MICHELE GHILARDI

**Análise biomecânica do arabesque realizado por *piqué* e por *relevé*
e os efeitos das sapatilhas de ponta e meia ponta.**

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

Programa de Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Profa. Dra. Andreja Paley Picon

São Paulo

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Ghilardi, Michele

Análise biomecânica do arabesque realizado por *piqué* e por *relevé* e os efeitos das sapatilhas de ponta e meia ponta / Michele Ghilardi. -- São Paulo, 2017.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Andreja Palley Picon.

Descritores: 1.*Ballet* 2.Fenômenos biomecânicos 3.Extremidade inferior
4.Cinética 5.Equilíbrio postural

USP/FM/DBD-269/17

Dedico este trabalho ao meu pai, meu maior incentivador.
À minha mãe e aos meus irmãos, pois sem vocês eu nada seria.

AGRADECIMENTOS

Aqui está, você a segura cuidadosamente, com um olhar contemplativo, em silêncio, o mundo se cala e o único som que escuta é do seu coração batendo firme e forte. E com os olhos brilhando, cheios de lágrimas e orgulho, reconhece a vitória.

Faltam-me palavras para agradecer a todas as pessoas que passaram pela minha vida e contribuíram de alguma forma para esta conquista. Todas foram colocadas por Deus em meu caminho, e Ele foi muito generoso comigo. Ouviu meus sonhos, atendeu meus pedidos, me concedeu sabedoria, me ensinou a ser paciente e perseverante. Colocou pedras no meu caminho que só me fortaleceram e desviou as que foram lançadas, para que eu não me perdesse.

À minha família dedico todo amor que foi colocado neste trabalho, pois o amor sempre veio de vocês. Continuaram me amando e me incentivando na minha ausência, nos meus devaneios científicos, nas crises matemáticas, nas vitórias e nas derrotas.

Agradeço as surpresas da vida, que me trouxeram em meio a sapatilhas e collants minha orientadora, Andreja Picon. And, uma linda bailarina, pesquisadora, estudiosa e muito dedicada que sonhava, como eu, fazer da arte da dança uma ciência. Me aceitou, me mostrou os caminhos, me abriu portas, se tornou minha orientadora, amiga e com muitas fórmulas, números e gráficos só fez meu amor pela dança e a arte crescerem. Exigente, me fez buscar a solução dos problemas, me mostrando como uma pesquisadora de deve ser.

Agradeço ainda à prof. Dra. Isabel Sacco, por abrir as portas de seu laboratório, partilhar seus conhecimentos e me proporcionar o convívio com tantos alunos brilhantes que ela conduz. Sim, vocês são brilhantes, Aline, Cristina, Ulisses, Jane, Amanda, Thiago, Yuri, Francis, Licia, Renan, Anice colegas acadêmicos que só acrescentaram luz aos meus pensamentos, partilhando idéias, discussões e conhecimentos.

De forma igualmente especial, ao Kenji e Alessandra, que colaboraram diretamente com a elaboração das tão assustadoras rotinas matemáticas e o manuseio dos equipamentos e programas, que foram imprescindíveis para a realização deste trabalho.

À Flora e Aninha, minha eterna gratidão pela constante ajuda, por terem abraçado não só os ideais, mas todas as etapas da realização deste estudo. As muitas coletas, o reconhecimento dos dados, as surpreendentes rotinas matemáticas, inúmeros textos para os congressos, os prazos.... Tantas foram as nossas tarefas, e de forma imensurável, vocês me estenderam a mão e realizaram todas elas com tanta alegria.

Às lindas e pacientes bailarinas, meu imenso reconhecimento, que por amor a esta arte participaram desta pesquisa. Espero que de fato não tenham sido apenas objeto de estudo, mas que os resultados que tanto lutei para concretizar, possam verdadeiramente ajudá-las de alguma forma.

Às professoras Dra. Holly Cravell, Dra. Raquel Aparecida Casarotto e Dra. Silvia Maria Amado João que compuseram a minha banca de qualificação, agradeço grandemente pelos ricos comentários, sugestões, exemplos e críticas fundamentais para solidificação deste trabalho.

Por fim, mas não menos importante, à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES pela bolsa de mestrado concedida, a qual me foi de grandiosa valia.

*“Façamos da interrupção um caminho novo.
Da queda um passo de dança,
do medo uma escada,
do sonho uma ponte, da procura um encontro!”*

Fernando Sabino

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

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

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

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertação, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3ª ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *Listo f Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	x
LISTA DE TABELAS	xiii
RESUMO	xiv
ABSTRACT	xv
1 INTRODUÇÃO	1
2 CONTEXTUALIZAÇÃO DA TÉCNICA BALLET CLÁSSICO	2
2.1 O Arabesque	6
3 OBJETIVOS	11
3.1 Objetivos Gerais	11
3.2 Objetivos Específicos	11
4 HIPÓTESES	12
5 METODOLOGIA	13
5.1 Desenho Experimental	13
5.2 Casuística	13
5.3 Protocolo de Avaliação.....	14
5.4 Avaliação Inicial e Preparação da Voluntária	14
5.5 Randomização	15
5.6 Avaliação do Arabesque: Cinemática de Membros Inferiores e Força Reação Do Solo	15
5.7 Análise Matemática dos Dados	19
5.8 Análise Estatística dos Dados	24
6. RESULTADOS	26
6.1 Variáveis Cinéticas	26
6.1.1 Força Reação do Solo (FRS)	26
6.1.1.1 Efeito da Sapatilha na FRS	26
6.1.1.2 Efeito do Movimento na FRS	26
6.1.2 Centro de Pressão (COP)	27
6.1.2.1 Efeito da Sapatilha no COP	28
6.1.2.2 Efeito do Movimento no COP	28
6.1.3 Momento de Força Resultante para as Articulações de Joelho e Tornozelo	30

6.2 Variáveis Cinemáticas	33
6.2.1 Arabesque <i>Piqué</i>.....	33
6.2.2 Arabesque <i>Relevé</i>	38
7. DISCUSSÃO	42
7.1 FRS e COP	42
7.2 Momento de Tornozelo e Joelho	44
7.3 Cinemática	45
8. CONCLUSÃO	47
ANEXO 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	48
ANEXO 2 – APROVAÇÃO DA COMISSÃO DE ÉTICA PARA ANÁLISE DE PROJETOS DE PESQUISA	50
ANEXO 3 - QUESTIONÁRIO PARA BAILARINAS	51
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52
APÊNDICES	

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Apoio dos pés da bailarina no solo: (A) Pied a terra, (B) Pied à quart, (C) Pied sur la demi pointe, (D) Pied a trois quarts e (E) Pied sur la pointe	3
Figura 2 – (A) sapatilhas de meia-ponta e (B) sapatilhas de ponta	4
Figura 3 – (A) Posição em ponta e (B) posição em meia-ponta	5
Figura 4 – 1º arabesque	7
Figura 5 – Arabesque relevé, com sapatilha de meia ponta: (A) projeção do membro inferior (B) apoio total do pé com flexão de joelho e (C) arabesque em meia-ponta	8
Figura 6 – Arabesque piqué, com sapatilha de meia ponta: (A) projeção do membro inferior, (B) apoio direto da ponta do pé com extensão total do joelho e (C) arabesque em meia-ponta	9
Figura 7- Bailarina com os marcadores refletivos para avaliação cinemática	16
Figura 8 – Sistema para captura de imagens do movimento humano (OptiTrack): (A) câmera infravermelho FLEX V100, (B) esquadro para calibração do solo, (C) instrumento (Wand) para calibração do espaço de coleta	16
Figura 9 – (A) Plataforma de força AMTI or-6-1000, (B) disposição da plataforma no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana	17
Figura 10 - Representação gráfica das variáveis de força de reação do solo vertical nas curvas típicas de cada movimento, onde: (P1) 1º pico de força de reação do solo vertical; (P2) 2º pico de força de reação do solo vertical; (PP) pico preparatório do arabesque por releve; (Tx1) taxa de carga do 1º pico de força de reação do solo	

vertical e (TxP) taxa de carga do pico preparatório de força de reação do solo
vertical20

Figura 11 – Esquema demonstrativo da direção dos movimentos angulares dos membros inferiores: (A) Plano Sagital, (B) Plano Frontal e (C) Plano Transverso24

Figura 12 – Curvas médias dos momentos de força resultante para a articulação do joelho no plano sagital na série temporal media do arabesque: (A) arabesque piqué em meia-ponta, (B) arabesque piqué em ponta, (C) arabesque relevé em meia-ponta e (D) arabesque relevé em ponta31

Figura 13 – Curvas médias dos momentos de força resultante para a articulação do tornozelo no plano sagital na serie temporal do arabesque: (A) arabesque piqué em meia-ponta, (B) arabesque piqué em ponta, (C) arabesque relevé em meia-ponta e (D) arabesque relevé em ponta32

Figura 14 – Curvas médias das variáveis de variação angular sagital, frontal e transversos (graus) do joelho na série temporal do arabesque piqué: (A) arabesque piqué em meia-ponta (plano sagital), (B) arabesque piqué em ponta (plano sagital), (C) arabesque piqué em meia-ponta (plano frontal), (D) arabesque piqué em ponta (plano frontal), (E) arabesque piqué em meia-ponta (plano transversos), (F) arabesque piqué em ponta (plano transversos)36

Figura 15 – Curvas médias das variáveis de variação angular sagital, frontal e transversos (graus) do tornozelo na série temporal do arabesque piqué: (A) arabesque piqué em meia-ponta (plano sagital), (B) arabesque piqué em ponta (plano sagital), (C) arabesque piqué em meia-ponta (plano frontal), (D) arabesque piqué em ponta (plano frontal), (E) arabesque piqué em meia-ponta (plano transversos), (F) arabesque piqué em ponta (plano transversos)37

Figura 16 – Curvas médias das variáveis de variação angular sagital, frontal e transversos (graus) do joelho na série temporal do arabesque relevé: (A) arabesque relevé em meia-ponta (plano sagital), (B) arabesque relevé em ponta (plano sagital), (C) arabesque relevé em meia-ponta (plano frontal), (B) arabesque relevé em ponta

(plano frontal), (E) arabesqu relevé em meia-ponta (plano transversal), (F) arabesque relevé em ponta (plano transversal)40

Figura 17 – Curvas médias das variáveis de variação angular sagital, frontal e transversal (graus) do tornozelo na série temporal do arabesque relevé: (A) arabesque relevé em meia-ponta (plano sagital), (B) arabesque relevé em ponta (plano sagital), (C) arabesque relevé em meia-ponta (plano frontal), (D) arabesque relevé em ponta (plano frontal), (E) arabesque relevé em meia-ponta (plano transversal), (F) arabesque relevé em ponta (plano transversal).....41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Médias, desvios-padrão das variáveis de força de reação do solo vertical normalizados pelo peso corporal (PC) e valores de p da comparação entre os arabesques <i>piqué</i> (PQ) e <i>relevé</i> (RL), com sapatilhas de meia-ponta (MP) e ponta (PT)	27
Tabela 2 – Médias, desvios-padrão das variáveis do COP e valores de p da comparação entre os arabesques <i>piqué</i> (PQ) e <i>relevé</i> (RL), com as sapatilhas de meia-ponta (MP) e ponta (PT)	29
Tabela 3 – Médias e desvio-padrão dos máximos dos momentos força resultantes no plano sagital (% peso corporal X estatura)	30
Tabela 4 – Médias e desvio-padrão das variáveis cinemáticas (graus) nos planos sagital, frontal e transversal do joelho e tornozelo do arabesque <i>piqué</i> nas condições sapatilha de meia-ponta e sapatilha de ponta	34
Tabela 5 – Médias e desvio-padrão das variáveis cinemáticas (graus) nos planos sagital, frontal e transversal para articulações do joelho e tornozelo do arabesque <i>relevé</i> nas condições sapatilha de meia-ponta e sapatilha de ponta	38

RESUMO

Ghilardi M. *Análise biomecânica do arabesque realizado por piqué e por relevé e os efeitos das sapatilhas de ponta e meia ponta* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2017.

O primeiro arabesque é uma pose elementar do ballet clássico e para realiza-la, a bailarina precisa dominar quesitos técnicos que incluem: a manutenção do *turnout*, o posicionamento do pé de apoio (em meia-ponta ou em ponta), a utilização de sapatilhas específicas e as estratégias de iniciação do movimento (arabesque *relevé* ou arabesque *piqué*). Assim, o propósito deste estudo foi descrever, avaliar e comparar os padrões cinéticos e cinemáticos do membro inferior da bailarina durante a execução do primeiro arabesque realizado com os quesitos técnicos acima descritos a fim de entender as diferenças e similaridades entre os quesitos avaliados. A amostra foi composta por 26 bailarinas com $13,5 \pm 5.02$ anos de ballet clássico, as quais realizaram o arabesque *piqué* e *relevé*, com sapatilhas de ponta e meia-ponta de forma aleatorizada, acompanhados por uma cadência musical adequada. Foram adquiridos: a componente vertical da força reação do solo (FRS) e do centro de pressão (COP), a variação angular das articulações do joelho e tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal, além dos momentos articulares sagitais de joelho e tornozelo calculados por dinâmica inversa. As comparações inter-condições foram realizadas por ANOVAs dois fatores [estratégia de iniciação (2) x sapatilha(2)]. A avaliação da componente vertical da FRS mostrou efeito de interação entre sapatilhas e estratégias de iniciação, além de efeitos isolados no aumento da FRS vertical para o arabesque *relevé*. A avaliação do comportamento do COP mostrou efeito de interação entre todas as variáveis, novamente apontando maiores oscilações em relação ao arabesque *relevé*. As diferentes sapatilhas não modificaram o comportamento angular e nem o momento articular resultante de joelho e tornozelo, revelando que a estratégia de iniciação é fator determinante no resultado biomecânico final do arabesque.

Descritores: ballet; biomecânica; membro inferior; cinética; cinemática; equilíbrio

ABSTRACT

Ghilardi M. Biomechanical analysis of the arabesque performed by piqué and by relevé and the effects of the pointe and slipper shoes. [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2017.

The first arabesque is an elementary pose of classical ballet. To perform it, the dancer needs to lead with technical questions that include: the maintenance of the turnout, the positioning of the support foot (pointe or half-pointe), the initiation movement strategies (piqué or relevé arabesque). Thus, the purpose of this study was to describe, evaluate and compare the kinetic and kinematic patterns of the lower limb of the dancer during the execution of the first arabesque performed with the technical questions described above in order to understand the differences and similarities between the evaluated items. The sample consisted of 26 dancers with 13.5 ± 5.02 years of classical ballet, who performed the piqué and relevé arabesque, with slippers or pointe shoes, in randomized trials, accompanied by a suitable musical cadence. Were evaluated: the vertical component of the ground reaction force (FRS), the center of pressure distribution (COP), the angular variation of the knee and ankle joints in the sagittal, frontal and transverse planes, and the sagittal knee and ankle joint loads (inverse dynamics). The inter-condition comparisons were performed by ANOVAs two factors [initiation strategy (2) x ballet shoes (2)]. The evaluation of the vertical component of FRS showed an interaction effect between shoes and initiation strategies, as well as isolated effects in the increase of vertical FRS for arabesque relevé. The evaluation of the behavior of the COP showed an interaction effect among all variables, again pointing to greater oscillations in relation to the arabesque relevé. The different ballet shoes (pointe shoe or slipper) did not modify the angular behavior nor the knee and ankle joint loads, revealing that the initiation strategy is a determining factor in the final arabesque biomechanical result.

Descriptors: ballet; biomechanics; lower extremity; kinetics; kinematics; balance

1 INTRODUÇÃO

A dança sempre esteve presente no desenvolvimento das civilizações, sendo usada para diversos propósitos. A dança da corte assinalou uma nova etapa, dando origem aos passos marcados e ao surgimento dos profissionais e mestres. A sua evolução continuou com a criação de um sistema de dança que estabeleceu passos e posições básicas, com nomenclatura específica, que de acordo com os ideais de Luís XIV, valorizava mais a estética do corpo e do movimento do que a emoção que o gerou. Nascia, então, o Ballet Clássico, trazendo consigo as posições básicas dos pés, o *turnout*, as sapatilhas de ponta e os grandes ballet de repertório (Portinari, 1989).

Desde a criação da técnica do Ballet Clássico até os dias de hoje muito pouco mudou, os corpos das bailarinas são exigidos de forma cada vez mais exaustiva, são trabalhados em posições de extremo alongamento, realizando movimentos em amplitudes e ângulos máximos e desempenhando uma grande série de movimentos repetitivos, com exigência atlética, em uma demanda e treinamento muitas vezes além do limite físico (Cohen, 2007). Associado a toda essa dinâmica de treinamento ainda é possível se deparar com a falta de conhecimento anatômico, fisiológico e biomecânico dos profissionais e mestres do ballet clássico em relação ao corpo e a realização dos exercícios. Muitos ainda se utilizam de conhecimento empírico, tradições, mitos, “achismos” para ensinar suas alunas, potencializando assim o risco de lesões (Ryman, 1997).

A bailarina é uma artista que usa o próprio corpo para elaborar o produto da criação, sendo capaz de exprimir emoção sem o auxílio de palavras, com atenção ao compromisso estético ao mesmo tempo em que executa os movimentos com vigor e precisão (Cohen, 2007).

Diante disso, é de grande utilidade a investigação dos movimentos e da influência dos tipos de sapatilhas utilizadas, com a pretensão de entender esse método tradicional de ensino e treinamento, determinando quais técnicas de movimentos são mais apropriadas para a aquisição de competências técnicas e motoras específicas para o ballet clássico, levando em consideração as características de suas praticantes e possibilitando uma aprendizagem efetiva.

2 CONTEXTUALIZAÇÃO DA TÉCNICA BALLET CLÁSSICO

O *turnout* (rotação lateral dos membros inferiores) foi criado na corte europeia, onde virar os pés para fora era considerado elegante. Desde então a técnica evoluiu e a capacidade de rotar o membro inferior lateralmente é considerada um dos principais elementos da técnica do ballet clássico (Kushner et al., 1990; Gilbert et al., 1998; Hamilton, 2006; Russell, 2013; Vaganova, 1945). Cinesiologicamente, esse princípio básico acontece principalmente pela rotação lateral das articulações coxofemorais, levando os joelhos e os artelhos a apontarem para fora do corpo e os calcanhares a se encontrarem na linha medial corporal. Na sua criação essa rotação lateral era de aproximadamente 45° em cada membro inferior (Hammond e Hammond, 1979) diferente da rotação de 90° em cada membro inferior, que formam um ângulo máximo de 180° entre as extremidades do bordo interno de cada pé quando o bailarino está em posição ortostática e apoio bipodal (Vaganova, 1945), que vigora desde o século XIX (Hammond e Hammond, 1989).

Utilizado em todos os movimentos do ballet clássico, o *turnout* deve ser mantido pela bailarina, sem tensão excessiva durante a realização de todas as posições técnicas (Wohlfahrt e Bullock, 1982) em qualquer fase de apoio em que ela esteja, seja com os dois pés apoiados no solo – posição *a terre*; em apoios uni podais onde um pé está *a terre*, sendo esse o membro inferior de apoio ou de base, e o outro pé está fora do solo – posição *en L'air*, sendo este o membro inferior de trabalho; ou ainda durante um salto onde os dois membros inferiores estão *en L'air* (Rayman, 1997).

Segundo a literatura o *turnout* não é meramente um capricho estético (Quirk, 1984; Backhouse, 1980; Reid, 1988; Kushner et al., 1990; Toledo et al., 2004), trata-se do fator que proporcionará maior amplitude de movimento na articulação coxofemoral da bailarina (Pozo Municio, 1993).

Em relação ao apoio dos pés da bailarina no solo é preciso esclarecer que existem várias formas de apoio utilizadas no ballet clássico. Durante seu aprendizado, seus treinamentos e suas apresentações, a bailarina se utiliza dessas variações de apoio para

ganho de técnica, equilíbrio, melhora no desempenho, ou simplesmente para poder passar de uma pose para outra com graciosidade e leveza. O apoio dos pés da bailarina pode ser em *pied a terre* (Figura 1A) quando ela esta com o pé totalmente apoiado no solo, com o peso corporal distribuído por toda a sua extensão; *pied à quart* (Figura 1B), ou em meia-ponta baixa quando o calcanhar está ligeiramente elevado do solo; *pied sur la demi pointe* (Figura 1C), ou meia-ponta, onde o calcanhar esta elevado do solo com cerca de 45° de plantiflexão das articulações metatarso-falangeanas; *pied a trois quarts* (Figura 1D), a meia ponta-alta ou $\frac{3}{4}$ de ponta, posição que as bailarinas utilizam e mantêm por muito tempo e é alcançada com 90° de dorsiflexão das articulações metatarso-falangeanas, plantiflexão do tornozelo, com o centro de gravidade passando pela região anterior da cabeça dos metatarsos permitindo que esta estrutura adquira estabilidade, com a parte posterior da tíbia bloqueando o calcâneo (Toledo et al, 2004); e finalmente em *pied sur la pointe* (Figura 1E), em pontas onde a bailarina fica sustentada pela extremidade dos artelhos (Achcar, 1998).

Figura 1 - Apoio dos pés da bailarina no solo: (A) *Pied a terre*, (B) *Pied à quart*, (C) *Pied sur la demi pointe*, (D) *Pied a trois quarts* e (E) *Pied sur la pointe* (Achcar, 1998).

Para a realização de todos esses apoios exigidos pela técnica do ballet clássico a bailarina utiliza calçados específicos, denominados sapatilhas, que podem ser de meia-ponta (Figura 2A) ou de ponta (Figura 2B). Esses calçados são confeccionados em couro, lona, cetim, papéis especiais, palmilhas flexíveis e cola (Picon e Spinardi, 2007).

Figura 2 – (A) sapatilhas de meia-ponta e (B) sapatilhas de ponta.

Na meia-ponta o calcâneo é elevado pela ação do tríceps sural e pelos músculos flexores dos dedos. Os músculos posteriores da perna, fibulares longo e curto, extensor longo do hálux, flexores dos dedos e quadrado plantar estabilizam o tornozelo em flexão plantar, enquanto, os músculos extensores dos dedos mantêm os dedos fixados ao solo, em dorsiflexão (Laane, 1983).

Apesar de haverem poucos estudos que comparem a ativação muscular com as diferentes sapatilhas utilizadas podemos citar os achados de Kadel et al. (2004) que observaram as diferentes respostas musculares para diferentes posições de apoio dos pés, meia-ponta e ponta, através da eletromiografia e cinemática. Nesse estudo foi possível observar que a plantiflexão foi maior durante o apoio sobre sapatilhas de ponta (Figura 3A) com maior ativação dos músculos sóleo quando comparada com a posição de meia-ponta (Figura 3B).

Figura 3 – (A) Posição em ponta e (B) posição em meia-ponta.

