**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS**

Giovana Yuko Nakashima

**Modelagem de interação entre sinais cinemáticos durante
o exercício**

São Carlos

2018

Giovana Yuko Nakashima

**Modelagem de interação entre sinais cinemáticos durante
o exercício**

Tese apresentada à Escola de Engenharia de
São Carlos da Universidade de São Paulo,
para obtenção do título de Doutor em Ciên-
cias - Programa de Pós-Graduação em Enge-
nharia Elétrica.

Área de concentração: Sistemas Dinâmicos

Orientador: Prof. Dr. Carlos Dias Maciel

Versão original

**São Carlos
2018**

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidata: Bacharel **GIOVANA YUKO NAKASHIMA.**

Título da tese: "Modelagem de interação entre sinais cinemáticos durante o exercício".

Data da defesa: 12/04/2018.

Comissão Julgadora:

Resultado:

Prof. Associado **Carlos Dias Maciel**
(Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

APROVADA

Prof. Titular **Alberto Cliquet Junior**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

APROVADA

Prof. Dr. **Ailton Akira Shinoda**
(Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"/UNESP - Bauru)

APROVADA

Prof. Dr. **Fabio Viadanna Serrão**
(Universidade Federal de São Carlos/UFSCar)

Aprovada

Profa. Dra. **Theresa Nakagawa**
(Centro Universitário do Norte)

APROVADA

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica:
Prof. Associado **Luís Fernando Costa Alberto**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Associado **Luís Fernando Costa Alberto**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

N163m Nakashima, Giovana Yuko
Modelagem de interação entre sinais cinemáticos
durante o exercício / Giovana Yuko Nakashima;
orientador Carlos Dias Maciel. São Carlos, 2018.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica e Área de Concentração em Sistemas
Dinâmicos -- Escola de Engenharia de São Carlos da
Universidade de São Paulo, 2018.

1. Coerência Parcial Direcionada. 2. Programa de
computador. 3. Causalidade de Granger. 4. Cinemática.
5. Corrida. 6. Joelho. I. Título.

Eduardo Graziosi Silva - CRB - 8/8907

Este trabalho é dedicado a meu esposo Flayner, com amor, admiração e gratidão por seu incentivo, compreensão, carinho, presença e incansável apoio em todo o período que me dediquei a este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos Dias Maciel pelos ensinamentos, paciência, compreensão e amizade durante a orientação deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão, responsável pelo Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT) da Universidade Federal de São Carlos, pela produtiva parceria nos estudos e concessão dos dados utilizados.

Às amigas Theresa e Ana Flávia pelo companheirismo, colaboração e compartilhamento de suas experiências na Fisioterapia.

Aos colegas de laboratório, em especial ao Michel, pelo companheirismo e troca de experiências profissionais e acadêmicas.

A meu esposo pelo esmero em disponibilizar todas as ferramentas computacionais necessárias para o desenvolvimento deste estudo.

Aos funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica e de Computação, em especial à Marisa pelo auxílio nas questões de procedimentos acadêmicos.

Aos amigos professores Ana Paula, Claudio, Murakami e Reinaldo pelo apoio durante as atividades docentes no IFSP-Salto.

À amiga Karina e familiares Luciana, Andrea, D. Ana e Roberta pelo acolhimento a mim e a meus filhos em seus lares, nos períodos de viagem à São Carlos.

Ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo pela concessão do afastamento para qualificação.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico pelo apoio ao Laboratório de Processamento de Sinais (LPS) da Universidade de São Paulo.

*“Existem muitas hipóteses em ciência que estão erradas. Isso é perfeitamente aceitável,
elas são a abertura para achar as que estão corretas.”*

Carl Sagan

RESUMO

NAKASHIMA, G.Y. **Modelagem de interação entre sinais cinemáticos durante o exercício**. 2018. 129p. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

Os programas de computador têm apoiado o estudo de sistemas biomédicos em que um volume considerável de dados são empregados. Na biomecânica, a análise das influências entre as articulações pode melhorar o conhecimento das lesões relacionadas à corrida associadas ao uso excessivo durante a atividade de corrida. Compreender os padrões de interação entre diferentes articulações anatômicas, durante o movimento, pode contribuir para o aprimoramento de programas de treinamento, reabilitação e prevenção a lesões. Neste trabalho, um software personalizado foi desenvolvido para implementar a Coerência Parcial Direcionada (PDC), uma abordagem no domínio da frequência da Causalidade de Granger (GC), adequado às especificidades da fisioterapia. Com entradas independentes e padronizadas, modularização e parametrização, as rotinas investigaram a direção de interação entre diferentes canais, registrando e salvando arquivos intermediários. Separados nos três planos anatômicos, sagital, frontal e transversal, foram utilizados dados cinemáticos para analisar as interações entre tornozelo, joelho, quadril, pelve e tronco durante a corrida. Três modificações de técnica de corrida foram abordadas: com aterrissagem iniciada com o antepé, com aumento de 10% na taxa de passo e com aumento de flexão de tronco, além da habitual. As análises foram realizadas para o ciclo completo (apoio e balanço) e com separação da fase de apoio, e revelaram que essas duas estratégias de processamento são complementares. Comparando as influências proximal e distal, os procedimentos sugeriram uma predominância das interações proximal a distal, mostrando uma origem central de movimentos. Dessa forma, destaca-se a relevância em controlar e fortalecer tronco e quadril para a minimização de lesões. Considerando os resultados e a oportunidade de configuração, o software pode ser empregado para estudar outras articulações e aplicações, bem como evoluir para um sistema automatizado de apoio à decisão.

Palavras-chave: Coerência Parcial Direcionada. Programa de computador. Causalidade de Granger. Cinemática. Corrida. Joelho.

ABSTRACT

NAKASHIMA, G.Y. **Interaction modeling among kinematic signals during exercise.** 2018. 129p. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

Computer programs have supported the study of biomedical systems in which a considerable amount of data is employed. In biomechanics, analysis of influences between joints can improve the knowledge of the Running-Related-Injuries (RRI) associated to overuse during running activity. Understanding the patterns of interaction among anatomical joints during movement can contribute to the improvement of training, rehabilitation and injury prevention programs. In this work, a customized software was developed to implement Partial Directed Coherence (PDC), an approach in the frequency domain of Granger Causality (GC), adapted to the physical therapy specificities. With independent and standardized inputs, modularization and parameterization, the routines investigated the interaction direction between different channels, logging and saving intermediate files. Separated in the three anatomical planes, sagittal, frontal and transverse, kinematic data were employed to analyze the interactions between ankle, knee, hip, pelvis and trunk during running. Three running technique modifications were addressed: forefoot strike landing pattern, increasing 10% of the step rate and increasing trunk flexion, in addition to usual running. The analyzes were performed for the complete cycle (stance and swing) and with separation of the stance phase, and revealed that these two processing strategies are complementary. Comparing proximal and distal influences, procedures suggested a predominance of proximal to distal interactions, showing a central origin of movements. In this way, the importance of controlling and strengthening trunk and hip to minimize injuries is highlighted. Considering the results and the processing configuration opportunity, the software can be employed to study other joints and applications, as well as evolve to an automated decision support system.

Keywords: Partial Directed Coherence. Custom software. Granger Causality. Kinematics. Running. Knee.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Gráfico dos valores gerados para x_1 e x_2	40
Figura 2 – Gráfico dos valores gerados para x_1 e x_2 <i>sem</i> x_1	42
Figura 3 – Mapa espectral das influências entre x_1 e x_2 do modelo na Equação 2.19. Cada célula representa o valor PDC_{ij} em azul, sendo i =linha e j =coluna. Dessa forma, a influência de x_1 para x_2 é exibida na primeira coluna da segunda linha	44
Figura 4 – Voluntário correndo na esteira ergométrica com os marcadores de rastreamento (pequenos círculos brancos) durante coleta de dados cinemáticos	48
Figura 5 – Representação esquemática do arquivo XML utilizado como entrada à rotina de cálculo de PDC, com a estrutura hierárquica dos elementos	51
Figura 6 – Descrição da sequência de processamento de um indivíduo. "Pesquisador" é o agente do esquema; ele prepara o arquivo XML com os parâmetros pré-estabelecidos no formato de elementos e o utiliza para iniciar o programa computacional; os círculos representam as rotinas de execução e as setas são os fluxos de dados retratando as entradas e saídas das funções	52
Figura 7 – Valores PDC obtidos na simulação 1 a partir da Equação 3.1. Para cada célula, a influência é do j -ésimo para o i -ésimo canal. Assim, na segunda linha, o primeiro gráfico ilustra a influência do canal 1 (x_1) para o canal 2 (x_2)	57
Figura 8 – Influências direcionadas identificadas na primeira simulação. Os nós são os canais x_1 , x_2 e x_3 . Cada aresta representa o valor máximo da PDC calculada entre cada par de canais. A espessura das arestas designa a força da influência	58
Figura 9 – Valores PDC obtidos na simulação 2 a partir da Equação 3.2. Para cada célula, a influência é do j -ésimo para o i -ésimo canal. Assim, na segunda linha, o primeiro gráfico ilustra a influência do canal 1 (x_1) para o canal 2 (x_2)	60
Figura 10 – Influências direcionadas identificadas na segunda simulação. Os nós são os canais x_1 , x_2 , x_3 , x_4 e x_5 . Cada aresta representa o valor máximo da PDC calculada entre cada par de canais. A espessura das arestas designa a força da influência	61

Figura 11 – Valores de PDC calculados de dados cinemáticos de um voluntário, no plano sagital, adquiridos durante a corrida com aumento de flexão de tronco. Para cada célula, a influência é do canal j (coluna) para o i (linha). Dessa forma, na segunda linha, o primeiro gráfico exibe a influência de tornozelo ($j=1$) para joelho ($i=2$)	62
Figura 12 – Influência direcional entre dados cinemáticos de um sujeito, durante a corrida com aumento de flexão de tronco, no plano sagital. Os nós são as articulações cinemáticas e as arestas retratam a força do valor máximo de PDC calculado entre as articulações	63
Figura 13 – Número de influências proximal-distal e distal proximal dos dados cinemáticos, na corrida habitual e três modificações de técnica, na abordagem de ciclo completo	65
Figura 14 – Número de influências proximal-distal e distal proximal na abordagem de fase de apoio apenas	67
Figura 15 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	83
Figura 16 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	85
Figura 17 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	87
Figura 18 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	89
Figura 19 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	91

Figura 20 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	93
Figura 21 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	95
Figura 22 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	97
Figura 23 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	99
Figura 24 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	101
Figura 25 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	103
Figura 26 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	105
Figura 27 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando as fases de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	107

Figura 28 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando a fase de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	109
Figura 29 – Valores médios obtidos dos máximos de PDC no plano transverso de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando a fase de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	111
Figura 30 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando somente a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	113
Figura 31 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando apenas a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	115
Figura 32 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transverso de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando a fase de apoio apenas. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	117
Figura 33 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando a fase de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	119
Figura 34 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	121
Figura 35 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transverso de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando somente a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	123

Figura 36 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando a fase de apoio apenas. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	125
Figura 37 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando a fase de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	127
Figura 38 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando apenas a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais	129

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tempo de processamento com dados simulados	55
Tabela 2 – Tempo empregado para processamento individual (média) e para o conjunto de voluntários na análise de ciclo completo	56
Tabela 3 – Tempo empregado para processamento individual (média) e para o conjunto de voluntários abrangendo apenas a fase de apoio	56
Tabela 4 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano sagital dos dados cinemáticos da corrida habitual , considerando o ciclo completo	83
Tabela 5 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano frontal dos dados cinemáticos da corrida habitual , para o ciclo completo	85
Tabela 6 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano transverso dos dados cinemáticos da corrida habitual , abrangendo o ciclo completo	87
Tabela 7 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano sagital dos dados cinemáticos da corrida com aterrissagem iniciada com antepé , considerando o ciclo completo	89
Tabela 8 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano frontal dos dados cinemáticos da corrida com aterrissagem iniciada com antepé , para o ciclo completo	91
Tabela 9 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano transverso dos dados cinemáticos da corrida com aterrissagem iniciada com antepé , abrangendo o ciclo completo	93
Tabela 10 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano sagital dos dados cinemáticos da corrida com aumento de 10% na taxa de passo , considerando o ciclo completo	95
Tabela 11 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano frontal dos dados cinemáticos da corrida com aumento de 10% na taxa de passo , para o ciclo completo	97
Tabela 12 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano transverso dos dados cinemáticos da corrida com aumento de 10% na taxa de passo , abrangendo o ciclo completo	99
Tabela 13 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano sagital dos dados cinemáticos da corrida com aumento de flexão de tronco , considerando o ciclo completo	101
Tabela 14 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano frontal dos dados cinemáticos da corrida com aumento de flexão de tronco , para o ciclo completo	103

