão dos joelhos); b) salto; c) aterrissagem, também em *demi-plié* (adaptado de COSENTINO, 1958).

Assim, um estudo do movimento clássico, envolvendo dois de seus principais fatores de realização, a sapatilha de pontas e a música, tende a ser revelador de importantes características da técnica, possibilitando uma compreensão das cargas mecânicas envolvidas.

A revisão de literatura a seguir procura dar um contexto às questões levantadas e incluir estudos já realizados com a técnica clássica. É intenção também aproximar a metodologia proposta para resolução do problema através de trabalhos na área do movimento humano que possuam características similares às do problema aqui levantado.

Faz-se necessária uma comparação, por vezes com movimentos esportivos, e em outros momentos com dados da literatura médica, frente à ausência de literatura específica sobre dança, principalmente na quantificação de sobrecarga e descrição biomecânica de movimentos.

## 2.1 O calçado para ballet clássico

O calçado para prática da dança é usualmente conhecido como sapatilha. Bailarinas clássicas geralmente alternam seu treinamento entre as denominadas sapatilhas de ponta e de meia-ponta (FIGURA 2).

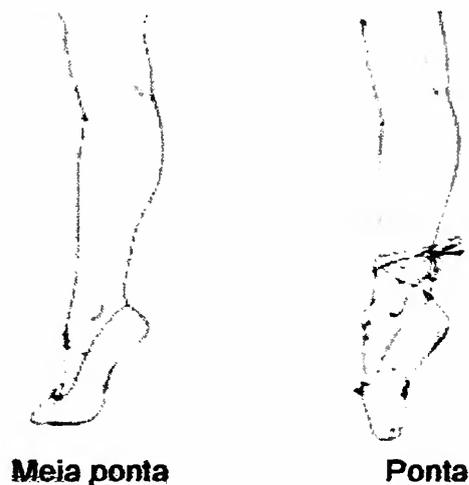


FIGURA 2 Sapatilha de pontas e meia ponta (adaptado de HARDAKER & MOORMAN, 1986).

De acordo com a figura, observa-se que em meia-ponta os pés apoiam-se sobre as cabeças dos metatarsos e atingem a máxima posição conhecida como “três quartos” de ponta. Em sapatilhas de ponta a flexão plantar é completamente atingida, ficando o apoio agora sobre os dedos, arcos plantares e região anterior ou dorsal do pé. Sapatilhas de meia-ponta são como luvas para os pés, geralmente fabricadas em lona, couro ou cetim, não possuem nenhuma estrutura rígida para suporte, sendo apenas uma interface entre o pé e o solo. Já as sapatilhas de ponta (FIGURA 3) são construídas de modo a suportar o corpo em movimento sobre uma pequena superfície anterior, e para tanto, levam em sua estrutura alguns diferenciais importantes, como uma palmilha mais rígida e uma gáspea (região de encaixe dos dedos) reforçada com camadas de cola e papéis especiais.

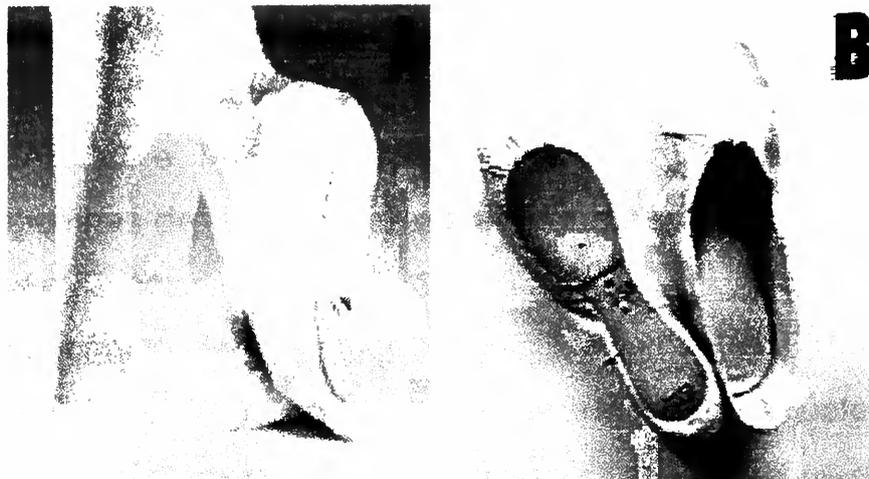


FIGURA 3 Estrutura das sapatilhas de meia ponta (A) e de ponta (B), adaptado de DANCINTER, 2003.

Segundo BEJJANI (1991), a primeira vez que sapatilhas de pontas foram mencionadas na história da dança clássica datam do ano de 1817, quando as irmãs Constance e Genevieve Gosselin, descritas como bailarinas “musculosas”, as quais foram aclamadas por sua habilidade em permanecer em pontas na apresentação da ópera “Fernand Cortés”. Não se sabe ao certo se nesta ocasião, elas utilizaram suportes especiais em suas sapatilhas normais, ou ainda, se usaram alguma espécie de sapatilha de ponta rudimentar. Porém, a idéia de dançar sobre as pontas dos pés estava lançada e ganhou força no Movimento Romântico, anos depois.

Com a finalidade de dar ao bailado uma característica etérea, símbolo do Movimento Romântico, contexto cultural iniciado em 1830, as sapatilhas de pontas foram firmemente introduzidas à técnica clássica. Utilizadas inicialmente para alguns efeitos especiais em palco, estes calçados ganharam força no período subsequente da história, o Classicismo, onde os bailados se tornaram mais complexos e a performance sobre as pontas cada vez mais desafiadora. Nestes quase dois séculos de uso, a sapatilha de pontas passou por poucas modificações desde seu modelo original, no qual as bailarinas equilibravam seus corpos sobre chumaços de algodão, finos cetins e delicados solados de couro (CUNNINGHAM, DISFETANO, KIRJANOV, LEVINE & SCHON, 1998).

Atualmente, alguns fabricantes de sapatilhas, tanto de pontas como de meias-pontas, têm investido na busca de melhores modelagens e materiais mais

adequados, porém, ainda não contam com a tecnologia desenvolvida no campo da pesquisa de calçados para esportistas.

SAMMARCO e MILLER (1982) citam que o material empregado na fabricação de sapatilhas de pontas não oferece aos pés qualquer proteção contra a atuação de forças externas.

A biomecânica tem estudado minuciosamente a interação esporte-calçado. CAVANAGH (1989) descreve que o calçado ideal é aquele construído a fim de respeitar as características da modalidade esportiva ao qual se destina e também a superfície onde será praticada. Ainda neste sentido, NIGG e SEGESSER (1992) propõem que fatores como “amortecimento, estabilização e direção” são essenciais na concepção adequada de um calçado para esportistas.

AMADIO e DUARTE (1996) levantam os seguintes aspectos a serem considerados para o estudo de um calçado ideal: anatomia funcional do pé, análise epidemiológica de lesões e qual a influência do calçado sobre as forças externas e internas atuantes no aparelho locomotor.

É relevante, portanto, aplicar os conhecimentos obtidos no campo de estudo do calçado esportivo, verificando em que medida as premissas para calçados de esportistas não seriam também verdadeiras para o calçado da dança, tendo como ponto de partida o conhecido quadro de lesões em bailarinos que pode estar sendo influenciado pelo calçado utilizado.

## **2.2 Panorama das lesões típicas da técnica clássica**

Não é intenção deste estudo levantar ou sugerir aspectos relacionados ao tratamento de lesões, mas sim, utilizar este levantamento como justificativa para a busca do entendimento da sobrecarga nos movimentos da dança.

Os estudos realizados vêm evidenciar a necessidade em utilizar as técnicas biomecânicas de análise do movimento, a fim de se obter um quadro completo acerca das pressões e forças atuantes nos pés, contribuindo para uma melhor estruturação do calçado para prática da dança clássica.

Estudos médicos realizados com bailarinas clássicas há tempos têm demonstrado o risco de lesão do aparelho locomotor envolvido nesta prática. A técnica com pontas, bem como a prática com sapatilhas de meia-ponta contribui de forma significativa para o quadro de lesões, principalmente nos pés e tornozelos.

As ocorrências mais comumente citadas são: hálux valgo, dedos em martelo, dedos em garra, calosidades tegumentares, fraturas por stress (principalmente nos primeiro e segundo metatarsos), tendinites crônicas no tornozelo, espessamentos corticais, lesões ligamentares e dores agudas em outras regiões do aparelho locomotor (TUCKMAN, WERNER & BAYLEY, 1991).

Num experimento utilizando Raios-X, O'MALLEY (1996) constatou que a fratura por stress na base do segundo metatarso foi a lesão mais recorrente em 51 bailarinos profissionais avaliados.

WIESLER, HUNTER, MARTIN, CURL e HOEN (1996), em trabalho sobre flexibilidade articular do tornozelo e padrões de lesão em bailarinos (80% do sexo feminino), estudaram 148 bailarinos, entre praticantes de ballet clássico (101) e moderno (47). Os autores observaram que 83 bailarinos reportaram lesões prévias nos membros inferiores. Durante os estudos, 94 bailarinos sofreram lesões, incluindo dores e tendinites, sendo que 78 destes eram estudantes de ballet clássico. Os autores propuseram relacionar dados como idade, anos de treinamento, massa corporal, sexo e amplitude de movimento articular aos índices de lesão, mas não obtiveram correlações significativas. A conclusão foi de que as lesões prévias e a disciplina e rigidez do treinamento estariam mais relacionadas com a alta incidência de lesão em praticantes de dança.

KHAN *et al.* (1995) trazem em seu estudo de revisão uma completa lista das lesões que normalmente acometem bailarinos, incluindo problemas na primeira articulação metatarsofalangeana, lesões nos sesamóides, fraturas por estresse nos metatarsos, tendinite do músculo flexor longo do hálux, síndrome do cubóide, dores crônicas na região do tendão calcâneo, dores na face anterior, medial e lateral da tibia, síndrome da articulação patelofemoral, desordens do tendão patelar, problemas na articulação do quadril e problemas na coluna. Os autores ainda discutem a influência da sapatilha de pontas no aumento do número de lesões, além de considerar que o uso deste calçado específico deva ser rodeado de atenções. O uso

incorreto e/ou precoce da sapatilha de pontas, sem a garantia de um trabalho preparatório técnico e muscular adequado por parte da bailarina pode ser a chave para o caminho mais curto até uma possível lesão. Então concluem que muitas vezes, é impróprio apontar o calçado como causador de lesões sem que se levante as devidas características do treinamento a que se submetem as bailarinas.

Um estudo utilizando moldes dos pés em pontas (FIGURA 4), realizado por TUCKMAN, WERNER e BAYLEY (1991), mostrou contra-moldes de alginato obtidos no interior da sapatilha com um impressionante posicionamento das falanges no interior da sapatilha: o pé encontra-se altamente comprimido, com dedos sobrepostos e uma prejudicada distribuição da pressão. Este estudo oferece uma clara ilustração dos riscos de injúria aos quais o aparelho locomotor fica exposto, quando se exige uma complexa movimentação do corpo com as falanges neste posicionamento.



FIGURA 4 Posicionamento dos pés no interior da sapatilha de pontas, adaptado de TUCKMAN, WERNER e BAYLEY (1991).

Com relação às sapatilhas de meia ponta, a literatura é mais limitada, e não cita explicitamente lesões decorrentes deste tipo de calçado, como aparece em relação às pontas.

A discussão sobre os estudos apresentados remete à preocupação com o correto treinamento da técnica e uso adequado do calçado, em busca da compreensão desta tendência à lesão no aparelho locomotor na carreira da bailarina clássica.

### 2.3 Estudos dinâmicos sobre movimentos da dança

A biomecânica tem como objetivo a análise física do movimento dos sistemas biológicos, portanto, dos movimentos humanos. Sua instrumentação e seus métodos têm sido construídos com esta finalidade e têm se demonstrados eficientes para a otimização de vários campos que incluem o movimento: rendimento esportivo e sobrecargas, ergonomia, clínica e reabilitação, ortopedia e traumatologia.

Estudos dinâmicos realizados em plataforma de força na área desportiva têm sido elucidativos na quantificação da sobrecarga envolvida em movimentos que incluem saltos. Valores da componente vertical da força de reação do solo de cerca de 20 vezes o peso corporal do indivíduo já foram encontrados para o salto triplo (AMADIO & DUARTE, 1996). Na dança clássica, os saltos são elementos muito comuns na rotina de treinamento e sempre são realizados em cadeias de repetição.

SIMPSON e KANTER (1997) realizaram um estudo sobre o efeito da aterrissagem de saltos em distância horizontal no ballet (*grand-jeté*) sobre as forças axiais no joelho e tornozelo. Foram feitos cálculos indiretos através de um modelo matemático do complexo pé-perna, após a obtenção da força reação do solo em plataforma de força. Segundo estes autores, o entendimento dos caminhos que contribuem para as lesões na dança requer o conhecimento primário da influência da força reação do solo. Uma de suas principais considerações foi acerca do significativo aumento dos valores máximos da Força Horizontal na aterrissagem dos saltos quando se aumentou a distância destes, demonstrando o aumento da desaceleração do membro na aterrissagem, devido ao maior impulso horizontal na saída do movimento. Além disto, foram calculados também aumentos na quantidade de carga axial produzida pelos músculos, resultando numa maior quantidade de carga axial sendo absorvida pelas articulações do tornozelo e joelho.

SOUSA, LOSS, SOARES, SCARRONE, CARVALHO e VILAS-BOAS (2001) utilizaram a técnica da dinâmica inversa para analisar força, momento articular e potência no membro inferior de bailarinas clássicas. Os movimentos escolhidos para a análise foram saltos típicos, como o *Sauté* em primeira posição, o *Sobressault*

e o salto *en cou de pied*. Foram coletados dados dinâmicos (força vertical nos saltos através de plataforma de força), dados cinemáticos (através de filmagem dos movimentos com sistema Peak Performance, a 120Hz) e dados antropométricos (tais como massa, centro de massa e momento de inércia do membro inferior). Os resultados obtidos, tanto para a força externa, quanto para os cálculos de momentos articulares mostraram elevada coerência interna (baixas variações), o que é um indicativo da compatibilidade metodológica para este tipo de análise. Os autores acrescentam que este tipo de estudo permite a compreensão da estratégia individual de execução do movimento, permitindo eventual intervenção técnica, o que auxiliaria na melhora dos gestos na dança.

MILLER, PAULOS, PARKER e FISHELL (1990), realizaram um estudo com sapatilhas de meia-ponta que foram modificadas com o acréscimo de forros deformáveis de diferentes materiais, na tentativa de verificar se as alterações promoveriam uma melhor distribuição da pressão plantar e da força de reação do solo devolvida ao corpo durante o movimento da técnica clássica. Foram utilizados 10 modelos modificados com diferentes tipos de forros em diferentes regiões da planta do pé (primeiro e segundos dedos, primeiro e segundo metatarsos, arcos medial e lateral e calcanhar), além de se analisar a sapatilha convencional de meia ponta sem forro adicional e o pé descalço. Algumas condições melhoraram bastante a distribuição de pressão plantar, com quedas de até 75% do valor máximo de pressão no segundo metatarso, comparado com o pé descalço. Outras modificações, porém, mostraram-se ineficientes, aumentando os valores de pressão no arco medial em até 360% (também comparando com o pé descalço). Nenhuma das combinações testadas foi eficiente em todas as regiões do pé analisadas. A pesquisa ainda concluiu que a força reação do solo total devolvida não pode ser diminuída e que a pressão concentrava-se nas bases dos primeiro e segundo metatarsos, apesar de ocorrer uma melhor distribuição nas sapatilhas modificadas devido ao aumento da área sob os pés.

O interesse na medição da distribuição de pressão plantar não é novo. Há mais de um século são realizados experimentos para medição desta variável e os processos foram se aperfeiçoando no decorrer deste tempo. Medições de pressão plantar podem ser aplicadas em diferentes áreas do conhecimento, como por

exemplo, na medicina (ortopedia, traumatologia, dermatologia e endocrinologia), na ciência do movimento humano (estudos biomecânicos) e ainda, na indústria calçadista (mecânica do calçado, pesquisa de materiais e componentes e construção de calçados esportivos).

A pressão plantar tem sido muito estudada na marcha humana. Esta variável biomecânica pode ser dependente da área de contato bem como das forças resultantes em cada instante do movimento. MUELLER (1992), discute valores patológicos de pressão plantares como sendo próximos a 1MPa para respostas dinâmicas na marcha. HENNIG (1999) avaliou a distribuição de pressão plantar em diferentes grupos de indivíduos, como obesos, pacientes com problemas motores e tipos diferentes de calçado esportivo para corredores e observou que certas particularidades destes grupos podem contribuir para um diferenciado padrão de distribuição quando comparados com indivíduos normais.

Para os movimentos do ballet, o estudo da pressão plantar possibilitará a observação de regiões dos pés envolvidas na execução de cada movimento e quais as influências do uso das sapatilhas na solicitação mecânica dos movimentos da dança clássica.

Em seu trabalho relacionando padrões de distribuição em diferentes estruturas dos pés durante impactos com e sem controle muscular voluntário, HENNIG e MILANI (1995) colocam a importância da análise da pressão plantar combinada à quantificação da força reação do solo. Os autores indicam que a plataforma de força fornece informações a respeito dos diferentes componentes de força, no entanto estas informações se resumem à força resultante no corpo e não permitem nenhuma conclusão a respeito das cargas locais na superfície plantar do pé. Esta análise de carga mecânica será permitida apenas através das medidas de distribuição de pressão plantar.

Considerando estes aspectos, o estudo da pressão plantar poderá esclarecer quais áreas do pé da bailarina estão mais sujeitas a um padrão de distribuição de pressão alterado em função das sapatilhas. PICON, LOBO DA COSTA, SOUSA, SACCO e AMADIO (2001) estudaram a distribuição da pressão para três áreas plantares, hálux, antepé e calcanhar, durante o *Sauté* em primeira posição. Os resultados mostraram que os dedos e a região do primeiro metatarso

são áreas que sofrem maior compressão durante este movimento e concluíram que estas altas pressões podem de certa forma explicar o quadro de elevados índices de lesão na parte anterior dos pés das bailarinas. Concluíram ainda que pequenos saltos produzem altos picos de pressão, e conseqüentemente, altas cargas na região anterior dos pés.

TUCKMAN, WERNER, FORTINO e SPADARO (1992) utilizaram um método de medição de pressão no interior da sapatilha de pontas, através do uso de filme sensitivo na interface sapatilha/dedos. Seu método utilizou dedos de cadáveres para compor os pés e aplicou 13 tipos de cargas estáticas ao conjunto sapatilha/dedos. Embora tenham discutido algumas limitações para esta metodologia, os autores atentam para o resultado de que consideráveis pressões atuaram em todos os dedos durante os testes.