Dentro da técnica do Ballet Clássico existem algumas formas de se elevar sobre as pontas dos pés, dentre as quais destacamos duas maneiras reconhecidas: (1) o *relevé* que se inicia a partir de um *demi-pilé*, onde os joelhos estão flexionados alcançando o apoio sobre extremidade dos artelhos juntamente com a extensão completa dos joelhos; e (2) o *piqué*: movimento caracterizado por apoiar diretamente a extremidade dos pés no solo, com o restante do membro inferior completamente estendido. Todos esses movimentos são realizados com sapatilhas de meia-ponta chegando à posição máxima de *pied a trois quarts* – em meia-ponta, ou com o uso de sapatilhas de ponta, onde a bailarina alcança a posição de *pied sur la pointe* – em ponta.

Toda essa técnica metrificada particular do ballet clássico, que envolve o posicionamento e apoio dos membros inferiores e pés, o uso de sapatilhas específicas e a forma de se elevar sobre essas sapatilhas compõem a exigência básica para a realização de passos e poses mais elaboradas que são realizados por suas praticantes durante suas performance artísticas e seus treinamentos.

Inúmeras são as combinações de movimentos encontradas nos tratados de ballet clássico, cada combinação recebe um nome próprio e deve ser ensinada e realizada pela bailarina durante sua formação e suas apresentações artísticas.

Na literatura pertinente, alguns movimentos específicos já foram estudados sob a ótica da biomecânica, como por exemplo, o estudo sobre o *passé* conduzido por Bronner e Brownstein (1998), que teve como propósito fornecer dados normativos para este movimento multi-articular que requer estabilidade e equilíbrio. Outros estudos avaliaram as tendências e as alterações das respostas neuromusculares e os padrões dinâmicos de oscilações posturais em bailarinas (Schmit et al., 2005; Simmons, 2005; Prati e Prati, 2006; Meereis et al., 2011; Lin et al., 2011), avaliaram as grandezas dinâmicas do *sauté* (Picon et al., 2002), as atividades eletromiográficas durante a realização de *pliés*, *relevés* e *passés* (Bartolomeo et al., 2007), a atividade eletromiográfica e cinemática do *developpé* (Wilmerding et al., 2001; Bronner, 2012) e a cinemática do *grand rond de jambé en l'air* e do *grand battement* (Wilson et al., 2004, Bronner e Ojofeitimi, 2011).

2.1 O Arabesque

Para o presente estudo, o movimento denominado arabesque foi selecionado, dentre muitos movimentos, por ser uma pose que requer grande controle motor, equilíbrio e proficiência na técnica do ballet clássico, podendo ser realizado com sapatilhas de meia-ponta e de ponta.

O arabesque é uma pose elementar da técnica clássica na qual a bailarina se equilibra no membro inferior de apoio enquanto o outro membro inferior, o de trabalho, está *en L'air Derrière* (Ryman, 1997), ou seja, estendido para trás do corpo, realizando uma extensão da articulação do quadril com o pé fora do solo (Achcar, 1998). O dicionário Oxford (1990) ainda complementa essa descrição evidenciando que o joelho do membro inferior de trabalho deve permanecer estendido, o corpo verticalmente ereto e os membros superiores posicionados de forma que a linha criada pelo arabesque se prolongue harmoniosamente.

Nos diferentes métodos de ensino do ballet clássico existem diversos tipos de arabesques que diferem entre si pela combinação do posicionamento dos membros inferiores e dos membros superiores. Porém, em todas as metodologias, o arabesque que o

membro inferior de apoio e o membro superior ipsilateral se mantêm estendido à frente do corpo é denominado 1º arabesque (Achcar, 1998) (Figura 4).

Figura 4 – 1º arabesque.

Uma potencial variação de execução do arabesque é o posicionamento do pé de apoio, que depende diretamente da sapatilha utilizada pela bailarina. Com ambas as sapatilhas, o arabesque pode ser realizado com apoio total do pé no solo, ou em meia-ponta, e realizado apenas em ponta quando a bailarina se utiliza de sapatilhas de ponta.

Outra possibilidade de variação de execução, que independe da sapatilha utilizada, são as estratégias típicas da técnica para atingir a pose do arabesque: por *relevé* (doravante arabesque *relevé*), onde, na fase inicial há projeção do membro que irá realizar o apoio (Figura 5A), seguido do apoio total do pé no solo com o joelho fletido (Figura 5B), finalizando com a extensão completa do membro inferior e apoio sobre a ponta ou meia-ponta (Figura 5C), ou por *piqué* (doravante arabesque *piqué*), em que a bailarina após a fase de projeção do membro inferior de apoio (Figura 6A), apoia diretamente a extremidade do pé no solo

com o restante do membro inferior completamente estendido (Figura 6B), alcançando a pose em arabesque (Figura 6C).

Figura 5 – Arabesque *relevé*, com sapatilha de meia ponta: (A) projeção do membro inferior (B) apoio total do pé com flexão de joelho e (C) arabesque em meia-ponta.

Figura 6 – Arabesque *piqué*, com sapatilha de meia ponta: (A) projeção do membro inferior, (B) apoio direto da ponta do pé com extensão total do joelho e (C) arabesque em meia-ponta.

Para que a bailarina realize o arabesque nas diversas condições técnicas aqui discutidas, é preciso desenvolver padrões de movimento diferentes. Estes padrões podem ser analisados através da força reação do solo (FRS), que, segundo Amadio et al. (1997), é muito utilizada como componente descritivo primário para indicar sobrecarga no aparelho locomotor durante a fase de apoio, já que reflete o somatório dos produtos da aceleração e massa de todos os segmentos corporais.

Comportamentos motores pressupõem controle postural, um processo neural e complexo envolvido na organização da estabilidade e orientação do corpo no espaço (Winter, 1991). O controle postural pode ser definido como a habilidade para manter o equilíbrio em relação à ação da força gravitacional através da manutenção ou retorno do centro de massa, que juntamente com a configuração geométrica dos segmentos corporais, é rigorosamente controlada relativamente à superfície de apoio e direção da força gravitacional (Nashner e Collum, 1985). O Centro de Pressão (COP), que é considerado como o ponto de aplicação da resultante das forças verticais que atuam na superfície de apoio, representa através do seu comportamento o resultado coletivo do sistema de controle postural (Winter, 1991). No ballet clássico a capacidade de controlar e manter o equilíbrio em apoio unipodal, seja com sapatilhas de ponta ou meia-ponta, é constantemente realizada e o nível apropriado de controle postural se torna fundamental para a realização das tarefas da técnica clássica.

Bailarinas são conhecidas por ter um elevado nível de estabilidade postural, se mantendo por segundos em impressionantes posições de equilíbrio em suas coreografias. Estudos na área tem tentado revelar a superioridade adquirida pelas bailarinas na habilidade de se manterem equilibradas em diferentes tarefas posturais. Estudos a cerca desta superioridade foram feitos comparando bailarinas e não bailarinas (Golomer, 2007), a influência da presença de lesões na articulação do tornozelo (Lin, 2011), a influência da visão (Kiefer et al., 2011; Bruyneel et al., 2010) e a influência do posicionamento do membro inferior de trabalho, do tipo de apoio do pé no solo e da sapatilha utilizada pela bailarina (Lobo da Costa et al., 2013).

Porém, como já citado, a descrição da execução de poses específicas que requerem movimentos complexos com alto grau de dificuldade, como as articulações se comportam e como se dá a estratégia de manutenção do equilíbrio não se encontram satisfatoriamente descritas na literatura.

Na ampla revisão bibliográfica publicada por Krasnow et al. (2011), pode-se observar que os estudos realizados com a população de praticante de ballet clássico na sua grande maioria trazem dados específicos sobre a atividade muscular nos membros inferiores descartando o controle postural, deixando assim uma lacuna na literatura de como esses

dois aspectos biomecânicos, equilíbrio em uma base de apoio tão reduzida e função muscular, não apenas dos membros inferiores, mas do corpo todo, estariam interligados para a realização de poses específicas e obrigatórias no repertório de uma bailarina de elite.

Outra parcela dos estudos se ateve especialmente as principais lesões provavelmente associadas à prática do ballet clássico (Hamilton, 1996; Ménétrey e Fritschy, 1999; Guimarães e Simas, 2001; Monteiro e Grego, 2003, Silvestre, 2003, O'Loughlin, 2008) e aos tipos de pés de praticantes desta modalidade que utilizam sapatilhas de pontas (Picon e Spinardi, 2007; Militão, 2011).

No entanto, nos dias modernos, onde as bailarinas clássicas são cada vez mais exigidas, os estudos biomecânicos devem ser empregados para entender o máximo possível das correlações entre as propriedades mecânicas das sapatilhas, as variações angulares das articulações, e até mesmo as estratégias particulares de equilíbrio para que se possa entender como a bailarina recebe, interage e atenua essas forças geradas durante movimentos específicos da técnica do ballet clássico, de uma forma global, a fim de nortear a criação de estratégias de treinamento que considerem as diferentes cargas envolvidas e as particularidades de cada movimento.

Assim, o estudo ora proposto pretendeu entender os diferentes aspectos biomecânicos da execução do 1º arabesque, utilizando a investigação cinemática para observar a variação angular, a análise cinética para descrever as cargas impostas (observado pela força reação do solo) e as estratégias de equilíbrio através do comportamento do centro de pressão (COP), e, ainda, analisando os momentos articulares resultantes pela dinâmica inversa, com vistas à promover um melhor entendimento do gesto e suas variações.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivos Gerais

O objetivo do presente estudo foi descrever, avaliar e comparar a influência das diferentes sapatilhas (meia-ponta e ponta) e da técnica de iniciação (*piqué* e *relevé*) sobre os padrões cinéticos e cinemáticos na realização da pose em arabesque executado por bailarinas clássicas.

3.2 Objetivos Específicos

Como objetivos específicos, buscamos:

- a) Avaliar e comparar a força reação do solo vertical durante a realização do arabesque *piqué* e do arabesque *relevé* realizado com sapatilhas de meia-ponta e ponta;
- b) Avaliar e comparar a variação do Centro de Pressão (COP) durante a realização do arabesque *piqué* e do arabesque *relevé* com sapatilhas de meia-ponta e ponta;
- c) Avaliar e comparar a cinemática das articulações de joelho e tornozelo do membro inferior de apoio de bailarinas durante a realização do arabesque *piqué* e do arabesque *relevé* com sapatilha de meia-ponta e de ponta;
- d) Mensurar as diferentes amplitudes de movimento das articulações de joelho e tornozelo durante o movimento de arabesque, nas diferentes condições acima descritas;
- e) Avaliar e comparar os momentos de força resultantes das articulações de joelho e tornozelo no plano sagital entre o arabesque *relevé* e do arabesque *piqué*, ambos realizados com sapatilhas de meia-ponta e ponta.

4 HIPÓTESES

Espera-se observar que o efeito das diferentes estratégias (*piqué* e *relevé*) de iniciar o arabesque se reflita nas variáveis cinemáticas e cinéticas investigadas e que a utilização de diferentes sapatilhas (meia-ponta e ponta) também interfira nas respostas cinemáticas e cinéticas.

As hipóteses, uma vez analisados qualitativamente os movimentos, foram de que existiriam diferenças na distribuição de forças e do centro de pressão, já que os movimentos geram diferentes amplitudes de movimento para serem executados, seja pela mudança do calçado (alterações visíveis no posicionamento da articulação do tornozelo), seja pela mudança da estratégia inicial da tarefa (alterações visíveis no posicionamento da articulação do joelho).

5 METODOLOGIA

5.1 Desenho Experimental

Trata-se de um estudo experimental transversal (um grupo) onde o fator movimento específico (variável independente) foi apresentado em quatro níveis: (i) primeiro arabesque iniciado por *piqué* com sapatilha de ponta, (ii) primeiro arabesque iniciado por *piqué* com sapatilha de meia-ponta, (iii) primeiro arabesque iniciado por *relevé* com sapatilha de ponta, (iv) primeiro arabesque iniciado por *relevé* com sapatilha de meia-ponta. Todos foram relacionados com o grupo de variáveis dependentes provindas da análise cinemática (ângulos de joelho e tornozelo), e cinética (força reação do solo vertical; centro de oscilação de pressão e momentos articulares resultantes para a articulação do joelho).

As hipóteses a serem testadas para os grupos estudados foram:

$$H_0: x_1 = x_2 = x_3 = x_4 = 0$$

$$H_A: \text{no mínimo um } x_i \neq 0,$$

onde x_i , $i = 1, 2, 3, 4$ representando as diferenças de realização do movimento específico.

5.2 Casuística

Foi realizado um cálculo amostral no software G-Power 3.0 (design F Repeated Measures, within factors), com tamanho de efeito moderado ($f=0,25$), alfa 5% e poder mínimo de 80%, totalizando um n amostral de 26 sujeitos.

Assim, fizeram parte deste estudo 26 bailarinas do sexo feminino, com idade de 22.8 ± 7.4 anos, massa corporal 55.8 ± 9.3 kg e estatura 1.61 ± 0.06 m. Os critérios de inclusão para este estudo foram: mínimo de 05 anos de prática de ballet clássico (13.5 ± 5.02 anos), uso de sapatilha de pontas por no mínimo 02 anos consecutivos (8.7 ± 4.5 anos), volume de treino mínimo de 3 horas semanais (9.4 ± 6.08 horas), ausência de lesão musculoesquelética recente limitante para a realização da tarefa ou em tratamento médico/fisioterapêutico. As bailarinas participantes tiveram conhecimento dos procedimentos do estudo por meio de

um termo de consentimento livre esclarecido (TCLE - ANEXO 1), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (protocolo nº 407/15)(ANEXO 2).

As bailarinas que se voluntariaram a participar do estudo foram recrutadas a partir de uma divulgação em mídia eletrônica e convite enviado a escolas e companhias de Ballet clássico da cidade de São Paulo.

5.3 Protocolo de Avaliação

Os procedimentos experimentais foram feitos no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana (LaBiMPH) do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

5.4 Avaliação Inicial e Preparação da Voluntária

Ao chegarem ao ambiente de coleta as bailarinas assinaram o termo de consentimento e receberam os esclarecimentos iniciais. Após essa etapa foi aplicado um questionário previamente elaborado por meio de entrevista, relacionado aos hábitos de treinamento e aulas e aos critérios de inclusão acima descritos (ANEXO 3).

Nesta etapa inicial também ocorreu a avaliação antropométrica, em que se mensurou massa corporal e estatura, por meio de uma balança digital da marca Plenna e estadiômetro da marca Seca, respectivamente. Esta etapa inicial foi determinante para confirmação dos critérios de inclusão e caracterização da amostra a ser estudada.

Após a aplicação do questionário a bailarina foi orientada quanto aos movimentos escolhidos para esta pesquisa (*piqué* e *relevé*) e as sapatilhas utilizadas (meia-ponta e ponta).

5.5 Randomização

Cada bailarina recebeu um envelope opaco lacrado contendo a sequência dos movimentos previamente randomizados. Para essa randomização uma sequência numérica aleatória foi preparada no software CLINSTAT (Martin et al., 2009) por um pesquisador independente, que não conhecia os códigos numéricos para cada movimento e calçado. Essa sequência gerou blocos de quatro, sendo uma sequência para cada bailarina, com a ordem de realização dos movimentos. A ordem desses blocos também foi aleatorizada, colocada em ordem numérica e mantida em sigilo, dentro de envelopes opacos, lacrados, seguindo a ordem gerada pelo software. O processo de aleatorização seguiu as instruções de Randelli et al. (2008).

Cada participante realizou quatro formas diferentes de tarefas envolvendo o movimento selecionado: (1) *arabesque piqué* em meia ponta; (2) *arabesque piqué* em ponta; (3) *arabesque relevé* em meia ponta e (4) *arabesque piqué* em ponta.

5.6 Avaliação do Arabesque: Cinemática de Membros Inferiores e Força Reação Do Solo

Antes da coleta, foi realizado um aquecimento prévio de 10 minutos conduzidos pela própria bailarina.

Trinta e um marcadores reflexivos esféricos, com 18 mm de diâmetro foram posicionados nos seguintes pontos anatômicos bilateralmente: crista ilíaca, espinha ilíaca antero-superior, espinha ilíaca pósterio inferior, trocanter maior do fêmur, côndilo medial do fêmur, côndilo lateral do fêmur, tuberosidade da tíbia, maléolo lateral da fíbula, maléolo medial da tíbia, inter-maleolar, calcâneo, navicular, cabeça distal do primeiro, segundo e quinto metatarso. Além disso, três marcas coplanares e não lineares entre si formaram quatro conjuntos de marcas técnicas (*cluster*): um era afixado na face lateral da coxa e o outro na face lateral da perna de ambos os membros. Esse conjunto de marcas técnicas era usado para rastreamento das demais marcas do membro inferior para posterior reconstrução do movimento (Figura 7).

Figura 7 - bailarina com os marcadores refletivos para avaliação cinemática.

Foi utilizado um sistema de vídeo composto por nove câmeras infravermelhas (OptiTrack FLEX: V100, Natural Point, EUA) (Figura 8A) posicionadas to teto do laboratório. Para o calculo das coordenadas tridimensionais de cada marcador, o mesmo deveria ser visualizado simultaneamente por pelo menos duas câmeras. A aquisição das trajetórias dos marcadores foi realizada a uma frequência de 100 Hz utilizando-se o software AMASS – *ADTech Motion Analysis Software System* (C-Motion, Ontário, Canadá).

Antes da aquisição dos dados, o espaço foi calibrado com o uso de um esquadro de calibração (Figura 8B) e uma haste com marcadores milimetricamente posicionados ao longo de um fio de aço (Figura 8C).

Figura 8 – Sistema para captura de imagens do movimento humano (OptiTrack): (A) câmera infravermelho FLEX V100, (B) esquadro para calibração do solo, (C) instrumento (Wand) para calibração do espaço de coleta.

A componente vertical da força reação do solo e o centro de oscilação de pressão foram adquiridas por meio de uma plataforma de força (AMTI OR-6-1000, Watertown, EUA) (Figura 9A), com dimensões de 47 cm x 51 cm, nivelada com o solo, coincidindo no centro do volume de calibração das nove câmeras, e ajustada a uma frequência de amostragem de 100hz (Figura 9B).

Figura 9 – (A) Plataforma de força AMTI or-6-1000, (B) disposição da plataforma no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana.

Para possibilitar a posterior reconstrução dos dados, foi realizado um teste de acurácia sugerido por Chiari et al. (2005). O resultado do teste estático e dinâmico apresentou erro menor que 1 mm, assemelhando-se aos sistemas comerciais em uso (Macellari, 1983).

O sistema de coordenadas do laboratório foi estabelecido em um dos cantos da plataforma de força, e todos os cálculos iniciais foram baseados nesse sistema de coordenadas. Cada segmento do membro inferior (pé, perna e coxa), foi modelado como um corpo rígido, baseados nos marcadores reflexivos. O sistema de coordenadas locais, o qual

coincide com os eixos anatômicos, bem como as rotações e translações de cada segmento foram reportados em relação a posições neutras definidas pelas tomadas estáticas iniciais. Para as tomadas estáticas, a bailarina foi instruída a permanecer em pé, parada, sobre a plataforma de força, com os pés levemente afastados, mantendo uma postura normal relaxada, com os membros superiores abduzidos a 90°, para que o posicionamento anatômico pudesse ser adotado como referência para os ângulos articulares. Foram realizadas duas tomadas estáticas para cada bailarina, uma com a sapatilha de meia-ponta e outra com a sapatilha de ponta. Após a aquisição dos dados nessa posição, foram retirados marcadores de alguns pontos anatômicos (côndilo medial do fêmur, maléolo medial da tíbia, calcâneo e cabeça distal do primeiro metatarso).

Antes da aquisição dos dados do arabesque, foi realizado um período de habituação das bailarinas aos marcadores, ambiente e ao ritmo de execução dos movimentos que seguiu um andamento musical adequado (música de ballet de repertório de compasso $\frac{3}{4}$ andante). Cada bailarina escolheu membro inferior de apoio de sua preferência.

Cada movimento foi repetido seis vezes para cada condição, totalizando vinte e quatro movimentos por participante de acordo com estudos específicos do ballet clássico (Bronner, 2012) e estudos de referência para coleta de dados cinéticos (Barcellos e Imbiriba, 2002) para que assim pudesse ser garantida uma confiabilidade maior que 0.93, de acordo com Diss (2001).

A bailarina aguardou o momento de início de cada arabesque pela introdução dada pela música, realizou o primeiro bloco de tentativas com a primeira sapatilha, determinada pela randomização, seis tentativas do arabesque *relevé* e seis tentativas do arabesque *piqué*, com ordem também determinada de acordo com a randomização, totalizando doze tentativas. Após esse primeiro bloco de tentativas, foi instruída e auxiliada a trocar a sapatilha, uma nova tomada estática foi realizada e a bailarina deu continuidade às tomadas dinâmicas.

Durante a coleta a bailarina utilizou seu próprio collant e suas próprias sapatilhas, tanto de meia-ponta e quanto de ponta, tendo sido solicitado que fossem as mesmas sapatilhas que ela utiliza-se em suas aulas de ballet clássico e apresentações e estivesse em boas condições.

Para aquisição e armazenamento dos dados foi utilizado um computador com placa A/D de aquisição de dados de 12 bits (DT 3002/AMTI).

5.7 Análise Matemática dos Dados

Os dados de força reação do solo foram exportados da plataforma de força em formato ASCII, analisados em uma rotina personalizada desenvolvida em ambiente MatLab (versão R2012b) (APENDICE A) que seleciona as tentativas válidas, elencando para estas as variáveis escolhidas, tratadas por um filtro passa baixa de 4° ordem tipo Butterworth com frequência de corte de 40Hz e normalizadas pelo peso corporal de cada bailarina. A rotina alocou os dados numa tabela Excel para posterior realização do tratamento estatístico.

As variáveis da força reação do solo calculadas foram (Figura 10):

- Primeiro pico da força vertical (P1), normalizado pelo peso corporal (PC), equivalente ao momento do toque da ponta do pé de apoio no solo;
- Segundo pico da força vertical (P2)(PC), equivalente ao momento de preparação para a finalização do movimento;
- Pico preparatório (PP) (PC), encontrado somente no movimento iniciado por *relevé*, equivalente ao movimento de apoio do membro inferior de base na plataforma com flexão do joelho propulsionando a elevação sobre a ponta do pé com a extensão completa do joelho;
- Taxa de carga 1 (Tx1), equivalente a taxa de 0 a 100% do primeiro pico da força vertical;
- Taxa de Carga P (Txp), equivalente a taxa de 0 a 100% do pico preparatório;
- Integral da força vertical (equivalente à área total do gráfico sob a curva).

Figura 10 - Representação gráfica das variáveis de força de reação do solo vertical nas curvas típicas de cada movimento, onde: (P1) 1º pico de força de reação do solo vertical; (P2) 2º pico de força de reação do solo vertical; (PP) pico preparatório do arabesque por relevé; (Tx1) taxa de carga do 1º pico de força de reação do solo vertical e (TxP) taxa de carga do pico preparatório de força de reação do solo vertical.