Tabela 15 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano transverso dos dados cinemáticos da corrida com aumento de flexão de tronco , abrangendo o ciclo completo	105
Tabela 16 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano sagital dos dados cinemáticos da corrida habitual , considerando apenas a fase de apoio	107
Tabela 17 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano frontal dos dados cinemáticos da corrida habitual , para a fase de apoio apenas	109
Tabela 18 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano transverso dos dados cinemáticos da corrida habitual , abrangendo somente a fase de apoio	111
Tabela 19 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano sagital dos dados cinemáticos da corrida com aterrissagem iniciada com antepé , considerando apenas a fase de apoio	113
Tabela 20 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano frontal dos dados cinemáticos da corrida com aterrissagem iniciada com antepé , para a fase de apoio somente	115
Tabela 21 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano transverso dos dados cinemáticos da corrida com aterrissagem iniciada com antepé , abrangendo somente a fase de apoio	117
Tabela 22 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano sagital dos dados cinemáticos da corrida com aumento de 10% na taxa de passo , considerando apenas a fase de apoio	119
Tabela 23 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano frontal dos dados cinemáticos da corrida com aumento de 10% na taxa de passo , para a fase de apoio apenas	121
Tabela 24 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano transverso dos dados cinemáticos da corrida com aumento de 10% na taxa de passo , abrangendo somente a fase de apoio	123
Tabela 25 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano sagital dos dados cinemáticos da corrida com aumento de flexão de tronco , considerando apenas a fase de apoio	125
Tabela 26 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano frontal dos dados cinemáticos da corrida com aumento de flexão de tronco , para a fase de apoio somente	127
Tabela 27 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no plano transverso dos dados cinemáticos da corrida com aumento de flexão de tronco , abrangendo a fase de apoio apenas	129

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	– Trecho de dados e ruídos gerados para o exemplo do modelo descrito pela Equação 2.19. Foram geradas 500 observações, com 100 pontos cada, utilizando $\sigma_1^2 = 1, \sigma_{22} = 0,7$ e $cov(\varepsilon_1, \varepsilon_2) = 0,4$	39
Quadro 2	– Trecho de valores de x_2 obtidos a partir das estimativas, com e sem x_1	41
Quadro 3	– Trecho inicial do arquivo de um dos indivíduos, contendo dados dos três planos anatômicos de tornozelo e joelho obtidos durante a corrida habitual. As descrições da articulação e do plano anatômico encontram-se nas linhas 1 e 4, respectivamente. A primeira coluna enumera as amostras	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AR	Autoregressivo
BIC	Critério de Informação Bayesiano
bPDC	Coerência Parcial Direcionada em bloco
CSV	Comma Separated Values
DTF	Função de Transferência Direcionada
GB	Gigabyte
GC	Causalidade de Granger
GHz	Gigahertz
GGC	Causalidade de Granger-Geweke
gPDC	Coerência Parcial Direcionada Generalizada
Hz	Hertz - unidade de medida para frequência
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
kg	Quilograma
LAIOT	Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia
log	Registro de ações
LWR	Levinson-Wiggins-Robinson
m	Metro
MB	Megabyte
MVAR	Autorregressivo multivariado
oPDC	PDC ortogonalizada
PCA	Análise de Componentes Principais
PDC	Coerência Parcial Direcionada
PNG	Portable Network Graphics
RAM	Memória de Acesso Aleatório

RMS	Valor Quadrático Médio
RRI	Lesões Relacionadas à Corrida
TXT	Plain Text
XLSX	Microsoft Excel Open XML Format Spreadsheet
XML	Extensible Markup Language

LISTA DE SÍMBOLOS

cov	Covariância
det	Determinante
e	Número de Euler
ϵ	Letra grega Épsilon minúscula
ln	Logaritmo natural
log	Logaritmo comum
π	Letra grega Pi minúscula
Σ	Letra grega Sigma maiúscula
σ	Letra grega Sigma minúscula
var	Variância

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	31
2	TEORIA	35
2.1	Exemplo	39
3	MATERIAIS E MÉTODOS	45
3.1	Dados simulados	45
3.2	Dados cinemáticos	46
3.2.1	Pré-processamento	49
3.3	Processamento dos dados cinemáticos	50
4	RESULTADOS	55
4.1	Processamento dos dados simulados	55
4.1.1	Primeira simulação	55
4.1.2	Segunda simulação	57
4.2	Processamento dos dados cinemáticos	59
4.2.1	Ciclo completo	61
4.2.1.1	Corrida Habitual	61
4.2.1.2	Corrida com aterrissagem iniciada com antepé	62
4.2.1.3	Corrida com aumento de 10% na taxa de passo	63
4.2.1.4	Corrida com aumento de flexão de tronco	64
4.2.2	Fase de apoio	64
4.2.2.1	Corrida Habitual	64
4.2.2.2	Corrida com aterrissagem iniciada com antepé	65
4.2.2.3	Corrida com aumento de 10% na taxa de passo	66
4.2.2.4	Corrida com aumento de flexão de tronco	66
5	DISCUSSÃO	69
6	CONCLUSÃO	73
	REFERÊNCIAS	75
	APÊNDICES	81
	APÊNDICE A – CICLO COMPLETO - CORRIDA HABITUAL - PLANO SAGITAL	83

APÊNDICE B – CICLO COMPLETO - CORRIDA HABITUAL - PLANO FRONTAL	85
APÊNDICE C – CICLO COMPLETO - CORRIDA HABITUAL - PLANO TRANSVERSO	87
APÊNDICE D – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM ATER- RISAGEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO SA- GITAL	89
APÊNDICE E – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM ATER- RISSAGEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO FRONTAL	91
APÊNDICE F – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM ATER- RISSAGEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO TRANSVERSO	93
APÊNDICE G – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO SAGITAL	95
APÊNDICE H – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO FRON- TAL	97
APÊNDICE I – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO TRANS- VERSO	99
APÊNDICE J – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO SAGITAL .	101
APÊNDICE K – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO FRONTAL	103
APÊNDICE L – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO TRANS- VERSO	105
APÊNDICE M – FASE DE APOIO - CORRIDA HABITUAL - PLANO SAGITAL	107

APÊNDICE N – FASE DE APOIO - CORRIDA HABITUAL - PLANO FRONTAL	109
APÊNDICE O – FASE DE APOIO - CORRIDA HABITUAL - PLANO TRANSVERSO	111
APÊNDICE P – FASE DE APOIO - CORRIDA COM ATERRISSA- GEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO SAGI- TAL	113
APÊNDICE Q – FASE DE APOIO - CORRIDA COM ATERRISSA- GEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO FRON- TAL	115
APÊNDICE R – FASE DE APOIO - CORRIDA COM ATERRISSA- GEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO TRANS- VERSO	117
APÊNDICE S – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO SAGITAL	119
APÊNDICE T – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO FRON- TAL	121
APÊNDICE U – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO TRANS- VERSO	123
APÊNDICE V – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO SAGITAL .	125
APÊNDICE W – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO FRONTAL	127
APÊNDICE X – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO TRANS- VERSO	129

1 INTRODUÇÃO

A compreensão da dinâmica de sistemas biomédicos pode fornecer inferências sobre seus padrões. O estudo da arquitetura de conectividade, dos elementos estruturais e suas interconexões, tem sido empregado para a aprendizagem de sistemas complexos como o cérebro humano ([BACCALÁ; SAMESHIMA, 2001](#)), bem como, animais simples, como os artrópodes ([MACIEL; SIMPSON; NEWLAND, 2012](#)).

As associações entre elementos de um sistema podem ser estudadas por medidas estatísticas como correlação cruzada e regressão ([MERTLER; VANNATTA, 2002](#)), bem como espectro cruzado ([BLINOWSKA, 2011](#)). Correlação é uma medida estatística entre duas variáveis aleatórias ou conjuntos de dados, que pode ser utilizada para estudar seu comportamento preditivo. Um fator de correlação próximo a zero indica que não há relação; já um fator próximo a 1, seja positivo ou negativo, revela que essa relação existe, sendo que a correlação positiva aponta que as variáveis se alteram juntas, e a negativa, que se movem em direções opostas. A análise de predição também pode ser feita pela regressão, processo estatístico que estima o valor de uma variável (dependente) conforme uma ou mais variáveis (independentes) sofrem alteração. Modelos autorregressivos (AR) fazem a estimativa de uma variável a partir de valores anteriores de si própria. Correlação e regressão indicam a relação existente entre variáveis, sem revelar a direção em que o influxo ocorre. Entretanto, não apenas associação, mas questões causais motivam muitas análises em áreas distintas da ciência nas quais os dados de origem precisam ser investigados para o entendimento de sua influência através do processo ([PEARL, 2009](#)). Com esse propósito, Wiener expôs que a ordem temporal é importante para estabelecer a direção de interações, e Granger formulou a ideia do modelo AR de Wiener para processos estocásticos ([XIANG et al., 2017](#)).

O conceito de Causalidade de Granger (GC) tem sido utilizado para determinar influências causais entre séries temporais ([FAES; NOLLO, 2013](#)). Uma interação causal de um processo para outro é sugerida se houver uma redução do erro de predição do segundo, quando se inclui dados passados do primeiro ([CHICHARRO, 2011](#)). Esta formulação tem sido amplamente utilizada na Economia. Estudos sobre o papel de fontes de energia, como petróleo ([ETORNAM; DENIS, 2015](#)) e eletricidade ([LIDDLE; LUNG, 2014](#)), no desenvolvimento e crescimento econômico e urbano, além da relação de medidas para diminuição da emissão de dióxido de carbono ([LIN; MOUBARAK; OUYANG, 2014](#)) com o crescimento dos parques industriais têm sido realizados com a abordagem da causalidade de Granger. Outros setores também têm sido analisados a partir do conceito de Granger, como os de transporte aéreo ([BAKER; MERKERT; KAMRUZZAMAN, 2015](#)) e de turismo ([TANG; TAN, 2015](#)), com o objetivo de relacioná-los ao desempenho econômico regional.

A partir de GC, outras medidas de causalidade foram desenvolvidas. Causalidade de Granger-Geweke (GGC) é a formulação de GC para modelos autorregressivos multivariados (MVAR) (JOVANOVIĆ; PEROVIĆ; BOROVČANIN, 2013). Função de Transferência Direcionada (DTF) e Coerência Parcial Direcionada (PDC) implementaram a medida de GC para modelos MVAR no domínio da frequência (SAMESHIMA; BACCALÁ, 2014). DTF difere de PDC por indicar também as influências indiretas, além das diretas.

PDC foi introduzida por (BACCALÁ; SAMESHIMA, 2001) e sugere um caminho direto de influência entre elementos que são adjacentes (BACCALA; TAKAHASHI; SAMESHIMA, 2016). A maior parte dos estudos com PDC e suas variações, PDC em blocos (bPDC), PDC generalizada (gPDC) e PDC ortogonalizada (oPDC), foram aplicadas em dados neurais, com o objetivo de definir os padrões de conectividade do cérebro (FAES; NOLLO, 2013; GÜRKAN; AKAN; SEYHAN, 2014; JOVANOVIĆ; PEROVIĆ; BOROVČANIN, 2013; OMIDVARNIA et al., 2014; TAXIDIS et al., 2010; VAROTTO et al., 2012). Embora tenha sido amplamente utilizada em estudos de sinais neurais (FAES; NOLLO, 2013), pelo conhecimento da autora, a abordagem de PDC não foi previamente utilizada na análise de dados cinemáticos de articulações durante a corrida.