Tendo em vista os estudos apresentados, espera-se que os resultados da medição da força reação do solo e de pressões plantares possam colaborar no entendimento das adaptações observadas nos pés de bailarinas, bem como esclarecer os pontos de maior solicitação mecânica, considerando os diferentes calçados e andamentos musicais.

#### **2.4 Sobre a sensibilidade somato-sensorial e aspectos morfológicos e funcionais dos pés**

De acordo com BRESSLER e BRESSLER (1991), a fásia e a pele plantares respondem aos esforços e forças constantemente aplicados aos pés com uma variedade de respostas adaptativas tais como: aumento da espessura destas estruturas, rígidas ligações com tecidos profundos, aumento de inervação sensorial e até aumento de coxins adiposos elásticos. Isto porque, com o atrito do pé contra o solo durante a locomoção ocorre a hipertrofia das camadas granulosas da epiderme nos pontos de maior apoio plantar, caracterizando a denominada hiperqueratinização.

BOJSEN-MOLLER e JORGENSEN (1991) discutem que, embora derme e epiderme plantares sejam as mais espessas do corpo humano, são extremamente sensíveis ao toque e pressão, devido a grande quantidade de corpúsculos de Pacini (que reconhecem choques de alta frequência) e corpúsculos de Meissner (que reconhecem choques de baixa frequência). Os referidos autores colocam que, embora o coxim calcâneo seja reconhecido como o principal sistema de amortecimento dos pés, os metatarsos também possuem uma camada protetora plantar mais espessa, amplamente utilizada na transferência do peso corporal durante a marcha e nos demais movimentos humanos. Esta proteção metatarsiana é formada por um forte retináculo que alcança a derme e no primeiro metatarso acomoda os ossos sesamóides.

KUHNS (1949) descreveu a deterioração gradual e sem regeneração de um tecido adiposo elástico, como o típico tecido plantar, devido a pressões excessivas, obesidade, traumas e envelhecimento.

Segundo MILLER (1982), embora bem provido de receptores sensoriais (como Pacini e Meissner), há um número limitado de terminações nervosas para a dor que não correspondem às dores sentidas na região do calcanhar em determinadas doenças ou solicitações mecânicas extremas. Isto concorda com BRESSLER e BRESSLER (1991) que discutiram sobre estudos anatômicos demonstrando a gordura do coxim degenerada, o aumento da solicitação mecânica e o aparecimento de polineuropatias.

Isto posto, é importante relacionar as solicitações sofridas pelos pés de bailarinas aos estudos já realizados, a fim de verificar em que ponto há um acometimento das estruturas nervosas plantares.

VEVES, FERNANDO, WALEWSKI e BOULTON (1991) citam que embora a neuropatia diabética seja claramente causadora de picos de pressão plantar decorrentes de alterações ortopédicas resultantes da evolução da patologia, picos de pressão alterados também podem ser encontrados em indivíduos com hiperextensão das articulações metatarsofalangeanas, proeminência das cabeças metatarsianas, dedos em garra e migração distal dos coxins fibrogordurosos da planta do pé. Isto corrobora com a dúvida sobre a integridade sensorial dos pés de bailarinas, uma vez que as alterações acima citadas podem ser encontradas neste grupo.

BEJJANI (1991) aponta que variações anatômicas nos pés são relativamente comuns. Elas podem ocorrer através da presença de ossos extras, tendões ausentes e até bifurcação de ligamentos, fato este que poderia influenciar nas variáveis antropométricas externas.

VILADOT (1973) classificou a mais comum das variações, que diz respeito ao comprimento das falanges. De acordo com sua classificação, os tipos de pés podem ser separados em:

- a) pé grego (cerca de 22% da população): o segundo dedo é maior que o primeiro e os demais são menores que o segundo ( $1 < 2 > 3 > 4 > 5$ );
- b) Pé egípcio (cerca de 69% da população): o primeiro dedo é maior que o segundo ( $1 > 2 > 3 > 4 > 5$ );
- c) Pé quadrado (cerca de 9% da população): o primeiro e segundo dedos são do mesmo tamanho e os demais menores ( $1 = 2 > 3 > 4 > 5$ ).

Em trabalho de 1991, VILADOT define outra variação anatômica natural, que influencia na antropometria dos pés, o comprimento dos metatarsos, que possui a seguinte classificação:

- a) Index plus (cerca de 16% da população): o primeiro metatarso é maior ( $1 > 2 > 3 > 4 > 5$ );
- b) Index plus minus (cerca de 28% da população): o primeiro e o segundo metatarsos são do mesmo tamanho ( $1 = 2 > 3 > 4 > 5$ );
- c) Index minus (cerca de 56% da população): o primeiro metatarso é menor que o segundo ( $1 < 2 > 3 > 4 > 5$ ).

BEJJANI (1991) acrescenta aos dados de VILADOT que, seguindo a classificação acima, o tipo de pé mais comum seria uma combinação de primeira falange maior e primeiro metatarso menor (pé egípcio / index minus). Acrescenta ainda que todos os tipos apresentados são pés normais, mas algumas combinações predispõem o indivíduo a alterações específicas, como por exemplo, o primeiro metatarso menor que os outros pode favorecer a ocorrência de halux valgo e, o primeiro metatarso maior pode favorecer a ocorrência de halux rígido ou sesamoidite. O autor aponta que, para dançar em sapatilhas de ponta, um pé ideal teria que combinar pé quadrado, um vigoroso arco longitudinal e um amplo antepé porque do

contrário, se o primeiro dedo for menor que o segundo, ele não auxiliará o suporte do peso, causando uma sobrecarga no segundo dedo.

Sabe-se, através da prática diária, observação empírica e estudos como os já citados de MILLER *et al.* (1990) e O'MALLEY (1996) que a solicitação mecânica no pé de bailarinas situa-se principalmente na região anterior, ou seja, antepé e dedos propriamente. Isto se deve à própria característica dos movimentos, da constante permanência em pontas (solicitando dedos e metatarsos) e meia pontas (solicitando principalmente metatarsos). A extrema solicitação já foi observada nos estudos ortopédicos que avaliaram modificações nos pés de bailarinas e apontam para alterações morfológicas nos pés decorrentes de solicitações mecânicas extremas.

Baseando-se nestas evidências de estudos paralelos ao tema central desta pesquisa, será possível investigar, em conjunto com a análise dos valores de pressão nos pés, possíveis alterações plantares que culminem em mudanças funcionais no decorrer do treinamento das bailarinas, mudanças estas já descritas na literatura médica.

## **2.5 Sobre a influência da música na execução de movimentos**

A música é, para a dança, a inspiração e a causa dos movimentos. Embora as modalidades modernas e contemporâneas se utilizem, por vezes, de longas pausas e até de ausência de sons, esta não é uma prática comum na dança clássica, que costuma ser rigorosa na interpretação da partitura musical, em seus diferentes acentos.

É de importância essencial para um bom treinamento da técnica clássica que o bailarino pratique os movimentos de forma correta com a música, dando assim um verdadeiro valor artístico ao passo executado, acentuando-o de modo combinado com a música e atingindo o objetivo enfático proposto em cada movimento.

Na dança clássica, podemos definir dois andamentos genéricos, que acompanham a teoria musical: o *Adage* e o *Allegro*. *Adage* ou adágios são exercícios

fundamentais de barra e centro, onde o controle, a clareza, o equilíbrio estético das linhas do corpo, a fluidez, a extensão, a elevação, o alongamento e a sutileza virtuosa dos movimentos são estudados de forma lenta. Na teoria musical, *Adage* é um andamento vagaroso. Os *Allegros* expressam o brilhantismo da dança em movimentos precisos, rápidos, emendados, onde a dinâmica e os acentos são bem definidos. Na música, *Allegro* representa um andamento rápido.

Um bom professor de ballet deve possuir conhecimentos em teoria musical suficientes para saber quais são os exercícios mais indicados para cada andamento, pois só assim a proposta didática presente nos treinos e ensaios terá valor para o crescimento técnico do bailarino.

O *Sauté* é essencialmente um passo de *Allegro*. De acordo com a ROYAL ACADEMY OF DANCE (2002), os *Sautés* são ensinados no compasso 6/8 (leia-se seis por oito, mais lento) nos primeiros quatro anos de aprendizado, quando a partir de então passa-se a utilizar o compasso 2/4 (leia-se dois por quatro, mais rápido) para sua prática. O compasso é a medida dos valores das notas musicais e indica a acentuação do trecho musical nele contido. Uma explicação possível para esta tática de aprendizado é a de que, com o passar do tempo, o bailarino desenvolva o *ballon* (habilidade do bailarino em aparentemente sustentar-se no ar durante a execução de um salto), o que pode permitir a execução do movimento em um compasso de acento bem definido. Esta é uma das propostas do presente estudo, que pretende investigar diferenças de cargas na execução do mesmo movimento nestes dois compassos.

É recente o interesse em se entender a influência do tempo musical na dinâmica da execução de movimentos, principalmente em músicos profissionais, como os de orquestras. REITELMANN (1998) estudou grandezas cinemáticas e cinéticas do complexo cabeça-pescoço-ombro em harpistas profissionais através de uma análise cinemática em três dimensões. Juntamente com os procedimentos típicos de uma complexa análise de movimento humano (eletromiografia, cinemetria, dinamometria e antropometria), a autora registrou simultaneamente em microfone o andamento de uma peça de repertório para harpistas, a fim de associar as características biomecânicas analisadas com as reais necessidades técnicas para a execução de movimentos com alta relevância técnica. Seus dados da dinamometria

revelaram interessantes indicadores do grau de habilidade técnica dos diferentes harpistas estudados, permitindo inclusive a distinção entre características técnicas globais, comuns a todos os harpistas e características individuais típicas dos bons artistas.

SZABO, SMALL e LEIGH (1999) realizaram um estudo para verificar qual a influência da intensidade da música na execução de exercícios físicos. O experimento foi feito com bicicletas ergométricas e os participantes ouviram uma música clássica durante o exercício, com trechos de diferentes intensidades. O resultado apontou para uma maior carga de trabalho obtida enquanto ouviram um trecho que variou do andamento lento para o rápido. Também foi este o trecho eleito como mais agradável para pedalar.

Portanto, a questão da influência da música na performance do exercício merece ser investigada a fim de que seu papel real seja documentado.

### **3 OBJETIVOS.**

#### **3.1 Geral**

Este estudo teve como objetivo geral a descrição dinâmica de um movimento da técnica clássica através de metodologia biomecânica, bem como levantar dados sobre o aparelho locomotor de bailarinas, em seu treinamento, aspectos de sobrecarga no movimento proposto e características sensoriais.

#### **3.2 Específico**

O objetivo específico deste estudo foi verificar qual a influência das sapatilhas de ponta e meia-ponta sobre as cargas que resultam da realização de um movimento específico da técnica clássica, o *Sauté* em primeira posição, executado

em dois compassos musicais diferentes (dois por quatro e seis por oito). Foram analisadas grandezas como força reação do solo e pressões plantares, além de uma descrição somato-sensorial e morfológica, a fim de se entender as conseqüências da manipulação destes dois fatores (sapatilhas e compasso musical) sobre as cargas no aparelho locomotor de bailarinas.

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1 Caracterização do grupo experimental**

Fizeram parte do presente estudo oito bailarinas do sexo feminino, voluntárias. Este “n” experimental foi definido com base na estratégia estatística de análise utilizada, composta de medidas repetidas das tentativas experimentais. As bailarinas participantes preencheram as seguintes características para inclusão na pesquisa: idade acima ou igual à catorze anos e no mínimo quatro anos de estudos em ballet clássico, para que tenham passado pela fase inicial de aprendizado do *Sauté* e já tenham experiência em realizá-lo nos diferentes andamentos propostos; além disto, deveriam estar praticando aulas em pontas, e não apresentar qualquer lesão que viesse a alterar a rotina de treinamento ou realização de qualquer movimento. Todas as participantes responderam ao termo de consentimento para participação em pesquisa, concordando com as atividades propostas para realização do experimento (ANEXO 1).

Somente foram selecionados integrantes do sexo feminino devido à característica tradicional de somente este gênero dançar em sapatilha de pontas. No QUADRO 1 abaixo são apresentadas as características do grupo amostral.

**QUADRO 1** Caracterização do grupo amostral segundo idade, massa, altura e tempo de treinamento.

<b>Características gerais das Bailarinas (n = 8)</b>	<b>Média ± Desvio Padrão</b>
Idade	17 ± 2,1 anos
Massa	52 ± 8,4 kg
Altura	158,5 ± 2,12 cm
Tempo de prática em ballet clássico	8 ± 2,8 anos

## **4.2 Etapas do protocolo experimental**

Os procedimentos experimentais foram divididos em três etapas a serem cumpridas, sendo:

- a) Avaliação qualitativa do treinamento, realizada através de um questionário aplicado às bailarinas participantes.
- b) Avaliação eletrodiagnóstica para determinação do limiar de tolerância a dor e sensibilidade somato-sensorial expressa em cronaxia sensitiva, para regiões dos pés determinadas.
- c) Medidas dinâmicas de força reação do solo e distribuição de pressão plantar para o *Sauté* em primeira posição para quatro condições distintas de coleta.

Todas as etapas do protocolo foram realizadas em ambiente de laboratório.

Após esclarecidos sobre os procedimentos experimentais, os sujeitos assinaram o termo de consentimento (ANEXO I). Na seqüência, responderam ao questionário diagnóstico (ANEXO II) e em seguida submeteram-se à avaliação da cronaxia sensitiva e sensibilidade somato-sensorial. Seguiu-se então a aquisição dos dados dinâmicos, que respondeu a um protocolo com quatro condições, que foi repetido duas vezes para cada bailarina, e pode ser visto no QUADRO 2.

QUADRO 2 Protocolo experimental para medição de força e pressão.

PROCEDIMENTO 1		PROCEDIMENTO 2	
Tipo de sapatilha: Meia-ponta		Tipo de sapatilha: Ponta	
8 Sautés	Andamento 2/4	8 Sautés	Andamento 2/4
8 Sautés	Andamento 6/8	8 Sautés	Andamento 6/8

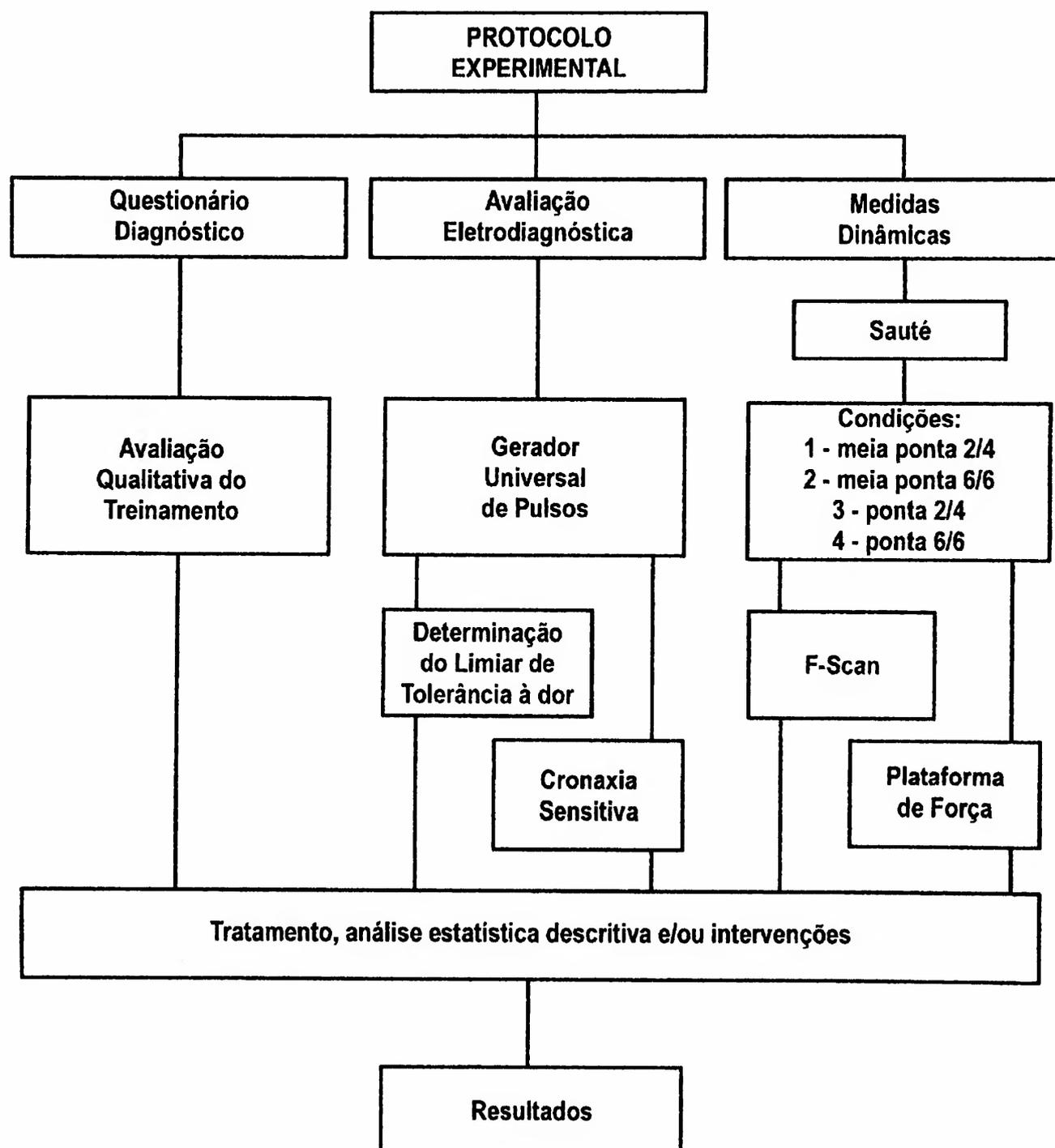


FIGURA 1 Diagrama representando o protocolo experimental para coleta dos dados em laboratório.

### **4.3 Questionário diagnóstico**

O questionário visou uma avaliação preliminar sobre a rotina de treinamento das bailarinas. Para sua elaboração foram considerados aspectos acerca do tempo de treinamento, uso da sapatilha e acompanhamento musical nas aulas. Sua validação foi feita através da aplicação deste questionário previamente a um grupo de 10 bailarinas não profissionais, a fim de verificar a adequação das questões. De acordo com as respostas obtidas, além das sugestões apresentadas por este grupo que primeiramente respondeu ao questionário, algumas perguntas foram mantidas e outras reelaboradas a fim de facilitar as respostas dos entrevistados de acordo com as informações que se esperava obter. O questionário está em ANEXO II.