Os dados de centro de pressão foram exportados da plataforma de força, analisados em uma rotina personalizada desenvolvida em ambiente MatLab (versão R2012b) (APÊNDICE B) filtrados por um filtro passa baixa de 4º ordem tipo Butterworth com frequência de corte de 8Hz, e as variáveis analisadas pelos códigos sugeridos por Duarte e Freitas (2010). A rotina alocou os dados numa tabela Excel para posterior realização do tratamento estatístico.

As variáveis do Centro de pressão (COP) selecionadas para análise foram:

- Trajetória total (TRAJ), equivalente ao comprimento da trajetória do COP sobre a base de suporte calculada considerando o deslocamento do COP na direção anteroposterior e médio-lateral ($Traj = \sum(\sqrt{CPap.^2 + CPml.^2})$);
- Trajetória anteroposterior (TRAJap), equivalente ao deslocamento anteroposterior do COP;
- Trajetória médio-lateral (TRAJml), equivalente ao deslocamento médio-lateral do COP;
- Desvio padrão anteroposterior (SDap), representando a dispersão do deslocamento anteroposterior do COP da posição média durante um intervalo de tempo ($SDap = \text{std}(CPap)$);
- Desvio padrão médio-lateral (SDml), representando a dispersão do deslocamento médio-lateral do COP da posição média durante um intervalo de tempo ($SDml = \text{std}(CPml)$);
- Amplitude de deslocamento anteroposterior (ACap), demonstrado pela distância entre o deslocamento máximo e mínimo do COP para a direção anteroposterior ($ACap = \max(CPap) - \min(CPap)$);
- Amplitude de deslocamento médio-lateral (ACml), demonstrado pela distância entre o deslocamento máximo e mínimo do COP para a direção médio-lateral ($ACml = \max(CPml) - \min(CPml)$);
- Área, dispersão dos dados do COP pelo cálculo da área do estatocinesiograma

$$([\text{vec}, \text{val}] = \text{eig}(\text{cov}(CPap, CPml))); \text{Area} = \pi * \text{prod}(2.4478 * \sqrt{\text{svd}(\text{val})});$$
- Velocidade média anteroposterior

$$(VMap) (VMap = \sum(\text{abs}(\text{diff}(CPap))) * \text{freq} / \text{length}(CPap));$$
- Velocidade média médio-lateral

$$(VMml) (VMml = \sum(\text{abs}(\text{diff}(CPml))) * \text{freq} / \text{length}(CPml));$$
- Velocidade média total

$$(VMT) (VMT = \sum(\sqrt{\text{diff}(CPap).^2 + \text{diff}(CPml).^2}) * \text{freq} / \text{length}(CPap)).$$

No software AMASS foram realizados os procedimentos de digitalização automática e reconstrução tridimensional das coordenadas de cada marcador.

As etapas descritas abaixo foram realizadas no *software* Visual3D utilizando-se um conjunto de comandos criados previamente com a finalidade de automatizar e, conseqüentemente, otimizar esse processo. Esse conjunto de comandos denominado *pipeline* foi desenvolvido para a bailarina utilizando o membro inferior direito com sapatilha de meia-ponta (APENDICE C) e com sapatilha de ponta (APENDICE D), e para o membro inferior esquerdo com sapatilha de meia-ponta (APENDICE E) e com sapatilha de ponta (APENDICE F).

Para definição dos eixos articulares foi necessário determinar os centros das articulações do quadril, joelho e tornozelo. As coordenadas do centro articular do quadril foram determinadas por otimização e expressas a partir do sistema de coordenadas da pelve. O centro articular do joelho foi definido como o ponto médio da distância entre os marcadores posicionados nos côndilos lateral e medial do fêmur; o centro articular do tornozelo, como ponto médio da distância entre os marcadores posicionados sobre os maléolos lateral e medial (Kadaba et al., 1990). A partir dos centros articulares foram determinados os deslocamentos angulares nos planos sagital, frontal e transversal de tornozelo e joelho do membro inferior de apoio durante a realização do arabesque em função das trajetórias tridimensionais das marcas.

Os dados cinemáticos passaram por um filtro digital passa-baixa Butterworth de 4ª ordem a 6 Hz. Os dados de força reação do solo foram filtrados com filtro passa-baixa de 2ª ordem a 50 Hz, normalizados pelo peso corporal e interpolado de 0 a 100% da fase de apoio.

A sincronização dos dados cinemáticos e da força reação do solo foi realizada no software Visual3D (C-Motion, Ontário, Canadá). O instante utilizado como ponto comum entre ambos os eventos foi o instante em que a bailarina tocou o pé na plataforma de força, em que a segunda derivada (aceleração) do marcador da cabeça do segundo metatarso se aproximava de zero, sendo utilizado para sincronização e ajuste automático da linha de tempo nos dois arquivos: cinemático e cinético.

O método de dinâmica inversa foi utilizado para o cálculo do momento de força resultante nas articulações do joelho e tornozelo. Os momentos externos que agem sobre a articulação durante a marcha, de acordo com a segunda lei de Newton, são iguais e opostos ao conjunto de momentos internos produzidos primeiramente pelos músculos, tecidos moles e força de contato articular (Winter, 1991). Utilizou-se um modelo de segmentos rígidos, levando-se em consideração a força gravitacional, a força reação do solo e as acelerações atuantes sobre cada um dos segmentos do membro inferior. As propriedades inerciais dos mesmos foram calculadas de acordo com ajustes propostos por Dempster e Gaughran (1967).

As variáveis cinemáticas de variação angular analisadas para a articulação do joelho foram: máxima flexão e extensão do joelho (plano sagital); máximas abdução e adução do joelho (plano frontal); e máximas rotação lateral medial do joelho (plano transversal) durante o ciclo do arabesque piqué e do arabesque relevé. Para a articulação do tornozelo, as variáveis cinemáticas foram: máximas flexão e extensão do tornozelo (plano sagital); máximas eversão e inversão do tornozelo (plano frontal); e máxima abdução e adução do tornozelo (plano transversal) durante o ciclo do arabesque piqué e do arabesque relevé.

Como convenção, os ângulos sagitais para a articulação do tornozelo (pé em relação à perna) e do joelho (perna em relação à coxa) foram considerados neutros quando seus respectivos valores fossem zero; a diminuição dos valores foi considerado movimento na direção da extensão, e o aumento desse valor foi considerado movimento na direção da flexão (Figura 11A). No plano frontal, a diminuição dos valores de ângulo foi considerada como o movimento na direção da inversão do tornozelo e movimento na direção da abdução do joelho; e o aumento desses ângulos foi considerado movimento na direção da eversão do tornozelo e movimento na direção da adução do joelho (Figura 11B). Para o plano transversal, a diminuição dos valores de ângulo foi considerada como o movimento na direção da adução do tornozelo e movimento na direção da rotação medial do joelho; e o aumento desses ângulos foi considerado como sendo o movimento na direção da abdução do tornozelo e movimento na direção da rotação lateral do joelho (Figura 11C).

Figura 11 – Esquema demonstrativo da direção dos movimentos angulares dos membros inferiores: (A) Plano Sagital, (B) Plano Frontal e (C) Plano Transverso.

Com a finalidade de analisar a carga imposta ao compartimento articular de tornozelo e joelho, foram avaliadas as variáveis: máximo momento de força resultante para a articulação do joelho e máximo momento de força resultante para a articulação do tornozelo no plano sagital.

5.8 Análise Estatística dos Dados

Por meio do software Statistica v.8 (*StatSoft, Inc.*), verificou-se a confirmação da normalidade das variáveis de força reação do solo (teste de Shapiro-Wilk) e da homocedasticidade (teste de Levene). Confirmados estes pressupostos, uma ANOVA two-way (2x2) para medidas repetidas foi utilizada para as comparações das variáveis entre sapatilhas e movimentos, e uma ANOVA one way para a comparação das variáveis presentes

apenas no movimento de *relevé* (PP e TxP), ambas, seguidas de teste *post hoc* de Tuckey ($p \leq 0.05$).

As variáveis cinemáticas foram importadas e tratadas em ambiente excel onde foram encontradas as curvas médias e os máximos valores de cada variação angular. O valor médio e desvio padrão das variações angulares também foram calculados.

6. RESULTADOS

6.1 Variáveis Cinéticas

6.1.1 Força Reação do Solo (FRS)

Observou-se efeito de interação para o 1º pico da força vertical (P1) ($F=22.691$; $p=0.005$) entre as diferentes sapatilhas e os modos de iniciar o arabesque. Esse mesmo efeito pode ser observado no pico preparatório (PP) ($F=2.037$; $p=0.164$) (Tabela 1).

6.1.1.1 Efeito da Sapatilha na FRS

Em relação às diferentes sapatilhas utilizadas, houve efeito da sapatilha na variável da FRS P1 ($p<0.001$) e na TxP ($p=0.003$) durante o arabesque *relevé*, apresentando os maiores valores quando em sapatilhas de ponta. As demais variáveis não foram diferentes tanto em ponta quanto em meia-ponta (Tabela 1).

6.1.1.2 Efeito do Movimento na FRS

Foi encontrado efeito do movimento nas variáveis de FRS no P1 ($F=91.272$) com sapatilha de meia-ponta ($p=0.010$) e sapatilha de ponta ($p<0.001$) e na Tx1 ($F=236.497$) com sapatilha de meia-ponta ($p<0.001$) e com sapatilha de ponta ($p<0.001$), onde para ambas as sapatilhas, o arabesque *relevé* apresentou maiores valores que o arabesque *piqué*. A integral da força apresentou efeito do movimento apenas em sapatilha de meia-ponta ($F=16.565$; $p=0.001$) sendo maior para o arabesque *relevé* (Tabela 1).

Tabela 1 – Médias, desvios-padrão das variáveis de força de reação do solo vertical normalizados pelo peso corporal (PC) e valores de p da comparação entre os arabesques *piqué* (PQ) e *relevé* (RL), com sapatilhas de meia-ponta (MP) e ponta (PT).

Variável	Sapatilha	Piqué	Relevé	P PQ x RL	P MP x PT
1º Pico da Força Vertical (PC)	Meia-ponta	1.07 ± 0.03	1.28 ± 0.25	<0.010^a	0.999 ^a (PQ)
	Ponta	1.07 ± 0.06	1.33 ± 0.12	<0.001^a	<0.001^a (RL)
Taxa de carga do 1º Pico (PC/% tempo de apoio)	Meia-ponta	4.12 ± 2.09	11.42 ± 2.75	<0.001^a	0.999 ^a (PQ)
	Ponta	4.11 ± 1.88	12.63 ± 2.58	<0.001^a	0.501 ^a (RL)
2º Pico da força vertical (PC)	Meia-ponta	1.01 ± 0.05	1.07 ± 0.20	0.439 ^a	0.966 ^a (PQ)
	Ponta	0.99 ± 0.09	1.03 ± 0.04	0.760 ^a	0.778 ^a (RL)
Integral da força vertical	Meia-ponta	1.20 ± 0.30	1.55 ± 0.60	<0.001^a	0.690 ^a (PQ)
	Ponta	1.03 ± 0.31	1.17 ± 0.42	0.353^a	0.084^a (RL)
Pico Preparatório (PC)	Meia-ponta	--	1.56 ± 0.27	--	0.164 ^b (RL)
	Ponta	--	1.68 ± 0.16	--	
Taxa de Carga do Pico Preparatório (PC/% tempo de apoio)	Meia-ponta	--	2.73 ± 0.72	--	0.003^b(RL)
	Ponta	--	3.71 ± 0.94	--	

^aANOVA Two Way, Post hoc de Tuckey. ^b ANOVA oneway, Post hoc de Tuckey.

Centro de Pressão (COP)

Houve efeito de interação da sapatilha com o movimento em todas as variáveis: trajetória total (TRAJ) (F=18.048; p<0.001), trajetória anteroposterior (TRAJap) (F=11.686; p<0.001) médio lateral (TRAJml) (F=14.414; p<0.001), desvio padrão anteroposterior (SDap) (F=13.946; p<0.001) e médio lateral (SDml) (F=25.898; p<0.001), amplitude de deslocamento anteroposterior (ACap) (F=12.708; p<0.001) e médio lateral (ACml) (F=12.646; p<0.001), área (F=10.348; p=0.001), velocidade média anteroposterior (VMap) (F=13.868; p<0.001) e médio lateral (VMml) (F=22.008; p<0.001) e velocidade média total (VMT) (F=53.312; p=0.000) (Tabela 2).

Efeito da Sapatilha no COP

Foi observado efeito da sapatilha apenas no movimento de arabesque *relevé* em todas as variáveis observadas, sendo os maiores para sapatilha de ponta quando comparado ao mesmo movimento com sapatilhas de meia-ponta.

Efeito do Movimento no COP

Observou-se efeito de movimento na variável TRAJ ($F=85.751$) no arabesque *relevé*, tanto com sapatilha de ponta ($p<0.001$) quanto com sapatilha de meia ponta ($p=0.002$), apresentando valores maiores quando ao arabesque *piqué* nas mesmas condições. O mesmo foi observado nas variáveis: TRAJml ($F=42.498$), SDml ($F=122.520$), área ($F=84.361$) e VMml ($F=104.004$) (Tabela 2).

O arabesque *relevé* ainda apresentou valores maiores quando realizado com sapatilhas de ponta para as variáveis: TRAJap ($F=42.498$), SDap ($F=37.420$), ACap ($F=30.278$), ACml ($F=44.684$), VMap ($F=39.088$) e VMT ($F=52.363$) ao ser comparado com o arabesque *piqué* para a mesma sapatilha (Tabela 2).

Tabela 2 – Médias, desvios-padrão das variáveis do COP e valores de p da comparação entre os arabesques *piqué* (PQ) e *relevé* (RL), com as sapatilhas de meia-ponta (MP) e ponta (PT).

Variável	Sapatilha	Piqué	Relevé	p ^a PQ x RL	p ^a MP x PT
Trajetória total do COP (mm)	Meia ponta	308.2±55.5	680.4±277.4	0.002	0.810 (PQ)
	Ponta	206.7±60.8	1157.9±786.6	<0.001	<0.001 (RL)
Trajetória anteroposterior do COP (mm)	Meia ponta	132.7±27.3	327.2±144.6	0.125	0.982 (PQ)
	Ponta	94.9±32.6	673.1±704.6	<0.001	<0.001 (RL)
Trajetória Médio lateral do COP (mm)	Meia ponta	175.5±47.9	353.2±162.3	<0.001	0.393 (PQ)
	Ponta	111.8±37.9	484.8±208.3	<0.001	<0.001 (RL)
Desvio Padrão anteroposterior	Meia ponta	8.37±2.3	16.8±7.7	0.331	0.975 (PQ)
	Ponta	5.8±1.8	39.0±40.4	<0.001	<0.001 (RL)
Desvio Padrão Médio lateral	Meia ponta	11.9±4.4	20.8±8.6	<0.001	0.265 (PQ)
	Ponta	7.7±2.5	31.5±12.7	<0.001	<0.001 (RL)
Amplitude de Deslocamento anteroposterior (mm)	Meia ponta	56.4±15.5	103.5±53.8	0.518	0.956 (PQ)
	Ponta	36.9±15.5	242.8±267.0	<0.001	<0.001 (RL)
Amplitude de deslocamento Médio lateral (mm)	Meia ponta	79.9±27.6	112.2±62.5	0.119	0.277 (PQ)
	Ponta	53.5±23.2	158.6±63.3	<0.001	<0.001 (RL)
Área (mm ²)	Meia ponta	1630.5±582.6	4398.3±2128.5	<0.001	0.587 (PQ)
	Ponta	725.7±307.5	6545.9±4028.8	<0.001	<0.001 (RL)
Velocidade Média anteroposterior (mm/s)	Meia ponta	87.3±20.8	167.5±67.8	0.279	0.974 (PQ)
	Ponta	65.6±14.0	375.9±366.6	<0.001	<0.001 (RL)
Velocidade Média Médio lateral (mm/s)	Meia ponta	115.0±32.0	182.9±76.1	<0.001	0.265 (PQ)
	Ponta	80.4±26.6	272.9±87.7	<0.001	<0.001 (RL)
Velocidade Média Total (mm/s)	Meia ponta	1091.6±615.8	1089.9±457.0	0.999	0.071 (PQ)
	Ponta	659.2±518.0	2453.3±1255.5	<0.001	<0.001 (RL)

^aANOVA Two Way, Post hoc de Tuckey.

6.1.3 Momento de Força Resultante para as Articulações de Joelho e Tornozelo

Tabela 3 – Médias e desvio-padrão dos máximos dos momentos força resultantes no plano sagital (% peso corporal X estatura).

Variável (% PC X estatura)	Sapatilha	Piqué	Relevé
Momento de força resultante máximo – Joelho	Meia-ponta	19,6 ± 3,2	18,3 ± 4,9
	Ponta	12,8 ± 5,3	15,5 ± 3,8
Momento de força resultante máximo – Tornozelo	Meia-ponta	14,9 ± 5,1	15,6 ± 5,9
	Ponta	36,9 ± 0,1	20,1 ± 0,4

Os valores máximos de momento de força resultante para a articulação do joelho ocorreram na fase inicial no arabesque piqué (~10% ciclo) (Figura 12 A) e na fase final do arabesque *relevé* (~90% do ciclo) (Figura 12 C). (Tabela 3).

Os valores máximos de momento de força resultante para a articulação do tornozelo também ocorreram na fase inicial de ambos os arabesques (~10% ciclo) (Figura 12 e D), (Tabela 3).

Figura 12 – Curvas médias dos momentos de força resultante para a articulação do joelho no plano sagital na série temporal media do arabesque: (A) arabesque piqué em meia-ponta, (B) arabesque piqué em ponta, (C) arabesque relevé em meia-ponta e (D) arabesque relevé em ponta.

Figura 13 – Curvas médias dos momentos de força resultante para a articulação do tornozelo no plano sagital na serie temporal do arabesque: (A) arabesque piqué em meia-ponta, (B) arabesque piqué em ponta, (C) arabesque relevé em meia-ponta e (D) arabesque relevé em ponta.

6.2 Variáveis Cinemáticas

Nesta sessão os resultados serão descritos da articulação proximal para a distal, ou seja, da articulação do joelho para a articulação do tornozelo nas diferentes estratégias de inicialização do arabesque.

As variações angulares máximas foram observadas em uma série temporal média (0 - 100%) referente ao ciclo de apoio do arabesque, de acordo com a seguinte proporção: 0 à 20% início do apoio, 21 à 70% apoio médio e 71 à 100% final do apoio, tanto para o piqué como para o relevé.

6.2.1 Arabesque *Piqué*

A série temporal do arabesque *piqué* compreende a fase inicial referente ao toque inicial da extremidade dos dedos do pé no solo e a aceitação do peso corporal direto na ponta ou meia-ponta dos pés, a fase média de deslocamento vertical, elevação do corpo e manutenção da pose e a fase final de abaixamento controlado e retorno para a postura inicial.

Tabela 4 – Médias e desvio-padrão das variáveis cinemáticas (graus) nos planos sagital, frontal e transversal do joelho e tornozelo do arabesque piqué nas condições sapatilha de meia-ponta e sapatilha de ponta.

Articulação	Planos	Variável (graus)	Sapatilha meia- ponta	Sapatilha Ponta
Joelho	Sagital	Máxima Flexão	12,1 ± 4,1	13,7 ± 7,6
		Máxima Extensão	2,9 ± 3,7	3,3 ± 7,5
	Frontal	Máxima Adução	1,2 ± 2,2	3,2 ± 1,9
		Máxima Abdução	-3,1 ± 1,9	-2,1 ± 1,9
	Transverso	Máxima Rotação Lateral	21,9 ± 5,8	26,7 ± 9,9
		Máxima Rotação Medial	9,7 ± 5,1	14,7 ± 9,3
Tornozelo	Sagital	Máxima Flexão	32,4 ± 5,9	19,8 ± 2,5
		Máxima Extensão	20,4 ± 5,7	12,0 ± 2,0
	Frontal	Máxima Eversão	-0,5 ± 2,4	-2,2 ± 4,6
		Máxima Inversão	-11,9 ± 3,9	-12,8 ± 3,8
	Transverso	Máxima Abdução	-11,1 ± 5,0	-9,8 ± 8,7
		Máxima Adução	-20,7 ± 5,6	-14,3 ± 6,7

Os valores médios dos ângulos de joelhos foram aproximados em ambas as sapatilhas em todos os planos observados (Tabela 4).

Os resultados mais importantes encontrados foram as diferenças na série temporal em relação à fase de ocorrência aos ângulos máximos descritos.

A máxima flexão da articulação do joelho ocorreu na fase inicial do apoio (~10% ciclo) para ambas as sapatilhas e a máxima extensão da articulação do joelho ocorre na fase média de apoio (~70% ciclo) para sapatilhas de ponta e na fase final (~80% ciclo) para sapatilhas de meia-ponta (Figura 14A e B).

A máxima abdução da articulação do joelho ocorre na fase inicial do apoio (~20% ciclo) para sapatilhas de meia-ponta e na fase média (~30% ciclo) para sapatilhas de ponta. Na fase média de apoio também ocorre a máxima adução da articulação do joelho para sapatilhas de ponta (~50% ciclo) e para sapatilhas de meia-ponta (~60% ciclo) (Figura 14C e D).

A máxima rotação lateral da articulação do joelho ocorre na fase inicial de apoio (~3% ciclo) para ambas as condições e a máxima rotação medial da articulação do joelho acontece

na fase média do apoio para sapatilhas de ponta (~50% ciclo) e para sapatilhas de meia-ponta (~60% ciclo) (Figura 14E e F).

Para a articulação do tornozelo, com ambas as sapatilhas, a máxima extensão ocorre na fase inicial do apoio (~2% ciclo) e a máxima flexão ocorre na fase média com sapatilhas de meia-ponta (~25% ciclo) e de ponta (~60% ciclo) (Figura 15A e B).

A máxima inversão da articulação do tornozelo ocorre na fase inicial de apoio (~25% ciclo) em ambas as condições. A máxima eversão do tornozelo ocorre na fase média para sapatilhas de ponta (~50% ciclo) e sapatilhas de meia-ponta (~60% ciclo) (Figura 15C e D).

Na fase inicial ocorre a máxima adução da articulação do tornozelo para sapatilhas de ponta (~2% ciclo) e a máxima abdução da articulação do tornozelo para sapatilhas de meia-ponta (~20% ciclo). Enquanto na fase média do apoio ocorre a máxima abdução da articulação do tornozelo para a condição ponta (~50% ciclo) e a máxima adução da articulação do tornozelo para a condição meia-ponta (~60% ciclo) (Figura 15E e F).

Figura 14 – Curvas médias das variáveis de variação angular sagital, frontal e transversal (graus) do joelho na série temporal do arabesque piqué: (A) arabesque piqué em meia-ponta (plano sagital), (B) arabesque piqué em ponta (plano sagital), (C) arabesque piqué em meia-ponta (plano frontal), (D) arabesque piqué em ponta (plano frontal), (E) arabesque piqué em meia-ponta (plano transversal), (F) arabesque piqué em ponta (plano transversal).