Em biomecânica, vários trabalhos estudaram lesões relacionadas à corrida (RRI) associadas ao uso excessivo, como fraturas de estresse, tendinites e dor patelofemoral (POWELL et al., 2011). Na corrida, o joelho é a fonte de 50% das lesões dos membros inferiores (TAUTON et al., 2002; GENT et al., 2007), e modificações na técnica de correr têm sido propostas para diminuir essa incidência. Segundo (CHEUNG; DAVIS, 2011), a corrida com aterrissagem iniciada com antepé melhora a dor patelofemoral, pois há uma redução do pico de impacto vertical. Já a corrida com aumento na taxa de passos pode reduzir a carga no quadril e joelho, contribuindo para o tratamento das RRI (LENHART et al., 2014; HEIDERSCHEIT et al., 2011). O aumento de flexão de tronco durante a corrida resulta na redução do estresse sobre as articulações patelo femorais, podendo diminuir a dor patelofemoral (TENG; POWERS, 2014).

Uma maneira de estudar as RRI é pela utilização de dados cinemáticos (DUDLEY et al., 2017; KUHMAN et al., 2016), que permite medir modificações na dinâmica dos membros inferiores em corredores que alteraram para corrida descalço (HASHISH et al., 2015), aterrissagem com antepé (ROPER et al., 2016), e corrida com os dedos do pé (POHL; BUCKLEY, 2008). Outro emprego desses dados é comparar o movimento do pé de atletas com arco plantar (POWELL et al., 2011) e corredores com sobrepronação (ZHANG; AELES; VANWANSEELE, 2017). Além dos dados cinemáticos, a análise da cinética e dos exames de imagem também foi utilizada para investigar fatores de risco relacionados a corrida, como a mensuração da pressão plantar.

O processamento de sinais biomecânicos é realizado por sofisticados programas de computador (MARIN-SANGUINO, 2016), porque o banco de dados em análise é de

tamanho considerável; a uma taxa de amostragem de 240Hz, 10 segundos de aquisição geram 2400 valores a serem armazenados. Muitos estudos utilizaram software estatístico, como IBM SPSS Statistics (IBM Corp., Armonk, NY, EUA) (ANBARIAN; ESMAEILI, 2016; DUDLEY et al., 2017; HO et al., 2014; KUHMAN et al., 2016; PAZZINATTO et al., 2017; ROPER et al., 2016; ZHANG; AELES; VANWANSEELE, 2017), PASS (NCSS Statistical, Kaysville, UT, EUA) (CHEUNG et al., 2016; HASHISH et al., 2015) e R (R Core Team 2012) (PREECE; MASON; BRAMAH, 2016) para fazer comparações entre duas populações, na implementação do Teste-T de *Student* (KOBAYASHI et al., 2014; TANABE; FUJII; KOUZAKI, 2014). Além do SPSS Statistics (KOBAYASHI et al., 2014), outros usaram análise de componentes principais (PCA) (FEDEROLF; BOYER; ANDRIACCHI, 2013; KOBAYASHI et al., 2014; OSIS et al., 2014; TANABE; FUJII; KOUZAKI, 2014), codificação vetorial e regressão não-paramétrica (LEHTO, 2016), implementadas em Statistica (TIBCO, Palo Alto, CA, EUA) (POHL; BUCKLEY, 2008), Matlab (FEDEROLF; BOYER; ANDRIACCHI, 2013; LEHTO, 2016; NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010; OSIS et al., 2014; TANABE; FUJII; KOUZAKI, 2014) e Visual Basic (POWELL et al., 2011). Contudo, a cinemática de tronco, pelve e membros inferiores durante a corrida é complexa e, por esse motivo, ainda não é completamente compreendida (PANDY; ANDRIACCHI, 2010). Além disso, a direção da influência, um aspecto importante para integrar o entendimento das interações, não foi abordado em nenhuma das técnicas de análise citadas.

O objetivo deste estudo foi analisar a direção das interações entre as articulações tornozelo, joelho e quadril e segmentos corporais pelve e tronco, através dos resultados de PDC obtidos a partir do processamento de dados cinemáticos de corrida. Além da corrida habitual, três modificações de técnica de corrida foram abordadas: com aterrissagem iniciada com antepé, com aumento de 10% na taxa de passo e com aumento de flexão de tronco. Considerou-se, também, a separação da fase de apoio da de balanço para comparação com o ciclo completo, bem como a análise por planos anatômicos, em termos de influência proximal para distal ou distal para proximal. Considerando que as RRI estão associadas a movimentos de articulações alterados (POWERS, 2003; CHUTER; Janse de Jonge, 2012), sua compreensão é importante e pode aperfeiçoar programas de prevenção, treinamento e reabilitação. Neste trabalho, foi utilizada Python, uma linguagem de programação de propósito geral, como Matlab e Visual Basic, mas diferente dessas porque é uma fonte gratuita e aberta, motivo pelo qual possui várias bibliotecas com propósitos específicos (como *Nitime*, *iPython*), elaboradas por diferentes comunidades de desenvolvedores.

Inicialmente, o capítulo 2 (Teoria), aborda o princípio matemático de PDC. A partir de GC, no domínio do tempo, são descritas as formulações realizadas até a expressão final de PDC.

No capítulo 3 (Materiais e Métodos), é apresentada a metodologia utilizada nos experimentos de corrida, abrangendo descrição da população e protocolos de aquisição dos dados cinemáticos. São detalhadas as rotinas elaboradas, bem como os procedimentos de processamento utilizados, tanto de simulação, quanto dos dados reais.

Os resultados obtidos são expostos no capítulo 4 (Resultados). Inicialmente, é abordada a simulação e validação das rotinas. Após, os valores de PDC obtidos dos dados cinemáticos são apresentados em tabelas e grafos direcionados, separados por estratégia, técnica de corrida e plano anatômico. Também são exibidos o mapa de espectros e o grafo direcionado de um dos sujeitos.

No capítulo 5 (Discussão), são apresentados comentários sobre aspectos computacionais e comparações dos resultados com interpretações presentes na literatura.

Considerações finais e estudos futuros são apontados no capítulo 6 (Conclusão) .

2 TEORIA

Conectividade foi inicialmente associada com análise de séries temporais por Clive Granger, quando, em 1969, abordou a proposta de Norbert Wiener, pela qual a ordem no tempo é relevante para determinar influências direcionais, no contexto de modelos AR (XIANG et al., 2017). Desde então, duas medidas espectrais tiveram destaque, ambas para dados multicanais associadas à GC, especialmente para estudo de sinais neurais (CHICHARRO, 2011). DTF, introduzida por (KAMIŃSKI; BLINOWSKA, 1991), é uma medida no domínio da frequência que descreve a propagação de sinais tanto em fluxos diretos como indiretos (BACCALA; TAKAHASHI; SAMESHIMA, 2016), através de elementos intermediários. Já PDC (BACCALÁ; SAMESHIMA, 2001) determina a força de conexão direta entre pares de processos (FASOULA; ATTAL; SCHWARTZ, 2013); é também um método espectral que trabalha com a questão de fluxo direto. Dessa maneira, em um sistema com três canais, x_1 , x_2 e x_3 , se $x_1 \rightarrow x_2$ e $x_2 \rightarrow x_3$, DTF indicaria esses dois fluxos, assim como a influência indireta de x_1 para x_3 , enquanto que PDC indicaria apenas $x_1 \rightarrow x_2$ e $x_2 \rightarrow x_3$, uma vez que esta abordagem estuda interações diretas somente.

Séries temporais, formadas por um ou mais canais de dados, são frequentemente analisadas para predição, com o intuito de entender como dados passados podem melhorar uma estimativa futura (SAMESHIMA; BACCALÁ, 2014). GC indica influência causal de uma série para outra se houver redução do erro de predição desta última com a inclusão de dados de tempos passados da primeira (CHICHARRO, 2011).

As séries temporais são manipuladas através de modelos AR, modelos lineares populares para estudar sinais biomédicos, por serem confiáveis e de fácil programação computacional (SAMESHIMA; BACCALÁ, 2014).

Dados dois processos estocásticos e estacionários x_1 e x_2 , x_1 admite a representação AR na Equação 2.1, sendo p a ordem do modelo e ε o ruído.

$$x_1(n) = \sum_{r=1}^p a_1(r)x_1(n-r) + \varepsilon_1(n), \Sigma_1 = \text{var}(\varepsilon_1) \quad (2.1)$$

Na Equação 2.2, a estimativa de x_1 é estabelecida pela inclusão dos dados de x_2 :

$$x_1(n) = \sum_{r=1}^p [a_{11}(r)x_1(n-r) + a_{12}(r)x_2(n-r)] + \varepsilon_1(n), \Sigma_{11} = \text{var}(\varepsilon_1) \quad (2.2)$$

Similarmente, x_2 pode ser escrito pela Equação 2.3 a partir de seus próprios dados

passados e dos de x_1 .

$$x_2(n) = \sum_{r=1}^p [a_{21}(r)x_1(n-r) + a_{22}(r)x_2(n-r)] + \varepsilon_2(n), \Sigma_{22} = \text{var}(\varepsilon_2) \quad (2.3)$$

Em conjunto, as equações 2.2 e 2.3 exprimem um modelo MVAR. A matriz de covariância entre x_1 e x_2 é dada pela Equação 2.4, com $\Sigma_{12} = \Sigma_{21} = \text{cov}(\varepsilon_1, \varepsilon_2)$.

$$\Sigma = \begin{bmatrix} \Sigma_{11} & \Sigma_{12} \\ \Sigma_{21} & \Sigma_{22} \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

GC compreende uma análise aos pares de processos lineares, gaussianos e estacionários (CHICHARRO, 2011) no domínio do tempo. Sua medida utiliza a matriz de covariância dos termos de ruído da estimativa MVAR (DING; CHEN; BRESSLER, 2006). A influência de x_2 para x_1 é dada pela Equação 2.5.

$$F_{x_2 \rightarrow x_1} = \ln \frac{\Sigma_1}{\Sigma_{11}} \quad (2.5)$$

Analisando a Equação 2.5, se $\Sigma_1 = \Sigma_{11}$, $F_{x_2 \rightarrow x_1}$ é igual a zero, apontando que a predição de x_1 não foi aperfeiçoada, já que as variâncias não sofreram modificação. Para $\Sigma_{11} < \Sigma_1$, $F_{x_2 \rightarrow x_1}$, ou seja, uma diminuição no erro quando x_2 é incluído, $F_{x_2 \rightarrow x_1}$ é maior que zero, significando que há influência de x_2 para x_1 .

Na Equação 2.6, que indica a influência de x_1 para x_2 , nota-se que $F_{x_2 \rightarrow x_1} > 0$ não implica em $F_{x_1 \rightarrow x_2} > 0$, ou seja, se há uma influência de x_2 para x_1 , não necessariamente o mesmo ocorre de x_1 para x_2 .

$$F_{x_1 \rightarrow x_2} = \ln \frac{\Sigma_2}{\Sigma_{22}} \quad (2.6)$$

O modelo MVAR composto pelas Equações 2.2 e 2.3 pode ser expandido para manipular mais de dois sinais. Dado $\mathbf{X}(n) = [x_1(n), x_2(n), \dots, x_N(n)]^T$, um vetor de N sinais na amostra n , obtém-se a Equação 2.7 que manipula N canais observados simultaneamente. T denota matriz transposta.

$$\mathbf{X}(n) = \sum_{r=1}^p \mathbf{A}(r)\mathbf{X}(n-r) + \mathbf{E}(n) \quad (2.7)$$

Na Equação 2.7, $\mathbf{E}(n) = [\varepsilon_1(n), \varepsilon_2(n), \dots, \varepsilon_N(n)]^T$ é um vetor de N termos de

ruído e $\mathbf{A}(r)$ é a matriz de coeficientes da estimativa, descrita pela Equação 2.8.

$$\mathbf{A}(r) = \begin{bmatrix} a_{11}(r) & a_{12}(r) & \dots & \dots & a_{1N}(r) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & a_{ij}(r) & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{N1}(r) & a_{N2}(r) & \dots & \dots & a_{NN}(r) \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Na Equação 2.8 $r = 1, \dots, p$ e $\mathbf{A}(0) = I$, a matriz identidade.