### **4.4 Avaliação eletrodiagnóstica do limiar de tolerância à dor e sensibilidade somato- sensorial**

O instrumento utilizado foi um gerador de pulsos elétricos, Omni Pulsi-901 Quark e dois eletrodos de estimulação: um ativo em forma de “caneta”, colocado em sítios nervosos pré-determinados; e um passivo, em forma de placa, colocado na região posterior da perna. Este aparelho permite a realização de testes eletrofisiológicos que determinam a sensibilidade dos grandes nervos.

Quanto às variáveis selecionadas para a avaliação da sensibilidade somato-sensorial e tolerância à dor, foram analisados (de acordo com protocolo de SACCO, 1997):

1. Valor em mili-segundos (ms) da cronaxia sensitiva sendo esta, a duração mínima de um pulso requerido para excitar a célula no dobro da intensidade da reobase, e esta definida como a mínima intensidade de pulso elétrico abaixo do qual nenhuma resposta ocorre mesmo que o pulso dure 300 ms ou mais.

2. Valor em mili-ampére (mA) do pulso elétrico máximo suportado por cada sujeito. Cada pulso possui a duração de 1000 ms com repouso de 2000 ms.

Um mapa de referência anatômica da superfície plantar foi utilizado com o objetivo de acessar determinados sítios nervosos periféricos. Este mapa está de acordo com os estudos de dissecação anatomo-topográficos descritivos do pé, realizados por SACCO (1997), que se propôs a identificar as regiões do pé onde se encontram os troncos nervosos periféricos. Na FIGURA 7 pode ser visto o mapa da superfície plantar indicado para avaliação das respostas eletrofisiológicas. As regiões são:

- I) Halux (ausência de tronco sensitivo específico, segundo estudo utilizado).
- II) antepé medial (primeira e segunda cabeças metatarsianas): ramos do nervo plantar medial.
- III) antepé lateral (terceira, quarta e quinta cabeças metatarsianas): ramos do nervo plantar lateral.
- IV) meio-pé: passagem do tronco principal do nervo plantar lateral.
- V) calcanhar: nervo calcâneo (ramificação do nervo sural).

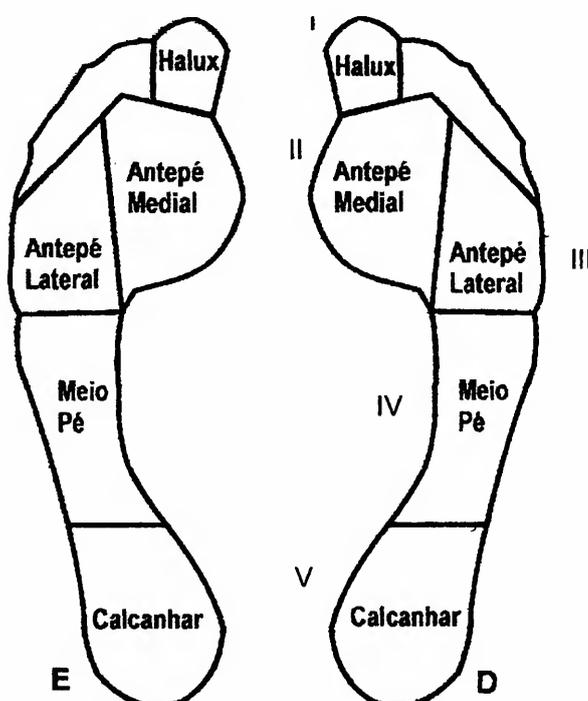


FIGURA 6 Áreas do pé analisadas na aquisição dos valores de Cronaxia Sensitiva e Sensibilidade Somato-sensorial (adaptado de SACCO, 2001).

#### 4.5 Avaliação dinâmica do *Sauté* em primeira posição

A avaliação dinâmica objetivou caracterizar o movimento do *Sauté*, definindo força de reação e pressões plantares envolvidas na execução do movimento.

Para a análise de força, levando em consideração as fases do salto já observadas na FIGURA 1, pode-se analisar, ao longo de uma cadeia de saltos, as fases de início e finalização do salto em sua curva de força típica, destacando a componente vertical da força reação do solo ( $F_{y1}$  e  $F_{y2}$ ), o gradiente de crescimento (GC) de  $F_y$  e o tempo de apoio dos saltos (Tap).

A força reação do solo (FRS) é a força externa que age sobre o corpo humano durante a fase de contato com o solo e é interpretada de acordo com as leis de movimento da mecânica Newtoniana. Para medir as variáveis relacionadas à FRS foi utilizada uma plataforma de força, concebida com base em transdutores de força do tipo piezoelétrico, da empresa KISTLER AG (9287 A), com superfície de medição de 600x900 mm. Esta plataforma permite a mensuração da força de reação produzida durante a fase de contato do movimento, cujos sinais elétricos são proporcionais à deformação produzida em seus transdutores. Estes sinais são enviados por intermédio de cabos e interruptores a um amplificador de sinais (tipo 9865 B, amplificador de cargas de 8 canais KISTLER AG), amplificados de soma e divisão que são programados automaticamente, de modo que se possa obter a mensuração tridimensional ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) da FRS, bem como as coordenadas do ponto de aplicação da força. A plataforma foi gerenciada por um conversor A/D e programa de funções BIOWARE (Biomechanical Software Analysis System and Performance Module Type 282 A1-20) que realizou a aquisição, análise e armazenamento dos dados coletados. A frequência para aquisição dos dados em plataforma foi de 1008 Hz. Esta alta frequência garante que mais pontos do movimento sejam armazenados, tornando segura a análise espectral da curva resultante.

Para os dados de pressão foram analisados os valores máximos de pressão por área plantar pré-definida, bem como a área total de cada região para cada salto. Os sinais foram coletados em uma frequência de aquisição de 50 Hz

durante 10 segundos, o que totaliza 500 quadros a serem quantificados e analisados. Esta frequência foi utilizada devido à grande janela temporal necessária para que todos os saltos em cadeia pudessem ser armazenados numa única seqüência de 8 Sautés por repetição. Além disso, a janela de 10 s foi a mesma para a plataforma de força, a fim de que uma maior sincronia na aquisição dos dados fosse obtida.

Através do Sistema F-Scan pode-se medir a distribuição de forças diretamente na superfície de apoio plantar avaliando-se a pressão em toda a planta do pé. Consiste de uma palmilha flexível com cerca de 0,1mm de espessura contendo transdutores de pressão, interfaces dedicadas e software especialmente desenvolvido para gerenciar e manipular informações captadas pelos sensores, obtendo-se desta forma o resultado da análise gráfica e numérica do procedimento. Também pode-se armazenar ou analisar em tempo real as deformações ocorridas em situação estática ou dinâmica durante a realização do movimento. Estes sensores são caracterizados por uma grade de linhas e colunas formadas por deposição de tinta condutiva à base de prata. Cada trilha sensora é revestida por tinta resistiva sensível à pressão de forma que uma célula sensora é formada em cada ponto da intersecção da grade (960 pontos resistivos). A resistência de cada célula sensora é inversamente proporcional à pressão aplicada na superfície. Pela varredura da grade e medição da resistência em cada ponto da intersecção, a distribuição de pressão na superfície do sensor pode ser determinada. Pode-se coletar os sinais em uma frequência de amostragem de até 165 Hz. O conveniente desta palmilha é que ela pode ser introduzida no interior das sapatilhas medindo a pressão ocorrida em cada fase de execução do movimento. Há que se considerar que as palmilhas tiveram seu tamanho original reduzido para serem adaptadas ao interior das sapatilhas, o que traz como consequência a diminuição do número de sensores ativos.

A coleta dos dados de força e pressão ocorreu simultaneamente no tempo, embora não tenha ocorrido uma sincronia no sentido da entrada simultânea dos sinais a serem armazenados. A bailarina aguardava o início de cada seqüência de saltos através da introdução dada pela música, após obedecer à ordem para o momento de colocar-se sobre a plataforma, quando as janelas de tempo começavam a correr e os dados a serem armazenados.

## 4.6 Processamento e análise numérica dos dados

Alguns cuidados foram tomados para o devido tratamento dos dados de FRS. A fim de eliminar componentes do sinal que não são de interesse para a análise, ou seja, eliminar ruídos originários de fontes aleatórias durante o processo de coleta foi realizado um processo de filtragem do sinal.

Tratando-se o *Sauté* de um movimento ainda inédito em estudos de FRS, fez-se necessário conhecer a dispersão espectral do sinal a fim de escolher corretamente o filtro adequado para este tipo de movimento. De acordo com WINTER (1990), a seleção do filtro adequado de um sinal dinâmico relativo ao movimento humano deve levar em conta a frequência natural deste sinal. Para tanto, é possível utilizar uma técnica matemática para a análise das harmônicas (frequência espectral do sinal) baseada na Transformação de Fourier, que estima a frequência natural e elimina erros aleatórios nos dados brutos obtidos na plataforma de força, eliminando assim, as amplitudes indesejadas. O procedimento de filtragem é necessário a fim de que sejam removidos do sinal de força quaisquer outros sinais que não pertençam ao movimento, ou seja, aqueles que representam o ruído inerente ao processo de coleta. Para que o sinal seja adequadamente filtrado, é preciso que se determine o conteúdo harmônico do sinal e sua frequência fundamental.

A análise das Harmônicas (ou transformação de Fourier) para o movimento do *Sauté* foi feita no programa ORIGIN (versão 5.0). Após dar o comando FFT, foram escolhidas as colunas a serem analisadas, ou seja, tempo e  $F_y$  (FRS, componente vertical). O programa indaga o método de janela a ser utilizado. Para a escolha do método, foram consultados artigos e os manuais do ORIGIN (1995) e MATLAB (1997) que indicaram o método WELCH (1967) como o mais apropriado por aumentar a resolução do espectro de potência obtido, ou seja, oferecer uma melhor resolução no momento de queda da frequência, quando se define o início do ruído nos dados.

Após análise do espectro obtido, pode-se escolher a frequência de corte do filtro a ser utilizado. Seguindo as instruções para análise de harmônicas de

WINTER (1990), a partir do momento em que há uma queda significativa da frequência do sinal, pode-se considerar o início do ruído. Na FIGURA 7, este fenômeno pode ser observado por volta dos 200hz (área circulada) no gráfico de ângulo x frequência.

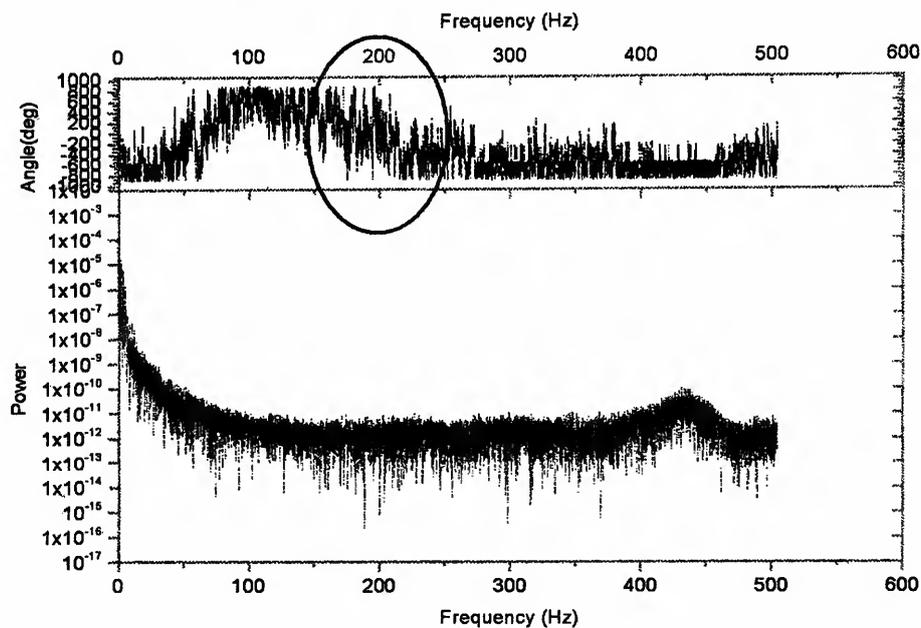


FIGURA 7 Espectro de Frequência para o movimento Sauté em primeira posição – Método de “Janela” WELCH (1967).

As variáveis de interesse obtidas a partir da FRS na plataforma foram calculadas por uma função matemática denominada BALLEET, desenvolvida em ambiente Matlab v. 6.0 (ANEXO III). Através da programação de algoritmos matemáticos em ambiente Matlab, a rotina BALLEET filtra os dados de força com filtro passa baixa com frequência de corte de 200hz e determina as variáveis dinâmicas e temporais acima citadas para as curvas de cada arquivo, calculando média e desvio padrão para cada condição da coleta. A função BALLEET também permite a correção manual dos saltos quando necessário, permitindo a eliminação de um ou mais saltos irregulares através de um menu de opções. Assim, os dados estatísticos referentes à força serão representados por no mínimo 12 e no máximo 16 saltos (total das duas tentativas) por sujeito (6) por condição (4).

Os dados relativos aos valores de pressão e área de contato foram totalmente tabulados manualmente, devido à restrição imposta pelo sistema para que se processem os dados diretamente na tela de saída. Assim, foram elaboradas

tabelas separadas por áreas do pé (dedos, antepé, meio pé e calcanhar) e em cada uma destas tabelas foram colocados os valores de área e pressão obtidos para os 5 saltos centrais de cada uma das duas tentativas, totalizando 10 saltos por condição (foram excetuados os saltos iniciais e finais, que costumaram se apresentar mais irregulares que os demais e qualquer outro salto que não correspondesse ao padrão regular observado). Assim, os resultados estatísticos para os valores de área e pressão plantares referem-se a 10 saltos por sujeito (6) por condição (4) para quatro áreas plantares diferentes.

Embora o número de sujeitos totais da amostra seja de 8 para as demais características estudadas, como questionário e avaliação eletrodiagnóstica, dois grupos de dados não puderam ser utilizados para a análise matemática de força e pressão por terem apresentado demasiada inconsistência mediante os demais resultados, oferecendo uma alta margem de insegurança para sua interpretação.

#### **4.7 Tratamento estatístico**

Os dados tratados pela rotina BALLETT serão apresentados descritivamente através da média e desvio padrão para as diferentes condições experimentais realizadas (meia ponta 2/4 e 6/8; ponta 2/4 e 6/8). Além disso, verificou-se a normalidade dos dados através do teste de Shapiro Wilks e as diferenças entre as condições foram discutidas por uma ANOVA - 1 WAY (pacote *Statistica* v. 5.1), com nível de significância de  $p < 0,05$ , além de teste post-hoc de Scheffé.

Os dados de pressão também serão apresentados descritivamente (média e desvio padrão) para as diferentes condições experimentais (meia ponta 2/4 e 6/8; ponta 2/4 e 6/8). As diferenças estatísticas serão discutidas pela aplicação de uma MANOVA (normalidade verificada pelo teste de Shapiro Wilks) e testes post-hoc de Scheffé. A análise multivariada foi considerada adequada às características da amostra e do delineamento experimental que resulta em medidas repetidas do mesmo movimento nas diferentes condições.

Os dados de sensibilidade somato-sensorial serão apresentados em tabelas de média e desvio padrão. A comparação de dados com grupo normal foi feita através de um teste t-student. As informações obtidas através do questionário foram avaliadas através da porcentagem de respostas obtidas em cada questão.

#### **4.8 Limitações do estudo**

Os procedimentos metodológicos a serem aplicados possuem características que podem influenciar de modo significativo os resultados obtidos. Ainda que estas limitações sejam comuns a todos os procedimentos experimentais e por vezes sejam inevitáveis, toma-se indispensável descrevê-las, a fim de sanar imprecisões passíveis de se apresentarem como erros de interpretação. A seguir, estão relacionadas as limitações do ponto de vista experimental.

Uma vez que a coleta de dados foi realizada em ambiente de laboratório, é preciso considerar as condições impostas pelo ambiente e pelos aparelhos de medição. Em situação laboratorial, o movimento pode ser influenciado, quando deveria manter-se absolutamente inalterado. A esta característica dá-se o nome de Efeito Retroativo (ER). Ainda que não seja possível a realização de coletas isentas de ER, é preciso considerar que a plataforma de força é um instrumento que impõe um ER muito baixo. As palmilhas F-Scan para aquisição dos valores de pressão plantar também possuem um ER baixo, uma vez que são adaptadas ao tamanho dos pés e inseridas no interior das sapatilhas, porém, os cabos a ela ligados podem requerer um período de adaptação ao seu uso pela bailarina. A fim de suavizar ao máximo estes efeitos, as participantes tiveram a oportunidade de vivenciar as condições da coleta anteriormente à aquisição efetiva dos dados até que se sentissem mais à vontade diante das condições experimentais colocadas.

O acompanhamento musical para a coleta em dois compassos musicais diferentes foi feito através de CD apropriado para ballet. A fim de que a música não confundisse ou atrapalhasse o momento de inicialização dos movimentos nas diferentes condições, foi executada de forma contínua e ininterrupta até que o sujeito

realizasse toda a seqüência experimental. Também houve um período para adaptação do movimento à música, a fim de que o sujeito pudesse compreender as diferenças no tempo musical.

Com relação aos dados obtidos através do questionário, uma limitação evidente foi a de que as respostas obtidas representam faixas de tempo, devido a característica de construção das respostas apresentadas. Assim, foi tomada a decisão de calcular a média pelo menor valor da faixa mais apontada como resposta.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Análise do Questionário

Os resultados obtidos no questionário são apresentados em médias e desvios e em porcentagens para os oito sujeitos, de acordo com a característica da questão. Na TABELA 1 estão apresentados os dados numéricos. As questões de múltipla resposta estão descritas de acordo com a porcentagem de respostas obtidas.

TABELA 1 Características gerais do treinamento das bailarinas obtidas através do questionário.

<b>Características gerais das Bailarinas (n = 8)</b>	<b>Média ± Desvio Padrão</b>
Número de horas aula semanal	8 ± 2 h
Número de horas aula ponta semanal	3,5 ± 0,7 h
Tempo de prática ao iniciar pontas	3 ± 2,8 anos
Idade início treino em pontas	14,5 ± 3,5 anos
Tipo de pé	Egípcio = 5 sujeitos      Grego = 3 sujeitos

Com relação ao modelo de sapatilha preferido (ambos os modelos são utilizados na rotina das bailarinas), 100% das respostas apontam para o uso da meia ponta de fabricação nacional e 70% para o uso da ponta de fabricação nacional.

O critério para escolha da sapatilha foi preferencialmente o conforto (62,5%), seguido pelo quesito anatomia do pé (25%) e durabilidade (12,5%). O treinamento é realizado em piso de madeira por grande parte dos sujeitos (75%) e 100% não frequentam aulas de preparo físico específicas para ballet.