Figura 15 – Curvas médias das variáveis de variação angular sagital, frontal e transverso (graus) do tornozelo na série temporal do arabesque piqué: (A) arabesque piqué em meia-ponta (plano sagital), (B) arabesque piqué em ponta (plano sagital), (C) arabesque piqué em meia-ponta (plano frontal), (D) arabesque piqué em ponta (plano frontal), (E) arabesque piqué em meia-ponta (plano transverso), (F) arabesque piqué em ponta (plano transverso).

6.2.2 Arabesque *Relevé*

A série temporal do arabesque *relevé* compreende a fase inicial referente ao toque inicial da extremidade dos dedos do pé no solo e a aceitação do peso corporal com o pé completamente apoiado no solo, a fase média de deslocamento vertical, elevação do corpo sobre a ponta ou meia-ponta do pé, seguido da manutenção da pose e a fase final de abaixamento controlado e retorno para a postura inicial.

Tabela 5 – Médias e desvio-padrão das variáveis cinemáticas (graus) nos planos sagital, frontal e transversal para articulações do joelho e tornozelo do arabesque relevé nas condições sapatilha de meia-ponta e sapatilha de ponta.

Articulação	Planos	Variável (graus)	Sapatilha Meia-ponta	Sapatilha Ponta
Joelho	Sagital	Máxima Flexão	56,7 ± 6,1	61,3 ± 5,9
		Máxima Extensão	1,5 ± 5,5	2,2 ± 4,0
	Frontal	Máxima Adução	0,8 ± 2,3	3,1 ± 0,5
		Máxima Abdução	-12,8 ± 4,8	-9,1 ± 2,0
	Transverso	Máxima Rotação Lateral	19,8 ± 2,5	21,7 ± 4,4
		Máxima Rotação Medial	5,2 ± 1,9	4,4 ± 2,7
Tornozelo	Sagital	Máxima flexão	93,8 ± 3,9	93,9 ± 6,3
		Máxima extensão	24,2 ± 7,4	15,5 ± 5,8
	Frontal	Máxima Eversão	-1,5 ± 9,1	-3,8 ± 2,5
		Máxima Inversão	-23,6 ± 7,0	-25,8 ± 6,3
	Transverso	Máxima	3,2 ± 5,0	-3,2 ± 4,5
		Máxima Adução	-20,9 ± 5,1	-21,6 ± 2,9

Considerando a média e o desvio padrão das variações angulares todos os valores foram aproximados para as variáveis observadas do joelho.

As diferenças do momento de ocorrência na série temporal em relação aos ângulos máximos descritos foram os resultados mais evidentes encontrados.

A máxima flexão da articulação do joelho ocorre na fase inicial do apoio (~15% ciclo) e amáxima extensão da articulação do joelho ocorre na fase média (~50% ciclo) para ambas as condições (Figura 16A e B).

Na fase inicial também ocorre a máxima abdução da articulação do joelho (~10% ciclo) para ambas as condições. Já na fase média encontra-se a máxima adução da articulação do joelho para sapatilhas de ponta (~40% ciclo) e para sapatilhas de meia-ponta (~60% ciclo) (Figura 16C e D).

A máxima rotação lateral da articulação do joelho ocorre na fase inicial do apoio (~2% ciclo) para ambas as condições, enquanto a máxima rotação medial da articulação do joelho na condição ponta ocorre na fase inicial do apoio (~20% ciclo) e na condição meia-ponta na fase média do ciclo (~40% ciclo) (Figura 16E e F).

Para a articulação do tornozelo, a máxima flexão ocorre na fase inicial do apoio (~15% ciclo) e a máxima extensão na fase inicial do apoio (~50% ciclo) para ambas as condições (Figura 17A e 17B).

A maxia inversão da articulação do tornozelo ocorre na fase inicial (~20% ciclo) para ambas as condições e a máxima eversão ocorre na fase média do apoio para sapatilhas de ponta (~50% ciclo) e para sapatilhas de meia-ponta (~65% ciclo) (Figura 17C e D).

A máxima abdução da articulação do tornozelo ocorre na fase inicial para a condição em ponta (~20% ciclo) e para a condição em meia-ponta (~25% ciclo). A máxima adução da articulação do tornozelo para sapatilha de ponta ocorre na fase média do apoio (~40% ciclo) e para a condição meia-ponta ocorre na fase final do apoio (~55% ciclo) (Figura 17E e F).

Figura 16 – Curvas médias das variáveis de variação angular sagital, frontal e transversal (graus) do joelho na série temporal do arabesque relevé: (A) arabesque relevé em meia-ponta (plano sagital), (B) arabesque relevé em ponta (plano sagital), (C) arabesque relevé em meia-ponta (plano frontal), (D) arabesque relevé em ponta (plano frontal), (E) arabesque relevé em meia-ponta (plano transversal), (F) arabesque relevé em ponta (plano transversal).

Figura 17 – Curvas médias das variáveis de variação angular sagital, frontal e transverso (graus) do tornozelo na série temporal do arabesque relevé: (A) arabesque relevé em meia-ponta (plano sagital), (B) arabesque relevé em ponta (plano sagital), (C) arabesque relevé em meia-ponta (plano frontal), (D) arabesque relevé em ponta (plano frontal), (E) arabesque relevé em meia-ponta (plano transverso), (F) arabesque relevé em ponta (plano transverso).

7. DISCUSSÃO

7.1 FRS e COP

Sobre os padrões cinéticos envolvidos na tarefa, os principais resultados reforçam que as diferentes sapatilhas não geraram mudanças significativas nos padrões de FRS vertical. A Taxa de Carga do Pico Preparatório (TxP) encontrada apenas no arabesque *relevé*, mostrou-se maior, juntamente com maiores valores de P1 apenas no arabesque *relevé* com sapatilha de ponta, o que indica que maiores valores de FRS estariam mais associados ao modo de realizar o arabesque que propriamente à sapatilha utilizada.

Outros fatores que corroboram com esse entendimento são o aumento do P1 e da Tx1 na execução do arabesque *relevé* em ambas as sapatilhas, apontando uma diferença, mesmo que sutil, da sobrecarga gerada pelo movimento e não pela sapatilha utilizada. A integral da FRS, quando observado o efeito da sapatilha nos diferentes movimentos, se alterou somente na realização do arabesque *relevé* com sapatilha de meia-ponta quando comparado com o arabesque *piqué* com a mesma sapatilha.

Picon et al. (2002) observaram durante a performance do *sauté*, em ponta e meia-ponta, que a magnitude da FRS não alterou em função das sapatilhas utilizadas. O que ocorre de fato é uma diferença na distribuição das cargas ao longo do pé da bailarina com a troca da sapatilha de ponta para meia-ponta e vice-versa. Com isso, pode-se ter a percepção de um aumento de sobrecarga pela alteração dos pontos de aplicação, mas o que de fato ocorre é a alteração da distribuição espacial dessas forças.

Pode-se inferir que as demandas físicas características do ballet clássico relacionadas ao uso do calçado de dança não estariam relacionados tão somente ao uso da sapatilha de pontas, mas envolveriam outros elementos mais complexos, como a falta de conhecimento para sua adequada utilização e a difusão do uso precoce da técnica em pontas. Novos estudos que comparem os efeitos das diferentes sapatilhas nas realizações de um mesmo

movimento do ballet ao longo do processo de formação da bailarina poderiam ser conduzidos para responder a estas questões sobre a indicação e uso da sapatilha.

Os resultados relacionados à forma de executar o arabesque, que podem ser observados nas variáveis derivadas da análise do centro de pressão, tais como o aumento do valor das variáveis TRAJ, TRAJml, Área e VMml no arabesque *relevé* em comparação ao *piqué* com ambas as sapatilhas e aumento no valor das variáveis TRAJap, ACap, ACml, VMap, e VMT quando em sapatilhas de ponta, apontam para uma maior instabilidade do arabesque *relevé*. Isso também sugere que a execução do arabesque é completamente diferente no *piqué* em relação ao *relevé*, que por sua vez, parece ser mais desafiador para a bailarina.

Os valores das variáveis do COP sugerem ainda que execução do arabesque *piqué* parece revelar uma estratégia mais consistente em relação ao arabesque *relevé* quanto ao equilíbrio corporal, pois esta condição apresentou valores menores no desvio padrão. A realização do arabesque *relevé* requer da bailarina diversos ajustes posturais que são realizados durante a execução deste movimento, desde o momento em que o membro inferior de apoio toca o solo com uma flexão do joelho, continuando ao se propulsionar verticalmente, até alcançar a postura final, similarmente a um pequeno salto. Já no arabesque *piqué*, a bailarina, previamente, realiza os ajustes posturais necessários à execução dessa tarefa postural, tocando o solo com o membro inferior de apoio estendido com maior domínio do equilíbrio necessário para se manter nesta posição como mostram os resultados.

As alterações do COP relacionadas ao efeito da sapatilha mostraram aumento dos valores em todas as variáveis estudadas durante a realização do arabesque *relevé*, o que não ocorreu no arabesque *piqué*. Independente da sapatilha utilizada nenhuma das variáveis mostrou alteração significativa no arabesque *piqué*.

Os resultados sugerem que as diferentes sapatilhas podem influenciar na estratégia de equilíbrio devido ao sua menor área de contato com o solo e a sua rigidez, o que ocasionaria menor propriocepção da bailarina com o solo, corroborando com estudos anteriores que demonstram que a diminuição na base de apoio influencia nas oscilações no plano sagital (Picon e Spinardi, 2007). Muito mais do que a influência da sapatilha, temos aqui revelada a influência do gesto. Embora o *piqué* tenha se mostrado mais estável com

ambas as sapatilhas, muitas bailarinas preferem e relatam ser mais “fácil” a realização do arabesque *relevé*.

Os resultados deste estudo indicam que as diferentes sapatilhas de ballet não potencializam mudanças na magnitude da FRS, mas influenciam no equilíbrio postural por apresentarem diferentes bases de apoio como já descrito por Lobo da Costa et al. (2013), que observou diferenças de COP em variadas posturas do movimento *attitude* do ballet clássico, comparando o uso de sapatilhas de meia ponta e o pé descalço.

7.2 Momento de Tornozelo e Joelho

Os momentos de força resultantes para as articulações de membro inferior foram pouco explorados em estudos específicos de biomecânica no ballet clássico. Cabe ressaltar o estudo de Shippen (2011) que comparou diferentes momentos de força para o movimento do plié, observando que diferentes posições dos pés levam à uma distribuição diferente dos momentos de força resultantes para a articulação do joelho.

O presente trabalho apenas fará uma discussão qualitativa dos momentos de força ora estudados, na tentativa de compreender as diferentes estratégias articulares, como parte do propósito de entender as diferenças entre os movimentos e sapatilhas.

Analisando as curvas médias dos momentos de força resultante observa-se que, durante a realização do arabesque piqué, para ambas as articulações de joelho e tornozelo e para ambas as condições de sapatilha, todos os valores máximos ocorrem na fase inicial da série temporal de apoio, o que nos leva a concluir que as maiores exigências articulares no arabesque piqué ocorrem no início do movimento.

Já para o arabesque relevé, os máximos valores para a articulação do tornozelo ocorreram na fase inicial do apoio na série temporal, indo de encontro com o estudo realizado por Lin et al. (2005), que observaram que o pico máximo de momento do tornozelo ocorreram no instante em que a articulação passa de flexão para extensão, num movimento de releve simples, sem realizar o arabesque. Porém, a série temporal do joelho

mostra valores máximos de momento no final do apoio, demonstrando que existe uma exigência desta articulação ao final do movimento, diferente do arabesque piqué.

7.3 Cinemática

Assim como para os valores de momentos articulares resultantes, os dados de ângulos serão discutidos de forma qualitativa, na tentativa de entender como este comportamento angular se reflete na lida das diferentes estratégias de arabesque e diferentes calçados.

De acordo com a forma de iniciar o arabesque (*piqué* ou *relevé*) o comportamento das curvas médias dos ângulos articulares de joelho e tornozelo descritos ao longo da série temporal em todos os planos observados possuem um desenho similar entre si para as diferentes condições de sapatilhas. Isso nos leva a uma conclusão preliminar de que o gesto específico diferencia muito mais a organização articular do movimento do que o próprio calçado. É importante chegar à esta conclusão, já que muitas vezes, no mundo da prática e treinamento dentro das escolas de dança, muita ênfase é dada ao calçado, em detrimento do modo de realização do gesto em si.

O arabesque *piqué* apresentou, na fase inicial, os máximos ângulos de extensão de tornozelo, já que nesta fase a bailarina projeta a ponta do pé para o apoio direto no solo. É nessa fase também que ela alcança a máxima rotação lateral do joelho com ambas as sapatilhas. A máxima flexão do tornozelo para a sapatilha de meia-ponta está presente nessa fase, e pode ser justificada pelo ajuste realizado por essa articulação para criar uma estratégia de equilíbrio sobre as pontas dos pés. Ainda ocorre, nesta fase inicial, a máxima abdução da articulação do joelho e a máxima inversão do tornozelo, que estariam relacionadas com a estratégia que a bailarina desenvolve para suportar o peso corporal e manter a estética relacionada a técnica do ballet clássico.

Na fase média do apoio do arabesque *piqué* ocorrem máxima abdução e rotação medial da articulação do joelho, juntamente com a máxima abdução e eversão da articulação

do tornozelo, que seriam os ajustes articulares a necessários para exhibir esteticamente a máxima extensão da articulação do joelho.

No arabesque *relevé*, a máxima flexão da articulação do joelho e do tornozelo estão presentes de forma mais efetivas, diretamente relacionadas à grande flexão exigida dessas articulações para realização da elevação de todo o corpo para a pose. A máxima abdução da articulação do tornozelo ocorre nessa fase e está relacionada ao apoio total do pé no solo na tentativa da bailarina manter a rotação lateral do membro inferior exigida pela técnica do ballet clássico (o turnout).

Na fase média do apoio do arabesque *relevé* a bailarina alcança a máxima extensão e adução da articulação do joelho, assim como visto para o arabesque *piqué*. No momento ápice da pose, seja por *relevé* ou por *piqué*, parece existir um comportamento comum das articulações.

Sobre a diferenças entre calçados, com sapatilhas de ponta a bailarina alcança a máxima rotação medial da articulação do joelho na fase inicial do apoio, antes mesmo de alcançar a máxima extensão desta articulação. Essa máxima rotação medial só é alcançada na metade da fase de apoio médio para a condição com sapatilha de meia-ponta. Esse fato pode levar ao entendimento de que a sapatilha de ponta dificultaria a manutenção da rotação lateral do membro inferior exigida na técnica do ballet clássico.

Ainda sobre o calçado, a sapatilha de meia-ponta apresentou um intervalo de tempo maior entre os picos de máxima flexão e máxima extensão, máxima abdução e máxima adução e, máxima rotação lateral e máxima rotação medial da articulação do joelho. O mesmo também é observado para a articulação do tornozelo para as máximas inversão e eversão. Talvez isso se explique pela maior estabilidade conferida pela área da base de apoio quando a bailarina está com a sapatilha de meia-ponta, gerando maiores tempos de transição.

8. CONCLUSÃO

A análise da componente vertical da FRS não reforçou o fato de que a bailarina é submetida a cargas elevadas quando realiza movimentos com sapatilhas de ponta; além disso, mostrou que as variadas formas de execução dos movimentos na técnica do ballet clássico apresentam diferenças significativas mecânicas e devem ser observadas para que haja melhora no entendimento dos mesmos.

A alteração consistente do COP ocasionada pela diminuição da base de suporte da sapatilha de ponta variou de acordo com a técnica utilizada para a realização do movimento, sugerindo que a oscilação estaria mais relacionada ao movimento que propriamente à sapatilha, especialmente no arabesque *relevé*.

A análise qualitativa dos momentos de força resultantes e da variação cinemática angular revela que os movimentos executados por piqué e relevé guardam modos completamente distintos de realização da pose em primeiro arabesque, novamente ressaltando que a técnica de realização do movimento é muito mais decisiva e importante no treinamento de uma bailarina clássica do que o calçado utilizado.

ANEXO 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME:.....
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M ☐ F ☐
 DATA NASCIMENTO:/...../.....
 ENDEREÇO Nº APTO:
 BAIRRO:..... CIDADE
 CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)
 2. RESPONSÁVEL LEGAL
 NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE : SEXO: M ☐ F ☐
 DATA NASCIMENTO.:/...../.....
 ENDEREÇO Nº APTO:
 BAIRRO:..... CIDADE
 CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)
 Email:.....

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: **Análise biomecânica do arabesque realizado por *piqué* e por *relevé* e os efeitos das sapatilhas de ponta e meia ponta.** PESQUISADOR : Profa. Dra. Isabel Camargo Neves Sacco

CARGO/FUNÇÃO: **DOCENTE** INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº

UNIDADE DO HCFMUSP: **DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL**

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO	☐	RISCO MÉDIO	☐
RISCO BAIXO	x	RISCO MAIOR	☐

4. DURAÇÃO DA PESQUISA : 24 meses

FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Eu, _____, concordo em participar da pesquisa conduzida pelas pesquisadoras Michele Ghilardi, Andreja P. Picon e Isabel de Camargo Neves Sacco no Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Os resultados, guardadas as devidas identificações e mantida a confidencialidade, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos.

Objetivo geral do estudo: o objetivo deste estudo é analisar a cinética e a cinemática do *Arabesque* em bailarinas com sapatilhas de ponta e de meia ponta.

Explicação do procedimento:

Você:

- será convidada a preencher um questionário sobre sua prática na dança;
- será equipada com marcadores refletivos, que serão fixados na pele dos membros inferiores para capturar o movimento das articulações durante a realização do *arabesque*;
- não realizará nenhum movimento diferente do que está acostumada a realizar nas aulas de ballet;
- receberá orientações a respeito dos testes feitos e o material utilizado (eletrodos e marcadores)

Duração do experimento: os testes terão a duração de aproximadamente duas horas e serão realizados em um único dia.

Benefícios: Você irá contribuir para o entendimento da biomecânica do movimento *arabesque* da bailarina, o que poderá trazer benefícios para praticantes de ballet.

Desconforto e risco: o experimento será não-invasivo e não envolve qualquer risco à sua saúde física e mental, além dos riscos encontrados nas atividades normais de vida.

Liberdade de participação: a sua participação neste estudo é voluntária, você tem o direito de interrompê-la a qualquer momento que desejar e sua identidade não será revelada. Você tem o direito de fazer qualquer pergunta nos intervalos do experimento. Os pesquisadores se prontificam a responder todas as questões sobre o experimento. Sua participação neste estudo é de livre e espontânea vontade.

É seu direito manter uma cópia deste consentimento.

Mais dúvidas e esclarecimentos relacionados a este estudo, por favor, entrar em contato com Michele Ghilardi, Andreja Picon, e/ou Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco (orientadora e coordenadora do Laboratório de Biomecânica). Rua Cipotânea, 51, Cidade Universitária, CEP: 05360-160, São Paulo, SP. Tel: 3091-8426. <http://www.fm.usp.br/fofito/fisio/pessoal/isabel/labimph/index.php>. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Av. Dr. Arnaldo, 455 – Instituto Oscar Freire – 2º andar – tel: 3061-8004, FAX: 3061-8004– E-mail: cep.fm@usp.br

Assinatura do paciente/representante legal Data / /

Assinatura da testemunha Data / /

Para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semianalfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

RG: _____ () participante () responsável

(Somente para o responsável do projeto)

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo Data / /

**ANEXO 2 – APROVAÇÃO DA COMISSÃO DE ÉTICA PARA ANÁLISE DE PROJETOS DE
PESQUISA**

APROVAÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 07/10/2015, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº 407/15 intitulado: “COMPARAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA, EQUILÍBRIO E VARIAÇÃO ANGULAR NO MOVIMENTO ARABESQUE EXECUTADO POR PIQUÊ E RELEVÊ COM SAPATILHAS DE PONTA E MEIA PONTA” apresentado pelo Departamento de FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466/12, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: Isabel de Camargo Neves Sacco

Pesquisador (a) Executante: Michele Ghilardi

CEP-FMUSP, 07 de Outubro de 2015.

Profa. Dra. Maria Aparecida Azevedo Koike Folgueira
Coordenador
Comitê de Ética em Pesquisa

Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina

e-mail: cep.fm@usp.br

ANEXO 3 - QUESTIONÁRIO PARA BAILARINAS

QUESTIONÁRIO INICIAL – BAILARINAS

Esse questionário foi desenvolvido para obter informações demográficas, histórico da atividade, histórico de lesões e prática de atividades físicas paralelas à dança. **Pedimos que responda todas as perguntas do questionário.** No caso de dúvidas ou para outras informações nos colocamos a disposição.

Nome _____

Companhia/Escola: _____

Massa: _____ Estatura: _____

Idade: _____ Data nascimento: _____

1 A quanto tempo faz aulas de ballet clássico? _____

2 Em que grau/ano você está atualmente? _____

3 Com quantos anos começou a dançar? _____

4 Quantas horas/aula de ballet clássico faz por semana? _____

5 Usa sapatilhas de ponta? Sim () Não ()

A quanto tempo? _____

Qual a carga horária semanal? _____

6 Pratica outro estilo de dança? Qual _____

Qual a carga horária semanal? _____ horas.

7 Sofreu alguma lesão ao longo de seus estudos? Sim () Não ()

Qual foi a lesão? _____

Como ocorreu? _____

Tempo que ficou parada? _____

8. Pratica outras atividades físicas complementares?

() yoga () pilates () musculação () outra _____

9. Qual a importância do ballet na sua vida? Pinte o quadrado na escala abaixo que mais se aproxima:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS

Achcar D. Balé – Uma arte. Rio de Janeiro: Ediouro. 1998.

Amadio AC, Lobo da Costa PH, Sacco ICN, Serrão JC, Araújo RC, Mochizuki L, Duarte M. Introdução à biomecânica para análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição. Revista Brasileira de Fisioterapia, 1997.

Backhouse KM. Medicine and ballet. Transactions of the Medical Society of London. 1980; 95:51-53.

Barcellos C, Imbiriba LA. Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do balé clássico. Rev. paul. Educ. Fís. São Paulo. 2002;16(1):43-52.

Bartolomeo OD, Sette MM, Sloten JV, Albisetti W. Electromyographic study on the lower limb during the execution of technical fundamentals of dance: the relevé, XXI ISB Congress, 2007, Poster Sessions, Journal of Biomechanics, 40.

Bronner PTS. Differences in Segmental Coordination and Postural Control in a Multi-joint Dance Movement Développé Arabesque. Journal Dance Medicine & Science. 2012; 16(1):26-35.

Bronner S, Brownstein B. A kinematic analysis of the passé in skilled dancers [abstract]. Journal Dance Medicine & Science. 1998;2(4):149.

Bronner S, Ojofeimi S. Pelvis and hip three-dimensional kinematics in grand battement movements. Journal of Dance Medicine & Science. 2011; 15(1):23-30.