Assim como no caso de duas variáveis, a estimativa MVAR de N canais disponibiliza a matriz de covariância da Equação 2.9, sendo $\sigma_{ij} = \text{cov}(\varepsilon_i(n), \varepsilon_j(n))$.

$$\mathbf{\Sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{11}^2 & \sigma_{12} & \dots & \dots & \sigma_{1N} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \sigma_{ij} & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \sigma_{N1} & \sigma_{N2} & \dots & \dots & \sigma_{NN}^2 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

Para estabelecer apropriadamente o modelo, a ordem p pode ser definida pelo valor mínimo do Critério de Informação Bayesiano (BIC), dado pela Equação 2.10, onde N é o número de variáveis (canais) e o número total de pontos é identificado como n .

$$BIC(p) = 2 \log[\det(\mathbf{\Sigma})] + \frac{2N^2 p \log n}{n} \quad (2.10)$$

A partir da Equação 2.7, efetuando a transformação para o domínio da frequência, obtém-se a Equação 2.11.

$$\begin{aligned} \mathbf{E}(f) &= \mathbf{A}(f) \mathbf{X}(f) \\ \mathbf{X}(f) &= \mathbf{A}^{-1}(f) \mathbf{E}(f) \end{aligned} \quad (2.11)$$

Considerando que

$$\mathbf{H}(f) = \mathbf{A}^{-1}(f) \quad (2.12)$$

A Equação 2.11 pode ser reescrita pela Equação 2.13.

$$\mathbf{X}(f) = \mathbf{H}(f) \mathbf{E}(f) \quad (2.13)$$

Na Equação 2.13, $\mathbf{H}(f)$ pode ser considerada uma função de transferência (KAMIŃSKI; BLINOWSKA, 1991; FAES; NOLLO, 2013) de um filtro linear, em que a entrada

é o ruído ($\mathbf{E}$) e $\mathbf{X}$ é a saída (SAMESHIMA; BACCALÁ, 2014). $\mathbf{A}(f)$ é descrita pela Equação 2.14.

$$\mathbf{A}(f) = \sum_{r=0}^p \mathbf{A}(r) e^{-ir2\pi f} \quad (2.14)$$

Fazendo

$$\mathbf{A}'(f) = \mathbf{I} - \mathbf{A}(f) \quad (2.15)$$

os elementos da matriz $\mathbf{A}(f)$ são obtidos pela Equação 2.16.

$$a'_{ij}(f) = \begin{cases} 1 - \sum_{r=1}^p a_{ij}(r) e^{-ir2\pi f}, & \text{se } i = j \\ - \sum_{r=1}^p a_{ij}(r) e^{-ir2\pi f}, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (2.16)$$

com $i = \sqrt{-1}$.

De acordo com (KAMIŃSKI; BLINOWSKA, 1991), a medida DTF é calculada a partir da matriz de transferência $\mathbf{H}(f)$. Pela Equação 2.17, o valor é a razão entre o fluxo do canal j para o canal i , e todos os afluxos para o canal i (BLINOWSKA, 2011).

$$DTF_{ij}^2(f) = \frac{|\mathbf{H}_{ij}(f)|^2}{\sum_{k=1}^n |\mathbf{H}_{ik}(f)|^2} \quad (2.17)$$

DTF mostra a existência do sinal de origem no de destino, incluindo fluxos intermediários (SAMESHIMA; BACCALÁ, 2014). Medidas parciais determinam influências diretas.

PDC (BACCALÁ; SAMESHIMA, 2001) também é uma abordagem de GC no domínio da frequência que trabalha com séries temporais multivariadas. Também é uma medida normalizada, mas diferentemente de DTF, PDC não precisa da matriz de transferência $\mathbf{H}(f)$ e, consequentemente, de inversão de matriz. Essa medida é calculada apenas pelos elementos da matriz $\mathbf{A}(f)$ e expressa interações causais diretas. Pela Equação 2.18, observa-se que PDC é a razão entre os fluxos de saída do sinal j para o sinal i , e todos os fluxos do sinal j . As matrizes $\mathbf{A}'(f)$ e $\mathbf{A}(f)$ são dadas respectivamente pelas Equações 2.15 e 2.14.

$$PDC_{ij}(f) = \frac{\mathbf{A}'_{ij}(f)}{\sqrt{\mathbf{a}'_j{}^H(f) \mathbf{a}'_j(f)}} \quad (2.18)$$

Na Equação 2.18, $\mathbf{a}'_k$ é a k -ésima coluna de $\mathbf{A}'(f)$, que são as influências do canal k para todos os outros, e $\mathbf{H}$ se refere à matriz transposta conjugada.

Na sequência, um exemplo numérico será apresentado para ilustração da CG e PDC.

2.1 Exemplo

A partir do modelo MVAR bivariado (DING; CHEN; BRESSLER, 2006) descrito pela Equação 2.19, os cálculos envolvidos na determinação da causalidade de Granger e da PDC serão exibidos.

$$\begin{aligned} x_1(n) &= 0,9x_1(n-1) - 0,5x_1(n-2) + \varepsilon_1(n) \\ x_2(n) &= 0,8x_2(n-1) - 0,5x_2(n-2) + 0,16x_1(n-1) - 0,2x_1(n-2) + \varepsilon_2(n) \end{aligned} \quad (2.19)$$

No modelo (Equação 2.19), pode-se observar que x_1 influencia x_2 , ou seja, que valores de x_1 são utilizados na determinação de x_2 .

O ruído branco gaussiano $E(n) = [\varepsilon_1(n), \varepsilon_2(n)]^T$ foi gerado com $\sigma_1^2 = 1$, $\sigma_2^2 = 0,7$ e $cov(\varepsilon_1, \varepsilon_2) = 0,4$, com 100 pontos em 500 observações. Com $p = 2$, a partir da inicialização de $x_1(1) = x_1(2) = x_2(1) = x_2(2) = 0$, foram gerados os demais valores de x_1 e de x_2 . O Quadro 1 exibe parte dos dados gerados de uma observação e a Figura 1, seu gráfico.

Quadro 1 – Trecho de dados e ruídos gerados para o exemplo do modelo descrito pela Equação 2.19. Foram geradas 500 observações, com 100 pontos cada, utilizando $\sigma_1^2 = 1$, $\sigma_{22} = 0,7$ e $cov(\varepsilon_1, \varepsilon_2) = 0,4$

n	x_1	ruído x_1	x_2	ruído x_2
1	1,31	1,31	3,08	3,08
2	1,50	0,32	2,72	0,05
3	2,23	1,54	2,42	1,80
4	0,01	-1,25	-0,21	-0,84
5	-1,67	-0,56	-2,54	-0,72
...	...	...	...	...
96	0,10	0,05	0,50	0,14
97	-1,37	-1,49	-0,43	-0,86
98	-0,53	0,75	-1,71	-0,87
99	-0,29	-0,50	-1,84	-0,88
100	-1,81	-1,82	-1,34	-0,78

Figura 1 – Gráfico dos valores gerados para x_1 e x_2

Fonte: Elaborada pela autora

As Equações 2.20 a 2.22 exibem as estimativas dos coeficientes. Para o modelo na Equação 2.19, que possui $p = 2$, A_1 abrange os coeficientes para atraso de uma unidade de tempo ($n - 1$), e A_2 , atraso de duas unidades de tempo ($n - 2$). A matriz de covariância estimada é apresentada pela Equação 2.23.

$$\mathbf{A}_0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

$$\mathbf{A}_1 = \begin{bmatrix} 0,89 & 0,00 \\ 0,16 & 0,79 \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

$$\mathbf{A}_2 = \begin{bmatrix} -0,49 & 0,00 \\ -0,20 & -0,49 \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

$$\mathbf{\Sigma} = \begin{bmatrix} 0,93 & 0,37 \\ 0,37 & 0,65 \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

A medida de Granger indica a influência direcional entre canais. Para tanto, compara as variâncias dos ruídos no canal supostamente influenciado, na presença e na ausência do

canal supostamente influenciador. Assim, para se determinar a medida de Granger de x_1 para x_2 , uma das observações geradas foi selecionada para calcular os valores, a partir de sua amostra no tempo 1, utilizando os coeficientes da estimativa (Equações 2.20 a 2.22), com (Equação 2.24) e sem (Equação 2.25) considerar x_1 . Parte dos valores e ruídos obtidos (diferença entre a estimativa e o dado original) são apresentados pelo Quadro 2. A Figura 2 exibe o gráfico de x_1 e x_2 sem x_1 .

$$x'_2(n) = 0,16 * x_1^*(n-1) + 0,79x_2^*(n-1) - 0,20x_1^*(n-2) - 0,49x_2^*(n-2) + \varepsilon_2^*(n) \quad (2.24)$$

$$x''_2(n) = 0,79x_2^*(n-1) - 0,49x_2^*(n-2) + \varepsilon_2^*(n) \quad (2.25)$$

Quadro 2 – Trecho de valores de x_2 obtidos a partir das estimativas, com e sem x_1

n	x'_2	$ruído\ x'_2$	x''_2	$ruído\ x''_2$
1	3,08	0,00	3,08	0,00
2	2,64	-0,07	2,43	-0,29
3	0,50	-1,92	0,41	-2,01
4	-1,07	-0,86	-0,87	-0,66
5	-1,20	1,34	-0,89	1,65
...	...	...	...	...
96	-1,70e-14	-0,50	-6,10e-15	-0,50
97	-8,70e-15	0,43	-1,90e-16	0,43
98	1,19e-15	1,71	2,83e-15	1,71
99	5,25e-15	1,84	2,33e-15	1,84
100	3,77e-15	1,34	4,54e-16	1,34

Fonte: Elaborado pela autora

A variância de x'_2 foi de 1,57 e de x''_2 , 1,60. Dessa maneira, para o cálculo da Equação 2.6, tem-se $\Sigma_2 = 1,60$ e $\Sigma_{22} = 1,57$. A medida calculada pela Equação 2.26 indica que existe influência direcional de x_1 para x_2 , pois o resultado é maior que zero, conclusão condizente com o modelo na Equação 2.19.

$$F_{x_1 \rightarrow x_2} = \ln\left(\frac{\Sigma_2}{\Sigma_{22}}\right) = \ln\left(\frac{1,60}{1,57}\right) = 0,02 \quad (2.26)$$

Para o cálculo da PDC, inicia-se com as matrizes A_r , contendo os coeficientes do modelo MVAR (Equações 2.20 a 2.22).