Com relação ao histórico de lesões, 25% alegaram nunca ter sofrido qualquer estresse físico decorrente do treino em dança, porém, dentre os 75% restantes, as citações que aparecem são: tendinite no joelho, joanete, entorse do tornozelo, estiramentos na coxa e virilha, bursite na articulação do quadril e luxação de tornozelo.

A grande maioria (70%) apresenta calosidade nos pés decorrentes do treinamento, que se acredita ser decorrente da grande solicitação de contato do pé com o solo e da interface pé-sapatilha.

Todos os sujeitos (100%) fazem aula com acompanhamento musical através de CD apropriado. Com relação ao entendimento da questão musical, apontam as seguintes premissas: influencia a rapidez de execução (28%), propicia uma diferenciação na dinâmica do movimento (55%) e traduz uma diferença de nível técnico (17%).

Com relação a morfologia dos pés, 62,5% dos sujeitos apresentaram pé do tipo Egípcio, no qual o primeiro dedo (hálux) é maior que os demais e o restante apresentou pé do tipo Grego, no qual o segundo dedo é o maior.

## **5.2 Avaliação da Sensibilidade Somato-sensorial e Tolerância à Dor**

Os valores para cronaxia sensitiva e tolerância à dor, obtidos para as oito bailarinas avaliadas estão na TABELA 2 e estão apresentados em média e desvio padrão para as diferentes áreas do pé.

Para os dados que se referem à tolerância à dor, foi realizado um teste t para comparação com o grupo de indivíduos normais do estudo de SACCO (2001). Optou-se pela comparação com o referido autor pela proximidade do protocolo utilizado, além da ausência de dados de sujeitos normais de mesma faixa etária ou atividade física compatível. De acordo com a resposta estatística obtida, não há diferença entre os dados aqui apresentados e os dados de indivíduos adultos normais do grupo amostral do estudo citado. Com relação aos valores obtidos para a cronaxia sensitiva, a literatura aponta valores de normalidade variando entre 0 e 0,30 ms (SACCO, 1997).

**TABELA 2** Resultados de avaliação de sensibilidade à dor e cronaxia sensitiva (n = 8)

Áreas plantares	Pé	CRONAXIA SENSITIVA (ms) (média ± dp)	TOLERÂNCIA À DOR (mA) (média ± dp)
Calcânhar	D	0,40 ± 0,18	8,50 ± 1,81
	E	0,38 ± 0,20	8,43 ± 3,15
Meio-pé	D	0,34 ± 0,43	6,81 ± 1,99
	E	0,31 ± 0,11	6,50 ± 2,73
Antepé medial	D	0,30 ± 0,06	6,81 ± 2,52
	E	0,33 ± 0,15	6,12 ± 3,17
Antepé lateral	D	0,29 ± 0,16	7,56 ± 1,89
	E	0,26 ± 0,09	6,62 ± 2,57
Hálux	D	0,25 ± 0,07	4,75 ± 1,90
	E	0,28 ± 0,09	3,93 ± 1,29

### 5.3 Análise Dinâmica do Sauté em primeira posição: força reação do solo

De acordo com o que pode ser observado para as curvas típicas de cada condição (FIGURAS 8, 9, 10 e 11), o andamento 6/8 produz uma curva típica com dois picos e o andamento 2/4 produz um único pico de força vertical. Assim, observa-

se a grande influência do andamento musical na realização do movimento. A diferença de calçado não produziu diferença no perfil típico da curva resultante.

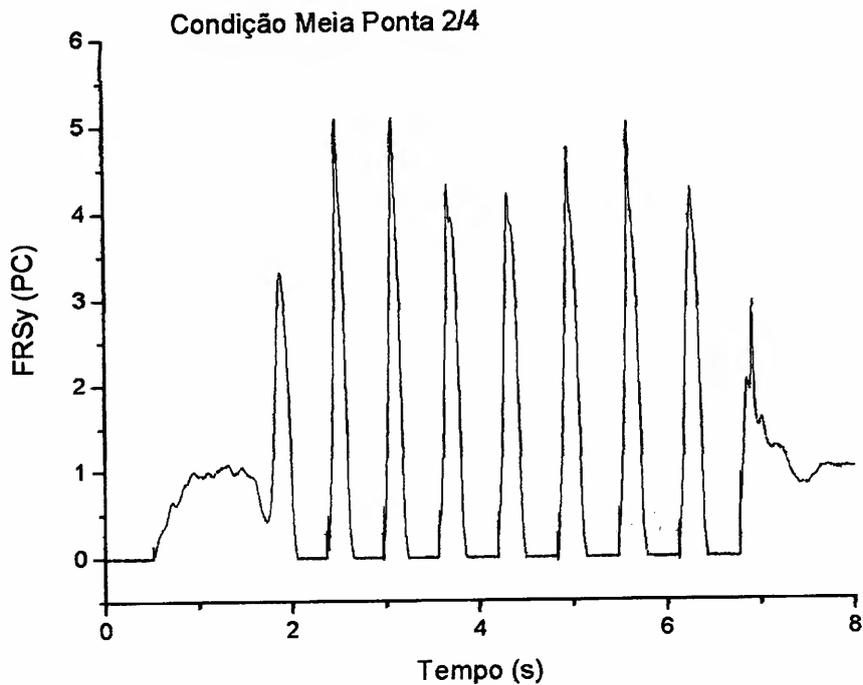


FIGURA 8 Gráfico típico da FRSy para o andamento musical 2/4 em sapatilhas de meia ponta.

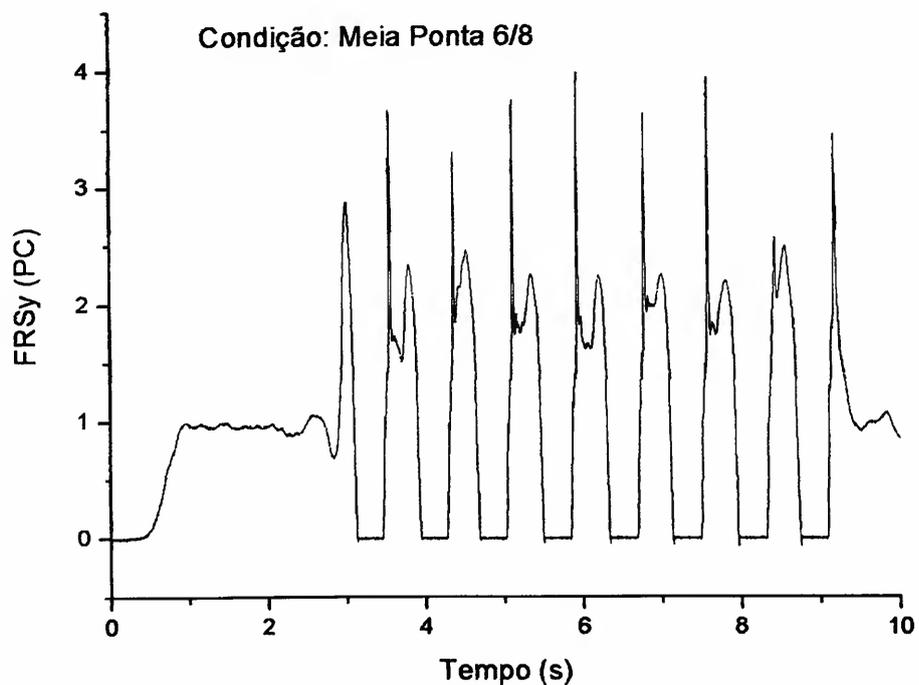


FIGURA 9 Gráfico típico da FRSy para o andamento musical 6/8 em sapatilhas de meia ponta.

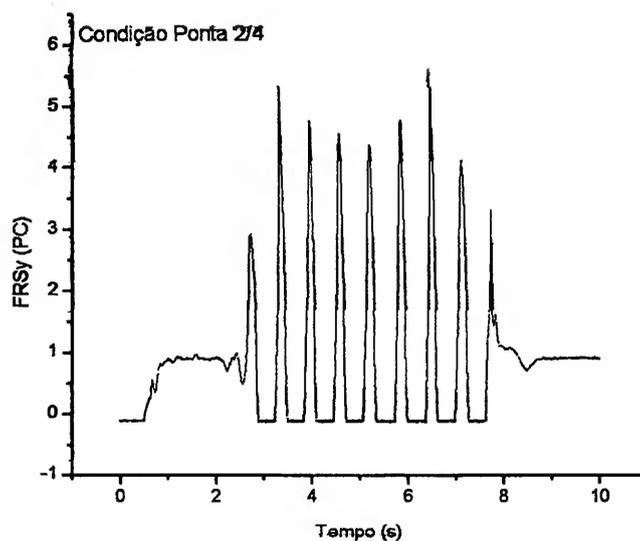


FIGURA 10 Gráfico típico da FRSy para o andamento musical 2/4 em sapatilhas de ponta.

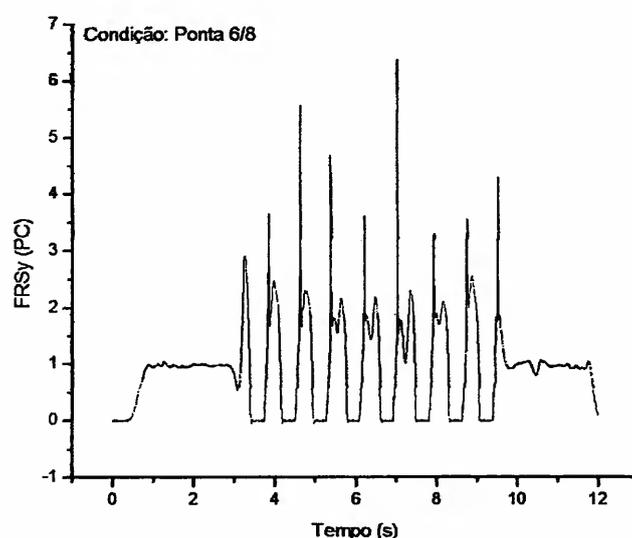


FIGURA 11 Gráfico típico da FRSy para o andamento musical 6/8 em sapatilhas de ponta.

Os dados obtidos para os valores de  $F_{y1}$  e  $F_{y2}$  para as diferentes condições experimentais, bem como o tempo de apoio do salto e o gradiente de crescimento da força vertical estão apresentados na TABELA 3. Para cada condição o "n" total foi de noventa e seis saltos, porém, alguns saltos foram eliminados através da rotina Ballet. O "n" final analisado é apresentado para cada condição. O tempo de apoio é o apoio total de aterrissagem e preparo para o próximo salto. O gradiente de crescimento da força representa a razão entre o pico máximo de força e o tempo para que este valor fosse atingido.

**TABELA 3** Valores descritivos para a análise de Força dos saltos em todas as condições experimentais (n= número de saltos analisados em cada condição).

	<b>Fy1 (PC)</b> (média ± dp)	<b>Fy2 (PC)</b> (média ± dp)	<b>T apoio (s)</b> (média ± dp)	<b>GC (PC/s)</b> (média ± dp)
Meia ponta 2/4 (n = 92)	3,60 ± 0,70	----	0,35 ± 0,09 <sup>a b</sup>	33,11 ± 9,57
Ponta 2/4 (n = 91)	3,89 ± 0,75	----	0,37 ± 0,15 <sup>c</sup>	35,14 ± 10,11
Meia ponta 6/8 (n = 91)	2,80 ± 0,82	1,83 ± 0,34	0,63 ± 0,09 <sup>a c</sup>	26,98 ± 9,78
Ponta 6/8 (n = 90)	2,89 ± 0,95	1,67 ± 0,38	0,57 ± 0,10 <sup>b</sup>	31,74 ± 12,32

<sup>a</sup> Meia ponta 2/4 < meia ponta 6/8 (p = 0,005)

<sup>b</sup> Meia ponta 2/4 < ponta 6/8 (p = 0,034)

<sup>c</sup> Ponta 2/4 < meia ponta 6/8 (p = 0,010)

Para a análise estatística procedeu-se o teste de normalidade (Shapiro Wilks) e realização da comparação entre condições através da ANOVA. Somente o Tempo de apoio apresentou diferenças significativas para as diferentes condições (p = 0,010). O teste pós-hoc de Sheffé apontou as seguintes diferenças: Tempo de apoio da Condição 2/4 meia ponta menor que Condição 6/8 meia ponta (p = 0,005); Tempo de apoio da Condição 2/4 meia ponta menor que Condição 6/8 ponta (p = 0,034) e Tempo de apoio da Condição 6/8 meia ponta maior que Condição 2/4 ponta (p = 0,010). Esta descrição pode ser visualizada na através da notação inserida na TABELA 3.

Os resultados acima apontam, portanto, para um menor tempo de duração do apoio nos saltos de andamento 2/4.

#### 5.4 **Análise Dinâmica do Sauté em primeira posição: Pressão plantar**

Os resultados para a pressão plantar estão apresentados em valores descritivos de média e desvio padrão (dp) para as áreas plantares anteriormente definidas: calcanhar, meio pé, antepé e dedos. As médias das áreas são expressas em cm<sup>2</sup> e os valores máximos de pressão em kPa. Estes resultados (TABELA 4)

correspondem a média de seis sujeitos, dez *Sautés* para cada protocolo, sendo que são selecionados os cinco saltos mais regulares da tentativa 1 e os cinco saltos mais regulares da tentativa 2.

Nas FIGURAS 12, 13 e 14 são apresentados os valores resumos para os pés direitos de cada sujeito em separado e também da média geral dos 6 sujeitos para cada uma das condições experimentais. Estas figuras têm a intenção de ilustrar os dados numéricos observados na TABELA 4 bem como, apontar para a diversidade de valores obtidos nas mesmas condições para os diferentes indivíduos.

TABELA 4 Descrição dos valores de pressão para todos os sujeitos analisados (n = 6)

CONDIÇÃO		Meia ponta 2/4		Ponta 2/4		Meia ponta 6/8		Ponta 6/8	
		Média ± dp (kPa)	CV	Média ± dp (kPa)	CV	Média ± dp (kPa)	CV	Média ± dp (kPa)	CV
Dedos	D	218,54 ± 74,87	34,25	396,67 ± 199,54	50,30	241,63 ± 172,93	71,56	308,60 ± 154,85	50,17
	E	225,88 ± 70,17	31,06	377,81 ± 176,87	46,81	198,49 ± 92,38	46,54	302,45 ± 98,08	32,42
Antepé	D	554,92 ± 299,33	53,94	415,11 ± 171,57	41,33	365,61 ± 150,86	41,26	302,88 ± 89,57	29,57
	E	550,95 ± 198,73	36,07	369,68 ± 88,32	23,89	409,84 ± 104,21	25,42	302,89 ± 54,80	18,09
Meio Pé	D	113,86 ± 100,42	88,19	200,54 ± 152,22	75,90	97,64 ± 64,45	66,00	134,70 ± 66,48	49,35
	E	180,23 ± 196,66	109,11	224,26 ± 154,14	68,73	118,78 ± 104,75	88,18	157,44 ± 83,75	53,19
Calcanhar	D	112,71 ± 69,58	61,73	85,61 ± 75,86	88,61	128,96 ± 81,63	63,29	137,58 ± 115,71	84,10
	E	122,03 ± 91,49	74,97	81,83 ± 82,95	101,36	121,36 ± 77,38	63,76	117,89 ± 99,00	83,97

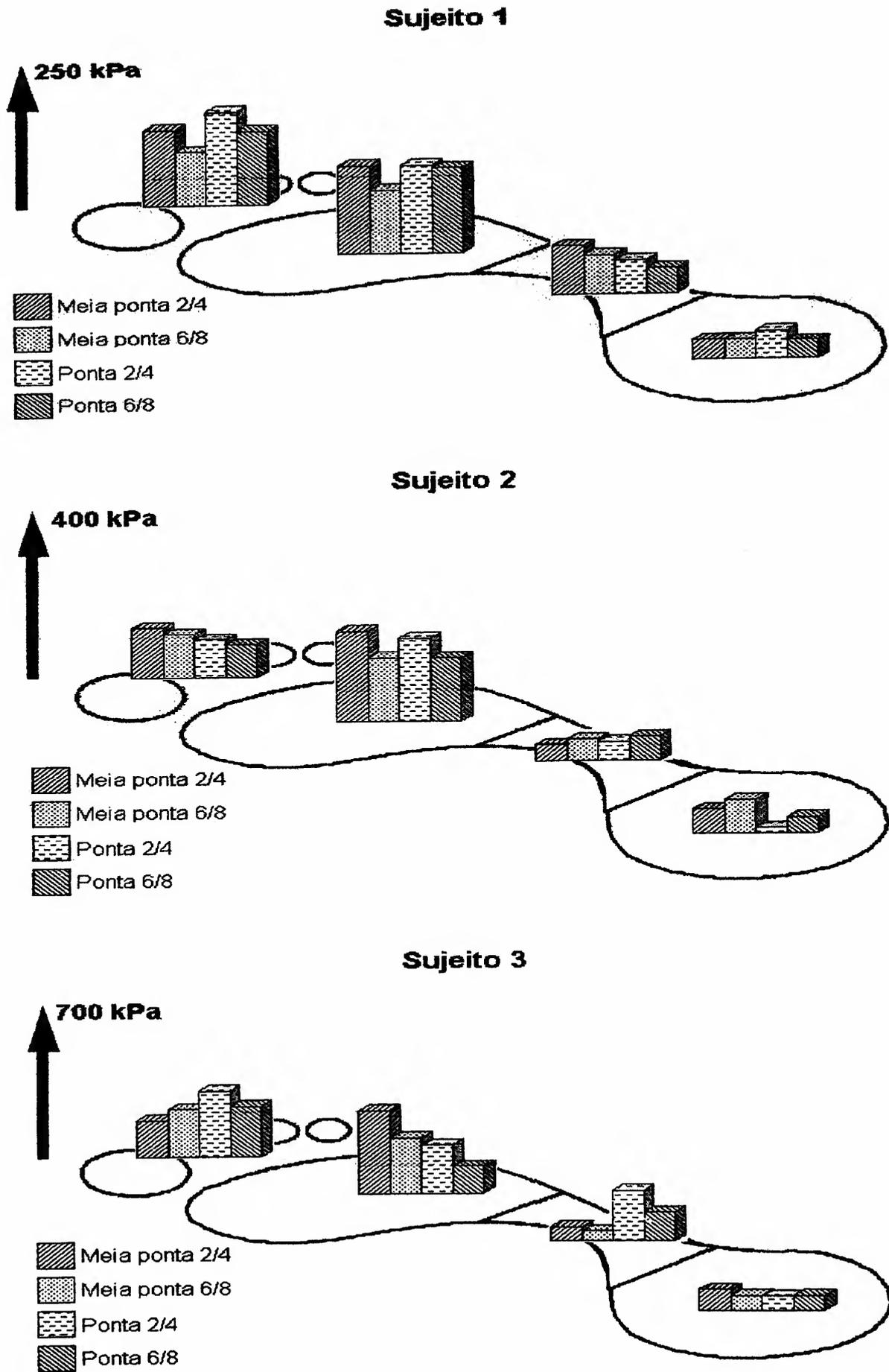


FIGURA 12 Dados médios de pressão para as diferentes áreas do pé direito, para os sujeitos 1, 2 e 3 (valores em kPa).