Bruyneel AV, Mesure S, Paré JC, Bertrand M. Organization of postural equilibrium in several planes in ballet dancers. Neuroscience Letters. 2010; 485:228-32.

Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. Gait Posture. 2005;21(2):197-211.

Cohen M. Abdala R. Lesões nos Esportes Diagnóstico, Prevenção e Tratamento. Ed. Revinter, 2007 1: 769–75.

- Dempster W, Guaghan G. Properties of body segments based on size and weight. *Am J Anat.* 1967;120:33-54.
- Dicionário Oxford. Advanced Learner's Dictionary. Oxford University Press. Oxford. 1990.
- Diss CE, The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyze normal running gait. *Gait Posture*, 2001;14(2):98-103.
- Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2010;14(3):183-92.
- Gilbert CB, Gross MT, Klug BKL. Relationship between hip external rotation and turnout angle for the five classical ballet positions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 1998; 27(5): 339-47.
- Golomer E.. Dynamics balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. *Clinical Neurophysiology.* 2007; 118:317-24.
- Guimarães ACA, Simas JPN. Lesões no ballet clássico. *Revista de Educação Física/UEM.* 2001; 12(2):89-96.
- Hamilton D. Dance training intensity at 11-14 years is associated with femoral torsion in classical ballet dancers commentary. *British Journal of Sports Medicine.* ISSN 0306-3674. 2006; 40(4):299-303.
- Hamilton WG. Stress fractures at the base of the second metatarsal in ballet dancers. *Foot Ankle International.* 1996; 17(2):89-94.
- Hammond SN, Hammond PE. The internal logic of dance: a weberian perspective on the history of ballet. *Journal of Social History.* ISSN 0022-4529. 1979; 12(4):591-608.
- Hammond SN, Hammond PE. Technique and autonomy in the development of art: a case study in ballet. *Dance Research Journal.* ISSN 0149-7677 1989; 21(2):15-24.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990;8(3):383-92.

- Kadel N, Donaldson-Fletcher E, Segal A. Kinematic, kinectic, and electromyographic (EMG) analysis of muscles activity during rise to the pointe position. *In: Solomon R, Solomon J (eds): Proceedings of the 14th Annual Meeting of the International Association for Dance Medicine and Science*, San Francisco, CA: IADMS, 2004; 244-7.
- Kiefer AW, Riley MA, Shockley K, Sitton CA, Hewett ET, Cummins-Sebree S, Haas JG. Gait and Posture. 2011; 34:76-80.
- Kushner S, Saboe L, Reid D, Penrose T, Grace M. Relationship of turnout to hip abduction in professional ballet dancers. *The American Journal of Sports Medicine*. ISSN 0363-5465 1990;18(3);286-91.
- Krasnow D, Wilmerding V, Stecyk S, Wyon M, Koutedakis Y. Biomechanical research in dance: a literature review. *Medical Problems of performing artists*. 2011; 26(1):3-23.
- Laane RM. Danse classique et mecanismes corporels – Anatomie, Physiologie. Ed. AmphoraSA. 1983.
- Lin CF, Su FC, Wu HW. Ankle biomechanics of ballet Dancers in relevé en pointé dance. *Sports Medicine*. 2005;31(1):23–35
- Lin CF, Lee IJ, Liao JH, Wu HW, Su FC. Comparison of postural stability between injured and uninjured ballet dancers. *The American Journal of Sports Medicine*. 2011; 39(6): 1324-31.
- Lobo da costa PH, Nora FGSA, Vieira MF, Bosch K, Rosenbaum D. Single leg balancing in ballet: effects of shoes conditions and poses. *Gait & Posture*. 2013; 37:419-23.
- Macellari VC. A computer peripheral remote sensing device for 3-dimensional monitoring of human motion. *Med Biol Eng comput*. 1983;21(3):311-8.
- Martin CK, Church TS, Thompson AM, Earnest CP, Blair SN. Exercises Dose and Quality of Life: a randomized controlled trial. *Arch intern Med*. 2009; 69(3):269-78.
- Meereis ECW, Favretto C, Bernardi CL, Peroni ABF, Mota CB. Análise das tendencias posturais em praticantes de balé clássico. *R da Educação Física/uem*. 2011; 22(1):27-35.

Ménétrey J, Fritschy D. Subtalar subluxation in ballet dancers. *American Journal of Sports Medicine*. 1999; 27(2).

Militão LN, Santos AS, Santana LA. Prevalência dos tipos de pés de praticantes de ballet clássico que utilizam sapatilhas de ponta. *Fisioterapia Brasil*, 2011; 12(6):406-9.

Monteiro, HL. Grego, LG. As Lesões na dança: conceitos, sintomas, causa situacional e tratamento. *Revista Motriz*. 2003; 9(2):63-9.

Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *The behavioral and brain sciences*. 1985;8:135–72.

O’Loughlin PF. Ankle sprains and instability in dancers. *Clinics in Sports Medicine*. 2008; 27:247-62.

Picon AP, Lobo da Costa PH, Sousa F, Sacco ICN, Amadio AC. Biomecânica e “ballet” clássico: uma avaliação das grandezas dinâmicas do “sauté” em primeira posição e da posição “en pointe” em sapatilhas de ponta. *Rev. Paul. Educ. Fís. São Paulo*. 2002; 16(1):53-60.

Picon AP, Spinardi S. Análise Antropométrica dos Pés de Praticantes de Ballet Clássico que utilizam Sapatilhas de Ponta. *Revista Uniara*. 2007; 20:177-188.

Portinari M. História da dança. Ed. Nova Fronteira. e. 2. 1989.

Pozo Municio MC. Ballet clásico: el “en dehors”. *Revista Española de Medicina de la Educación Física y el Deporte*. 1993; 2(3):161-70.

Prati SRA, Prati ARC. Níveis de aptidão física e análise de tendências posturais em bailarinas clássicas. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, ISSN 1415-8426. 2006;8(1):80-7.

Quirk R. Injuries in classical ballet. *Australian Family Physician*, 1984;13(11):802-04.

Randelli P, Arrigoni P, Lubowitz JH, Cabitza P, Denti M. Randomization Procedures in Orthopaedic Trials. *Arthroscopy*. 2008; 24(7):834-38.

Reid CC. Prevention of hip and knee injuries in ballet dancers. *Sports Medicine*. 1988; 6:295-307.

- Russell JA. Preventing dance injuries: current perspectives. *Open Access Journal of Sports Medicine*. Journal Article. ISSN 1179-1543. 2013;199-210.
- Ryman R. *The Foundations of Classical Ballet Technique*, London: RAD Trading, 1997.
- Schmit JM, Regis DI, Riley MA. Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Exp Brain Res*. 2005; 163:307-78.
- Shippen, J. Turnout is an Euler angle. *Arts Biomechanics*. 2011; 1(1):33.
- Simmons RW. Neuromuscular response of trained ballet dancers to postural perturbations. *J. Neuroscience*. 2005; 115:1193-1203.
- Silvestre AC. Et al. A fascite plantar em bailarinas clássicas. *Fisioterapia em Movimento*. 2003; 16(4):35-9.
- Toledo SD, Akuthota V, Drake DF, Nadler SF, Chou LH. Sports and performing arts medicine: issues relating to dancers. *Arch Phys Med Rehab*. 2004; 85(1):75-78.
- Vaganova A. *Las bases de la danza clásica*. Buenos Aires: Ediciones Centurión, 1945.
- Wilmerding MV, Heyward VH, King M, Fiedler KJ, Stdley CA, Pett SB, Evans B. Eletromyographic comparasion of the développé devant at barre and center. *Journal of Medicine & Science*. 2001; 5(3):69-74.
- Wilson M, Lim B-O, Kwon Y-H. A three-dimensional kinematic analysis of grand rond de jambe en l'air, skilled versus novice ballet dancers. *Journal Dance Medicine & Science*. 2004; 8(4):108-15.
- Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo, University of Waterloo. 1991.
- Wohlfahrt DA, Bullock MI. Turn out in ballet and its effect on the knee joints. *Proceedings of the VII Commonwealth and International Conference on Sport, Physical Education, Recreation and Dance*. *Physiotherapy in Sport* 1982; 3:71- 81.

APÊNDICES

Apêndice A – Rotina Matlab para análise dos dados da Força Reação do Solo

```
%Rotina elaborada para tratamento dos dados
da Força Reação do Solo
%Mestrado Michele
%23/05/2016
%= =====

%Limpar Variáveis e tela de comando
fclose all
clear all
clc
%p=Nome do diretorio selecionado
p=uigetdir;
%Entrar com a massa do sujeito
pc=str2double(cell2mat(inputdlg('qual a massa
do sujeito?')));
%Multiplica pela aceleração da gravidade
pc=pc*9.80665;
%Encontra os arquivos txt no diretório
f=dir(fullfile(p,'*.txt'));
%Organiza a variável f para ter só os nomes de
arquivo
f={f.name};

%= =====

%Encontrar arquivos em cada condição

% Meia Ponta Piqué
c01=regexp(f,'s\d\d\d\d\d\d\d\d\d\d','match');
% Meia Ponta Relevé
c02=regexp(f,'s\d\d\d\d\d\d\d\d\d\d','match');
% Ponta Piqué
c03=regexp(f,'s\d\d\d\d\d\d\d\d\d\d','match');
% Ponta Relevé
c04=regexp(f,'s\d\d\d\d\d\d\d\d\d\d','match');

%Apaga as células vazias das variáveis
c01=c01(~cellfun('isempty',c01));
c02=c02(~cellfun('isempty',c02));
c03=c03(~cellfun('isempty',c03));
c04=c04(~cellfun('isempty',c04));

%= =====

% Prealocar Matrices
p1.c01=nan(1,size(c01,2));      p2.c01=p1.c01;
p3.c01=p1.c01;
i1.c01=p1.c01; i2.c01=p1.c01; i3.c01=p1.c01;
int.c01=p1.c01;

p1.c02=nan(1,size(c02,2));      p2.c02=p1.c02;
p3.c02=p1.c02;
i1.c02=p1.c02; i2.c02=p1.c02; i3.c02=p1.c02;
int.c02=p1.c02;

p1.c03=nan(1,size(c03,2));      p2.c03=p1.c03;
p3.c03=p1.c03;
i1.c03=p1.c03; i2.c03=p1.c03; i3.c03=p1.c03;
int.c03=p1.c03;

p1.c04=nan(1,size(c04,2));      p2.c04=p1.c04;
p3.c04=p1.c04;
i1.c04=p1.c04; i2.c04=p1.c04; i3.c04=p1.c04;
int.c04=p1.c04;

% Matriz de calibração invertida
isM=[1.4551 .0208 .0101 .0067 -.0271 .0000;...
      -.0240 1.4581 -.0293 -.0059 -.0010 .0031;...
      .0274 .0025 5.7654 .0197 .0254 .0035;...
      .0001 -.0030 -.0054 .5947 -.0032 -.0048;...
      .0158 .0068 -.0060 .0030 .5881 -.0001;...
      -.008 -.0012 -.0025 .0025 .0020 .2908];

%= =====

conditions={'c01','c02','c03','c04'};      %índice
externo para ciclar entre as condições
for idx0=conditions %loop para rodar cada
condição
for idx=1:size(eval(idx0{1}),2) %Loop, Carregar e
Calcular Variáveis a condição
c=eval(idx0{1}); %pega a condição do índice
idx0
load(strcat(strcat(p,'\'),c{idx}{1},'.txt'));
%Carrega a tentativa
fz=eval(c{idx}{1}); %carrega as forças da matriz
na variavel fz
fz=fz(:,1:6)*isM*100; %Multiplica pela matriz
de calibração
fz=fz(:,3); %Escolhe a coluna da frs vertical
fz=fz(fz>1); %Pega os valores maiores q 0
[b,a]=butter(4,(40/100)/2,'low');      %Filtro
butterworth 4º ordem, corte de 40Hz <--
minimo pra nao dar artefato no vale do relevé
fz=filtfilt(b,a,fz); %aplica o filtro na força
vertical
fz=fz/pc; %normaliza pelo peso corporal
%encontra picos e vales
idx3=1; %índice para picos
```



```

idx4=1; %índice para vales
idx5=1; %índice para ascendente
pt=nan; ipt=nan; vt=nan; ivt=nan;
ilr=nan;%prealocar matrizes
for idx2=2:size(fz,1)-1 %roda procurando picos
e vales em fz também procura o ponto onde a
força começa a subir para taxa de carga
if fz(idx2)>fz(idx2-1) && fz(idx2)>fz(idx2+1) % se
o valor de fz do loop for maior que os vizinhos é
considerado um pico
pt(idx3)=fz(idx2); %salva em matriz temporaria
o valor do pico
ipt(idx3)=idx2; %salva em matriz temporaria o
valor do índice
idx3=idx3+1; %atualiza índice para salvar matriz
temporaria
elseif fz(idx2)<fz(idx2-1) && fz(idx2)<fz(idx2+1)
%vales
vt(idx4)=fz(idx2); %salva em matriz temporaria
o valor do vale
ivt(idx4)=idx2; %salva em matriz temporaria o
valor do índice
idx4=idx4+1; %atualiza índice para salvar matriz
temporaria
elseif fz(idx2)>fz(idx2-1) && fz(idx2)<fz(idx2+1)
%% procura uma ascendente com pelo menos 3
pontos
ilr(idx5)=idx2-1; %salva o início da ascendente
idx5=idx5+1; %atualiza o índice
end
end
while pt(end) < 0.3 %apaga valores do final
menores que 30% do peso corporal
pt(end)=[]; %apaga o último valor de pico
ipt(end)=[]; %apaga o último índice de pico
end
while pt(1) < 0.8 %apaga valores do início
menores que 80% do peso corporal
pt(1)=[];
ipt(1)=[];
end
if strcmp(idx0{1},'c01') || strcmp(idx0{1},'c03')
% para arabesque piqué ponta ou meia ponta,
divisor do tempo de p1 = 3
div=3;
p1.(idx0{1})(idx)=pt(1); %primeiro pico > 80% pc
i1.(idx0{1})(idx)=ipt(1); %índice do primeiro
pico
p3.(idx0{1})(idx)=pt(end); %último pico >30% pc
i3.(idx0{1})(idx)=ipt(end); % índice
else %para arabesque relevé encontra primeiro
o vale de maior amplitude depois separa o pico
anterior como p1
idx3=1;
va=nan;
for idx2=ivt; %roda pra cada vale

```

```

if any(idx2>ipt) && any(idx2<ipt) %se um vale
esta entre picos
va(idx3)=(fz(max(ipt(ipt<idx2)))-
fz(idx2)+fz(min(ipt(ipt>idx2)))-
fz(idx2))/2;%calcula amplitude média do vale
idx3=idx3+1;
else
va(idx3)=0; %zero se não tiver um pico antes (o
sinal termina ou começa subindo)
idx3=idx3+1;
end
end
idx2=find(va==max(va)); %acha o maior valor
de amplitude
va=ivt(idx2); %vai ser o índice do vale de maior
amplitude

```

```

[p1.(idx0{1})(idx),i1.(idx0{1})(idx)]=max(fz(1:va))
;%pico 1 é o maior pico antes
p3.(idx0{1})(idx)=pt(end); %último pico >30% pc
i3.(idx0{1})(idx)=ipt(end); % índice
ipt=ipt(ipt>va); %encontra o índice dos picos
depois do vale
lr2.(idx0{1})(idx)=(fz(ipt(1))-fz(va))*100/(ipt(1)-
va); %calcula a taxa de carga após o vale
end
idx3=1; %índice temporario para salvar no lugar
certo matrizes temporarias, para achar pico 2
pt=nan(1,3); it=pt; %pre aloca matrizes
temporarias
for idx2=i1.(idx0{1})(idx)+1:i3.(idx0{1})(idx)-1
%índice entre pico 1+1 e pico 3-1 (senão pega
os próprios picos 1 e 3)
if fz(idx2)>fz(idx2-1) && fz(idx2)>fz(idx2+1) % se
o valor de fz do loop for maior que os vizinhos é
considerado um pico
pt(idx3)=fz(idx2); %salva em matriz temporaria
o valor do pico
it(idx3)=idx2; %salva em matriz temporaria o
valor do índice
idx3=idx3+1; %atualiza índice para salvar matriz
temporaria
end
end
if strcmp(idx0{1},'c01') || strcmp(idx0{1},'c03')
% para arabesque piqué ponta ou meia ponta,
critério de peso para proximidade do meio e
tamanho do pico2 são o primeiro e segundo
termos
w=[0.7 0.3];
else %para arabesque relevé, critério de peso
para proximidade do meio e tamanho do pico2
w=[0.2 0.8];
end
crit1=1./(abs(it-(i3.(idx0{1})(idx)-
i1.(idx0{1})(idx))/2+i1.(idx0{1})(idx))));

```

```

crit1(isinf(crit1))=1; crit1=crit1/max(crit1)*w(1);
%um criterio para achar o pico 2 foi a
proximidade do meio
crit2=(pt-min(pt))/(max(pt)-min(pt))*w(2);
%outro criterio é o maior valor do pico
[~,decision]=max(crit1+crit2); %decidido o pico
com a maior soma dos critérios
p2.(idx0{1})(idx)=pt(decision); %coloca o valor
do pico na variavel respectiva
i2.(idx0{1})(idx)=it(decision); %coloca o valor do
indice na variavel respectiva
int.(idx0{1})(idx)=trapz(fz)/100; %calcula a
integral da curva

lr1.(idx0{1})(idx)=p1.(idx0{1})(idx).*100/(i1.(idx
0{1})(idx)-ilr(1)); %calcula a taxa de carga do
primeiro pico
h=figure('Color',[1 1 1]); %faz uma figura de
fundo branco

set(h,'units','normalized','outerposition',[0 0 1
1]); %coloca maximizado na tela
hold on %plotar na mesma figura
plot(fz,'k'); %Plotando a frs vertical

plot(i1.(idx0{1})(idx),p1.(idx0{1})(idx),'ro','linewi
dth',2,'markersize',15) %plotando uma bolinha
em pico 1

plot(i2.(idx0{1})(idx),p2.(idx0{1})(idx),'go','linew
idth',2,'markersize',15) %plotando uma bolinha
em pico 2

plot(i3.(idx0{1})(idx),p3.(idx0{1})(idx),'bo','linew
idth',2,'markersize',15) %plotando uma bolinha
em pico 3
line([ilr(1) i1.(idx0{1})(idx)],[fz(ilr(1))
p1.(idx0{1})(idx)],'linewidth',2,'color','r');
%plotando linha de lr1
if strcmp(idx0{1},'c02') || strcmp(idx0{1},'c04')
%se relevé
line([va ipt(1)],[fz(va)
fz(ipt(1))],'linewidth',2,'color','g'); %plotando
linha de lr2
end
r=nan;
while isnan(r) %loop caso a pessoa erre o menu
r=str2double(cell2mat(inputdlg('A tentativa é
válida? [1]=sim [0]=não [2]=marcar o segundo
pico [3]=marcar o terceiro pico','A escolha'))); %
pergunta se a tentativa é valida, se nao eh
apaga a tentativa em questão
end
if r==1 %se a resposta é 1, nao faz nada
elseif r==2 || r==3 %se a resposta é dois ou três
pede pra marcar o pico

```

```

while r==2 || r==3 %roda essa parte enquanto
a pessoa no ficar satisfeita(r~=2 ou 3)
[x,y]=ginput(1); %coloca a opção de marcar no
grafico
[p2t,i2t]=min(abs(ipt-x)); %encontra o pico mais
proximo de onde foi clicado
switch r
case 2 %se a resposta é 2, muda o pico 2
p2.(idx0{1})(idx)=fz(ipt(i2t)); %coloca o pico
mais proximo na variavel
i2.(idx0{1})(idx)=ipt(i2t); %coloca o indice na
variavel
case 3 %se a resposta é 3, muda o pico 3
p3.(idx0{1})(idx)=fz(ipt(i2t)); %coloca o pico
mais proximo na variavel
i3.(idx0{1})(idx)=ipt(i2t); %coloca o indice na
variavel
end
h=figure('Color',[1 1 1]); %faz uma figura de
fundo branco

set(h,'units','normalized','outerposition',[0 0 1
1]); %coloca maximizado na tela
hold on %plotar na mesma figura
plot(fz,'k'); %Plotando a frs vertical

plot(i1.(idx0{1})(idx),p1.(idx0{1})(idx),'ro','linewi
dth',2,'markersize',15) %plotando uma bolinha
em pico 1

plot(i2.(idx0{1})(idx),p2.(idx0{1})(idx),'go','linew
idth',2,'markersize',15) %plotando uma bolinha
em pico 2

plot(i3.(idx0{1})(idx),p3.(idx0{1})(idx),'bo','linew
idth',2,'markersize',15) %plotando uma bolinha
em pico 3
line([ilr(1) i1.(idx0{1})(idx)],[fz(ilr(1))
p1.(idx0{1})(idx)],'linewidth',2,'color','r');
%plotando linha de lr1
if strcmp(idx0{1},'c02') || strcmp(idx0{1},'c04')
%se relevé
line([va ipt(1)],[fz(va)
fz(ipt(1))],'linewidth',2,'color','g'); %plotando
linha de lr2
end
r=nan; %reseta r
while isnan(r) %loop caso a pessoa erre o menu
r=str2double(cell2mat(inputdlg('A tentativa é
válida? [1]=sim [0]=não [2]=preciso marcar o
segundo pico certo','A escolha'))); % pergunta
se a tentativa é valida, se nao eh apaga a
tentativa em questão
end
close(h);
end

```

```

else %se a resposta é 0, troca o que foi
computado por nan pra sair vazio no excel
p1.(idx0{1})(idx)=nan; i1.(idx0{1})(idx)=nan;
p2.(idx0{1})(idx)=nan; i3.(idx0{1})(idx)=nan;
p3.(idx0{1})(idx)=nan; i3.(idx0{1})(idx)=nan;
int.(idx0{1})(idx)=nan;
lr1.(idx0{1})(idx)=nan;
if strcmp(idx0{1},'c02') || strcmp(idx0{1},'c04')
%se relevé
lr2.(idx0{1})(idx)=nan;
end
end
close all hidden
end
end
%% Exportar no Excel
s=regexp(f{1},s\d\d,'match'); %cria uma célula
com o numero do sujeito

%Cria um cabeçalho com nomes das variáveis
c={'1° Pico Piqué Meia' '1° Pico Relevé Meia' '1°
Pico Piqué Ponta' '1° Pico Relevé Ponta'...
'2° Pico Piqué Meia' '2° Pico Relevé Meia' '2°
Pico Piqué Ponta' '2° Pico Relevé Ponta'...
'3° Pico Piqué Meia' '3° Pico Relevé Meia' '3°
Pico Piqué Ponta' '3° Pico Relevé Ponta'...
'Integral Piqué Meia' 'Integral Relevé Meia'
'Integral Piqué Ponta' 'Integral Relevé Ponta'...