A partir das matrizes A_r , são determinadas as matrizes $A(f)$ pela Equação 2.14. Considerou-se como frequência de amostragem $fs=100$ Hz. A Equação 2.27 exibe os

Figura 2 – Gráfico dos valores gerados para x_1 e x_2 sem x_1

Fonte: Elaborada pela autora

cálculos para $f = 0$.

$$\begin{aligned}
 \mathbf{A}(0) &= \mathbf{A}_1 e^{-i.1.2\pi.0} + \mathbf{A}_2 e^{-i.2.2\pi.0} \\
 \mathbf{A}(0) &= \begin{bmatrix} 0,89 & 0 \\ 0,16 & 0,79 \end{bmatrix} e^0 + \begin{bmatrix} -0,49 & 0 \\ -0,20 & -0,49 \end{bmatrix} e^0 \\
 \mathbf{A}(0) &= \begin{bmatrix} 0,4 & 0 \\ -0,04 & 0,3 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{2.27}$$

Pela Equação 2.15, obtém-se $\mathbf{A}'(0)$ na Equação 2.28.

$$\begin{aligned}
 \mathbf{A}'(0) &= \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0,4 & 0 \\ -0,04 & 0,3 \end{bmatrix} \\
 \mathbf{A}'(0) &= \begin{bmatrix} 0,6 & 0 \\ 0,04 & 0,7 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{2.28}$$

A determinação da PDC é feita a partir da Equação 2.18. Para fins de praticidade,

primeiramente, obtém-se os resultados das multiplicações das colunas de $\mathbf{A}'(\mathbf{0})$, nas Equações 2.29 e 2.30.

$$\begin{aligned}\mathbf{a}'^H_1(0)\mathbf{a}'_1(0) &= \begin{bmatrix} 0,6 & 0,04 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0,6 \\ 0,04 \end{bmatrix} \\ \mathbf{a}'^H_1(0)\mathbf{a}'_1(0) &= 0,36 + 0,0016 \\ \mathbf{a}'^H_1(0)\mathbf{a}'_1(0) &= 0,3616\end{aligned}\tag{2.29}$$

$$\begin{aligned}\mathbf{a}'^H_2(0)\mathbf{a}'_2(0) &= \begin{bmatrix} 0 & 0,7 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0,7 \end{bmatrix} \\ \mathbf{a}'^H_2(0)\mathbf{a}'_2(0) &= 0 + 0,49 \\ \mathbf{a}'^H_2(0)\mathbf{a}'_2(0) &= 0,49\end{aligned}\tag{2.30}$$

Seguem os cálculos de $PDC_{11}(0)$, $PDC_{12}(0)$, $PDC_{21}(0)$, $PDC_{22}(0)$.

$$PDC_{11}(0) = \frac{0,6}{\sqrt{0,3616}} = \frac{0,6}{0,6013} = 0,98\tag{2.31}$$

$$PDC_{12}(0) = \frac{0}{\sqrt{0,49}} = 0\tag{2.32}$$

$$PDC_{21}(0) = \frac{0,04}{\sqrt{0,3616}} = \frac{0,04}{0,6013} = 0,07\tag{2.33}$$

$$PDC_{22}(0) = \frac{0,7}{\sqrt{0,49}} = \frac{0,7}{0,7} = 1\tag{2.34}$$

Assim, para $f = 0$, a PDC indica a influência de x_1 para x_2 (Equação 2.33), pois $PDC_{21}(0) > 0$, confirmando a expressão do modelo. A Figura 1 apresenta o “mapa” espectral das quatro influências possíveis. Cada PDC_{ij} está representado por uma célula, com os valores da PDC em azul.

Figura 3 – Mapa espectral das influências entre x_1 e x_2 do modelo na Equação 2.19. Cada célula representa o valor PDC_{ij} em azul, sendo i =linha e j =coluna. Dessa forma, a influência de x_1 para x_2 é exibida na primeira coluna da segunda linha

Fonte: Elaborada pela autora

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Os programas computacionais foram desenvolvidos em Python 2.7.4 (Python Software Foundation, EUA, <https://www.python.org/>), em uma máquina com um processador Intel Core i5 (Intel Corporation, USA) de 1.70 GigaHertz (GHz), 4 GB de memória RAM, executando o sistema Ubuntu 13.04 (Canonical Ltd., GB).

Para validar os códigos implementados, foram realizadas simulações, reproduções de dois exemplos da literatura. Subsequentemente, as funções foram executadas com os dados experimentais. As entradas de todas as rotinas foram através de arquivos *Extensible Markup Language* (XML). Durante o processamento, arquivos intermediários foram gravados, assim como mecanismos de registros de ações (*log*) foram adotados.

3.1 Dados simulados

As duas simulações empregadas geraram um conjunto de dados a partir de valores aleatórios de uma distribuição normal multivariada, abrangendo 500 observações em cada processo, com 100 pontos em cada canal.

A primeira simulação foi elaborada a partir do exemplo 2 de (BACCALÁ; SAMESHIMA, 2001) que consiste em um processo de três canais dado pela Equação 3.1, com as seguintes relações causais entre os canais (as setas indicam a direção da influência):

$$\bullet \ x_2 \rightarrow x_1 \text{ and } x_3 \rightarrow x_1 \quad \bullet \ x_1 \rightarrow x_2 \text{ and } x_3 \rightarrow x_2 \quad \bullet \ x_2 \rightarrow x_3$$

$$\begin{aligned} x_1(n) &= 0,5x_1(n-1) + 0,3x_2(n-1) + 0,4x_3(n-1) + \varepsilon_1(n) \\ x_2(n) &= -0,5x_1(n-1) + 0,3x_2(n-1) - 0,1x_3(n-1) + \varepsilon_2(n) \\ x_3(n) &= -0,3x_2(n-1) + 0,2x_3(n-1) + \varepsilon_3(n) \end{aligned} \quad (3.1)$$

O modelo utilizado para a geração dos dados da segunda simulação é exibido pela Equação 3.2 (BACCALÁ; SAMESHIMA, 2001).

$$\begin{aligned} x_1(n) &= 0,95\sqrt{2}x_1(n-1) - 0,9025x_1(n-2) + \varepsilon_1(n) \\ x_2(n) &= -0,5x_1(n-1) + \varepsilon_2(n) \\ x_3(n) &= 0,1x_1(n-4) - 0,4x_2(n-2) + \varepsilon_3(n) \\ x_4(n) &= -0,5x_3(n-1) + 0,25\sqrt{2}x_4(n-1) + 0,25\sqrt{2}x_5(n-1) + \varepsilon_4(n) \\ x_5(n) &= -0,25\sqrt{2}x_4(n-1) + 0,25\sqrt{2}x_5(n-1) + \varepsilon_5(n) \end{aligned} \quad (3.2)$$

Na Equação 3.2, estão presentes as influências a seguir:

- $x_1 \rightarrow x_2$
- $x_3 \rightarrow x_4$ and $x_5 \rightarrow x_4$
- $x_1 \rightarrow x_3$ and $x_2 \rightarrow x_3$
- $x_4 \rightarrow x_5$

Nas Equações 3.1 e 3.2, $\varepsilon_i(n)$ são ruídos brancos com média zero e variância um. A estimativa dos coeficientes MVAR foi feita por uma função da biblioteca Nitime (ROKEM; TRUMPIS; PEREZ, 2009) que implementa o algoritmo Levinson-Wiggins-Robinson (LWR), utilizando ordens 1 e 4, respectivamente para os modelos das Equações 3.1 e 3.2.

Na implementação da primeira simulação, foram empregadas três matrizes (dimensões) da biblioteca NumPy (Van Der Walt; COLBERT; VAROQUAUX, 2011): $\mathbf{A}$ (3 x 3 x 1) foi o modelo (Equação 3.1), $\mathbf{\Sigma}$ (3 x 3) foi a matriz de covariância e $\mathbf{X}$ (500 x 3 x 100) foi o conjunto de dados gerado. Para o processo da Equação 3.2, foram utilizadas as matrizes $\mathbf{A}$ (5 x 5 x 4), $\mathbf{\Sigma}$ (5 x 5) e $\mathbf{X}$ (500 x 5 x 100).

Após a geração da matriz $\mathbf{X}$, uma estimativa foi calculada para cada uma das 500 observações, e, ao final, a média de todas foi considerada como a estimativa do modelo (matrizes $\mathbf{A}(\mathbf{r})$). Os elementos de $\mathbf{A}(\mathbf{f})$ foram, então, determinados de acordo com a Equação 2.14. Com esses valores, utilizando a Equação 2.18, foram obtidos os valores de PDC para todas as frequências, entre cada par de canais, que deu origem a um mapa de espectros. Além disso, um grafo direcionado foi confeccionado a partir do valor PDC máximo entre dois canais.

3.2 Dados cinemáticos

O experimento foi realizado no Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT) da Universidade Federal de São Carlos. Consistiu na coleta de dados cinemáticos gerados durante a corrida dos voluntários participantes. Houve a participação de 29 corredores amadores (média (desvio-padrão)): idade 27,67 (5,43) anos, massa 72,05 (13,61) kg, índice de massa corpórea 23,74 (2,92) kg/m², altura 1,73 (0,09) m, distância média de corrida 35,70 (18,25) km/semana, e experiência em corrida 4,13 (4,02) anos. Todos os participantes satisfizeram os seguintes critérios de inclusão: aterrissagem iniciada pelo retropé durante a corrida habitual, experiência prévia com corrida em esteira ergométrica e volume de treino superior a 20 km/semana há, no mínimo, 3 meses prévios ao estudo. Os critérios de exclusão foram a presença de lesões musculoesqueléticas nos últimos 3 meses, cirurgia nos membros inferiores, dor no tornozelo, joelho, quadril ou tronco, ou utilização de prótese que pudesse interferir no padrão de corrida. Os voluntários foram avaliados por um fisioterapeuta licenciado quanto aos critérios de inclusão ou exclusão. O protocolo do experimento (735.596) foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos, e os indivíduos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido para participar dos ensaios.

A avaliação cinemática foi realizada durante a corrida numa esteira ergométrica (modelo LX 160 GIII, *Movement*, Manaus, Brasil), com todos os sujeitos utilizando um calçado neutro (*Asics Gel-Equation 5*, *Asics*, Kobe, Japão) fornecido pelo avaliador. Para a observação do padrão de aterrissagem, foi empregado o instrumento *Pedar®-X System* (Novel, Monique, Alemanha) (CHEUNG; DAVIS, 2011), composto por palmilhas contendo sensores de pressão. A coleta dos dados cinemáticos foi realizada pelo sistema de análise de movimento *Qualisys Motion Capture System* (*Qualisys Medical AB*, Suécia), que faz a reconstrução tridimensional do movimento a partir de imagens de marcadores refletivos posicionados no indivíduo, registradas por câmeras de vídeo.

A primeira sessão foi iniciada com um aquecimento na esteira ergométrica. Em seguida, os indivíduos foram orientados a iniciar a corrida numa velocidade confortável, quando o padrão de aterrissagem foi confirmada, e a taxa de passo calculada, pela contagem do número de contatos sucessivos do membro inferior direito na esteira. Nesta sessão, foi realizada a familiarização com as três modificações de técnica de corrida: com aterrissagem iniciada com antepé, com aumento na flexão de tronco e com aumento de 10% na taxa de passo.

Para a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, o voluntário recebeu instruções verbais para iniciar o contato na esteira com o antepé, e a confirmação foi feita com o auxílio do equipamento *Pedar-System* (CHEUNG; DAVIS, 2011) e de uma câmera qualitativa de alta frequência (120 Hz) posicionada paralelamente à esteira ergométrica no plano sagital, procedimento também adotado para validação do padrão de aterrissagem durante todas as técnicas de corrida. A corrida com aumento de 10% da taxa de passo foi controlada por um metrônomo digital e confirmada visualmente pelo avaliador (CHUMANOV et al., 2012; HEIDERSCHEIT et al., 2011). Já a corrida com aumento de flexão de tronco foi estimulada verbalmente e confirmada visualmente (TENG; POWERS, 2014). Para confirmação do padrão de aterrissagem durante todas as técnicas de corrida foi utilizada uma câmera qualitativa de alta frequência (120 Hz) posicionada paralelamente à esteira ergométrica no plano sagital.

A aquisição ocorreu na segunda sessão, durante 30 segundos para cada técnica, sem informar o exato momento de amostragem, tampouco as variáveis estudadas. Os dados cinemáticos do membro inferior dominante e do tronco foram registrados a 240 Hz, utilizando seis câmeras (*Qualisys Oqus 300*) e 20 marcadores reflexivos fixados por meio de fita dupla face nas seguintes referências anatômicas: esterno, processo espinhoso da sétima vértebra cervical, quinta vértebra lombar/sacro, bilateralmente sobre os acrômios, trocânteres maiores do fêmur, ponto mais alto das cristas ilíacas, espinhas ilíacas ântero-superiores e pósterio-superiores, epicôndilos lateral e medial do fêmur, maléolos lateral e medial, cabeças do 1° e 5° metatarsos, ponta do pé. Os marcadores de rastreamento (*clusters*) foram constituídos de 4 marcadores não-colineares fixados em uma base rígida e

posicionados nos voluntários com faixas de velcro na face póstero-lateral da coxa e perna. Para a coluna lombar, tórax e calcâneo, os *clusters* foram constituídos de 3 marcadores não-colineares fixados em bases rígidas que foram fixadas na face posterior dessas regiões por meio de fita dupla-face (Figura 4). Dados de tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo foram gerados e disponibilizados nos três planos anatômicos: sagital, transverso e frontal, totalizando, assim, quinze canais de dados. O plano sagital foi nomeado como X, o frontal, como Y e o transverso, como Z. A confiabilidade das variáveis analisadas teve *Intraclass Correlation Coefficient* (ICC) de 0,73-0,91, com 95% de Intervalo de Confiança.