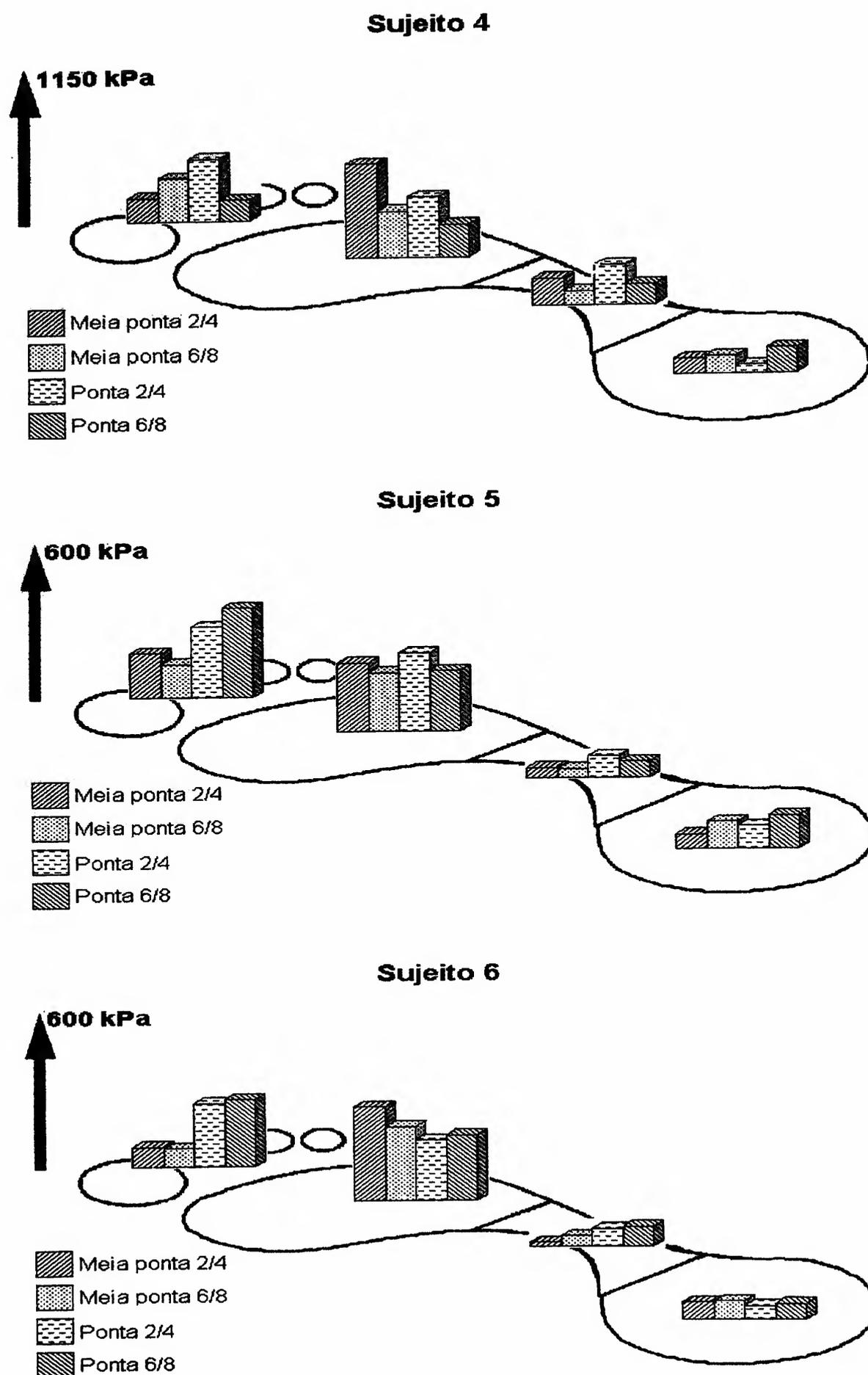
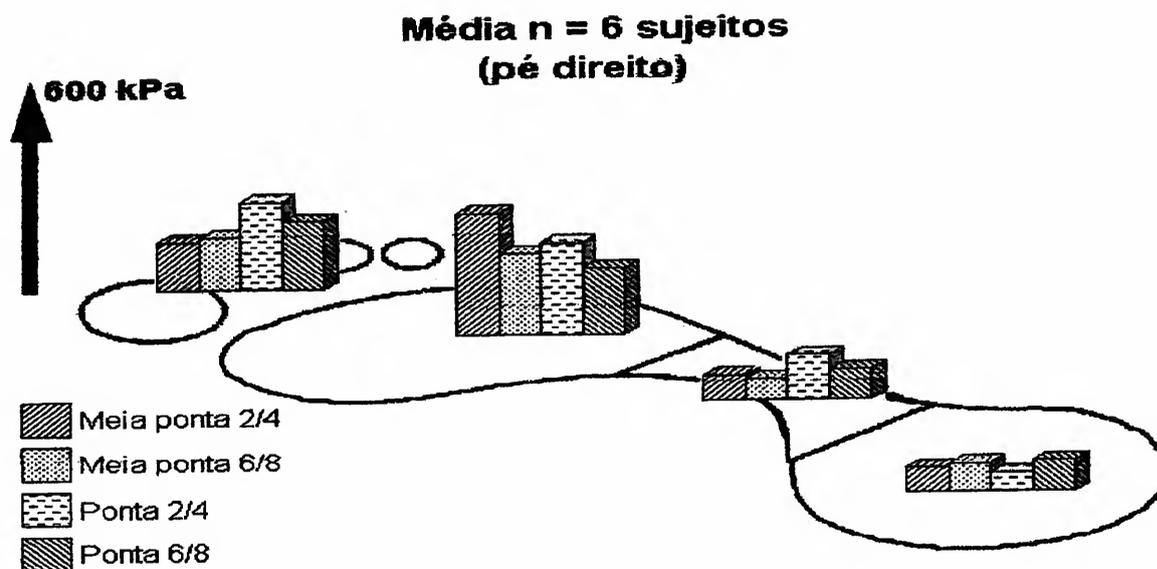


FIGURA 13 Dados médios de pressão para as diferentes áreas do pé direito, para os sujeitos 1, 2 e 3 (valores em kPa).



**FIGURA 14** Dados médios de pressão para as diferentes áreas do pé direito, para todos os sujeitos (média geral, valores em kPa).

Tabelas descritivas para cada um dos sujeitos analisados podem ser observadas em anexo. No ANEXO IV encontram as tabelas descritivas das áreas de contato obtidas para cada região, e no ANEXO V estão as tabelas descritivas de pressão para cada um dos seis sujeitos.

## 6 DISCUSSÃO

A discussão dos resultados aqui apresentados terá, por vezes, sua comparação frente à literatura relacionada a diferentes áreas da pesquisa biomecânica. Além disso, a forte característica descritiva aqui presente se justifica pela ausência de literatura específica. Não existe um padrão biomecânico conhecido para os saltos da dança, assim como observamos um padrão para a marcha, corrida, saltos esportivos e outros movimentos humanos já descritos. Além disso, ficaria vago buscar na literatura dados comparativos para a pressão plantar, por exemplo, tratando-se de uma técnica particular, com características próprias, para a qual não se enquadram padrões já descritos. Este trabalho colabora para que se cubra uma

lacuna na literatura no que tange as pesquisas sobre dança. Algumas questões puderam ser levantadas ao longo da análise dos dados, a fim de esclarecer uma possível influência do calçado e do andamento. A discussão apontará para as tendências obtidas nos dados dinâmicos de força e pressão e procurará apoio nos dados de sensibilidade na tentativa de melhor explicar o comportamento do aparelho locomotor das bailarinas nas condições experimentais impostas.

### **6.1 Quanto à caracterização do grupo experimental**

O questionário elaborado foi extremamente útil para o conhecimento da rotina das bailarinas e para afastar falsas hipóteses de excesso de treinamento ou lesões que pudessem mascarar os resultados de alguma forma.

As bailarinas avaliadas têm uma rotina de treinamento moderada, de oito horas semanais. Classifica-se moderada comparando-se ao treinamento de bailarinos profissionais (seis horas diárias, no mínimo, de acordo com CLIPPINGER-ROBERTSON, 1988) e os praticantes de ballet apenas por hobby ou exercício físico (1 a 2 horas semanais).

A tempo médio para início do treinamento em pontas apresentou um desvio padrão alto ( $3 \pm 2,8$  anos). Esta característica pode ser explicada pelo fato de que, tradicionalmente, os professores de ballet autorizam o início do treino em pontas após um trabalho de fortalecimento dos músculos dos pés, a fim de que suportem as grandes exigências da técnica, além de um amadurecimento da técnica por parte da aluna, que precisa ter domínio dos passos executados em meia ponta. Estes pré-requisitos podem ser alcançados em tempos variados, de acordo com a habilidade e grau de aplicação da aluna, além de condições físicas favoráveis.

A literatura especializada sobre ballet clássico, que traz a descrição da técnica e dos passos, aconselha este tipo de preparo muscular, além de um preparo psicológico para o aumento da exigência que o calçado de pontas introduz na prática do ballet (BERTONI, 1992; CLIPPINGER-ROBERTSON, 1988).

Assim, foi observado neste grupo que, enquanto uma bailarina usou ponta aos 11 anos, outras somente iniciaram o uso aos 16 anos. Este fato aponta para a diferente interpretação por parte dos professores de ballet das premissas sobre preparo físico e muscular adequado.

Nas questões acerca da escolha do calçado, a maioria das bailarinas (100% para uso de meia ponta e 70% para uso de ponta) opta por uso de sapatilha nacional. As sapatilhas de fabricação nacional são consideradas inferiores em qualidade, porém, favoráveis no custo, já que o tempo útil de uma sapatilha é pequeno, devido principalmente à delicadeza de seus materiais e à frequência de repetição dos passos na técnica do ballet clássico.

As bailarinas apontaram o quesito conforto para a escolha do calçado como o principal fator (62,5%). Isto demonstra que a bailarina, de uma forma geral, não associa as características anatômico-morfológicas de seus pés ao escolher o calçado. O quesito ligado à percepção é subjetivo, porém, na prática, a tentativa de se construir um calçado diferente para cada tipo de pé, como é oferecido pelos fabricantes de sapatilha de ponta, não tem real significado para o consumidor final deste produto.

As lesões citadas (tendinite no joelho, joanete, entorse do tornozelo, estiramentos na coxa e virilha, bursite na articulação do quadril e luxação de tornozelo) são as mesmas que aparecem na literatura apresentada, porém, de forma menos recorrente (como acontece em bailarinos profissionais) (KHAN *et al.* 1995; TUCKMAN, WERNER & BAYLEY, 1991). Calosidade (queratinização do tecido epidérmico) em diversos pontos dos pés foi a mais citada das adaptações do aparelho locomotor ao uso dos calçados típicos do ballet clássico (70%). Sapatilhas de meia ponta são bastante confortáveis e maleáveis, ajustando-se nos pés como luvas, porém, seu solado é extremamente fino, e a interface planta do pé-solo é bastante tênue. Isto corrobora para uma grande solicitação da área sob os metatarsos, uma vez que a posição adotada para a dança em meia ponta coloca todo o peso do corpo nesta região.

Sapatilhas de ponta são particularmente desconfortáveis para os artemhos, pois estes devem se ajustar na gáspea (região para encaixe do antepé) e daí alcançar a completa flexão plantar, que é a posição em pontas. Como mostrou o

estudo de TUCKMAN, WERNER e BAYLEY (1991), o qual moldou o posicionamento dos dedos no interior da sapatilha de pontas, os dedos encontram-se comprimidos e deformados de variadas formas e, assim permanecem durante a realização dos exercícios e dos bailados. Assim, os locais onde mais aparecem calosidades e espessamentos da pele são nos artelhos e na região do metatarso na sola dos pés.

Com relação à musicalidade, as bailarinas optaram pela alternativa a respeito da diferença de cadência imposta pela música na execução do exercício (55%). Isto implica no entendimento da questão de que diferentes músicas requerem diferentes interpretações de performance de movimento, e que, de acordo com a música correta, pode-se conseguir do exercício o nível de esforço adequado e/ou proposto, uma vez que a execução do movimento está condicionada a velocidade imposta pela música.

Embora se tratando de um grupo pequeno de bailarinas e com nível de treinamento mediano, os problemas característicos são comuns aos estudos aqui anteriormente descritos e que apontam para incidências de lesão em bailarinas de treinamento profissional.

## **6.2 Quanto às variáveis eletrofisiológicas: limiar de tolerância à dor e cronaxia sensitiva**

Os limiares de tolerância à dor e a cronaxia sensitiva foram determinados para cinco regiões plantares, conforme descrito anteriormente na metodologia. A intenção inicial foi de associar as diferentes áreas analisadas aos resultados obtidos para a pressão plantar, na tentativa de verificar se regiões mais solicitadas em termos de pressão plantar pudessem apresentar quaisquer modificações somato-sensoriais. Devido aos resultados extremamente variados obtidos para os dados de pressão, e da condição de normalidade dos dados de sensibilidade, a associação dos dados não apontou nenhuma evidência neste sentido.

Como já dito, a comparação com sujeitos normais não trouxe qualquer alteração evidente para os resultados obtidos com as bailarinas avaliadas. Embora

as citações do questionário apontem para modificações anatômicas como, por exemplo, o aparecimento de calosidades, tal fato não pode ser justificado ou apontar qualquer mudança na sensibilidade normal dos pés estudados.

### **6.3 Quanto às variáveis dinâmicas obtidas para o *Sauté* em primeira posição**

O interesse em analisar a FRS resultante da execução de um salto no ballet tem inspiração no grande número de estudos semelhantes para as diversas modalidades esportivas. Estudos relacionados aos saltos no atletismo, voleibol, basquetebol, e outros esportes têm demonstrado numericamente a sobrecarga a que se submete o aparelho locomotor e são sugeridas estratégias de treinamento e atenuação de carga para as técnicas de salto.

AURA e VIITASALO (1989) discutem em seu trabalho a importância da modulação da intensidade de saltos no treinamento esportivo. O trabalho verificou a sobrecarga imposta num treinamento pliométrico e concluiu que tal treinamento não impôs demasiada sobrecarga (três a cinco vezes o PC), mas difere da situação real de jogo, onde os saltos são muito mais intensos.

As aulas de ballet contêm um número muito grande de seqüências de saltos. O *Sauté*, aqui estudado, representa um dos saltos mais simples, geralmente utilizado como aquecimento para as seqüências de pequenos saltos encadeados (chamadas "Batterie"), ou de grandes saltos (chamadas "Grand Allegro").

A literatura aponta que, além de interferir na quantidade de saltos executados no treinamento, um outro modo de atenuar a sobrecarga mecânica do gesto é atentando para as técnicas de aterrissagem (NIGG, 1985a). SIMPSON, CIAPPONI e WANG (2003) apontam uma série de estudos que visam demonstrar que a flexão das articulações (uso de técnica de aterrissagem) promove uma significativa diminuição do pico de  $F_y$  e também do tempo para que se atinja o pico. Isto porque a flexão promove uma desaceleração mais controlada dos membros, fazendo com que as articulações trabalhem na dissipação de sobrecarga e a

ativação muscular seja atingida. Porém, os mesmos autores atentam para a dificuldade em relacionar diretamente os diversos valores de forças externas e internas encontrados nos estudos com a etiologia de lesões nos movimentos que incluem saltos.

A aterrissagem do salto aqui estudado é realizada sobre os dois pés, ou seja, aterrissagem dupla. O estudo de NIGG (1985b) também aponta para o fato de que a aterrissagem em um só membro é mais impactante para o aparelho locomotor, e muitos saltos no ballet assim ocorrem. Porém, no caso do *Sauté* aqui estudado, tanto se obedece à flexão dos segmentos quanto o uso duplo dos membros para aterrissagem.

Os dados analisados mostraram uma diferença significativa para os tempos de apoio de cada salto para as diferentes condições experimentais. Assim, nas condições onde se usou o andamento 2/4 os tempos de apoio foram menores (0,35s meia ponta e 0,37s ponta, em média) que nas condições de andamento 6/8 (0,63s meia ponta e 0,57s ponta, em média).

Com relação ao tipo de calçado, observou-se com esta análise que, embora existam diferenças na colocação do pé no solo (como será visto adiante), as forças verticais resultantes não foram estatisticamente diferentes para as sapatilhas de ponta e de meia ponta.

Neste ponto, o andamento musical mostrou ser um fator de maior influência, determinando assim, as diferentes curvas de FRS anteriormente demonstradas. Enquanto o andamento 2/4, mais rápido, resultou em apenas um pico de força, o andamento 6/8, mais lento, apresentou dois picos, separando fase de aterrissagem da propulsão para o novo salto.

Seria um tanto imprudente, em função do protocolo experimental aqui adotado, comparar e discutir qual dos andamentos seria o mais indicado por apresentar menor sobrecarga. Como se observou, resultam movimentos diferentes, curvas resultantes diferentes, tempos de apoio diferentes. E mais, ambos os andamentos aqui estudados são comumente utilizados nos demais movimentos da técnica do ballet clássico. Isso significa que é importante notar que se tratam de diferentes exigências do aparelho locomotor, mesmo quando se pratica o mesmo movimento, mas com velocidades e acentos musicais diferenciados.

Para os resultados referentes à análise da pressão plantar, nenhuma das condições experimentais apresentou diferença estatística significativa entre si. Porém algumas tendências poderão ser observadas no padrão geral e para os indivíduos em separado.

HENNIG e ROSEMBAUM (1991) já apontaram para a grande variabilidade inter-sujeitos observadas nos dados obtidos em estudos de pressão plantar. Não são poucos os estudos que utilizam esta variável na tentativa de explicar padrões de movimentos e até possíveis patologias, porém, deve-se sempre considerar a grande variabilidade inerente a este tipo de dado.