```

```

Taxa de Carga 1 Piqué Meia' 'Taxa de Carga 1
Relevé Meia' 'Taxa de Carga 1 Piqué Ponta'
'Taxa de Carga 1 Relevé Ponta'...
'Taxa de Carga 2 Relevé Meia' 'Taxa de Carga 2
Relevé Ponta'...
);
%Cria uma célula de saída com os valores das
variáveis
out=num2cell([p1.c01' p1.c02' p1.c03' p1.c04'...
p2.c01' p2.c02' p2.c03' p2.c04'...
p3.c01' p3.c02' p3.c03' p3.c04'...
int.c01' int.c02' int.c03' int.c04'...
lr1.c01' lr1.c02' lr1.c03' lr1.c04'...
lr2.c02' lr2.c04'...
]);
out=[c;out]; %concatena o cabeçalho com a
matriz de saída
s2=repmat(s,size(out,1),1); %replica o numero
do sujeito pra colocar em cada tentativa
out=[s2 out]; %coloca o numero do sujeito
antes de cada tentativa
out{1,1}= 'Sujeito'; %coloca o título do sujeito
na primeira célula
warning off MATLAB:xlswrite:AddSheet %retira
a mensagem de aviso que vai colocar nova aba
[success,message]=xlswrite('data.xls',out,s{1});
%Exporta a celula out na aba s'número do
sujeito' para o e

```

Apêndice B - Rotina Matlab para Análise dos dados do Centro de Pressão

```

%%Rotina elaborada para tratamento do centro de pressão
%Mestrado Michele
%09/06/2016

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
clear all
close all
clc

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Abrindo o Teste

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%p=Nome do diretorio selecionado
p=uigetdir;
%Encontra os arquivos txt no diretório
f=dir(fullfile(p,'*.txt'));

%Organiza a variável f para ter só os nomes de
arquivo
f={f.name};

%%
=====

%Encontrar arquivos em cada condição
% Meia Ponta Piqué
c01=regexp(f,'s\d\dara_mpt\d\d','match');
% Meia Ponta Relevé
c02=regexp(f,'s\d\dara_mrt\d\d','match');
% Ponta Piqué
c03=regexp(f,'s\d\dara_ppt\d\d','match');
% Ponta Relevé
c04=regexp(f,'s\d\dara_prt\d\d','match');

%Apaga as células vazias das variáveis
c01=c01(~cellfun('isempty',c01));
c02=c02(~cellfun('isempty',c02));
c03=c03(~cellfun('isempty',c03));
c04=c04(~cellfun('isempty',c04));

%%Nome da pasta

% cd('MHS');

% %Abrir arquivo da plataforma
% [files path]=uigetfile('*.xls', 'Selecionar
arquivo da plataforma');
% files=cellstr(files);

% for i = 1:length(files);
% file=files{i};
% arq = [path,file];
% [fx fy fz mx my mz ] = textread ...
% (arq, '%f %f %f %f %f %f','headerlines',3);
% end

% Vetor de Tempo (5s a 100 Hz)
% t = linspace(0,5,500);
% t = t';

%% declarar constantes

%Frequência de aquisição da plataforma
freq=100;

%Calcula o COP a partir dos dados crus da
plataforma (plat) %%%
cal = [ 1.4986022e+000 -1.4075694e-002
1.8938981e-003 -1.0656861e-002 -4.2947399e-
003 2.9438939e-003
2.1194203e-002 1.4938096e+000 -
2.1304525e-002 -6.7583966e-003 -4.9192672e-
003 -1.9838748e-003
-6.3343242e-003 2.9568222e-002
5.8424711e+000 7.4428464e-003 1.1379570e-
002 -9.0328686e-004

```

```
-8.2093500e-005      -1.0044002e-003
9.0054030e-004  5.8807506e-001 -1.0316445e-
003 -1.5473596e-003
-9.9069517e-004      -3.3921768e-004
2.1664691e-003  7.5373214e-004  5.8803088e-
001 -3.0305171e-003
-2.5320119e-003      9.7095233e-004
2.7871162e-003 -1.9253959e-003  5.7539318e-
005 3.0277889e-001 ];
```

```
cfr=[0.038872
0.039698
0.039442
0.039290
0.039394
0.039613];
```

```
%Origem das coordenadas em metros
```

```
xo=(0.375)/1000;
yo=(-0.155)/1000;
zo=(-43.577)/1000;
```

```
%vetores=('fxfyfzmxmymz');
vetores=('fxfyfzmxmymz');
```

```
%% Loop
```

```
conditions={'c01','c02','c03','c04'};      %índice
externo para ciclar entre as condições
for idx0=conditions
%loop para rodar cada condição
for idx=1:size(eval(idx0{1}),2)
%Loop, Carregar e Calcular Variáveis a condição
c=eval(idx0{1}); %pega a condição do índice
idx0
T=load(strcat(strcat(p,'\'),c{idx}{1},'.txt'));
%Carrega a tentativa
T=T(:,1:6);
```

```
%pega os os canais da plataforma
```

```
baseline=nan(size(T,1),1);
%encontra um baseline e corta o apoio
for idx2=1:size(T,1)-10
baseline(idx2)=mean(abs(diff(T(idx2:idx2+10,3))
));
end
[~,baseline]=min(baseline);
baseline=mean(T(baseline:baseline+10,3));
hs=find(T(:,3)>baseline+0.05,1);
hs=find(abs(T(1:hs,3)-baseline)<0.01,1,'last')+1;
to=find(T(:,3)>baseline+0.05,1,'last');
if
~isempty(find(abs(T(to:end,3)-
baseline)<0.01,1))
to=to+find(abs(T(to:end,3)-baseline)<0.01,1)-2;
end
T=T(hs:to,:);
T(T==0)=0.0001;%tira os zeros
fx=T(:,1);
fy=T(:,2);
fz=T(:,3);
mx=T(:,4);
my=T(:,5);
mz=T(:,6);
t=(0:(size(fx,1)-1))/freq;
M=T/1000;

for k=1:6
cf=cfr(k);
eval(['vetores(2*k-
1:2*k),'_cal=((cal(k,1)*M(:,1))+cal(k,2)*M(:,2))
+(cal(k,3)*M(:,3))+cal(k,4)*M(:,4))+cal(k,5)*M(
(:,5))+cal(k,6)*M(:,6)))/cf;']);
end
```

%calibrar momentos no eixo da
superfície(output: N*m). Transporta os
momentos para a superfície da plataforma.

```
mx_s=mx_cal+fy_cal*zo-fz_cal*yo;
my_s=my_cal-fx_cal*zo+fz_cal*xo;
mz_s=mz_cal+fx_cal*yo-fy_cal*xo;
```

%Calculo do COP (em centímetros):

%Centro verdadeiro da plataforma

```
cop_ap_c=100*((-my_s+fx_cal*zo)/fz_cal);
```

```
cop_ml_c=100*((mx_s+fy_cal*zo)/fz_cal);
```

%Superfície da plataforma (em centímetros),

```
cop_ap=cop_ap_c-(xo*100);
```

```
cop_ml=cop_ml_c-(yo*100);
```

```
[b,a] = butter(4,8./(freq/2)); % Filtro
```

```
CPml=detrend(cop_ml);
```

```
CPml= firlfilt(b,a,CPml);
```

```
CPml=CPml.*10; % Volta para milímetros
```

```
CPap=detrend(cop_ap);
```

```
CPap= firlfilt(b,a,CPap);
```

```
CPap=CPap.*10; % Volta para milímetros
```

```
%-----
```

```
%
```

```
% Vetores CPap e CPml, já filtrados (passa  
baixa de 8 Hz) frequencia de aquisição de 100  
% Hz: freq=100
```

```
% Remove a média e tendência do sinal do CP  
para cada direção:
```

```
CPap = detrend(CPap);
```

```
CPml = detrend(CPml);
```

```
% Trajetória
```

% respectivamente CPap e CPml

```
TRAJap = sum(sqrt(diff(CPap).^2));
```

```
TRAJml = sum(sqrt(diff(CPml).^2));
```

```
TRAJ =
```

```
sum(sqrt(diff(CPap).^2)+(sqrt(diff(CPml).^2)));
```

% Desvio padrão

% do CP pode ser calculado para cada direção
por:

```
SDap = std(CPap);
```

```
SDml = std(CPml);
```

% RMS ("Root Mean Square")

```
RMSap = sqrt(sum(CPap.^2)/length(CPap));
```

```
RMSml = sqrt(sum(CPml.^2)/length(CPml));
```

% Amplitude de deslocamento do CP

% do CP (ACP) pode ser calculada por:

```
ACPap = max(CPap) - min(CPap);
```

```
ACPml = max(CPml) - min(CPml);
```

% Área

```
V = cov(CPap,CPml);
```

```
[vec,val] = eig(V);
```

```
axes = 2.4478*sqrt(svd(val));
```

```
Area = pi*prod(axes);
```

% Velocidade Média e Velocidade Média Total

% Hertz, de aquisição do sinal do CP):

```
VMap
```

```
=sum(sqrt(diff(CPap).^2))*freq/length(CPap);
```

```
VMml
```

```
=sum(sqrt(diff(CPml).^2))*freq/length(CPml);
```

% A velocidade média total (VMT)

```
VMT=sum(sqrt(diff(CPap).^2)+(diff(CPml).^2))*f  
req/length(CPap);
```

```
%-----Gerando Figuras-----%
%Determina o tamanho da tela do computador
em pixels
scrsz = get(0,'ScreenSize');

%Plot do sinal bruto
figure('Name', 'Sinal bruto das variáveis do
COP', 'NumberTitle', 'off', 'Position',...
[5   scrsz(4)/1000*45   scrsz(3)/1000*1000
scrsz(4)/1000*877]) %Posiciona a figura (Tela
cheia)
subplot(2,3,1);
plot (t,fx)
xlabel('Tempo (s)');title ('Fx')
grid
hold on
subplot(2,3,2);
plot (t,fy)
xlabel('Tempo (s)');title ('Fy')
grid
hold on
subplot(2,3,3);
plot (t,fz)
xlabel('Tempo (s)');title ('Fz')
grid
hold on
subplot(2,3,4);
plot (t,mx)
xlabel('Tempo (s)');title ('Mx')
grid
hold on
subplot(2,3,5);
plot (t,my)
xlabel('Tempo (s)');title ('My')
grid
hold on
```

```
subplot(2,3,6);
plot (t,mz)
xlabel('Tempo (s)');title ('Mz')
grid

%FxFyFzMxMyMz
figure('Name', 'Variáveis do COP calibradas',
'NumberTitle', 'off', 'Position',...
[5   scrsz(4)/1000*45   scrsz(3)/1000*495
scrsz(4)/1000*877]) %Posiciona a figura (1/2)
subplot(2,3,1);
plot (t,fx_cal*zo)
xlabel('Tempo (s)');title ('Fx')
grid
hold on
subplot(2,3,2);
plot (t,fy_cal*zo)
xlabel('Tempo (s)');title ('Fy')
grid
hold on
subplot(2,3,3);
plot (t,fz_cal*yo)
xlabel('Tempo (s)');title ('Fz')
grid
hold on
subplot(2,3,4);
plot (t,mx_s)
xlabel('Tempo (s)');title ('Mx')
grid
hold on
subplot(2,3,5);
plot (t,-my_s)
xlabel('Tempo (s)');title ('My')
grid
hold on
subplot(2,3,6);
plot (t,mz_s)
```

```

xlabel('Tempo (s)');title ('Mz')
grid

%CPap e CPml
figure('Name', 'CPap e CPml', 'NumberTitle',
'off', 'Position',...
[scrsz(3)/1000*500      scrsz(4)/1000*45
scrsz(3)/1000*500      scrsz(4)/1000*877])
%Posiciona a figura (2/2)
subplot(2,1,1);
plot(t,CPap)
xlabel('Tempo      (s)');ylabel('Milímetros');title
('CPap')
grid
hold on
subplot(2,1,2);
plot(t,CPml)
xlabel('Tempo      (s)');ylabel('Milímetros');title
('CPml')
grid

%-----Deixando as variáveis com quatro
casas decimais-----%

TRAJ_4 = (round(TRAJ*10000))./10000;
TRAJap_4 = (round(TRAJap*10000))./10000;
TRAJml_4 = (round(TRAJml*10000))./10000;
SDap_4 = (round(SDap*10000))./10000;
SDml_4 = (round(SDml*10000))./10000;
RMSap_4 = (round(RMSap*10000))./10000;
RMSml_4 = (round(RMSml*10000))./10000;
ACPap_4 = (round(ACPap*10000))./10000;
ACPml_4 = (round(ACPml*10000))./10000;

```

```

VMap_4 = (round(VMap*10000))./10000;
VMml_4 = (round(VMml*10000))./10000;
Area_4 = (round(Area*10000))./10000;
VMT_4 = (round(VMT*10000))./10000;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Resultados numérico %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%Desenha a Matriz - Alfas
Colunas1 = { 'TRAJ',      TRAJ_4      ;...
'TRAJap',    TRAJap_4    ;...
'TRAJml',    TRAJml_4    ;...
'SDap',      SDap_4      ;...
'SDml',      SDml_4      ;...
'RMSap',     RMSap_4     ;...
'RMSml',     RMSml_4     ;...
'ACPap',     ACPap_4     ;...
'ACPml',     ACPml_4     ;...
'VMap',      VMap_4      ;...
'VMml',      VMml_4      ;...
'Area',      Area_4      ;...
'VMT',       VMT_4       };

%Monta a tabela
Tabela1 = xlswrite ('Tabulacao_Dados.xls',
Colunas1,c{idx}{1}, 'A1');

disp('-----')
disp('Valores descritivos do COP estão salvos no
arquivo: Tabulacao_Dados.xls')
disp('-----')
end
end

```


Apêndice C – conjunto de comandos utilizados no software V3D para cálculo de variáveis de interesse no membro inferior direito com sapatilhas de meia-ponta

File_New	! /UNITS=kg
;	;
Create_Hybrid_Model	Assign_Model_File
! /CALIBRATION_FILE=	! /CALIBRATION_FILE=
! /SUFFIX=	! /MOTION_FILE_NAMES=
! /RANGE=ALL_FRAMES	! /REMOVE_EXISTING_ASSIGNMENTS=FALSE
! /SET_PROMPT=Open standing file	;
;	
	Lowpass_Filter
File_Open	/SIGNAL_TYPES=TARGET
! /FILE_NAME=	! /SIGNAL_NAMES=
! /SUFFIX=	! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SET_PROMPT=File_Open	! /RESULT_SUFFIX=
! /FILTER=	! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
;	! /FILTER_CLASS=BUTTERWORTH
	/FREQUENCY_CUTOFF=6.0
Apply_Model_Template	! /NUM_REFLECTED=6
! /CALIBRATION_FILE=	! /TOTAL_BUFFER_SIZE=6
/MODEL_TEMPLATE=\\asia\Users\Michele\201	! /NUM_BIDIRECTIONAL_PASSES=1
7\Dados_V3D\Modelo\modelo_m.mdh	;
! /SET_PROMPT=Open model file	
! /VIEW_BUILDMODEL_RESULTS=2	Interpolate
;	/SIGNAL_TYPES=TARGET
	! /SIGNAL_NAMES=
Set_Subject_Height	/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/CALIBRATION_FILE=	! /RESULT_SUFFIX=
! /HEIGHT=	! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
! /UNITS=m	/MAXIMUM_GAP=50
;	! /NUM_FIT=3
	! /POLYNOMIAL_ORDER=3
Set_Subject_Weight	;
/CALIBRATION_FILE=	
! /WEIGHT=	Import_Analog_Signals_From_Amti_Ascii_File

```

/FREQUENCY=100
/REPLACE_EXISTING_SIGNALS=TRUE
;

Modify_Analog_Parameters
/ANALOG_LABELS=FX1+FY1+FZ1+MX1+MY1+M
Z1
/ANALOG_GEN_SCALE=100
/ANALOG_SCALE=1+1+-1+1+1+-1
;

Set_Use_Processed_Analog
/USE_PROCESSED=FALSE
;

Modify_Force_Platform_Parameters
/FP_USED=1
/FP_TYPE=4
/FP_CHANNEL=1+2+3+4+5+6
/FP_ORIGIN=1+1+-44
/FP_CALMATRIX=1.4551+-
0+0+0+0+0+0+1.4581+0+0+0+0+-
0+0+5.7654+0+0+0+0+0+0+594.7+0+0+0+0+
0+588.1+0+0+0+0+0+0+290.6
!/STORE_CALMATRIX=BYROW
/FP_ZERO=0+0
/FP_ZEROS=0+20
/FP_CORNER1=0+508+0
/FP_CORNER2=464+508+0
/FP_CORNER3=464+0+0
/FP_CORNER4=0+0+0
!/FP_COP_POLYNOMIAL=
!/FP_COP_TRANSLATION=
!/FP_COP_ROTATION=
!/UPDATE_C3D_FILE=FALSE
!/MODIFY_CAL_FILE=FALSE
;

```

```

Second_Derivative
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_FOLDER=Acceleration
;

Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_NAMES=FP1
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=Force Begin
!/SELECT_X=FALSE
!/SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
!/SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=10
!/FRAME_WINDOW=8
/RADIUS=12
/FRAME_OFFSET=-1
/ASCENDING=TRUE
!/DESCENDING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD
D_CROSSING=FALSE
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD
_CROSSING=TRUE
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=1
;

Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_NAMES=nd2R
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_NAME=Foot Close

```

```

/SELECT_X=FALSE
/SELECT_Y=TRUE
/SELECT_Z=FALSE
!/SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=-0.10
/FRAME_WINDOW=8
!/FRAME_OFFSET=0
/ASCENDING=TRUE
/DESCENDING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=1
;

```

Event_Threshold

```

/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_NAMES=nd2R
/SIGNAL_FOLDER=Acceleration
/RESULT_EVENT_NAME=Foot Touch
!/SELECT_X=FALSE
!/SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
!/SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=0.18
/FRAME_WINDOW=4
/FRAME_OFFSET=-1
/ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE

```

```

!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
/START_AT_EVENT=FOOT CLOSE
!/END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=2
;

```

Set_Pipeline_Parameter_To_List_Of_Tagged_Files

```

/PARAMETER_NAME=FILES
/TAG_NAME=ALL_FILES
!/GET_CURRENT_SELECTED_FILES=false
!/USE_SHORT_FILENAMES=false
;

```

For_Each

```

/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX2
/ITEMS=:FILES
;

```

Select_Active_File

```

/FILE_NAME=:INDEX2
;

```

Metric_Frames_Between_Events

```

/RESULT_METRIC_NAME=Shift
/RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+Force Begin
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
!/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

```

Metric_Frames_Between_Events

```

/RESULT_METRIC_NAME=Shift
!/RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED

```

```

/EVENT_SEQUENCE= Force Begin + Foot Touch
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=Shift
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=Shift
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

```

```

Add_Constant_To_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Shift
!/SIGNAL_COMPONENTS=
!/RESULT_TYPES=
!/RESULT_FOLDERS=PROCESSED
/RESULT_NAME=Shift50
/APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/CONSTANT=100
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=Shift50
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=Shift50
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

```

```

Shift_Frames
/SIGNAL_TYPES=ANALOG
!/SIGNAL_NAMES=

```

```

!/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/FRAME_SHIFT=:Shift
/REPLACEMENT_VALUE=0
;

```

```

Set_Use_Processed_Analog
/USE_PROCESSED=TRUE
;

```

```

Modify_Force_Platform_Parameters
/FP_USED=1
/FP_TYPE=4
/FP_CHANNEL=1+2+3+4+5+6
/FP_ORIGIN=1+1+-44
/FP_CALMATRIX=1.4551+-
0+0+0+0+0+0+1.4581+0+0+0+0+-
0+0+5.7654+0+0+0+0+0+0+594.7+0+0+0+0+0+
0+588.1+0+0+0+0+0+0+290.6
!/STORE_CALMATRIX=BYROW
/FP_ZERO=0+0
/FP_ZEROS=:Shift+:Shift25
/FP_CORNER1=0.+508.+0.
/FP_CORNER2=464.+508.+0.
/FP_CORNER3=464.+0.+0.
/FP_CORNER4=0.+0.+0.
/FP_COP_POLYNOMIAL=0+0+0+0+0+0+0+0+0+
0+0+0
/FP_COP_TRANSLATION=0+0+0
/FP_COP_ROTATION=0+0+0
!/UPDATE_C3D_FILE=FALSE
!/MODIFY_CAL_FILE=FALSE
;

```

```

End_For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX2
;

```

```
Select_Active_File
/FILE_NAME=ALL_FILES
;
```

```
Event_Threshold
/RESULT_EVENT_NAME=INIC
/SIGNAL_TYPES=FORCE
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
!/SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
/FRAME_OFFSET=-1
!/TIME_OFFSET=
!/EVENT_SEQUENCE=
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
!/EVENT_SUBSEQUENCE=
!/SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
!/EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
!/EVENT_INSTANCE=0
/THRESHOLD=10
/ON_ASCENT=TRUE
/ON_DESCENT=FALSE
/FRAME_WINDOW=20
!/ENSURE_FRAMES_BEFORE=FALSE
/ENSURE_FRAMES_AFTER=TRUE
;
```

```
Event_Threshold
/RESULT_EVENT_NAME=FIM
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
!/SIGNAL_NAMES=
!/SELECT_X=FALSE
!/SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
!/SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=10
```

```
/FRAME_WINDOW=12
!/FRAME_OFFSET=0
!/ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=TRUE
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
;
```

```
Lowpass_Filter
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/FREQUENCY_CUTOFF=20
;
```

```
Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=MASS
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_NAMES=WEIGHT
/CONSTANT=9.78622
;
```

```
Multiply_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
/SIGNAL_NAMES=HEIGHT+WEIGHT
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
/RESULT_NAME=BWH
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
;
```

```
Divide_Signals
```

```

/SIGNAL_TYPES=FORCE+METRIC
/SIGNAL_NAMES=FP1+WEIGHT
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL+PROCESSED
/RESULT_NAME=F/m
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Tornozelo_D
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=RSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
!/NEGATEX=FALSE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
!/TREADMILL_DATA=FALSE
!
/TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
!/TREADMILL_SPEED=0.0
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Tornozelo_D
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RSK
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE

```

```

/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_
LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
/NEGATEX=TRUE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
!/TREADMILL_DATA=FALSE
!
/TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
!/TREADMILL_SPEED=0.0
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Joelho_D
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RSK
/REFERENCE_SEGMENT=RTH
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Joelho_D
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=RSK

```

```

/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RTH
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_
LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
!/NEGATEX=FALSE
/NEGATEY=TRUE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

Compute_Model_Based_Data

```

/RESULT_NAME=Ângulo do Quadril_D
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RTH
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

Compute_Model_Based_Data

```

/RESULT_NAME=Momento do Quadril_D
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=RTH

```

```

/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_
LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
/NEGATEX=TRUE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

Compute_Model_Based_Data

```

/RESULT_NAME=Velocidade da Pelve
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=RPV
/REFERENCE_SEGMENT=
;

```

Recalc

```
;
```

Multiply_Signals_By_Constant

```

/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Tornozelo_D
/CONSTANT=100
;

```

Multiply_Signals_By_Constant