Os ângulos Cardan foram calculados de acordo com a *International Society of Biomechanics* (WU et al., 2002) utilizando o programa *Visual 3D* (C-Motion Inc, Rockville, MD). Os dados cinemáticos passaram por um filtro *Butterworth* passa baixa de 12 Hz, de ordem quatro. Foram coletados os movimentos articulares do tornozelo, joelho e quadril e os movimentos dos segmentos corporais pelve e tronco nos planos sagital, frontal e transverso.

Figura 4 – Voluntário correndo na esteira ergométrica com os marcadores de rastreamento (pequenos círculos brancos) durante coleta de dados cinemáticos

Fonte: Elaborada pela autora

3.2.1 Pré-processamento

Os dados cinemáticos coletados foram disponibilizados em arquivos *Plain Text* (TXT), dispostos em diferentes diretórios, um para cada voluntário. Para melhorar a legibilidade, esses arquivos foram convertidos para o formato *Microsoft Excel Open XML Format Spreadsheet* (XLSX) por uma rotina auxiliar. Os arquivos convertidos foram armazenados em uma área distinta, mantendo a estrutura original, em que demais arquivos de saída e gráficos também foram acomodados. O arquivo XML de entrada foi composto pelo sinalizador e pasta de *log*, nome do arquivo TXT e diretório e identificação de saída; os três últimos elementos poderiam aparecer mais de uma vez, permitindo a conversão de vários arquivos num mesmo processamento. Os arquivos TXT foram lidos utilizando o padrão *comma separated values* (CSV) com o delimitador "t" pelo módulo *CSV* numa lista. A biblioteca *OpenPyXL* (GAZONI; CLARK, 2017) gravou cada linha da lista em uma linha num arquivo XLSX.

As quatro técnicas de corrida foram gravadas num mesmo arquivo XLSX, na sequência de corrida habitual, com aterrissagem iniciada com antepé, com aumento de 10% da taxa de passo e com aumento na flexão do tronco. Dessa maneira, foram manipuladas 61 colunas de cada arquivo, considerando-se a coluna de número de amostra. O Quadro 3 exibe o trecho inicial de um arquivo de dados típico, em que as quatro primeiras linhas identificam o canal. A primeira linha contém o nome da articulação, Tornozelo, Joelho, Quadril, Pelve e Tronco. Na quarta linha encontram-se os planos anatômicos, X (sagital), Y (frontal) e Z (transverso). A primeira coluna indica o número sequencial das amostras. Dessa maneira, os dados de fato iniciam na célula da quinta linha, coluna dois.

Quadro 3 – Trecho inicial do arquivo de um dos indivíduos, contendo dados dos três planos anatômicos de tornozelo e joelho obtidos durante a corrida habitual. As descrições da articulação e do plano anatômico encontram-se nas linhas 1 e 4, respectivamente. A primeira coluna enumera as amostras

	Tornozelo	Tornozelo	Tornozelo	Joelho	Joelho
	LINK_MODEL_	LINK_MODEL_	LINK_MODEL_	LINK_MODEL_	LINK_MODEL_
	BASED	BASED	BASED	BASED	BASED
	ORIGINAL	ORIGINAL	ORIGINAL	ORIGINAL	ORIGINAL
ITEM	X	Y	Z	X	Y
1	-2.545305	-4.153497	-11.191349	33.895557	5.956663
2	-2.174457	-4.035563	-11.909814	35.334904	5.621656
3	-1.653828	-3.866164	-12.784541	37.063900	5.261984
4	-1.915811	-3.416808	-12.867149	38.584354	4.587615
5	-1.489187	-3.337892	-13.729565	40.314442	4.286528

Fonte: Elaborado pela autora

A separação de fase foi realizada a partir da determinação dos instantes de contato inicial e de retirada do pé da esteira. Para a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, foi considerada a velocidade vertical mínima no marcador da ponta do pé na direção vertical (eixo Y) (KELLIS; ZAFEIRIDIS; AMIRIDIS, 2011), como toque do pé na esteira. No caso das demais técnicas de corrida, o início da fase de apoio ocorreu com o toque do

calcâneo na esteira, identificado pelo momento de inversão da velocidade do marcador do calcanhar na direção anteroposterior (eixo X) (ZENI; RICHARDS; HIGGINSON, 2008). A partir do ponto identificado como início, o instante final foi determinado pelo pico de extensão (menor flexão) do joelho, no plano sagital.

O último passo de pré-processamento foi a normalização pelo valor quadrático médio (RMS). Para esta rotina, o arquivo XML de entrada foi composto pelo sinalizador e pasta de log, diretório e nome dos arquivos XLSX, caminho e identificador de saída, os cabeçalhos das linhas (experimento, articulação e planos), linhas e colunas inicial e final, e uma lista de números indicando as colunas que, de fato, deveriam ser normalizadas. Os arquivos XLSX foram lidos numa matriz numérica com os canais de dados nas colunas e a sequência de amostras nas linhas. Os valores normalizados foram gravados em outro arquivo XLSX.

3.3 Processamento dos dados cinemáticos

O programa para determinação dos valores de PDC também teve um arquivo XML como entrada. Os elementos incluíram três parâmetros para indicar se a rotina deveria executar ou não o cálculo de BIC (DING; CHEN; BRESSLER, 2006) e de PDC, bem como os grafos direcionados. Esses sinalizadores foram úteis quando, por alguma razão foi necessário processar apenas algumas dessas funções. Na sequência, foi feita a descrição de cada processo (um por voluntário) começando com sua identificação, nome e caminho completo do arquivo XLSX normalizado, a pasta de gravação dos arquivos resultantes de BIC e PDC, o identificador de saída, a frequência de amostragem, as linhas e colunas inicial e final, limite inferior e superior do intervalo de valores a utilizar como ordem na função BIC, e uma lista de sinalizadores com as colunas para serem consideradas no cálculo de PDC. Além disso, o cabeçalho do arquivo de dados foi descrito com a identificação (nome da articulação, plano anatômico), o número da linha e se devia ser incluído ou não nas saídas gráficas, e sinalizador e caminho completo do registro de *log*. Para a análise com separação de fase, acrescentou-se o elemento *phasesFile* como mais um componente da hierarquia *process*. Esse elemento descreveu o caminho e nome do arquivo com a sequência de pontos inicial e final das fases de apoio do processo em questão. Neste processamento, os tempos inicial e final de todos os passos intermediários foram gravados no arquivo de *log*. A estrutura completa do arquivo XML é representada na Figura 5.

Os arquivos individuais normalizados foram lidos e seus dados manipulados em uma matriz tridimensional; no caso do ciclo completo, as dimensões foram: 1 observação x 15 canais x 7200 pontos, e, para a separação de fases, n observações x 15 canais x t pontos, sendo n a quantidade de fases de apoio identificadas, e t o maior número de pontos dessas fases. Cinco articulações e segmentos corporais foram avaliadas, tornozelo, joelho, quadril, pelve e tronco, nos três planos anatômicos, sagital, frontal e transversal, resultando nas

Figura 5 – Representação esquemática do arquivo XML utilizado como entrada à rotina de cálculo de PDC, com a estrutura hierárquica dos elementos

Fonte: Elaborada pela autora

15 colunas de dados lidas na segunda dimensão da matriz. Os experimentos abrangeram 30 segundos de coleta de dados de cada voluntário e técnica de corrida. Além disso, uma matriz de texto foi preenchida com as informações do cabeçalho do arquivo.

Antes do cálculo de PDC, foi necessário determinar a ordem do modelo a ser utilizada. Essa rotina específica definiu o melhor valor BIC, analisando todos os valores no intervalo informado nos elementos XML do processo. Cada ordem verificada e a matriz de dados normalizados foram empregadas na estimativa MVAR e na determinação de BIC, ambas pelas rotinas da biblioteca *NiTime*. No caso de separação de fase, os trechos de dados destacados como de apoio foram considerados observações diferentes, durante a estimativa MVAR. Ao final, a ordem que disponibilizou o menor valor BIC foi a escolhida. Os resultados foram gravados em um arquivo auxiliar.

A função de cálculo de PDC recebeu, além dos elementos do arquivo XML, uma

matriz tridimensional ($X(t)$) lida do arquivo XLSX e a ordem do modelo (p) definida pelo BIC como entradas. Por uma função da biblioteca *NiTime*, as matrizes $A(r)$ foram estimadas e, pela Equação 2.15, $A'(f)$ foi estabelecida. Os valores PDC calculados pela Equação 2.16 foram armazenados em outra matriz tridimensional (120 frequências x 15 canais x 15 canais). Os valores do módulo da matriz foram gravados em um arquivo XLSX, com 15 planilhas, uma para cada canal, em que a influência das demais articulações estavam nas colunas ao longo das frequências abrangidas (nas linhas). Também a partir da matriz, um mapa de espectros por plano anatômico com 25 células (5 articulações x 5 articulações) foi elaborado por rotinas da biblioteca *Matplotlib* (HUNTER, 2007) e gravado em arquivos no formato *Portable Network Graphics* (PNG).

O processo completo está descrito na Figura 6. "Pesquisador" é o agente que inicia a execução do software e também recebe a influência calculada entre as articulações obtidas dos dados cinemáticos.

Figura 6 – Descrição da sequência de processamento de um indivíduo. "Pesquisador" é o agente do esquema; ele prepara o arquivo XML com os parâmetros pré-estabelecidos no formato de elementos e o utiliza para iniciar o programa computacional; os círculos representam as rotinas de execução e as setas são os fluxos de dados retratando as entradas e saídas das funções

Fonte: Elaborada pela autora

Além do resumo por voluntário, foi necessário também elaborar uma rotina para obter um valor representativo de todo o conjunto de indivíduos. O arquivo XML de entrada teve como elementos o sinalizador e caminho de *log*, a identificação do processo, o nome da planilha (do arquivo XLSX resumido por sujeito), a pasta de saída, as linhas e colunas

inicial e final e o conjunto de canais (identificador de articulação e descrição de plano). Os nomes de arquivos dos valores do grupo e a identificação de saída encerraram o arquivo XML.

Por técnica de corrida e plano anatômico, os valores médios (GÜRKAN; AKAN; SEYHAN, 2014) do conjunto de voluntários foi utilizado para analisar o padrão de influência entre as articulações. Os testes T de *Student* e de permutação verificaram a hipótese nula de que o valor médio da influência distal para proximal era igual à média de proximal para distal. O teste T de *Student* foi aplicado aos grupos em que o teste de *Shapiro-Wilk* (RAZALI; WAH, 2011) indicou a evidência de normalidade gaussiana, e o teste de permutação (ERNST, 2004) com N=10.000 permutações, para todos os grupos. Os testes foram estabelecidos com valores p ajustados pela correção de *Bonferroni* (GOEMAN; SOLARI, 2014) com $\alpha = 0.025$. Os resultados foram gravados num arquivo XLSX e, a partir deles os grafos direcionados por plano foram preparados e também armazenados em um arquivo PNG. Distal e proximal são termos anatômicos de localização; o termo distal denota uma posição que é distante do centro do corpo ou de algum ponto anatômico de referência, e o termo proximal é uma posição mais perto do centro. Consequentemente, no par tornozelo Joelho, a influência distal-proximal descreve a interação do tornozelo para o Joelho, e proximal-distal, do Joelho para o tornozelo.

4 RESULTADOS

O tempo computacional utilizado para o processamento dos dados simulados foi de 10s. Já os dados reais, envolvendo as quatro técnicas e os procedimentos realizados com e sem separação da fase de apoio, consumiram 273h31m28s. A duração de execução das rotinas foi mensurada e registrada em arquivos de *log*.

A simulação abrangeu geração dos dados artificiais, estimativa dos coeficientes MVAR, cálculo da PDC e elaboração dos gráficos. O tempo de execução de cada passo é apresentado pela Tabela 1.

Tabela 1 – Tempo de processamento com dados simulados

Rotina	Tempo (s)
Geração dos dados	02
Estimativa do modelo	02
Cálculo da PDC e gravação do arquivo	04
Elaboração dos gráficos	02

Fonte: Elaborada pela autora.