Na TABELA 4, em que são apresentados os valores médios de pressão plantar nas diferentes áreas analisadas, pode-se destacar, de forma geral para todos os sujeitos, que as áreas dos dedos (valor máximo de 396,67 kPa para a condição ponta 2/4 e valor mínimo de 198,49 kPa para a condição meia ponta 6/8) e antepé (valor máximo de 554,92 kPa para a condição ponta 2/4 e valor mínimo de 302,88 kPa para a condição ponta 6/8) foram as mais solicitadas em todas as condições experimentais, sendo a região do calcanhar por sua vez, a que apresentou os mais baixos valores de pressão (valor máximo de 137,58 kPa para a condição ponta 6/8 e valor mínimo de 81,83 kPa para a condição ponta 2/4).

Os valores de pressão para a região do meio pé foram os de maior variação entre os sujeitos, apontando para diferentes estratégias de colocação do pé no solo. Na média, os meios-pés foram mais solicitados nas condições em que se utilizou sapatilhas de ponta (valor máximo de 224,26 kPa em ponta 2/4) do que nas condições em que se utilizou meia ponta (valor mínimo de 97,64 kPa na condição meia ponta 6/8).

Embora a estratégia de colocação do pé no solo aponte tendências diferenciadas para os valores máximos de pressão em função do apoio, a literatura aponta para a vantagem da aterrissagem de saltos realizada com a região do antepé. GROSS e NELSON (1988) apontam que uma melhor atenuação pode ser possível se ocorrer o contato da ponta do pé e o calcanhar não contatar o solo. Seus estudos revelaram até 50% de atenuação de  $F_{y1}$  em aterrissagens somente com o antepé, se comparadas com aterrissagens em que houve o contato do calcanhar.

Um outro exemplo é o observado em jogadores de basquete por VALIANT e CAVANAGH (1985). Os atletas que adotaram a estratégia de aterrissagem com o antepé exibiram forças médias de 1,3 PC (primeiro pico) e 4,1 PC (segundo pico), enquanto que os atletas que realizaram aterrissagem de sola de pé produziram um único pico de 6,0 PC.

No presente estudo, como já foi citado, não tornou-se evidente a diferença para os valores máximos de  $F_y$  que pudessem ocorrer devido a esta diferenciada geometria de colocação do pé.

A sapatilha de ponta é menos maleável que a de meia ponta. Isto porque, a fim de aumentar o apoio do pé para o posicionamento em completa flexão plantar, as sapatilhas de ponta possuem rígidas palmilhas. Este fator proporciona uma colocação mais uniforme do pé no solo. Já a sapatilha de meia ponta é bastante maleável, permitindo uma livre movimentação do pé. É provável que na fase de aterrissagem do salto, quando em sapatilha de meia ponta, a região do antepé toque primeiro o solo, seguida do meio pé e calcanhar, o que explica os maiores valores de pressão para a área do antepé neste calçado. Em ponta, isto não é permitido, pois a grossa palmilha impede a movimentação do pé, explicando a chegada do pé em bloco e promovendo maiores valores para os dedos e meio pé, como apontado nos valores médios descritos acima.

A instrução geral dada aos bailarinos no momento de aterrissagem de um salto, seja este qual for, é a de aterrissar com os joelhos em flexão e apoiar totalmente a sola do pé no chão. Porém, dependendo da seqüência de movimentos a ser realizada e também da velocidade da mesma, muitas vezes percebe-se que o pé não toca totalmente o solo, principalmente no que diz respeito à região do calcanhar. Esta é a última a chegar, e pode ocorrer que muitas vezes, nem chegue a ser apoiada antes do início do próximo movimento, promovendo uma exigência maior das regiões anteriores do pé.

A região do calcanhar apresenta um padrão de contato com o solo extremamente variado, com os maiores valores de variabilidade para todas as situações aqui estudadas. De acordo com o observado, pode-se sugerir uma estratégia pessoal para a colocação do calcanhar no solo, sendo que alguns sujeitos,

em muitos dos saltos observados, chegam até a não tocar o solo com esta parte do pé, e em outras vezes, o fazem de maneira muito sutil.

Quando se observa o padrão de distribuição de pressão plantar para as diferentes áreas individualmente (ANEXO IV), a variação inter-pessoal é melhor observada, denotando estratégias pessoais para aterrissagem, que também não seguem um padrão rígido.

Isto pode ser observado mais claramente nas FIGURAS 12 e 13, onde são apresentados esquemas gráficos dos valores médios para os pés direitos de cada sujeito avaliado. A observação destes gráficos torna mais evidente a grande variação entre os sujeitos. Enquanto o sujeito 1 apresentou valores máximos de 250 kPa para qualquer uma das situações experimentais, o sujeito 4 apresentou valores de até 1100 kPa em determinadas situações.

Os sujeitos 2, 3, 5 e 6 foram mais uniformes e próximos da média geral, variando seus valores máximos entre 400 e 700 kPa.

Assim, pode-se notar a extrema variação da distribuição de pressão, mesmo quando os dados de força se apresentam mais coerentes, implicando no fato de que algumas das bailarinas avaliadas têm um padrão melhorado de distribuição de pressão. Porém, a afirmação de que este padrão melhorado é um diferencial técnico a favor do desempenho da bailarina é comprometida pelo caráter transversal do presente estudo. Para afirmar esta suposição, seria necessário estudar o comportamento do aparelho locomotor, comparando os sujeitos com maiores valores àqueles de menores valores ao longo da carreira de bailarina.

## 7 CONCLUSÕES

Como objetivo geral, o estudo se propôs descrever o movimento escolhido para análise mediante vários aspectos. Algumas questões que motivaram este estudo puderam ser então respondidas, revelando algumas peculiaridades, principalmente no que diz respeito à influência da música e ao "mito" do perigo das sapatilhas de pontas. Em muitos momentos, tanto o uso de ponta como o de meia-

ponta não apresentou qualquer diferença para a carga mecânica resultante no aparelho locomotor, caracterizadas pelas variáveis de força vertical de reação do solo e distribuição de pressão plantar.

Assim, resumidamente, pode-se concluir:

- a) Sapatilhas de ponta produzem maiores sobrecargas (maiores  $F_y$  e Pressão) do que de meia-ponta?

De acordo com os resultados aqui obtidos, sapatilhas de ponta não produzem maiores sobrecargas em relação às sapatilhas de meia ponta.

- b) Andamento musical mais lento produz maiores sobrecargas (maiores  $F_y$  e Pressão) do que o andamento mais rápido?

O andamento musical que permite a realização mais lenta do movimento (6/8) produziu maiores tempos de apoio para o Sauté, o aparecimento de dois picos de  $F_y$ , separando aterrissagem de propulsão, caracterizando uma curva diferente da resultante para o andamento 2/4, mostrando que a influência da música é decisiva para o resultado biomecânico do movimento. Para os valores de pressão não houve diferenças significativas.

- c) Qual fator (sapatilha ou cadência musical) é mais relevante na produção de grandes cargas (grandes  $F_y$  e grandes Pressões) no aparelho locomotor?

De acordo com o observado, a música interfere mais do que o tipo de calçado nas respostas mecânicas avaliadas.

- d) Será que uma dada interação entre estes fatores (por exemplo: sapatilha de pontas com andamento lento) é mais importante do que considerá-los individualmente?

A análise estatística não mostrou nenhuma relação ou combinação mais desfavorável. Porém, as tendências apontam que, quanto mais rápida a música, maior deve ser a preocupação com a técnica de aterrissagem, e, deve-se observar, principalmente, a técnica de colocação do pé no solo, independentemente do tipo de sapatilha utilizado.

- e) Será que a variável  $F_y$  é mais influenciada pela cadência musical? Será que a variável Pressão é mais influenciada pelo tipo de sapatilha?

Esta é a questão melhor respondida. Foi claramente demonstrado através das curvas resultantes de  $F_y$  que a cadência musical é determinante para esta

variável mecânica. E, para os valores de pressão, embora as estratégias tenham sido consideradas individuais, para o “n” aqui avaliado, houve uma tendência diferenciada de colocação do pé no solo mediante a condição imposta pela construção do calçado.

Respondidas estas questões, pode-se ainda concluir que de fato, a biomecânica constitui um caminho de excelentes ferramentas para elucidação da sobrecarga e dos princípios de treinamento (muitas vezes empíricos) utilizados no ensino do ballet clássico.

Considerando isto, inúmeras análises acerca desta questão ainda poderiam ser levantadas para estudos futuros, como por exemplo, comparações entre diferentes qualidades de saltos (*petit allegro* e *grand allegro*), comparação entre mesmos tipos de sapatilhas de diferentes fabricações, comparações entre bailarinos profissionais e não profissionais, entre outras, além da realização de estudos longitudinais, onde se possam avaliar os efeitos do treinamento.

A pesquisa em dança ainda apresenta inúmeras lacunas, que podem ser entendidas com o auxílio da instrumentação e do método biomecânico de análise do movimento humano.

## REFERÊNCIAS

- ACHCAR, D. Ballet: arte, técnica e interpretação. Rio de Janeiro: Cia. Brasileira de Artes Gráficas, 1980.
- AMADIO, A.C.; DUARTE, M. (Coords.) Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento, São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFEUSP, 1996.
- AURA, O.; VIITASALO, J.T. Biomechanical characteristics of jumping. International Journal of Sport Biomechanics, Champaign v.5, p.89-98, 1989.
- BEJJANI, F.J. Occupational biomechanics. In: JAHSS, M. H. Disorders of the foot and ankle: medical and surgical management. 2.ed., 1991. v.1, p.583-99
- BERTONI, I.G. A dança e a evolução: o ballet e seu contexto teórico. São Paulo: Ed. Tanz do Brasil, 1992.
- BOJSEN-MOLLER, F.; JORGENSEN, U. The plantar soft tissues: functional anatomy and clinical applications. In: JAHSS, M. H. Disorders of the foot and ankle: medical and surgical management. 2.ed. 1991.v1., p.532-40.
- BRESSLER, R.S.; BRESSLER, C.H. Skin and superficial fascia of the foot. Journal of the American Podiatric Medical Association, Maryland, v.81, n.7, p.379-83, 1991.
- CAILLET, R. Pé e tornozelo: síndromes dolorosas. São Paulo: Manole, 1989.
- CAVANAGH, P. Biomechanical studies of elite distance runners: directions for future research. In: SKINNER, J.; CORBIM, C.B.; LANDERS, D.M.; MARTIN, P.E. (eds.). Future directions in exercise and sports science research. Champaign: Human Kinetics, 1989.
- CLARKSON, P.M. Science in dance. In: CLARKSON, P.M.; SKRINAR, M. Science of dance training. Champaign: Human Kinetics, 1988. cap.2, p.17-27.
- CLIPPINGER-ROBERTSON, K. Principles of dance training. In: CLARKSON P. M.; SKRINAR, M. Science of dance training. Champaign: Human Kinetics, 1988. cap.5, p.45-90.

COSENTINO, E. Ballet Y danza clássica. 1.ed. Buenos Aires: Cesa Talleres Graficos, 1958.

CUNNINGHAM, B.W.; DISTEFANO, A.F.; KIRJANOV, N.A.; LEVINE, S.E.; SCHON, L.C. A comparative mechanical analysis of the pointe shoe toe box. The American Journal of Sports Medicine, Charlottesville, v.26, n.4, p.555-61, 1998.

DANCINTER. Disponivel em: <[www.dancinterballet.com.br](http://www.dancinterballet.com.br)> Acesso em 22mar1003..

ELLIOT, B. Biomechanics of Injury: Its role in prevention, rehabilitation and orthopaedic outcomes. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 18., 2000, Hong Kong. Proceedings... Hong Kong: The Chinese University of Hong Kong, 2000. p.403-12.

GROSS, T.S.; NELSON, R.C. The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. Medicine and Science in Sports and Exercise, Indianapolis, v.20, p.506-14, 1988.

HARDAKER, W.T.; MOORMAN, C.T. Foot and ankle injuries in dance and athletics: similarities and differences. In: SHELL, C. (Ed.) The dancer as athlete: the 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings. Champaign: Human Kinetics, 1986. v.8, p.31-41.

HENNIG, E.R.; ROSEMBAUM, P. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. Foot and Ankle, Baltimore, v.11, n.5, p.306-11, 1991.

HENNIG, E.M. Gait analysis and the biomechanics of human locomotion. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. Anais... Florianópolis: Universidade do Estado de Santa Catarina, 1999.

HENNIG, E.M.; MILANI, T.L. In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. Journal of Applied Biomechanics, Champaign, v.11, p.299-310, 1995.

KHAN, K.; BROWN, J.; WAY, S.; VASS, N.; CRICHTON, K.; ALEXANDER, R.; BAXTER, A.; BUTLER, M.; WARK, J. Overuse injuries in classical ballet - review article. Sports Medicine, New Zealand, v.19, n.5, p.341-57, 1995.

KUHNS, J. Changes in elastic adipose tissue. The Journal of Bone and Joint Surgery, Maryland; v.31-A, n.3, p.541-7, 1949.

LAWS, K. The application of physical principles to dance. In: SHELL, C. (Ed.) The dancer as athlete: the 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings. Champaign: Human Kinetics, 1986. v.8, p.123-27,

MATLAB 4.0. Guia do usuário: versão do estudante. São Paulo: Makron Books, 1997.

MENÉTRÉY, J.; FRISTSCHY, D. Subtalar subluxation in ballet dancers. American Journal of Sports Medicine, Charlottesville, v.27, n.2, p.143-149, 1999.

MILAN, K.R. Injury in ballet: A review of relevant topics for the physical therapist. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, Alexandria, v.19, n.2, p.121-9, 1994.

MILLER, C.D.; PAULOS, L.E.; PARKER, R.D.; FISHELL, M. The ballet technique shoe: a preliminary study of eleven differently modified ballet technique shoes using forces and pressure plates. Foot and Ankle, Baltimore, v.11, p.97-100, 1990.

MILLER, W.E. The heel pad. American Journal of Sports Medicine, Charlottesville, v.10, n.1, p.19-21, 1982.

MUELLER, M.J. Etiology, evaluation and treatment of neuropathic foot: critical reviews in physical and reahabilitation medicine, 1992. v.3, n.4, p.289-309.

NIGG, B. Biomechanics, load analysis and sport injuries in the lower extremities. Sports Medicine, New Zealand, v.2, p.367-79, 1985a.

\_\_\_\_\_. Loads in select sport activities: an overview, In: WINTER, D.A.; NORMAN, R.W.; WELLS, R.P.; HAYES, K.C.; PATLA, A.E. (Eds.) Biomechanics IX-B. Champaign: Human Kinetics, 1985b. p.91-6.

NIGG, B.; SEGESSER, R.B. Biomechanical and orthopaedic concepts in sport shoe construction. Medicine and Science in Sports and Exercise, Indianapolis, v.24, n.5, p.595-602, 1992.

O'MALLEY, M.J. Stress fractures at the base of second metatarsal in ballet dancers. Foot and Ankle, Baltimore, v.17, p.88-94, 1996.

ORIGIN 4.0. User's manual version: technical graphics and data analysis in windows. Microcal Software, 1995.

PICON, A.P.; LOBO DA COSTA, P.H.; SOUSA, F.; SACCO, I.C.N.; AMADIO, A.C. Sapatilhas de ponta: uma avaliação de grandezas dinâmicas selecionadas da técnica clássica. Revista Tecnicouro, Novo Hamburgo, v.22, n.6, p.80-4, 2001.

PICON, A.P.; MORALES, R.; LOBO DA COSTA, P.H. Sapatilhas de pontas: um objeto para estudos biomecânicos. In: CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA ASSER. 4., 1999, São Carlos, Anais... São Carlos: UNICEP, 1999. p.105.

RANNEY, D. Biomechanics of dance. In: CLARKSON, P.M.; SKRINAR, M. (Eds.) Science of dance training. Champaign: Human Kinetics, 1988. cap.8, p.125-44.

REITELMANN, A. Bewegungsanalyse des Kopf-Schulter- und Nackenbereiches bei Harfenisten. Göttingen: Curvillier Verlag, 1998.

ROYAL ACADEMY OF DANCE. Disponível em <[www.royalacademy.com.br](http://www.royalacademy.com.br)> Acesso em: 26nov2002.

SACCO, I.C.N. Estudo dos parâmetros biomecânicos na marcha e limiares somato-sensoriais em pacientes portadores de neuropatia diabética. 1997. 123f. Tese (Mestrado em Educação Física) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

\_\_\_\_\_. Influência da neuropatia diabética no comportamento de respostas biomecânicas e sensoriais no andar em esteira rolante. 2001. 164f. Tese (Doutorado em Educação Física) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

SACCO, I.C.N.; AMADIO, A.C. A study of biomechanics parameters in gait analysis and somatic sensorial thresholds of diabetic neuropathic patients. Clinical Biomechanics, New York, v.15, n.3, p.196-202, 2000.

SAMMARCO, J.G.; MILLER, E.H. Forefoot conditions in dancers – part I. Foot & Ankle, Baltimore, v.3, p.85-92, 1982.

SIMPSON, K.J.; CIAPPONI, T.; WANG, H. Biomecânica da aterrissagem. In: GARRET JUNIOR, J.E.; KIRKENDALL, D.T. A Ciência dos exercícios e dos esportes. Porto Alegre: Artmed, 2003. cap.36, p.572-85.

SIMPSON, K.J.; KANTER, L. Jump distance of dance landings influencing internal joint forces: I. Axial forces. Medicine and Science in Sports and Exercise, Indianapolis, v.29, n.7, p.916-27, 1997.

SOUSA F.; LOSS, J.; SOARES, D.; SCARRONE, F.; CARVALHO, J.M.; VILASBOAS, J.P. Força, momento articular e potência mecânica em saltos elementares do ballet clássico. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. 9., 2001, Gramado. Anais... Gramado: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2001. p.143-48.

SZABO, A.; SMALL, A.; LEIGH, M. The effects of slow – and fast – rhythm classical music on progressive cycling to voluntary physical exhaustion. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, Roma, v.39, p.220-5, 1999.

TUCKMAN, A.S.; WERNER, F.W.; BAYLEY, J.C. Analysis of forefoot on pointe in ballet dancers. Foot and Ankle, Baltimore, v.12, n.3, p.144-8, 1991.

TUCKMAN, A.S.; WERNER, F.W.; FORTINO, M. D.; SPADARO, J.A. A technique for measuring absolute toe pressures: evaluation of pressure sensitive film technique. Foot and Ankle, Baltimore, v.13, n.4, p.220-3, 1992.

VALIANT, G.; CAVANAGH, P.R. Drop landing from a jump: implications for the design of a basketball shoe. In: WINTER, D.A.; NORMAN, R.W.; WELLS, R.P.; HAYES, K.C.; PATLA, A.E. Biomechanics IX-B. Champaign: Human Kinetics, 1985. p.117-22.