```

/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Joelho_D
/CONSTANT=100
;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Quadril_D
/CONSTANT=100
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Folder_Path
/PARAMETER_NAME=FOLDER
!/PARAMETER_VALUE=::FOLDER
!/PARAMETER_VALUE_SEARCH_FOR=
!/PARAMETER_VALUE_REPLACE_WITH=
!/PARAMETER_VALUE_APPEND=
;

```

```

Event_Copy
/EVENT_NAME=FIM
/NEW_EVENT_NAME=FIM_FIM
/FRAME_OFFSET=1
/TIME_OFFSET=1
/PERCENT_OFFSET=1
/EVENT_INSTANCE=-1
!/RANGE_INSTANCE=0
!/EVENT_SEQUENCE=
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Quadril_D
/FILE_NAME=::FOLDER&all_HIP_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=

```

```

!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Joelho_D
/FILE_NAME=::FOLDER&all_KNEE_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE

```



```

;

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Quadril_D
/FILE_NAME=::FOLDER&mq_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Joelho_D
/FILE_NAME=::FOLDER&mj_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Tornozelo_D
/FILE_NAME=::FOLDER&all_ANKLE_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Tornozelo_D
/FILE_NAME=::FOLDER&mt_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/FILE_NAME=::FOLDER&frsx.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE

```

```

/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&frsy.txt
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=Y
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&frsz.txt
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&vp.txt
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Velocidade da Pelve
/SIGNAL_COMPONENTS=Y
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM

```

/NORMALIZE_DATA=TRUE

;

File_Save_As

/FILE_NAME=::FOLDER&arabesque_m.cmo

;

Export_Data_To_Ascii_File

/SIGNAL_TYPES=TARGET+TARGET+LANDMARK+

LANDMARK+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET

T+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET

+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+L

ANDMARK+LANDMARK+LANDMARK+LANDMA

RK+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET

T+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET

+TARGET+LANDMARK+LANDMARK+TARGET+T

ARGET+TARGET+TARGET

/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED+OR

IGINAL+ORIGINAL+PROCESSED+PROCESSED+PR

OCESED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSE

D+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROC

ESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+P

ROCESSED+ORIGINAL+ORIGINAL+ORIGINAL+OR

IGINAL+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+

PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESS

ED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PRO

CESSED+ORIGINAL+ORIGINAL+PROCESSED+PR

OCESED+PROCESSED+PROCESSED

/SIGNAL_NAMES=ASISL+ASISR+calcL+calcR+CL1

+CL2+CL3+CR1+CR2+CR3+IntML+IntMR+LCL+LC

R+LML+LMR+LTL+LTR+cmL+cmR+mmL+mmR+n

d2L+nd2R+PL1+PL2+PL3+PR1+PR2+PR3+PSISL+

PSISR+SAC+L1st+R1st+th5L+th5R+TTL+TTR

/FILE_NAME=::FOLDER&markers.txt

! /SIGNAL_COMPONENTS=

/COMPONENT_SEQUENCE=ALL

/SIGNAL_PRECISION=5

! /START_LABEL=

! /END_LABEL=

/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM

! /EXCLUDE_EVENTS=

! /USE_POINT_RATE=FALSE

! /NORMALIZE_DATA=TRUE

! /NORMALIZE_POINTS=101

! /EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE

! /USE_P2D_FORMAT=FALSE

! /USE_XML_FORMAT=FALSE

! /USE_SHORT_FILENAME=FALSE

! /EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE

! /EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE

! /EXPORT_NAN=FALSE

;

-9.9069517e-004 -3.3921768e-004

2.1664691e-003 7.5373214e-004 5.8803088e-

001 -3.0305171e-003

-2.5320119e-003 9.7095233e-004

2.7871162e-003 -1.9253959e-003 5.7539318e-

005 3.0277889e-001];

Apêndice D – conjunto de comandos utilizados no software V3D para cálculo de variáveis de interesse no membro inferior direito com sapatilhas de ponta

File_New	! /TOTAL_BUFFER_SIZE=6
;	! /NUM_BIDIRECTIONAL_PASSES=1
Create_Hybrid_Model	;
! /CALIBRATION_FILE=	Interpolate
! /SUFFIX=	/SIGNAL_TYPES=TARGET
! /RANGE=ALL_FRAMES	! /SIGNAL_NAMES=
! /SET_PROMPT=Open standing file	/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
;	! /RESULT_SUFFIX=
File_Open	! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
! /FILE_NAME=	/MAXIMUM_GAP=50
! /SUFFIX=	! /NUM_FIT=3
! /SET_PROMPT=File_Open	! /POLYNOMIAL_ORDER=3
! /FILTER=	;
;	Import_Analog_Signals_From_Amti_Ascii_File
Apply_Model_Template	/FREQUENCY=100
! /CALIBRATION_FILE=	/REPLACE_EXISTING_SIGNALS=TRUE
/MODEL_TEMPLATE=\\asia\Users\Michele\201	;
7\Dados_V3D\Modelo\modelo_p.mdh	Modify_Analog_Parameters
! /SET_PROMPT=Open model file	/ANALOG_LABELS=FX1+FY1+FZ1+MX1+MY1+M
! /VIEW_BUILDMODEL_RESULTS=2	Z1
;	/ANALOG_GEN_SCALE=100
Set_Subject_Height	/ANALOG_SCALE=1+1+-1+1+1+-1
/CALIBRATION_FILE=	;
! /HEIGHT=	Set_Use_Processed_Analog
! /UNITS=m	/USE_PROCESSED=FALSE
;	;
Set_Subject_Weight	Modify_Force_Platform_Parameters
/CALIBRATION_FILE=	/FP_USED=1
! /WEIGHT=	/FP_TYPE=4
! /UNITS=kg	/FP_CHANNEL=1+2+3+4+5+6
;	/FP_ORIGIN=1+1+-44
Assign_Model_File	/FP_CALMATRIX=1.4551+-
! /CALIBRATION_FILE=	0+0+0+0+0+0+1.4581+0+0+0+0+-
! /MOTION_FILE_NAMES=	0+0+5.7654+0+0+0+0+0+0+594.7+0+0+0+0+0+
! /REMOVE_EXISTING_ASSIGNMENTS=FALSE	0+588.1+0+0+0+0+0+0+290.6
;	! /STORE_CALMATRIX=BYROW
Lowpass_Filter	/FP_ZERO=0+0
/SIGNAL_TYPES=TARGET	/FP_ZEROS=0+20
! /SIGNAL_NAMES=	/FP_CORNER1=0+508+0
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL	/FP_CORNER2=464+508+0
! /RESULT_SUFFIX=	/FP_CORNER3=464+0+0
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED	/FP_CORNER4=0+0+0
! /FILTER_CLASS=BUTTERWORTH	! /FP_COP_POLYNOMIAL=
/FREQUENCY_CUTOFF=6.0	! /FP_COP_TRANSLATION=
! /NUM_REFLECTED=6	! /FP_COP_ROTATION=
	! /UPDATE_C3D_FILE=FALSE

```
! /MODIFY_CAL_FILE=FALSE
;
```

```
Second_Derivative
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_FOLDER=Acceleration
;
```

```
Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_NAMES=FP1
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=Force Begin
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=10
! /FRAME_WINDOW=8
/RADIUS=12
/FRAME_OFFSET=-1
/ASCENDING=TRUE
! /DESCENDING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=TRUE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=1
;
```

```
Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_NAMES=nd2R
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_NAME=Foot Close
/SELECT_X=FALSE
/SELECT_Y=TRUE
/SELECT_Z=FALSE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=-0.10
/FRAME_WINDOW=8
! /FRAME_OFFSET=0
/ASCENDING=TRUE
/DESCENDING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
```

```
/EVENT_INSTANCE=1
;
```

```
Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_NAMES=nd2R
/SIGNAL_FOLDER=Acceleration
/RESULT_EVENT_NAME=Foot Touch
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=0.18
/FRAME_WINDOW=4
/FRAME_OFFSET=-1
/ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
/START_AT_EVENT=FOOT CLOSE
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=2
;
```

```
Set_Pipeline_Parameter_To_List_Of_Tagged_Files
/PARAMETER_NAME=FILES
/TAG_NAME=ALL_FILES
! /GET_CURRENT_SELECTED_FILES=false
! /USE_SHORT_FILENAMES=false
;
```

```
For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX2
/ITEMS::FILES
;
```

```
Select_Active_File
/FILE_NAME::INDEX2
;
```

```
Metric_Frames_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Shift
/RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+Force Begin
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;
```

```
Metric_Frames_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Shift
```

```

! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE= Force Begin + Foot Touch
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=Shift
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=Shift
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

```

```

Add_Constant_To_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Shift
! /SIGNAL_COMPONENTS=
! /RESULT_TYPES=
! /RESULT_FOLDERS=PROCESSED
/RESULT_NAME=Shift50
/APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/CONSTANT=100
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=Shift50
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=Shift50
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

```

```

Shift_Frames
/SIGNAL_TYPES=ANALOG
! /SIGNAL_NAMES=
! /SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/FRAME_SHIFT=:Shift
/REPLACEMENT_VALUE=0
;

```

```

Set_Use_Processed_Analog
/USE_PROCESSED=TRUE
;

```

```

Modify_Force_Platform_Parameters
/FP_USED=1
/FP_TYPE=4
/FP_CHANNEL=1+2+3+4+5+6
/FP_ORIGIN=1+1+-44
/FP_CALMATRIX=1.4551+-
0+0+0+0+0+0+1.4581+0+0+0+0+-
0+0+5.7654+0+0+0+0+0+0+594.7+0+0+0+0+
0+588.1+0+0+0+0+0+0+290.6

```

```

! /STORE_CALMATRIX=BYROW
/FP_ZERO=0+0
/FP_ZEROS=:Shift+:Shift25
/FP_CORNER1=0.+508.+0.
/FP_CORNER2=464.+508.+0.
/FP_CORNER3=464.+0.+0.
/FP_CORNER4=0.+0.+0.
/FP_COP_POLYNOMIAL=0+0+0+0+0+0+0+0+
0+0+0
/FP_COP_TRANSLATION=0+0+0
/FP_COP_ROTATION=0+0+0
! /UPDATE_C3D_FILE=FALSE
! /MODIFY_CAL_FILE=FALSE
;

```

```

End_For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX2
;

```

```

Select_Active_File
/FILE_NAME=ALL_FILES
;

```

```

Event_Threshold
/RESULT_EVENT_NAME=INIC
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
/FRAME_OFFSET=-1
! /TIME_OFFSET=
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
/THRESHOLD=10
/ON_ASCENT=TRUE
/ON_DESCENT=FALSE
/FRAME_WINDOW=20
! /ENSURE_FRAMES_BEFORE=FALSE
/ENSURE_FRAMES_AFTER=TRUE
;

```

```

Event_Threshold
/RESULT_EVENT_NAME=FIM
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=10

```

```

/FRAME_WINDOW=12
!/FRAME_OFFSET=0
!/ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=TRUE
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
;

```

```

Lowpass_Filter
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/FREQUENCY_CUTOFF=20
;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=MASS
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_NAMES=WEIGHT
/CONSTANT=9.78622
;

```

```

Multiply_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
/SIGNAL_NAMES=HEIGHT+WEIGHT
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
/RESULT_NAME=BWH
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

```

```

Divide_Signals
/SIGNAL_TYPES=FORCE+METRIC
/SIGNAL_NAMES=FP1+WEIGHT
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL+PROCESSED
/RESULT_NAME=F/m
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Tornozelo_D
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=RSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
!/NEGATEX=FALSE
!/NEGATEY=FALSE

```

```

!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
!/TREADMILL_DATA=FALSE
!
/TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
!/TREADMILL_SPEED=0.0
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Tornozelo_D
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=RFT
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RSK
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
/NEGATEX=TRUE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
!/TREADMILL_DATA=FALSE
!
/TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
!/TREADMILL_SPEED=0.0
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Joelho_D
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RSK
/REFERENCE_SEGMENT=RTH
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Joelho_D
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=RSK
/REFERENCE_SEGMENT=

```

```

/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RTH
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_
LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
!/NEGATEX=FALSE
/NEGATEY=TRUE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Quadril_D
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=RTH
/REFERENCE_SEGMENT=RPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Quadril_D
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=RTH
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=RPV
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_
LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
/NEGATEX=TRUE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Velocidade da Pelve
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=RPV
/REFERENCE_SEGMENT=
;

;

Recalc
;

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Tornozelo_D
/CONSTANT=100
;

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Joelho_D
/CONSTANT=100
;

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Quadril_D
/CONSTANT=100
;

Set_Pipeline_Parameter_To_Folder_Path
/PARAMETER_NAME=FOLDER
!/PARAMETER_VALUE=:FOLDER
!/PARAMETER_VALUE_SEARCH_FOR=
!/PARAMETER_VALUE_REPLACE_WITH=
!/PARAMETER_VALUE_APPEND=
;

Event_Copy
/EVENT_NAME=FIM
/NEW_EVENT_NAME=FIM_FIM
/FRAME_OFFSET=1
/TIME_OFFSET=1
/PERCENT_OFFSET=1
/EVENT_INSTANCE=-1
!/RANGE_INSTANCE=0
!/EVENT_SEQUENCE=
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
;

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Quadril_D
/FILE_NAME=:FOLDER&all_HIP_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM

```



```

!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Joelho_D
/FILE_NAME=::FOLDER&all_KNEE_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Tornozelo_D
/FILE_NAME=::FOLDER&all_ANKLE_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE

```

```

!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Quadril_D
/FILE_NAME=::FOLDER&mq_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Joelho_D
/FILE_NAME=::FOLDER&mj_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED

```

```

/SIGNAL_NAMES=Momento do Tornozelo_D
/FILE_NAME=::FOLDER&mt_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/FILE_NAME=::FOLDER&frsx.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&frsy.txt
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=Y
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File

```

```

/FILE_NAME=::FOLDER&frsz.txt
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&vp.txt
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Velocidade da Pelve
/SIGNAL_COMPONENTS=Y
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

File_Save_As
/FILE_NAME=::FOLDER&arabesque_m.cmo
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=TARGET+TARGET+LANDMARK+
LANDMARK+TARGET+TARGET+TARGET+TARGE
T+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET
+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+L
ANDMARK+LANDMARK+LANDMARK+LANDMA
RK+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGE
T+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET
+TARGET+LANDMARK+LANDMARK+TARGET+T
ARGET+TARGET+TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED+OR
IGINAL+ORIGINAL+PROCESSED+PROCESSED+PR
OCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSE
D+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROC
ESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+P
ROCESSED+ORIGINAL+ORIGINAL+ORIGINAL+OR
IGINAL+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+
PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESS
ED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PRO
CESSED+ORIGINAL+ORIGINAL+PROCESSED+PR
OCESSED+PROCESSED+PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=ASISL+ASISR+calcL+calcR+CL1
+CL2+CL3+CR1+CR2+CR3+IntML+IntMR+LCL+LC
R+LML+LMR+LTL+LTR+cmL+cmR+mmL+mmR+n
d2L+nd2R+PL1+PL2+PL3+PR1+PR2+PR3+PSISL+
PSISR+SAC+L1st+R1st+th5L+th5R+TTL+TTR
/FILE_NAME=::FOLDER&markers.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=ALL
/SIGNAL_PRECISION=5
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=

```

```
! /USE_POINT_RATE=FALSE  
! /NORMALIZE_DATA=TRUE  
! /NORMALIZE_POINTS=101  
! /EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE  
! /USE_P2D_FORMAT=FALSE  
;
```

```
! /USE_XML_FORMAT=FALSE  
! /USE_SHORT_FILENAME=FALSE  
! /EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE  
! /EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE  
! /EXPORT_NAN=FALSE
```

Apêndice E – conjunto de comandos utilizados no software V3D para cálculo de variáveis de interesse no membro inferior esquerdo com sapatilhas de meia-ponta

```

File_New
;
! /NUM_REFLECTED=6
! /TOTAL_BUFFER_SIZE=6
! /NUM_BIDIRECTIONAL_PASSES=1
;

Create_Hybrid_Model
! /CALIBRATION_FILE=
! /SUFFIX=
! /RANGE=ALL_FRAMES
! /SET_PROMPT=Open standing file
;

File_Open
! /FILE_NAME=
! /SUFFIX=
! /SET_PROMPT=File_Open
! /FILTER=
;

Apply_Model_Template
! /CALIBRATION_FILE=
/ MODEL_TEMPLATE=\\asia\Users\Michele\201
7\Dados_V3D\Modelo\modelo_m.mdh
! /SET_PROMPT=Open model file
! /VIEW_BUILDMODEL_RESULTS=2
;

Set_Subject_Height
/ CALIBRATION_FILE=
! /HEIGHT=
! /UNITS=m
;

Set_Subject_Weight
/ CALIBRATION_FILE=
! /WEIGHT=
! /UNITS=kg
;

Assign_Model_File
! /CALIBRATION_FILE=
! /MOTION_FILE_NAMES=
! /REMOVE_EXISTING_ASSIGNMENTS=FALSE
;

Lowpass_Filter
/ SIGNAL_TYPES=TARGET
! /SIGNAL_NAMES=
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /RESULT_SUFFIX=
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
! /FILTER_CLASS=BUTTERWORTH
/ FREQUENCY_CUTOFF=6.0

Interpolate
/ SIGNAL_TYPES=TARGET
! /SIGNAL_NAMES=
/ SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
! /RESULT_SUFFIX=
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
/ MAXIMUM_GAP=50
! /NUM_FIT=3
! /POLYNOMIAL_ORDER=3
;

Import_Analog_Signals_From_Amti_Ascii_File
/ FREQUENCY=100
/ REPLACE_EXISTING_SIGNALS=TRUE
;

Modify_Analog_Parameters
/ ANALOG_LABELS=FX1+FY1+FZ1+MX1+MY1+M
Z1
/ ANALOG_GEN_SCALE=100
/ ANALOG_SCALE=1+1+-1+1+1+-1
;

Set_Use_Processed_Analog
/ USE_PROCESSED=FALSE
;

Modify_Force_Platform_Parameters
/ FP_USED=1
/ FP_TYPE=4
/ FP_CHANNEL=1+2+3+4+5+6
/ FP_ORIGIN=1+1+-44
/ FP_CALMATRIX=1.4551+-
0+0+0+0+0+0+1.4581+0+0+0+0+-
0+0+5.7654+0+0+0+0+0+594.7+0+0+0+0+
0+588.1+0+0+0+0+0+290.6
! /STORE_CALMATRIX=BYROW
/ FP_ZERO=0+0
/ FP_ZEROS=0+20
/ FP_CORNER1=0+508+0
/ FP_CORNER2=464+508+0
/ FP_CORNER3=464+0+0
/ FP_CORNER4=0+0+0
! /FP_COP_POLYNOMIAL=
! /FP_COP_TRANSLATION=

```

```

! /FP_COP_ROTATION=
! /UPDATE_C3D_FILE=FALSE
! /MODIFY_CAL_FILE=FALSE
;

```

```

Second_Derivative
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_FOLDER=Acceleration
;

```

```

Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_NAMES=FP1
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=Force Begin
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=10
! /FRAME_WINDOW=8
/RADIUS=12
/FRAME_OFFSET=-1
/ASCENDING=TRUE
! /DESCENDING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=TRUE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=1
;

```

```

Event_Threshold
/RESULT_EVENT_NAME=Foot Close
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=nd2L
/SIGNAL_COMPONENTS=Y
! /FRAME_OFFSET=0
! /TIME_OFFSET=
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
/EVENT_INSTANCE=1
/THRESHOLD=-0.10
/ON_ASCENT=TRUE
/ON_DESCENT=FALSE
! /FRAME_WINDOW=8
! /ENSURE_FRAMES_BEFORE=FALSE

```

```

! /ENSURE_FRAMES_AFTER=FALSE
;

```

```

Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_NAMES=nd2L
/SIGNAL_FOLDER=Acceleration
/RESULT_EVENT_NAME=Foot Touch
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=0.18
/FRAME_WINDOW=4
/FRAME_OFFSET=-1
/ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
/START_AT_EVENT=FOOT CLOSE
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=2
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_List_Of_Tagged_Files
/PARAMETER_NAME=FILES
/TAG_NAME=ALL_FILES
! /GET_CURRENT_SELECTED_FILES=false
! /USE_SHORT_FILENAMES=false
;

```

```

For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX2
/ITEMS::FILES
;

```

```

Select_Active_File
/FILE_NAME::INDEX2
;

```

```

Metric_Frames_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Shift
/RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+Force Begin
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;

```

```

Metric_Frames_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Shift

```

```

! /RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE= Force Begin + Foot Touch
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=Shift
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=Shift
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

```

```

Add_Constant_To_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Shift
! /SIGNAL_COMPONENTS=
! /RESULT_TYPES=
! /RESULT_FOLDERS=PROCESSED
/RESULT_NAME=Shift50
/APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/CONSTANT=100
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=Shift50
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=Shift50
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

```

```

Shift_Frames
/SIGNAL_TYPES=ANALOG
! /SIGNAL_NAMES=
! /SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/FRAME_SHIFT=:Shift
/REPLACEMENT_VALUE=0
;

```

```

Set_Use_Processed_Analog
/USE_PROCESSED=TRUE
;

```

```

Modify_Force_Platform_Parameters
/FP_USED=1
/FP_TYPE=4
/FP_CHANNEL=1+2+3+4+5+6
/FP_ORIGIN=1+1+-44
/FP_CALMATRIX=1.4551+-
0+0+0+0+0+0+1.4581+0+0+0+0+-
0+0+5.7654+0+0+0+0+0+0+594.7+0+0+0+0+
0+588.1+0+0+0+0+0+0+290.6

```

```

! /STORE_CALMATRIX=BYROW
/FP_ZERO=0+0
/FP_ZEROS=:Shift+:Shift25
/FP_CORNER1=0.+508.+0.
/FP_CORNER2=464.+508.+0.
/FP_CORNER3=464.+0.+0.
/FP_CORNER4=0.+0.+0.
/FP_COP_POLYNOMIAL=0+0+0+0+0+0+0+0+
0+0+0
/FP_COP_TRANSLATION=0+0+0
/FP_COP_ROTATION=0+0+0
! /UPDATE_C3D_FILE=FALSE
! /MODIFY_CAL_FILE=FALSE
;

```

```

End_For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX2
;

```

```

Select_Active_File
/FILE_NAME=ALL_FILES
;

```

```

Event_Threshold
/RESULT_EVENT_NAME=INIC
/SIGNAL_TYPES=FORCE
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
/FRAME_OFFSET=-1
! /TIME_OFFSET=
! /EVENT_SEQUENCE=
! /EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_SUBSEQUENCE=
! /SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
! /EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
! /EVENT_INSTANCE=0
/THRESHOLD=10
/ON_ASCENT=TRUE
/ON_DESCENT=FALSE
/FRAME_WINDOW=20
! /ENSURE_FRAMES_BEFORE=FALSE
/ENSURE_FRAMES_AFTER=TRUE
;

```