Os dados cinemáticos, inicialmente, foram convertidos em arquivos *XLSX* em 01h02m47s. A normalização pelo RMS consumiu 01h10m21s. Na análise com ciclo completo, foram realizadas leitura do arquivo *XLSX* de dados normalizados, determinação da ordem do modelo pelo BIC, cálculo da PDC e geração dos gráficos. Para o processamento apenas da fase de apoio, houve o acréscimo da rotina de separação de fases antes da normalização. Como último processo, as rotinas de síntese dos resultados para o conjunto de voluntários foram executadas. Os tempos médio e total de execução de todas as etapas são exibidos pelas Tabelas 2 e 3.

4.1 Processamento dos dados simulados

4.1.1 Primeira simulação

A partir do modelo descrito pela Equação 3.1, obteu-se as matrizes A_r (média das 500 estimativas MVAR) apresentada pelas Equações 4.1 e 4.2. A matriz de covariância é descrita pela Equação 4.3.

$$A(0) = I \quad (4.1)$$

Tabela 2 – Tempo empregado para processamento individual (média) e para o conjunto de voluntários na análise de ciclo completo

Rotina	Tempo (média)	Total
Leitura do arquivo <i>XLSX</i>	000h00m31s	001h00m36s
Determinação da ordem do modelo	002h11m47s	254h46m27s
Cálculo da PDC	000h01m05s	002h05m30s
Elaboração dos gráficos	000h00m01s	000h01m31s
Rotinas de resumo	-	002h25m26s
Total	-	260h19m30s

Fonte: Elaborada pela autora.

Tabela 3 – Tempo empregado para processamento individual (média) e para o conjunto de voluntários abrangendo apenas a fase de apoio

Rotina	Tempo (média)	Total
Separação de fase	000h01m16s	002h26m38s
Leitura do arquivo <i>XLSX</i>	000h00m30s	000h57m27s
Determinação da ordem do modelo	00h01m44s	003h21m32s
Cálculo da PDC	000h01m00s	001h56m33s
Elaboração dos gráficos	000h00m01s	000h01m20s
Rotinas de resumo	-	002h15m20s
Total	-	010h58m50s

Fonte: Elaborada pela autora.

$$\mathbf{A}(\mathbf{1}) = \begin{bmatrix} 0,49 & 0,30 & 0,40 \\ -0,50 & 0,28 & -0,10 \\ 0,00 & -0,29 & 0,19 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

$$\mathbf{\Sigma} = \begin{bmatrix} 0,96 & 0,00 & 0,00 \\ 0,00 & 0,97 & 0,01 \\ 0,00 & 0,01 & 0,97 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Os valores calculados da PDC são apresentados na Figura 7, em que 9 pequenos gráficos, dispostos em 3 linhas e 3 colunas. Interpretando-os como células, esses gráficos exibem a influência do canal j (coluna) para o canal i (linha). Dessa forma, a célula na terceira linha e na segunda coluna apresenta a influência do canal 2 (x_2) para 3 (x_3).

Figura 7 – Valores PDC obtidos na simulação 1 a partir da Equação 3.1. Para cada célula, a influência é do j -ésimo para o i -ésimo canal. Assim, na segunda linha, o primeiro gráfico ilustra a influência do canal 1 (x_1) para o canal 2 (x_2)

Fonte: Elaborada pela autora

De fato, as influências determinadas pela Equação 3.1 são exibidas como áreas azuis visíveis: $x_2 \rightarrow x_1$, $x_3 \rightarrow x_1$, $x_1 \rightarrow x_2$, $x_3 \rightarrow x_2$, $x_2 \rightarrow x_3$. Todas as demais influências são retratadas como áreas iguais ou bem próximas a zero (por exemplo, $x_1 \rightarrow x_3$).

A Figura 8 mostra um grafo direcionado elaborado a partir do valor máximo da PDC obtido entre cada par de canais. Os nós são os canais na Equação 3.1, x_1 , x_2 e x_3 . Dessa maneira, entre x_1 e x_3 há uma interação identificada do segundo para o primeiro. Além disso, a espessura das arestas expressa a força da influência: o valor PDC de $x_1 \rightarrow x_2$ é maior que de $x_2 \rightarrow x_3$.

4.1.2 Segunda simulação

Para o modelo de 5 canais (Equação 3.2), determinaram-se as matrizes $\mathbf{A}_r$ presentes nas Equações 4.4, 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8 e a matriz de covariância na Equação 4.9.

$$\mathbf{A}(0) = \mathbf{I} \quad (4.4)$$

Figura 8 – Influências direcionadas identificadas na primeira simulação. Os nós são os canais x_1 , x_2 e x_3 . Cada aresta representa o valor máximo da PDC calculada entre cada par de canais. A espessura das arestas designa a força da influência

Fonte: Elaborada pela autora

$$\mathbf{A(1)} = \begin{bmatrix} 1,44 & -0,06 & 0,00 & 0,01 & 0,01 \\ -0,55 & -0,03 & 0,01 & -0,02 & 0,01 \\ 0,08 & 0,00 & -0,05 & 0,01 & -0,01 \\ -0,06 & -0,01 & -0,50 & 0,32 & 0,37 \\ 0,02 & -0,01 & -0,01 & -0,34 & 0,32 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

$$\mathbf{A(2)} = \begin{bmatrix} -1,02 & -0,02 & -0,01 & 0,01 & 0,00 \\ 0,13 & -0,04 & -0,01 & 0,03 & 0,00 \\ -0,15 & -0,37 & -0,01 & -0,01 & 0,01 \\ 0,15 & -0,02 & -0,04 & 0,02 & 0,01 \\ -0,05 & 0,03 & 0,01 & -0,03 & 0,00 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

$$\mathbf{A(3)} = \begin{bmatrix} 0,04 & -0,01 & 0,01 & -0,02 & -0,01 \\ -0,17 & 0,02 & 0,00 & -0,02 & 0,00 \\ 0,14 & -0,01 & 0,01 & 0,01 & 0,00 \\ -0,17 & 0,02 & 0,00 & 0,00 & 0,00 \\ 0,06 & -0,01 & -0,01 & 0,02 & 0,02 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

$$\mathbf{A}(4) = \begin{bmatrix} 0,03 & 0,00 & -0,02 & 0,01 & -0,01 \\ 0,09 & 0,01 & -0,01 & 0,00 & 0,01 \\ 0,06 & -0,02 & 0,01 & 0,00 & 0,00 \\ 0,09 & 0,00 & -0,02 & 0,00 & -0,01 \\ -0,02 & 0,00 & 0,02 & 0,00 & 0,00 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

$$\mathbf{\Sigma} = \begin{bmatrix} 0,58 & 0,05 & 0,02 & 0,00 & -0,01 \\ 0,05 & 0,76 & -0,01 & 0,02 & 0,00 \\ 0,02 & -0,01 & 0,76 & -0,01 & 0,01 \\ 0,00 & 0,02 & -0,01 & 0,78 & 0,00 \\ -0,01 & 0,00 & 0,01 & 0,00 & 0,78 \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

Assim como na simulação 1, a Figura 9 apresenta uma matriz de espectros, com 5 x 5 células, em que a direção de influência é do canal j (coluna) para o canal i (linha).

As influências determinadas pela Equação 3.2 são exibidas como áreas azuis visíveis: $x_1 \rightarrow x_2$, $x_1 \rightarrow x_3$, $x_2 \rightarrow x_3$, $x_3 \rightarrow x_4$, $x_5 \rightarrow x_4$ e $x_4 \rightarrow x_5$.

A Figura 10 apresenta o grafo resultante do valor máximo da PDC obtido entre cada par de canais. De maneira análoga à primeira simulação, os nós são os canais e as arestas expressam a força da influência.

4.2 Processamento dos dados cinemáticos

A rotina de conversão alterou o tamanho dos arquivos de dados de 4 *megabytes* (MB) (arquivos *TXT*) para 3MB (arquivos *XLSX*) devido à eliminação de dados relacionados ao processo de aquisição. Na sequência, a separação de fases de apoio e de balanço utilizou 02h26m38s (Tabela 2). Os arquivos de dados normalizados permaneceram com 3MB.

A função BIC analisou a extensão de 1 a 1.000, indicou 9 como média de melhor ordem do modelo e consumiu 254h46m27s (Tabela 2) para o ciclo completo. Com os dados separados por fase, a faixa de valores variou para cada sujeito, pois dependeu do número de pontos das fases de apoio identificadas pelo processo de separação. O maior valor verificado foi a menor duração de apoio do voluntário. O limite superior médio foi 68, o número médio de ordem foi 2, e levou 03h21m32s (Tabela 3) de processamento.

Os valores PDC obtidos para cada par de canais dos dados cinemáticos foram analisados para cada um dos três planos separadamente. Dessa maneira, as interações entre tornozelo, joelho, quadril, pelve e tronco foram estudadas nos planos sagital, frontal e transversal. Para ilustrar os valores de PDC obtidos para cada voluntário, Figura 11 apresenta uma matriz 5 por 5, em que cada célula foi traçado o espectro de potência da interação entre pares de canais. Assim como na simulação, as influências são da articulação

Figura 9 – Valores PDC obtidos na simulação 2 a partir da Equação 3.2. Para cada célula, a influência é do j -ésimo para o i -ésimo canal. Assim, na segunda linha, o primeiro gráfico ilustra a influência do canal 1 (x_1) para o canal 2 (x_2)

Fonte: Elaborada pela autora

j (coluna) para a i (linha). Portanto, o primeiro gráfico na linha 2 mostra a interação de tornozelo ($j=1$) para joelho ($i=2$).

A Figura 12 apresenta os padrões de influência através de um grafo elaborado com os valores de PDC retratados na Figura 11, em que as articulações são representadas por nós e o valor PDC máximo obtido entre cada par de canais de dados é desenhado como uma aresta direcionada. Assim, entre tornozelo e joelho há uma influência proximal-distal identificada, do joelho para o tornozelo. Além disso, pela espessura, as arestas retratam a força do valor de PDC comparado com as demais influências. Dessa forma, a influência de quadril para tornozelo tem um valor maior que a interação do tronco para o joelho. Esses valores foram lidos de arquivos *XLSX* de resumo.

Além disso, por técnica de corrida e plano anatômico, os resultados do conjunto de voluntários são exibidos por uma tabela abrangendo os pares de articulações, as médias e

Figura 10 – Influências direcionadas identificadas na segunda simulação. Os nós são os canais x_1 , x_2 , x_3 , x_4 e x_5 . Cada aresta representa o valor máximo da PDC calculada entre cada par de canais. A espessura das arestas designa a força da influência

Fonte: Elaborada pela autora

desvios-padrão dos valores máximos de PDC de influência distal para proximal e proximal para distal, teste T, teste de permutação e a influência sugerida.

4.2.1 Ciclo completo

4.2.1.1 Corrida Habitual

No plano sagital, há uma maior influência proximal-distal em comparação com distal-proximal em quatro de dez pares de combinação de articulações (tornozelo Joelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve e tornozelo-tronco); os demais pares resultaram em influências similares, como apresentado pela Tabela 4. Na Figura 15, essas influências são representadas num grafo direcionado em que é possível verificar que o tornozelo é a articulação que recebe mais influência no plano sagital.

A Tabela 5 apresenta os valores médios do plano frontal. A influência proximal-distal foi maior em seis pares (tornozelo-Joelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve, tornozelo-tronco, joelho-quadril e pelve-tronco). Houve sugestão de uma interação distal-proximal entre quadril e pelve. A Figura 16 mostra a representação gráfica dessas influências. Análogo aos achados no plano sagital, o tornozelo é também a articulação que mais é influenciada.

Figura 11 – Valores de PDC calculados de dados cinemáticos de um voluntário, no plano sagital, adquiridos durante a corrida com aumento de flexão de tronco. Para cada célula, a influência é do canal j (coluna) para o i (linha). Dessa forma, na segunda linha, o primeiro gráfico exibe a influência de tornozelo ($j=1$) para joelho ($i=2$)

Fonte: Elaborada pela autora

No plano transversal, dos dez pares de articulações, três apresentaram mais influência proximal-distal (tornozelo-quadril, tornozelo-pelve e quadril-pelve), um par exibiu interação distal-proximal (pelve-tronco), os demais indicaram influências similares. Os valores obtidos são exibidos na Tabela 6 e sua representação gráfica na Figura 17. Neste plano, assim como no frontal, uma interação distal-proximal foi sugerida.