VEVES, A.; FERNANDO, D.J.S.; WALEWSKI, P.; BOULTON, A.J.M. A study of plantar pressures in diabetic clinic population. The foot, v.2, p.89-92, 1991.

VILADOT, A. Metatarsalgia due to biomechanical alterations of the forefoot. Orthopaedic Clinics of North America, Ormskirk Sanderson, v.4, p.165-78, 1973.

\_\_\_\_\_. The metatarsals. In: JHASS, M.H. Disorders of the foot and ankle: medical and surgical management. 2nd.ed. Philadelphia: Saunders, 1991. v.2, p.1229-68.

WELCH, P.D. The use of fast fourier transform for the stimation of power spectra: a method based on time averaging over short modified periodograms. IEEE Trans. Audio Electroacoustics, New York, v.AU15, p.70-3, 1967.

WIESLER, E.R.; HUNTER, M.; MARTIN, D.F.; CURL, W.W.; HOEN, H. Ankle flexibility and injury patterns in dancers. The American Journal of Sports Medicine, Charlottesville, v.24, n.6, p.754-7, 1996.

WINTER, D.A. Biomechanics of human movement. Ontário: John Wiley., 1979.

\_\_\_\_\_. Biomechanics and motor control of human movement. 2nd.ed. New York: John Wiley, 1990.

**ANEXO I Termo de consentimento informado para participação em pesquisa.**

**CONSENTIMENTO APÓS INFORMAÇÃO PARA PARTICIPAÇÃO EM PESQUISA**

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**Escola de Educação Física e Esporte**

**PROJETO: Aplicação de técnicas de análise biomecânica no estudo da Dança Clássica**

**Autor: Andreja Paley Picon Orientador: Profa. Dra. Paula H. Lobo da Costa**

Este estudo é parte de um projeto de mestrado que está sendo desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da USP-SP. Os objetivos são os de realizar uma completa análise do salto Sauté em 1ª posição, observando a influência das variáveis sapatilha e compasso musical.

Será solicitado à srta. que execute em laboratório os procedimentos descritos abaixo. A duração dos testes será de aproximadamente 1 hora. Os resultados obtidos serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins de pesquisa científica. As identidades serão preservadas.

**Passo 01:** Serão coletados os seus dados pessoais para controle em um questionário que também possui perguntas acerca do seu treinamento em dança.

**Passo 02:** No laboratório:

- Medição antropométrica dos pés, executadas bilateralmente, a fim de caracterizar o pé anatomicamente.
- Avaliação da cronaxia sensitiva e sensibilidade plantar: nesta fase, os pés serão testados quanto à sua sensibilidade. O teste é feito através de mini-pulsos elétricos, que não provocarão dor e nem ferimentos, apenas estimularão os receptores plantares.
- Execução do protocolo experimental que consta de : Sautés em 1ª posição, 8 com sapatilhas de ponta e 8 com meia ponta, no compasso 2/4, repetindo-se o procedimento no compasso 6/8. Os movimentos serão executados sobre uma plataforma, além disso, uma palmilha sensitiva de pressão será introduzida no interior da sapatilha. Os procedimentos acima citados não são invasivos e nem dolorosos.

Após tomar ciência da proposta acima descrita, concordo em participar do experimento em caráter voluntário, e ainda, com a possibilidade de desistência durante qualquer fase do procedimento.

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

RG: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

**ANEXO II Questionário elaborado para caracterização do treinamento do grupo experimental.**

**QUESTIONÁRIO DIAGNÓSTICO**

PROJETO: Técnicas de análise biomecânica aplicadas ao estudo do Ballet Clássico

AUTORA: Andreja Paley Picon/ ORIENTADOR: Dra. Paula H. Lobo da Costa

LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA – EEFÉ – USP – SP

OBS: O presente questionário será utilizado para fins de pesquisa científica, sendo mantido total sigilo sobre as informações aqui prestadas.

1. Nome: \_\_\_\_\_
2. Telefone para contato \_\_\_\_\_
3. Data Nascimento: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_
4. Membro Inferior dominante (Direito/Esquerdo): \_\_\_\_\_

5. Há quanto tempo pratica ballet clássico?

- 2 – 4 anos
- 4 – 6 anos
- 6 – 8 anos
- mais de 8 anos

6. Qual é o número de horas/aula semanal?

- 1 – 2 horas
- 2 – 4 horas
- 4 – 6 horas
- 6 – 8 horas ou mais

7. Quantas destas horas são treinos com pontas?

- 1 – 2 horas
- 2 – 3 horas
- 3 – 4 horas
- 5 horas ou mais

8. Com que idade iniciou o treino com pontas? \_\_\_\_\_

9. Quantos anos de ballet possuía ao iniciar o treino com pontas?

- menos de 2 anos
- 2 – 3 anos
- 3 – 4 anos
- 5 anos ou mais

10. Qual é o modelo de ponta e meia-ponta utilizado?

- ambas nacionais
- ambas importadas
- meia-ponta nacional e ponta importada
- depende da disponibilidade de marcas do vendedor

11. Qual o critério utilizado para a escolha das sapatilha?

- conforto
- durabilidade
- anatomia do pé
- preço

12. Qual o tempo médio, para você, de duração de um par de pontas?

- 1 – 2 aulas/ensaios
- 2 – 4 aulas/ensaios
- 4 – 8 aulas/ensaios
- 10 ou mais aulas/ensaios

**ANEXO II Questionário elaborado para caracterização do treinamento do grupo experimental. (cont.)**

13. Qual é o tipo de superfície onde você treina?

- piso de madeira
- piso de cimento
- linóleo sobre madeira
- outro \_\_\_\_\_

14. Faz aulas de preparo físico para ballet? Qual a carga horária semanal?

- não pratico
- 1 hora
- 1 – 2 horas
- 2 horas ou mais

15. Já sofreu ou sofre, após o início da prática do ballet:

- entorses? Onde o quando? \_\_\_\_\_
- fraturas? Onde o quando? \_\_\_\_\_
- luxação? Onde o quando? \_\_\_\_\_
- rompeu ligamento? Onde o quando? \_\_\_\_\_
- estirou o músculo? Onde o quando? \_\_\_\_\_
- Tendinite? Onde o quando? \_\_\_\_\_
- joanete? Onde o quando? \_\_\_\_\_
- dores crônicas? Onde o quando? \_\_\_\_\_
- outros? Onde o quando? \_\_\_\_\_

16. Possui calosidades nos pés decorrentes do treinamento? Aponte o local nas figuras abaixo:



17. Como é o acompanhamento musical em suas aulas?

- sem música; somente há música nos ensaios
- com CDs ou fitas apropriadas
- com acompanhamento de pianista
- algumas vezes com música, outras vezes sem

18. Qual a importância, para você, da música para a execução do movimento?

- muito importante
- importante apenas para a execução em palco
- de média importância
- sem importância

19. Qual a diferença de execução de um passo em diferentes compassos?

- rapidez de execução
- diferença de acento no movimento
- diferença de nível técnico
- não tem diferença

20. Gostaria de deixar alguma sugestão?

---



---

Obrigada

**ANEXO III Função Matemática BALLEE desenvolvida em ambiente MATLAB para o tratamento dos dados de força reação do solo.**

```

FUNÇÃO function ballet (label,janela)
% FUNÇÃO BALLEE
% Isabel Sacco (Depto. Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional - FM USP)
% José Gustavo Marques da Silva
% Andreja Picon (EEFE - USP - Lab. Biomecanica)
% out/03
%-----
% BALLEE recebe arquivos gerados na plataforma -Kistler de FRS e determina
% as variáveis dinâmicas e temporais das curvas de cada arquivo e calcula a média e sd
% de cada condição de coleta.
% O programa calculará os picos da força vertical reação do solo, as taxas de crescimento dos picos de força
vertical, e o tempo de apoio do salto.
%-----
% A rotina vai selecionar os extremos dos passos automaticamente e vai mostrar curva a
% curva por 3 segundos (isso pode mudar, se mudar a função). Deve-se anotar em um papel quais as curvas
cujos extremos não estão selecionados de forma correta. Então, você poderá corrigir os extremos de inicio e fim
com o mouse, da seguinte forma:
%1) A rotina irá perguntar qual salto a ser corrigido? Digita-se o número do primeiro
% salto a ser corrigido.
%2) Para eliminar o salto irregular, pode-se escolher entre as opções
% eliminar o primeiro, o ultimo ou ambos, os quais se apresentarem mais
% irregulares.
%ISSO IRÁ SE REPETIR PARA TODOS OS SALTOS DE TODOS OS ARQUIVOS QUE %FOREM
ANALISADOS.
%-----
% ROTINA BALLEE GERA:
%1) UM Arquivo (em ASCII) com extensão .dt contendo:
% - 6 linhas - 6 sujeitos (isso pode ser alterado conforme o tamanho de sua amostra)
%- 8 colunas - 4 variáveis (média(x), desvio padrão(sd) de cada uma)
%- As colunas seguem a ordem: Fy1r(x,sd), Fy2r(x,sd), TxCrescimentoF1r(x,sd), %Tapsr(x,sd)
% Conforme os arquivos vao sendo analisados, as variáveis são acrescentadas a este %arquivo
% com 6 linhas e 8 colunas.

if nargin<2;janela=100;
end;

%ABRE TODOS OS ARQUIVOS que tenham esta lógica de dar nome para o arquivo:
%MB(condicao)01(sujeito)T1(tentativas)

condicao=label(1:2); % a 1a e 2a letra do label eh a condicao (ex: mb)
sujeito=label(3:4); % a 3a e 4a letra do label eh o sujeito (ex: 02)
tentativa={'t1','t2'};
ext='.TBD';

%caminho='\\bar\andy\mestrado\matlab\'; observar as barras!

caminho='c:/andy/mestrado/matlab/';

if sujeito == '01'; rmin = 0;
elseif sujeito == '05'; rmin = 0;
elseif sujeito == '06'; rmin = 0;
elseif sujeito == '07'; rmin = 0;
elseif sujeito == '02'; rmin = -1;
elseif sujeito == '03'; rmin = -1;
else sujeito == '04'; rmin = -1;
end;

```

**ANEXO III Função Matemática BALLEET desenvolvida em ambiente MATLAB para o tratamento dos dados de força reação do solo. (cont.)**

```

if condicao=='mb';caminho='//bar/andy/mestrado/matlab/mb/';
elseif condicao=='mt';caminho='//bar/andy/mestrado/matlab/mt/';
elseif condicao=='pb';caminho='//bar/andy/mestrado/matlab/pb/';
else caminho='//bar/andy/mestrado/matlab/pt/'; % ALTERAR O CAMINHO
end;

%if condicao=='mb';caminho='c:/andy/mestrado/matlab/mb/';
%elseif condicao=='mt';caminho='c:/andy/mestrado/matlab/mt/';
%elseif condicao=='pb';caminho='c:/andy/mestrado/matlab/pb/';
%else caminho='c:/andy/mestrado/matlab/pt/'; % ALTERAR O CAMINHO
%end;

clc;
disp('Ballet: Carregando arquivos');
pause(.1);

JR1=1;JR2=1;J4=1;J7=1;

for tent=1:length(tentativa)

y=load([caminho label char(tentativa(tent)) ext]);

%=====
%COLUNAS A SEREM ANALISADAS - VARIÁVEIS A SEREM ANALISADAS
%=====
t=y(:,1);r=y(:,3);

% =====
% FILTRAGEM DOS DADOS
% =====
[b,a]=butter(2,200/500);
yfil_r=filter(b,a,r);

% Apos filtrar deve-se ter: r = r_filtrado
r=yfil_r;

% =====
% OFFSET
% =====
%acha os elementos que são negativos e os transforma em zeros:
for i=1:length(r);
    if r(i) < rmin;
        r(i) = rmin;
    end;
end;

% =====
% Acha Tinic e Tfim
% =====
r0=find(r==rmin); % acha os índices dos zeros
ir_gap=find(diff(r0)>janela);
ir_inic=r0(ir_gap);
ir_fim=r0(ir_gap+1);
clc; clf;hold off;
disp('_____')
disp(['TENTATIVA: ' num2str(tent)]);
disp(' ');
disp(' SERÃO MOSTRADAS CURVAS PARA SALTO');

```

**ANEXO III Função Matemática BALLET desenvolvida em ambiente MATLAB para o tratamento dos dados de força reação do solo. (cont.)**

```

disp('_____')
disp(' ');
disp('  VERIFIQUE SE OS EXTREMOS ESTÃO CORRETOS');
disp(' ');
disp('>>> ANOTE O NUMERO DO SALTO SE EXISTIR PROBLEMAS <<<');
disp(' ');disp(' ');disp('tecle enter');
pause;

% =====
% ACHA OS PTOS: Fy1, Fy2 E Fmin
% =====
Fy1_r=[];
Fy2_r=[];
Fymin_r=[];
ir_Fy1=[];
ir_Fy2=[];
ir_Fymin=[];
salto=i;

%=====
% Início das análises dos saltos
%=====
% graficos para conferir se selecao dos extremos esta correta
figure(1);clf;hold off;
plot(t,r,'r');
set(gcf,'position',[0 100 790 230]);
tit=[label char(tentativa(tent))];
hold on;
title(tit)
xlabel('tempo (s)');ylabel('FRS (PC)');
plot(t(r0(ir_gap)),r(r0(ir_gap)),'bo');
plot(t(r0(ir_gap+1)),r(r0(ir_gap+1)),'bd');

% loop para os saltos

for i=1:length(ir_inic)
  Mult=diff(r(ir_inic(i):ir_fim(i)-1)).*diff(r(ir_inic(i)+1:ir_fim(i)));
  lchang=find(Mult<0);
  Rpicos=r(lchang+ir_inic(i));

  %ACHA Fy1
  Fy1_r(i)=max(r(lchang+ir_inic(i)));
  FY1_R(JR1)=Fy1_r(i); %para calculo de std
  lchangFy1_r=find(r(lchang+ir_inic(i))==Fy1_r(i));
  ir_Fy1(i)=lchang(lchangFy1_r)+ir_inic(i);
  final=0;
  %se Fy1 é menor que Fy2, entao...
  if ir_Fy1(i)>(ir_fim(i)+ir_inic(i))/2;
    ir_Fy2(i)=ir_Fy1(i);
    Fy2_r(i)=Fy1_r(i);
    FY2_R(JR2)=Fy1_r(i);JR2=JR2+1;%para calculo de std

    plot(t(ir_Fy2(i)),r(ir_Fy2(i)),'k*');
    final=round(ir_inic(i)+(ir_fim(i)-ir_inic(i))/2);
    plot(t(ir_inic(i):final),r(ir_inic(i):final),'k-');
    Fy1_r(i)= max(r(ir_inic(i):final));
    FY1_R(JR1)=Fy1_r(i);JR1=JR1+1;%para calculo de std
  end
end

```

**ANEXO III Função Matemática BALLEET desenvolvida em ambiente MATLAB para o tratamento dos dados de força reação do solo. (cont.)**

```

    ir_Fy1(i)=find(r==Fy1_r(i));
else
    %ACHA Fy2
    ir_desloc=(-ir_inic(i)+2*ir_Fy1(i));
    r_Fy2=r(ir_desloc:ir_fim(i));
    %ir_Fy2=r(ir_desloc:ir_fim(i));
    lchangFy2_r=find(r_Fy2==max(r_Fy2));
    ir_Fy2(i)=lchangFy2_r+ir_desloc;
    Fy2_r(i)=r(ir_Fy2(i));
    FY2_R(JR2)=Fy2_r(i);JR2=JR2+1;%para calculo de std
    JR1=JR1+1;
end;
plot(t(ir_Fy1(i)),r(ir_Fy1(i)),'ko');hold on;
plot(t(ir_Fy2(i)),r(ir_Fy2(i)),'k*');

axis([t(ir_inic(i)) t(ir_fim(i)) rmin max(r)]);
title(['tit ': RED > RIGHT : salto=' num2str(i)'])
pause;

end;

axis([t(ir_inic(1)) t(ir_fim(end)) rmin max(r)]);
title(['tit ': RED > RIGHT '])

%=====
% ACHA O TEMPO DE APOIO
%=====
Tinic_r=t(ir_inic);
Tfim_r=t(ir_fim);

Taps_r=Tfim_r-Tinic_r;

for j4=1:length(Taps_r)
    TAPS(J4,1)=Taps_r(j4);%para calculo de std
    J4=J4+1;
end;

%=====
% ACHA AS TAXAS DE CRESCIMENTO DE Fy
%=====

TxCrescF1_r=Fy1_r./((t(ir_Fy1)-t(ir_inic)));
for J7=1:length(TxCrescF1_r) %para calculo de std
    TXCRESCF1(J7,1)=TxCrescF1_r(J7);
    J7=J7+1;
end;

% Corrige os inicios e fins dos saltos
corr=20;
clc;
disp('-----');
disp(' EXCLUI SALTOS ');
disp(' ');
disp(['Sujeito: ' label]);

```

**ANEXO III Função Matemática BALLEE desenvolvida em ambiente MATLAB para o tratamento dos dados de força reação do solo. (cont.)**

```

disp(['Tentativa: ' num2str(tent)]);
disp(' ');
disp(' 0 - NAO EXCLUI NENHUM SALTO;');
disp(' 1 - Exclui 1o salto;');
disp(' 2 - Exclui ultimo salto;');
disp(' 3 - Exclui 1o e ultimo saltos;');
disp('_____');
disp(' ');

while corr~=0
    disp('Qual opcao?');
    corr=input('>');
    disp(' ');disp(' ');
    if corr~=0
        if corr==1;
            FY1_R=FY1_R(2:length(FY1_R));
            FY2_R=FY2_R(2:length(FY2_R));
            TAPS=TAPS(2:length(TAPS));
            TXCRESCF1=TXCRESCF1(2:length(TXCRESCF1));
        elseif corr==2;
            FY1_R=FY1_R(1:length(FY1_R)-1);
            FY2_R=FY2_R(1:length(FY2_R)-1);
            TAPS=TAPS(1:length(TAPS)-1);
            TXCRESCF1=TXCRESCF1(1:length(TXCRESCF1)-1);
        else
            FY1_R=FY1_R(2:length(FY1_R)-1);
            FY2_R=FY2_R(2:length(FY2_R)-1);
            TAPS=TAPS(2:length(TAPS)-1);
            TXCRESCF1=TXCRESCF1(2:length(TXCRESCF1)-1);
        end;
    end;
end;

clc;

end;
%END DAS TENTATIVAS

%CALCULO DAS MEDIAS DAS VARIABEIS
Fy1_r_s=mean(FY1_R);
Fy2_r_s=mean(FY2_R);
Taps_r_s=mean(TAPS(:,1));
TxCrescf1_r_s=mean(TXCRESCF1(:,1));

%CALCULO DO DESVIO PADRAO DAS VARIABEIS
std_FY1_R=std(FY1_R);
std_FY2_R=std(FY2_R);
std_Taps=std(TAPS);
std_TxCrescf1=std(TXCRESCF1);

% SALVA TUDO
out=[Fy1_r_s std_FY1_R,...
     Fy2_r_s std_FY2_R,...
     TxCrescf1_r_s std_TxCrescf1(1,1),...
     Taps_r_s std_Taps(1,1)];
%out=[Fy1_r_s Fy2_r_s TxCrescf1_r_s Taps_r_s];

```

**ANEXO III** Função Matemática BALLEET desenvolvida em ambiente MATLAB para o tratamento dos dados de força reação do solo. (cont.)

```
% manipula o arquivo de saída
%-----
name=['\\bar\andy\matlab\frs\' condicao '.dt'];
%name=['C:\andy\mestrado\matlab\frs\' condicao '.dt'];
% name=['H:\matlab\' condicao '.dt'];

fid_1=fopen(name,'rt');
if fid_1==1;
    % checar se mb, mt, pb ou pt existem, se não existirem, cria o arquivo
    cond=zeros(6,8); %cria matriz c/ 6 linhas (6 suj) e 8 col (8 var)
    suj=str2num(sujeito);
    cond(suj,:)=out;
    save(name,'cond','-ascii')
else
    cond=load(name);
    suj=str2num(sujeito);
    cond(suj,:)=out;
    save(name,'cond','-ascii')
end;
clf;hold off;
return;
```

ANEXO IV Tabelas descritivas de área por região e por sujeito.