```

Event_Threshold
/RESULT_EVENT_NAME=FIM
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
! /SIGNAL_NAMES=
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=10

```

```

/FRAME_WINDOW=12
!/FRAME_OFFSET=0
!/ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=TRUE
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
;

```

```

Lowpass_Filter
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/FREQUENCY_CUTOFF=20
;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=MASS
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_NAMES=WEIGHT
/CONSTANT=9.78622
;

```

```

Multiply_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
/SIGNAL_NAMES=HEIGHT+WEIGHT
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
/RESULT_NAME=BWH
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

```

```

Divide_Signals
/SIGNAL_TYPES=FORCE+METRIC
/SIGNAL_NAMES=FP1+WEIGHT
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL+PROCESSED
/RESULT_NAME=F/m
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Tornozelo_E
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=LSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
!/NEGATEX=FALSE
!/NEGATEY=FALSE

```

```

!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
!/TREADMILL_DATA=FALSE
!
/TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
!/TREADMILL_SPEED=0.0
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Tornozelo_E
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LSK
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
/NEGATEX=TRUE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
!/TREADMILL_DATA=FALSE
!
/TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
!/TREADMILL_SPEED=0.0
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Joelho_E
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=LSK
/REFERENCE_SEGMENT=LTH
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Joelho_E
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=LSK
/REFERENCE_SEGMENT=

```

```

/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LTH
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_
LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
!/NEGATEX=FALSE
/NEGATEY=TRUE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Quadril_E
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=LTH
/REFERENCE_SEGMENT=LPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Quadril_E
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=LTH
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LPV
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_
LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
/NEGATEX=TRUE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Velocidade da Pelve
/FUNCTION=SEG_VELOCITY
/SEGMENT=LPV
/REFERENCE_SEGMENT=

```

```

;

```

```

Recalc

```

```

;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Tornozelo_E
/CONSTANT=100
;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Joelho_E
/CONSTANT=100
;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Quadril_E
/CONSTANT=100
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Folder_Path
/PARAMETER_NAME=FOLDER
!/PARAMETER_VALUE=:FOLDER
!/PARAMETER_VALUE_SEARCH_FOR=
!/PARAMETER_VALUE_REPLACE_WITH=
!/PARAMETER_VALUE_APPEND=
;

```

```

Event_Copy
/EVENT_NAME=FIM
/NEW_EVENT_NAME=FIM_FIM
/FRAME_OFFSET=1
/TIME_OFFSET=1
/PERCENT_OFFSET=1
/EVENT_INSTANCE=-1
!/RANGE_INSTANCE=0
!/EVENT_SEQUENCE=
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Quadril_E
/FILE_NAME=:FOLDER&all_HIP_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM

```



```

!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Joelho_E
/FILE_NAME=::FOLDER&all_KNEE_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Tornozelo_E
/FILE_NAME=::FOLDER&all_ANKLE_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE

```

```

!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Quadril_E
/FILE_NAME=::FOLDER&mq_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Joelho_E
/FILE_NAME=::FOLDER&mj_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED

```

```

/SIGNAL_NAMES=Momento do Tornozelo_E
/FILE_NAME=::FOLDER&mt_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/FILE_NAME=::FOLDER&frsx.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&frsy.txt
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=Y
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File

```

```

/FILE_NAME=::FOLDER&frsz.txt
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&vp.txt
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Velocidade da Pelve
/SIGNAL_COMPONENTS=Y
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

File_Save_As
/FILE_NAME=::FOLDER&arabesque_m.cmo
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=TARGET+TARGET+LANDMARK+
LANDMARK+TARGET+TARGET+TARGET+TARGE
T+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET
+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+L
ANDMARK+LANDMARK+LANDMARK+LANDMA
RK+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGE
T+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET
+TARGET+LANDMARK+LANDMARK+TARGET+T
ARGET+TARGET+TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED+OR
IGINAL+ORIGINAL+PROCESSED+PROCESSED+PR
OCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSE
D+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROC
ESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+P
ROCESSED+ORIGINAL+ORIGINAL+ORIGINAL+OR
IGINAL+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+
PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESS
ED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PRO
CESSED+ORIGINAL+ORIGINAL+PROCESSED+PR
OCESSED+PROCESSED+PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=ASISL+ASISR+calcL+calcR+CL1
+CL2+CL3+CR1+CR2+CR3+IntML+IntMR+LCL+LC
R+LML+LMR+LTL+LTR+cmL+cmR+mmL+mmR+n
d2L+nd2R+PL1+PL2+PL3+PR1+PR2+PR3+PSISL+
PSISR+SAC+L1st+R1st+th5L+th5R+TTL+TTR
/FILE_NAME=::FOLDER&markers.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=ALL
/SIGNAL_PRECISION=5
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=

```

```

!/USE_POINT_RATE=FALSE
!/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Interpolate
/SIGNAL_TYPES=TARGET
!/SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
!/RESULT_SUFFIX=
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
/MAXIMUM_GAP=50
!/NUM_FIT=3
!/POLYNOMIAL_ORDER=3
;

```

```

Import_Analog_Signals_From_Amti_Ascii_File
/FREQUENCY=100
/REPLACE_EXISTING_SIGNALS=TRUE
;

```

```

Modify_Analog_Parameters
/ANALOG_LABELS=FX1+FY1+FZ1+MX1+MY1+M
Z1
/ANALOG_GEN_SCALE=100
/ANALOG_SCALE=1+1+-1+1+1+-1
;

```

```

Set_Use_Processed_Analog
/USE_PROCESSED=FALSE

```

```

;

```

```

Modify_Force_Platform_Parameters
/FP_USED=1
/FP_TYPE=4
/FP_CHANNEL=1+2+3+4+5+6
/FP_ORIGIN=1+1+-44
/FP_CALMATRIX=1.4551+-
0+0+0+0+0+0+1.4581+0+0+0+0+-
0+0+5.7654+0+0+0+0+0+594.7+0+0+0+0+
0+588.1+0+0+0+0+0+290.6
!/STORE_CALMATRIX=BYROW
/FP_ZERO=0+0
/FP_ZEROS=0+20
/FP_CORNER1=0+508+0
/FP_CORNER2=464+508+0
/FP_CORNER3=464+0+0
/FP_CORNER4=0+0+0
!/FP_COP_POLYNOMIAL=
!/FP_COP_TRANSLATION=
!/FP_COP_ROTATION=
!/UPDATE_C3D_FILE=FALSE
!/MODIFY_CAL_FILE=FALSE
;

```

```

Second_Derivative
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_FOLDER=Acceleration
;

```

```

Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_NAMES=FP1
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL

```

Apêndice F – conjunto de comandos utilizados no software V3D para cálculo de variáveis de interesse no membro inferior esquerdo com sapatilhas de ponta

File_New	! /NUM_REFLECTED=6
;	! /TOTAL_BUFFER_SIZE=6
	! /NUM_BIDIRECTIONAL_PASSES=1
Create_Hybrid_Model	;
! /CALIBRATION_FILE=	
! /SUFFIX=	Interpolate
! /RANGE=ALL_FRAMES	/SIGNAL_TYPES=TARGET
! /SET_PROMPT=Open standing file	! /SIGNAL_NAMES=
;	/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
	! /RESULT_SUFFIX=
File_Open	! /RESULT_FOLDER=PROCESSED
! /FILE_NAME=	/MAXIMUM_GAP=50
! /SUFFIX=	! /NUM_FIT=3
! /SET_PROMPT=File_Open	! /POLYNOMIAL_ORDER=3
! /FILTER=	;
;	
Apply_Model_Template	Import_Analog_Signals_From_Amti_Ascii_File
! /CALIBRATION_FILE=	/FREQUENCY=100
/MODEL_TEMPLATE=\\asia\Users\Michele\201	/REPLACE_EXISTING_SIGNALS=TRUE
7\Dados_V3D\Modelo\modelo_p.mdh	;
! /SET_PROMPT=Open model file	
! /VIEW_BUILDMODEL_RESULTS=2	Modify_Analog_Parameters
;	/ANALOG_LABELS=FX1+FY1+FZ1+MX1+MY1+M
	Z1
Set_Subject_Height	/ANALOG_GEN_SCALE=100
/CALIBRATION_FILE=	/ANALOG_SCALE=1+1+-1+1+1+-1
! /HEIGHT=	;
! /UNITS=m	
;	Set_Use_Processed_Analog
	/USE_PROCESSED=FALSE
	;
Set_Subject_Weight	
/CALIBRATION_FILE=	Modify_Force_Platform_Parameters
! /WEIGHT=	/FP_USED=1
! /UNITS=kg	/FP_TYPE=4
;	/FP_CHANNEL=1+2+3+4+5+6
	/FP_ORIGIN=1+1+-44
Assign_Model_File	/FP_CALMATRIX=1.4551+-
! /CALIBRATION_FILE=	0+0+0+0+0+0+1.4581+0+0+0+0+-
! /MOTION_FILE_NAMES=	0+0+5.7654+0+0+0+0+0+0+594.7+0+0+0+0+0+
! /REMOVE_EXISTING_ASSIGNMENTS=FALSE	0+588.1+0+0+0+0+0+0+290.6
;	! /STORE_CALMATRIX=BYROW
	/FP_ZERO=0+0
Lowpass_Filter	/FP_ZEROS=0+20
/SIGNAL_TYPES=TARGET	/FP_CORNER1=0+508+0
! /SIGNAL_NAMES=	/FP_CORNER2=464+508+0
! /SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL	/FP_CORNER3=464+0+0
! /RESULT_SUFFIX=	/FP_CORNER4=0+0+0
! /RESULT_FOLDER=PROCESSED	! /FP_COP_POLYNOMIAL=
! /FILTER_CLASS=BUTTERWORTH	! /FP_COP_TRANSLATION=
/FREQUENCY_CUTOFF=6.0	! /FP_COP_ROTATION=

```
! /UPDATE_C3D_FILE=FALSE
! /MODIFY_CAL_FILE=FALSE
;
```

```
Second_Derivative
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_FOLDER=Acceleration
;
```

```
Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_NAMES=FP1
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/EVENT_NAME=Force Begin
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=10
! /FRAME_WINDOW=8
/RADIUS=12
/FRAME_OFFSET=-1
/ASCENDING=TRUE
! /DESCENDING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=TRUE
! /START_AT_EVENT=
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=1
;
```

```
Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_NAMES=nd2L
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_NAME=Foot Close
/SELECT_X=FALSE
/SELECT_Y=TRUE
/SELECT_Z=FALSE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=-0.10
/FRAME_WINDOW=8
! /FRAME_OFFSET=0
/ASCENDING=TRUE
/DESCENDING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
! /START_AT_EVENT=
```

```
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=1
;
```

```
Event_Threshold
/SIGNAL_TYPES=TARGET
/SIGNAL_NAMES=nd2L
/SIGNAL_FOLDER=Acceleration
/RESULT_EVENT_NAME=Foot Touch
! /SELECT_X=FALSE
! /SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE
! /SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=0.18
/FRAME_WINDOW=4
/FRAME_OFFSET=-1
/ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
/START_AT_EVENT=FOOT CLOSE
! /END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=2
;
```

```
Set_Pipeline_Parameter_To_List_Of_Tagged_Files
/PARAMETER_NAME=FILES
/TAG_NAME=ALL_FILES
! /GET_CURRENT_SELECTED_FILES=false
! /USE_SHORT_FILENAMES=false
;
```

```
For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX2
/ITEMS::FILES
;
```

```
Select_Active_File
/FILE_NAME::INDEX2
;
```

```
Metric_Frames_Between_Events
/RESULT_METRIC_NAME=Shift
/RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+Force Begin
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
! /APPEND_TO_EXISTING_VALUES=FALSE
;
```

```
Metric_Frames_Between_Events
```

```

/RESULT_METRIC_NAME=Shift
!/RESULT_METRIC_FOLDER=PROCESSED
/EVENT_SEQUENCE= Force Begin + Foot Touch
/EXCLUDE_EVENTS=
/GENERATE_MEAN_AND_STDDEV=FALSE
/APPEND_TO_EXISTING_VALUES=TRUE
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=Shift
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=Shift
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

```

```

Add_Constant_To_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Shift
!/SIGNAL_COMPONENTS=
!/RESULT_TYPES=
!/RESULT_FOLDERS=PROCESSED
/RESULT_NAME=Shift50
/APPLY_AS_SUFFIX_TO_SIGNAL_NAME=FALSE
/CONSTANT=100
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Data_Value
/PARAMETER_NAME=Shift50
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=Shift50
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=ALL_COMPONENTS
;

```

```

Shift_Frames
/SIGNAL_TYPES=ANALOG
!/SIGNAL_NAMES=
!/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/FRAME_SHIFT=:Shift
/REPLACEMENT_VALUE=0
;

```

```

Set_Use_Processed_Analog
/USE_PROCESSED=TRUE
;

```

```

Modify_Force_Platform_Parameters
/FP_USED=1
/FP_TYPE=4
/FP_CHANNEL=1+2+3+4+5+6
/FP_ORIGIN=1+1+-44
/FP_CALMATRIX=1.4551+-
0+0+0+0+0+1.4581+0+0+0+0+-

```

```

0+0+5.7654+0+0+0+0+0+594.7+0+0+0+0+
0+588.1+0+0+0+0+0+290.6
!/STORE_CALMATRIX=BYROW
/FP_ZERO=0+0
/FP_ZEROS=:Shift+:Shift25
/FP_CORNER1=0.+508.+0.
/FP_CORNER2=464.+508.+0.
/FP_CORNER3=464.+0.+0.
/FP_CORNER4=0.+0.+0.
/FP_COP_POLYNOMIAL=0+0+0+0+0+0+0+0+
0+0+0
/FP_COP_TRANSLATION=0+0+0
/FP_COP_ROTATION=0+0+0
!/UPDATE_C3D_FILE=FALSE
!/MODIFY_CAL_FILE=FALSE
;

```

```

End_For_Each
/ITERATION_PARAMETER_NAME=INDEX2
;

```

```

Select_Active_File
/FILE_NAME=ALL_FILES
;

```

```

Event_Threshold
/RESULT_EVENT_NAME=INIC
/SIGNAL_TYPES=FORCE
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
!/SIGNAL_NAMES=
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
/FRAME_OFFSET=-1
!/TIME_OFFSET=
!/EVENT_SEQUENCE=
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/EVENT_SEQUENCE_INSTANCE=0
!/EVENT_SUBSEQUENCE=
!/SUBSEQUENCE_EXCLUDE_EVENTS=
!/EVENT_SUBSEQUENCE_INSTANCE=0
!/EVENT_INSTANCE=0
/THRESHOLD=10
/ON_ASCENT=TRUE
/ON_DESCENT=FALSE
/FRAME_WINDOW=20
!/ENSURE_FRAMES_BEFORE=FALSE
/ENSURE_FRAMES_AFTER=TRUE
;

```

```

Event_Threshold
/RESULT_EVENT_NAME=FIM
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
!/SIGNAL_NAMES=
!/SELECT_X=FALSE
!/SELECT_Y=FALSE
/SELECT_Z=TRUE

```

```

!/SELECT_RESIDUAL=FALSE
/THRESHOLD=10
/FRAME_WINDOW=12
!/FRAME_OFFSET=0
!/ASCENDING=FALSE
/DESCENDING=TRUE
!
/ENSURE_RANGE_FRAMES_BEFORE_THRESHOLD_CROSSING=TRUE
/ENSURE_RANGE_FRAMES_AFTER_THRESHOLD_CROSSING=FALSE
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
/EVENT_INSTANCE=0
;

```

```

Lowpass_Filter
/SIGNAL_TYPES=FORCE
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/FREQUENCY_CUTOFF=20
;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=METRIC
/SIGNAL_NAMES=MASS
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/RESULT_NAMES=WEIGHT
/CONSTANT=9.78622
;

```

```

Multiply_Signals
/SIGNAL_TYPES=METRIC+METRIC
/SIGNAL_NAMES=HEIGHT+WEIGHT
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED
/RESULT_NAME=BWH
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

```

```

Divide_Signals
/SIGNAL_TYPES=FORCE+METRIC
/SIGNAL_NAMES=FP1+WEIGHT
/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL+PROCESSED
/RESULT_NAME=F/m
!/RESULT_FOLDER=PROCESSED
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Tornozelo_E
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=LSK
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=

```

```

!/NEGATEX=FALSE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
!/TREADMILL_DATA=FALSE
!
/TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
!/TREADMILL_SPEED=0.0
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Tornozelo_E
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=LFT
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LSK
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
/NEGATEX=TRUE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
!/TREADMILL_DATA=FALSE
!
/TREADMILL_DIRECTION=UNIT_VECTOR(0,1,0)
!/TREADMILL_SPEED=0.0
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Joelho_E
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=LSK
/REFERENCE_SEGMENT=LTH
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Joelho_E
/FUNCTION=JOINT_MOMENT

```

```

/SEGMENT=LSK
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LTH
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_
LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
!/NEGATEX=FALSE
/NEGATEY=TRUE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Ângulo do Quadril_E
/FUNCTION=JOINT_ANGLE
/SEGMENT=LTH
/REFERENCE_SEGMENT=LPV
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=
!/USE_CARDAN_SEQUENCE=FALSE
!/NORMALIZATION=FALSE
!/NORMALIZATION_METHOD=
!/NORMALIZATION_METRIC=
/NEGATEX=TRUE
/NEGATEY=TRUE
/NEGATEZ=TRUE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Momento do Quadril_E
/FUNCTION=JOINT_MOMENT
/SEGMENT=LTH
/REFERENCE_SEGMENT=
/RESOLUTION_COORDINATE_SYSTEM=LPV
/USE_CARDAN_SEQUENCE=TRUE
/NORMALIZATION=TRUE
/NORMALIZATION_METHOD=NORMALIZE_TO_
LOCAL_METRIC
/NORMALIZATION_METRIC=BWH
/NEGATEX=TRUE
!/NEGATEY=FALSE
!/NEGATEZ=FALSE
!/AXIS1=X
!/AXIS2=Y
!/AXIS3=Z
;

```

```

Compute_Model_Based_Data
/RESULT_NAME=Velocidade da Pelve
/FUNCTION=SEG_VELOCITY

```

```

/SEGMENT=RPV
/REFERENCE_SEGMENT=
;

```

```

Recalc
;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Tornozelo_E
/CONSTANT=100
;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Joelho_E
/CONSTANT=100
;

```

```

Multiply_Signals_By_Constant
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Quadril_E
/CONSTANT=100
;

```

```

Set_Pipeline_Parameter_To_Folder_Path
/PARAMETER_NAME=FOLDER
!/PARAMETER_VALUE=:FOLDER
!/PARAMETER_VALUE_SEARCH_FOR=
!/PARAMETER_VALUE_REPLACE_WITH=
!/PARAMETER_VALUE_APPEND=
;

```

```

Event_Copy
/EVENT_NAME=FIM
/NEW_EVENT_NAME=FIM_FIM
/FRAME_OFFSET=1
/TIME_OFFSET=1
/PERCENT_OFFSET=1
/EVENT_INSTANCE=-1
!/RANGE_INSTANCE=0
!/EVENT_SEQUENCE=
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/START_AT_EVENT=
!/END_AT_EVENT=
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Quadril_E
/FILE_NAME=:FOLDER&all_HIP_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=

```



```

!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Joelho_E
/FILE_NAME=::FOLDER&all_KNEE_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
!/SIGNAL_FOLDER=ORIGINAL
/SIGNAL_NAMES=Ângulo do Tornozelo_E
/FILE_NAME=::FOLDER&all_ANKLE_data.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y, Z
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE

```

```

!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Quadril_E
/FILE_NAME=::FOLDER&mq_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Joelho_E
/FILE_NAME=::FOLDER&mj_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File

```

```

/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=Momento do Tornozelo_E
/FILE_NAME=::FOLDER&mt_norm.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X, Y
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=INIC+FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/FILE_NAME=::FOLDER&frsx.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=X
!/SIGNAL_PRECISION=
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
!/EXCLUDE_EVENTS=
!/USE_POINT_RATE=FALSE
/NORMALIZE_DATA=TRUE
!/NORMALIZE_POINTS=101
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE
!/USE_XML_FORMAT=FALSE
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE
!/EXPORT_NAN=FALSE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&frsy.txt
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=Y
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&frsz.txt
/SIGNAL_TYPES=DERIVED
/SIGNAL_NAMES=F/m
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED
/SIGNAL_COMPONENTS=Z
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/FILE_NAME=::FOLDER&vp.txt
/SIGNAL_TYPES=LINK_MODEL_BASED
/SIGNAL_NAMES=Velocidade da Pelve
/SIGNAL_COMPONENTS=Y
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM
/NORMALIZE_DATA=TRUE
;

```

```

File_Save_As
/FILE_NAME=::FOLDER&arabesque_m.cmo
;

```

```

Export_Data_To_Ascii_File
/SIGNAL_TYPES=TARGET+TARGET+LANDMARK+
LANDMARK+TARGET+TARGET+TARGET+TARGE
T+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET
+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+L
ANDMARK+LANDMARK+LANDMARK+LANDMA
RK+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGE
T+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET+TARGET
+TARGET+LANDMARK+LANDMARK+TARGET+T
ARGET+TARGET+TARGET
/SIGNAL_FOLDER=PROCESSED+PROCESSED+OR
IGINAL+ORIGINAL+PROCESSED+PROCESSED+PR
OCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSE
D+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROC
ESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+P
ROCESSED+ORIGINAL+ORIGINAL+ORIGINAL+OR
IGINAL+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+
PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSE
D+PROCESSED+PROCESSED+PROCESSED+PRO
CESSED+ORIGINAL+ORIGINAL+PROCESSED+PR
OCESSED+PROCESSED+PROCESSED
/SIGNAL_NAMES=ASISL+ASISR+calcL+calcR+CL1
+CL2+CL3+CR1+CR2+CR3+IntML+IntMR+LCL+LC
R+LML+LMR+LTR+cmL+cmR+mmL+mmR+n
d2L+nd2R+PL1+PL2+PL3+PR1+PR2+PR3+PSISL+
PSISR+SAC+L1st+R1st+th5L+th5R+TTL+TTR
/FILE_NAME=::FOLDER&markers.txt
!/SIGNAL_COMPONENTS=
/COMPONENT_SEQUENCE=ALL
/SIGNAL_PRECISION=5
!/START_LABEL=
!/END_LABEL=

```

```
/EVENT_SEQUENCE=Foot Touch+FIM_FIM  
!/EXCLUDE_EVENTS=  
!/USE_POINT_RATE=FALSE  
!/NORMALIZE_DATA=TRUE  
!/NORMALIZE_POINTS=101  
!/EXPORT_MEAN_AND_STD_DEV=FALSE  
!/USE_P2D_FORMAT=FALSE  
!/USE_XML_FORMAT=FALSE  
!/USE_SHORT_FILENAME=FALSE  
!/EXPORT_EMPTY_SIGNALS=FALSE  
!/EXPORT_WITHOUT_HEADER=FALSE  
!/EXPORT_NAN=FALSE  
;AL
```