DEDOS (áreas)		Meia Ponta 2/4		Ponta 2/4		Meia Ponta 6/8		Ponta 6/8	
		Média ± dp (cm <sup>2</sup> )	CV (%)	Média ± dp (cm <sup>2</sup> )	CV (%)	Média ± dp (cm <sup>2</sup> )	CV (%)	Média ± dp (cm <sup>2</sup> )	CV (%)
S1	D	23,64 ± 2,29	9,68	20,93 ± 0,65	3,10	23,94 ± 1,76	7,35	19,56 ± 0,61	3,11
	E	19,81 ± 2,11	10,65	19,94 ± 0,42	2,10	16,87 ± 1,03	6,10	19,89 ± 0,50	2,51
S2	D	15,23 ± 0,39	2,56	12,41 ± 1,23	9,91	14,09 ± 0,79	5,60	10,81 ± 0,35	3,23
	E	14,76 ± 1,20	8,13	6,27 ± 0,38	6,06	12,28 ± 0,36	2,93	6,65 ± 1,03	15,48
S3	D	10,68 ± 1,84	17,22	9,29 ± 2,68	28,84	6,16 ± 1,10	17,85	7,74 ± 1,98	25,58
	E	4,02 ± 0,80	19,90	5,60 ± 0,27	4,82	3,82 ± 1,09	28,53	6,71 ± 1,29	19,22
S4	D	7,07 ± 1,01	14,28	4,93 ± 1,07	21,70	7,25 ± 1,59	21,93	8,46 ± 0,29	3,42
	E	6,83 ± 0,44	6,44	5,96 ± 0,18	3,02	7,48 ± 1,37	18,31	6,73 ± 1,10	16,34
S5	D	10,63 ± 1,09	10,25	8,90 ± 0,81	9,10	9,52 ± 0,77	8,08	10,65 ± 0,71	6,66
	E	9,96 ± 1,18	11,84	6,26 ± 0,12	1,91	8,82 ± 0,67	7,59	7,71 ± 0,85	11,02
S6	D	12,62 ± 0,42	3,32	11,69 ± 0,85	7,27	10,91 ± 0,98	8,98	12,87 ± 0,30	2,33
	E	11,45 ± 1,07	9,34	13,85 ± 1,01	7,29	9,67 ± 0,58	5,99	14,37 ± 0,45	3,13

ANTEPÉ (áreas)		Meia Ponta 2/4		Ponta 2/4		MEIA PONTA 6/8		Ponta 6/8	
		Média ± dp (cm <sup>2</sup> )	CV (%)						
S1	D	30,45 ± 1,93	6,33	29,52 ± 1,10	3,72	34,33 ± 2,08	6,05	33,34 ± 1,39	4,16
	E	33,70 ± 1,32	3,91	34,65 ± 0,17	0,49	31,01 ± 1,09	3,51	34,63 ± 0,10	0,28
S2	D	29,34 ± 0,94	3,20	28,12 ± 1,01	3,59	27,97 ± 0,86	3,07	26,39 ± 0,88	3,33
	E	29,26 ± 0,80	2,73	24,74 ± 0,30	1,21	28,31 ± 0,36	1,27	20,90 ± 1,87	8,94
S3	D	24,59 ± 3,37	13,70	20,41 ± 0,80	3,91	25,70 ± 1,26	4,90	20,59 ± 1,40	6,79
	E	20,33 ± 2,14	10,52	21,96 ± 3,26	14,84	16,77 ± 1,57	9,36	21,24 ± 1,19	5,60
S4	D	24,67 ± 2,09	8,47	18,03 ± 1,67	9,26	22,68 ± 0,85	3,74	24,77 ± 1,10	4,44
	E	21,65 ± 0,96	4,43	20,69 ± 1,69	8,16	21,47 ± 1,43	6,66	19,14 ± 0,89	4,64
S5	D	23,02 ± 1,52	6,60	25,88 ± 0,74	2,85	24,85 ± 1,96	7,88	23,22 ± 0,43	1,85
	E	21,80 ± 1,72	7,88	19,79 ± 1,33	6,72	21,83 ± 3,03	13,87	17,81 ± 2,14	12,01
S6	D	24,67 ± 3,24	13,13	24,69 ± 1,07	4,33	27,45 ± 2,20	8,01	23,63 ± 0,54	2,28
	E	27,02 ± 2,07	7,66	25,13 ± 0,41	1,63	30,73 ± 0,71	2,31	25,68 ± 0,18	0,70

ANEXO IV Tabelas descritivas de área por região e por sujeito. (cont.)

MEIO PÉ (áreas)		Meia Ponta 2/4		Ponta 2/4		Meia Ponta 6/8		Ponta 6/8	
		Média ± dp (cm <sup>2</sup> )	CV (%)						
S1	D	27,78 ± 5,15	18,53	33,52 ± 2,29	6,83	25,10 ± 3,99	15,89	27,66 ± 2,91	10,52
	E	13,44 ± 5,89	43,82	21,21 ± 4,48	21,12	16,93 ± 5,10	30,12	24,61 ± 3,71	15,07
S2	D	15,66 ± 5,39	34,41	16,07 ± 9,30	57,87	17,65 ± 2,61	14,78	25,98 ± 1,32	5,08
	E	18,34 ± 4,09	22,30	25,52 ± 7,77	30,44	14,60 ± 4,03	27,60	28,38 ± 2,61	9,19
S3	D	3,94 ± 2,12	53,80	24,51 ± 4,04	16,48	6,16 ± 3,75	60,87	21,08 ± 3,93	18,64
	E	18,27 ± 5,56	30,43	20,38 ± 3,48	17,09	18,94 ± 4,69	24,76	20,95 ± 3,33	15,89
S4	D	4,38 ± 2,74	62,55	14,65 ± 3,39	23,13	3,56 ± 2,38	66,85	17,78 ± 2,51	14,11
	E	9,03 ± 4,36	48,28	24,56 ± 3,23	13,15	5,88 ± 2,20	37,41	18,32 ± 2,25	12,28
S5	D	3,51 ± 1,77	50,42	13,08 ± 4,56	34,86	4,07 ± 0,94	23,09	14,06 ± 3,22	22,90
	E	4,30 ± 1,66	38,60	8,38 ± 3,15	37,58	2,42 ± 0,58	23,96	12,92 ± 4,69	36,30
S6	D	3,58 ± 1,80	50,27	7,04 ± 1,61	22,86	4,36 ± 1,71	39,22	7,92 ± 1,39	17,55
	E	3,97 ± 0,87	21,91	7,89 ± 1,44	18,25	2,22 ± 1,09	49,09	8,31 ± 2,64	31,76

CALCANHAR (áreas)		Meia Ponta 2/4		Ponta 2/4		Meia Ponta 6/8		Ponta 6/8	
		Média ± dp (cm <sup>2</sup> )	CV (%)						
S1	D	14,99 ± 6,86	45,76	23,30 ± 2,97	12,74	16,02 ± 3,70	23,09	18,32 ± 3,90	21,28
	E	6,39 ± 6,87	107,51	10,03 ± 7,62	75,97	7,94 ± 6,77	85,26	18,63 ± 6,50	34,88
S2	D	12,67 ± 8,61	67,95	2,52 ± 3,14	124,60	24,77 ± 2,37	9,56	18,73 ± 2,94	15,69
	E	12,41 ± 7,48	60,27	6,52 ± 5,34	81,90	23,20 ± 3,34	14,39	22,71 ± 1,90	8,36
S3	D	13,18 ± 6,49	49,24	11,02 ± 6,19	56,17	7,17 ± 3,07	42,81	15,56 ± 9,05	58,16
	E	5,47 ± 4,26	77,87	13,72 ± 7,80	56,85	3,02 ± 1,09	36,09	16,41 ± 6,93	42,23
S4	D	10,57 ± 3,98	37,65	7,30 ± 6,26	85,75	8,28 ± 4,25	51,32	18,06 ± 3,62	20,04
	E	15,27 ± 6,94	45,44	12,46 ± 5,05	40,52	16,90 ± 1,46	8,63	10,52 ± 2,71	25,76
S5	D	13,78 ± 6,96	50,50	7,69 ± 6,72	87,38	13,54 ± 6,84	50,51	11,84 ± 4,59	38,76
	E	18,04 ± 7,46	41,35	3,58 ± 3,56	9,44	20,46 ± 3,04	14,85	10,50 ± 5,43	51,71
S6	D	18,91 ± 7,51	39,71	10,96 ± 3,75	34,21	10,01 ± 8,74	87,31	11,99 ± 2,03	16,93
	E	20,80 ± 3,18	15,28	8,77 ± 5,23	59,63	17,85 ± 7,98	44,70	8,33 ± 5,98	71,78

**ANEXO V Tabelas descritivas de pressão por região e por sujeito.**

DEDOS (pressão)		Meia Ponta 2/4		Ponta 2/4		Meia Ponta 6/8		Ponta 6/8	
		Média ± dp	CV (%)	Média ± dp	CV (%)	Média ± dp	CV (%)	Média ± dp	CV (%)
S1	D	190,54 ± 35,63	18,69	232,74 ± 41,56	17,85	133,62 ± 37,25	27,87	184,15 ± 28,69	15,57
	E	165,30 ± 30,10	18,20	241,20 ± 27,60	11,44	136,67 ± 42,30	30,95	238,53 ± 34,98	14,66
S2	D	198,07 ± 27,84	14,05	149,81 ± 13,75	9,17	172,21 ± 33,60	19,51	129,50 ± 12,87	9,93
	E	269,31 ± 27,62	10,25	242,86 ± 44,33	18,25	322,81 ± 58,24	18,04	176,89 ± 34,02	19,23
S3	D	256,14 ± 73,56	28,71	463,09 ± 57,85	12,49	336,61 ± 79,90	23,73	356,25 ± 67,08	18,82
	E	210,60 ± 40,40	19,18	325,94 ± 34,69	10,64	275,40 ± 115,21	44,75	236,42 ± 67,08	28,37
S4	D	275,39 ± 55,27	20,06	726,00 ± 105,40	14,51	495,42 ± 255,33	51,53	239,75 ± 42,38	17,67
	E	260,04 ± 28,60	10,99	695,59 ± 188,28	27,06	168,31 ± 19,39	11,52	395,50 ± 43,83	11,08
S5	D	268,34 ± 78,43	29,22	425,21 ± 142,54	33,52	199,61 ± 36,33	18,20	536,51 ± 144,72	26,97
	E	300,78 ± 83,65	27,81	367,40 ± 94,58	25,74	140,77 ± 30,93	21,97	375,05 ± 62,10	16,55
S6	D	122,77 ± 25,27	20,58	383,22 ± 15,67	4,08	112,34 ± 14,05	12,50	405,47 ± 13,91	3,43
	E	149,29 ± 26,09	17,47	393,92 ± 13,32	3,38	147,02 ± 22,62	15,38	392,32 ± 17,58	4,54

ANTEPÉ (pressão)		Meia Ponta 2/4		Ponta 2/4		Meia Ponta 6/8		Ponta 6/8	
		Média ± dp	CV (%)	Média ± dp	CV (%)	Média ± dp	CV (%)	Média ± dp	CV (%)
S1	D	220,38 ± 49,06	22,26	220,38 ± 22,34	10,13	157,47 ± 14,92	9,47	213,35 ± 19,41	9,09
	E	289,06 ± 50,43	17,44	319,77 ± 24,17	7,55	293,25 ± 61,84	21,08	312,98 ± 42,05	13,43
S2	D	360,09 ± 40,66	11,29	327,90 ± 37,50	11,43	249,84 ± 29,28	11,71	247,79 ± 31,20	12,59
	E	426,30 ± 22,67	5,31	252,62 ± 37,99	15,03	387,07 ± 41,35	10,68	259,44 ± 45,07	17,37
S3	D	665,72 ± 125,25	18,81	388,44 ± 31,20	8,03	444,44 ± 95,97	21,59	213,03 ± 28,11	13,19
	E	466,38 ± 70,86	15,19	366,36 ± 50,47	13,77	364,85 ± 91,32	25,02	250,00 ± 28,92	11,56
S4	D	1100,28 ± 138,32	12,57	712,12 ± 163,29	22,93	540,44 ± 68,43	12,66	383,64 ± 28,50	7,42
	E	862,58 ± 138,95	16,10	475,32 ± 59,18	12,45	459,68 ± 93,16	20,26	304,28 ± 48,89	16,06
S5	D	417,54 ± 84,64	20,27	476,11 ± 83,81	17,60	354,05 ± 137,83	38,92	366,52 ± 83,60	22,80
	E	614,32 ± 68,87	11,21	446,54 ± 76,50	17,13	416,67 ± 59,61	14,30	331,27 ± 48,93	14,77
S6	D	565,63 ± 97,98	17,32	365,72 ± 13,33	3,64	447,44 ± 61,19	13,67	392,96 ± 25,40	6,46
	E	647,07 ± 52,25	8,07	357,50 ± 8,60	2,40	537,52 ± 78,98	14,69	359,38 ± 22,51	6,26

ANEXO V Tabelas descritivas de pressão por região e por sujeito. (cont.)

MEIO PÉ (pressão)		Meia Ponta 2/4		Ponta 2/4		Meia Ponta 6/8		PONTA 6/8	
		Média ± dp	CV (%)						
S1	D	119,27 ± 16,57	13,89	84,47 ± 8,50	10,06	96,46 ± 14,99	15,54	63,14 ± 8,32	13,17
	E	52,18 ± 17,57	33,67	91,46 ± 15,84	17,31	95,91 ± 16,76	17,47	96,09 ± 12,77	13,28
S2	D	64,14 ± 21,20	33,05	76,24 ± 16,24	21,30	86,73 ± 87,02	100,33	96,30 ± 21,49	22,31
	E	109,29 ± 22,44	20,53	227,04 ± 19,04	8,38	75,57 ± 9,12	12,06	155,81 ± 17,45	11,19
S3	D	95,12 ± 34,44	36,20	346,85 ± 63,62	18,34	124,28 ± 81,61	65,66	200,24 ± 56,49	28,21
	E	599,53 ± 75,10	12,52	169,83 ± 54,67	32,19	339,37 ± 62,67	18,46	88,39 ± 21,87	24,74
S4	D	314,55 ± 62,51	19,87	455,52 ± 47,81	10,49	155,29 ± 62,56	40,28	230,32 ± 31,25	13,56
	E	155,74 ± 70,98	45,57	547,50 ± 25,41	4,64	79,42 ± 29,54	37,19	317,15 ± 62,37	19,66
S5	D	61,04 ± 35,10	57,50	131,35 ± 46,46	35,37	55,48 ± 14,40	25,95	96,48 ± 10,23	10,60
	E	70,73 ± 20,59	29,11	160,37 ± 39,13	24,39	49,40 ± 6,54	13,23	158,66 ± 47,88	30,17
S6	D	29,07 ± 7,65	26,31	108,82 ± 16,19	14,87	67,62 ± 32,60	48,21	121,75 ± 10,14	8,32
	E	93,91 ± 14,82	15,78	149,41 ± 15,35	10,27	73,04 ± 24,81	33,96	128,56 ± 10,21	7,94

CALCANHAR (pressão)		Meia Ponta 2/4		Ponta 2/4		Meia Ponta 6/8		PONTA 6/8	
		Média ± dp	CV (%)						
S1	D	51,31 ± 21,05	41,02	72,32 ± 23,73	32,81	51,65 ± 19,47	37,69	47,12 ± 18,82	39,94
	E	32,15 ± 25,62	79,68	28,58 ± 16,55	57,90	40,47 ± 32,02	79,12	61,67 ± 36,51	59,20
S2	D	93,74 ± 61,36	65,45	18,80 ± 6,22	33,08	131,09 ± 42,10	32,11	62,90 ± 29,88	47,50
	E	105,18 ± 59,09	56,17	74,69 ± 49,09	65,72	133,44 ± 45,21	33,88	131,67 ± 25,16	19,10
S3	D	158,17 ± 70,64	44,66	107,29 ± 59,47	55,42	111,86 ± 39,95	35,71	113,81 ± 68,74	60,39
	E	87,00 ± 37,07	42,60	48,78 ± 25,73	52,74	66,91 ± 15,20	22,71	50,31 ± 21,71	43,15
S4	D	175,45 ± 71,73	40,88	95,56 ± 38,56	40,35	202,67 ± 106,01	52,30	289,50 ± 156,16	53,94
	E	147,52 ± 92,99	63,03	213,88 ± 119,88	56,05	232,26 ± 70,84	30,50	274,04 ± 107,63	39,27
S5	D	89,87 ± 41,62	46,31	136,19 ± 149,03	109,42	165,48 ± 100,07	60,47	200,08 ± 105,38	52,66
	E	208,12 ± 122,61	58,91	49,33 ± 21,82	44,23	139,92 ± 53,93	38,54	128,46 ± 87,59	68,18
S6	D	107,75 ± 61,62	57,18	83,51 ± 35,51	42,52	111,06 ± 61,93	55,76	94,34 ± 30,57	32,40
	E	152,25 ± 71,08	46,68	75,77 ± 43,66	57,62	115,16 ± 56,64	49,18	61,51 ± 41,11	66,83