4.2.1.2 Corrida com aterrissagem iniciada com antepé

No plano sagital, as influências se mantêm proximais-distais, concentradas no tornozelo (tornozelo-jelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve e tornozelo-tronco); os demais pares não rejeitaram a hipótese nula de que as médias são iguais (Tabela 7). A Figura 18 ilustra a forte influência no tornozelo.

A Tabela 8 apresenta os resultados no plano frontal. A influência proximal-distal foi indicada em sete pares (tornozelo-jelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve, tornozelo-

Figura 12 – Influência direcional entre dados cinemáticos de um sujeito, durante a corrida com aumento de flexão de tronco, no plano sagital. Os nós são as articulações cinemáticas e as arestas retratam a força do valor máximo de PDC calculado entre as articulações

PDC -Aumento de flexão de tronco

Fonte: Elaborada pela autora

tronco, joelho-quadril, joelho-tronco e pelve-tronco). A Figura 19 mostra graficamente essas interações proximais-distais.

No plano transversal, foram destacadas 5 interações proximais-distais (tornozelo-quadril, tornozelo-pelve, tornozelo-tronco, joelho-pelve, quadril-pelve) e uma distal-proximal (pelve-tronco). Os valores das influências são exibidos na Tabela 9 e seu grafo na Figura 20.

4.2.1.3 Corrida com aumento de 10% na taxa de passo

No plano sagital, as 4 influências sugeridas foram proximais-distais para o tornozelo (Tabela 10). A Figura 21 exibe o grafo direcionado.

A Tabela 11 apresenta as influências sugeridas no plano frontal. A influência proximal-distal foi maior para sete pares (tornozelo-jelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve, tornozelo-tronco, joelho-quadril, joelho-tronco e pelve-tronco). A interação entre

quadril e pelve foi indicada como distal-proximal. A Figura 22 exibe o grafo direcionado com essas interações.

No plano transverso, em apenas três pares a hipótese de médias iguais foi rejeitada, com indicação de influência proximal-distal: tornozelo-quadril, tornozelo-pelve e quadril-pelve. Os valores das influências são exibidos na Tabela 12 e seu grafo na Figura 23, em que joelho e tronco aparecem desconectados dos demais nós por suas interações proximal-distal e distal-proximal serem semelhantes.

4.2.1.4 Corrida com aumento de flexão de tronco

No plano sagital, sete são as influências proximais-distais, tornozelo-joelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve, tornozelo-tronco, joelho-tronco, quadril-tronco e pelve-tronco (Tabela 13). A Figura 24 ilustra o grafo representativo.

A Tabela 14 indica que, no plano frontal, a maioria das influências é proximal-distal (tornozelo-joelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve, tornozelo-tronco, joelho-quadril e pelve-tronco). Houve a sugestão de uma interação distal-proximal, entre quadril e pelve. A Figura 25 apresenta o grafo direcionado.

No plano transverso, houve apenas três influências proximais-distais: tornozelo-quadril, tornozelo-pelve e quadril-pelve; para todos os demais pares, as médias foram similares. Os resultados são exibidos na Tabela 15 e seu grafo na Figura 26, em que joelho e tronco aparecem desconectados dos demais nós, como ocorrido na técnica de corrida com aumento na taxa de passo.

A Figura 13 exibe um resumo dos resultados obtidos para o ciclo completo, totalizando as influências proximal-distal e distal-proximal.

4.2.2 Fase de apoio

4.2.2.1 Corrida Habitual

No plano sagital, há quatro pares com influência proximal-distal (tornozelo-joelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve e tornozelo-tronco) e outros quatro com distal-proximal (joelho-pelve, joelho-tronco, quadril-pelve e quadril-tronco), como apresentado pela Tabela 16. Na Figura 27, essas influências são representadas num grafo direcionado.

A Tabela 17 apresenta os valores médios do plano frontal. Houve a indicação de influência proximal-distal em cinco pares (tornozelo-joelho, tornozelo-quadril, tornozelo-tronco, joelho-quadril e pelve-tronco). O par quadril-pelve foi identificado como de influência distal-proximal. A Figura 28 mostra a representação gráfica dessas influências.

No plano transverso, foram indicadas três influências proximal-distal (tornozelo-joelho, tornozelo-quadril e tornozelo-pelve) e quatro distal-proximal (joelho-tronco, quadril-

Figura 13 – Número de influências proximal-distal e distal proximal dos dados cinemáticos, na corrida habitual e três modificações de técnica, na abordagem de ciclo completo

Fonte: Elaborada pela autora

pelve, quadril-tronco e pelve-tronco). Os valores obtidos são exibidos na Tabela 18 e sua representação gráfica na Figura 29.

4.2.2.2 Corrida com aterrissagem iniciada com antepé

No plano sagital, foram indicadas cinco pares de influência proximal-distal (tornozelo Joelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve, tornozelo-tronco e pelve-tronco) e quatro distal-proximal (Joelho-pelve, Joelho-tronco, quadril-pelve e quadril-tronco) (Tabela 19). A Figura 30 exibe o respectivo grafo direcionado.

A Tabela 20 indica cinco pares com interação proximal-distal (tornozelo-Joelho, tornozelo-quadril, tornozelo-tronco, Joelho-quadril e pelve-tronco) e dois com influência distal-proximal (quadril-pelve e quadril-tronco). A Figura 31 apresenta o grafo dos resultados.

No plano transversal, houve a indicação de duas influências proximais-distais (tornozelo-Joelho e tornozelo-quadril) e uma distal-proximal (quadril-tronco). Os resultados são apresentados na Tabela 21 e seu grafo na Figura 32.

4.2.2.3 Corrida com aumento de 10% na taxa de passo

No plano sagital, foram sugeridas quatro interações distais-proximais (joelho-pelve, joelho-tronco, quadril-pelve, quadril-tronco) e três proximais-distais (tornozelo-jelho, tornozelo-quadril e joelho-quadril) (Tabela 22). A Figura 33 exibe o grafo das influências.

A Tabela 23 apresenta as influências sugeridas no plano frontal. A influência proximal-distal foi apontada para cinco pares (tornozelo-jelho, tornozelo-quadril, tornozelo-tronco, joelho-quadril e pelve-tronco). O par quadril-pelve é exibido com interação distal-proximal. A Figura 34 exibe o grafo direcionado resultante.

No plano transversal, houve indicação de cinco influências, quatro como proximal-distal (tornozelo-jelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve e joelho-quadril), e uma distal-proximal (quadril-tronco). Os valores das interações são exibidos na Tabela 24 e o grafo na Figura 35.

4.2.2.4 Corrida com aumento de flexão de tronco

No plano sagital, houve quatro influências proximais-distais (tornozelo-jelho, tornozelo-quadril, tornozelo-pelve, tornozelo-tronco) e quatro distais-proximais (joelho-pelve, joelho-tronco, quadril-pelve e quadril-tronco) (Tabela 25). A Figura 36 ilustra o grafo de resultados.

A Tabela 26 mostra quatro pares com influência proximal-distal (tornozelo Joelho, tornozelo-quadril, tornozelo-tronco e joelho-quadril) e duas distal-proximal (quadril-pelve e quadril-tronco). A Figura 37 apresenta o grafo direcionado.

No plano transversal, os pares tornozelo-quadril e joelho-quadril são apresentados pela Tabela 27 com influência proximal-distal, e quadril-tronco e pelve-tronco como distal-proximal. O grafo direcionado é exibido na Figura 38.

Para a fase de apoio, a Figura 14 apresenta os totais de influências proximal-distal e distal-proximal.

Figura 14 – Número de influências proximal-distal e distal proximal na abordagem de fase de apoio apenas

Fonte: Elaborada pela autora

5 DISCUSSÃO

As simulações realizadas forneceram resultados esperados, validando seu desempenho. Na primeira delas, as estimativas do modelo MVAR (Equações 4.1 e 4.2) e da matriz de covariância (Equação 4.3) muito se aproximou do processo original (Equação 3.1). Seu mapa de espectros de PDC (Figura 7) ficou semelhante ao apresentado em (BACCALÁ; SAMESHIMA, 2001), assim como o grafo direcionado (Figura 8) retratou corretamente as influências efetivamente presentes. Na segunda simulação, os coeficientes da estimativa (Equações 4.4 a 4.8) foram menos exatos, em que grande parte oscilou próximo aos originais (Equação 3.2). Visualmente, seu mapa de espectros (Figura 9) reproduziu o da literatura (BACCALÁ; SAMESHIMA, 2001), bem como o grafo (Figura 10) exibiu as interações do modelo original.

O desenvolvimento das rotinas foi orientado pela modularidade e flexibilidade de uso, com as quais os fisioterapeutas pudessem interagir facilmente, sendo continuamente atualizadas com implementações de melhorias. Em todos os processamentos, as entradas de dados foram feitas através de arquivos XML, contendo toda a informação necessária, das principais, tais como nomes dos arquivos a processar até parametrizações, como identificação dos canais de dados e títulos de gráficos. Dessa maneira, a interação on-line do usuário com o programa foi evitado; um histórico de processamento foi criado através dos arquivos de *log*. Esses arquivos foram estruturados de modo a facilitar a leitura e a compreensão, e gravados em formato TXT. Além do *log*, arquivos XLSX intermediários foram empregados, úteis sempre que houve necessidade de verificar resultados no meio do processo, ou mesmo executar apenas parte das rotinas. Os tempos de processamento foram obtidos dos arquivos de *log*.

Os processos de conversão dos arquivos TXT em XLSX e normalização pelo RMS foram executados uma única vez, e seus resultados utilizados para todas as técnicas de corrida e análises de ciclo completo e com separação de fase. Juntos, esses processamentos consumiram 02h13m08s, que representaram 0,81% do tempo de todo o processamento dos dados cinemáticos. Parte considerável desse tempo foi utilizado na abertura dos arquivos XLSX, devido ao tamanho em bytes (4,4 MB cada um).

As execução das rotinas contemplando os ciclos completos da corrida e com separação de fase consumiram, respectivamente, 260h19m30s (95,17%) e 10h58m50s (4,01%). A grande diferença nos tempos se deve à função de determinação da ordem do modelo, cuja duração foi de 254h46m27s para o ciclo completo, e 03h21m32s para a separação de fase. O extenso tempo do ciclo completo foi devido ao intervalo de valores verificados na busca da melhor ordem. No cálculo do valor BIC, é feita a estimativa do modelo MVAR para o número (ordem) que está sendo avaliado. Dessa maneira, o número de pontos da

série temporal deve ser maior ou igual que a referida ordem. Assim, para o ciclo completo, cujos dados contavam com 7.200 pontos, estabeleceu-se a maior ordem como 1.000. Já para a análise com separação de fases, o limite superior do intervalo variou (valor médio = 68), de acordo com o número de pontos dos trechos destacados como fase de apoio. Todas as ordem avaliadas foram gravadas em arquivos intermediários, que podem ser utilizados posteriormente para estabelecer uma faixa de números a testar que seja mais efetiva e menor, contribuindo para a diminuição do tempo consumido.

Os cálculos de PDC tiveram duração total de 04h02m03s, cerca de 1,47% do tempo total de processamento, um percentual que poderia ser maior se houvesse a necessidade de inverter matrizes, como ocorre com os cálculos de DTF.

Os resultados de PDC ao longo da banda de frequência geraram os gráficos com matrizes de espectro de potência, como na Figura 11. Entretanto, esses mapas se mostraram pouco práticos para a indicação das direções de influência. Por essa razão, os valores foram resumidos em um único número (máximo) que foi utilizado nos grafos direcionados, em que cada articulação foi representada por um nó. Os grafos foram elaborados para os dados individuais e também para as médias do conjunto de voluntários. Inicialmente, os grafos englobaram todas as cinco articulações (tornozelo, joelho, quadril, pelve e tronco) nos três planos anatômicos (sagital, frontal e transversal), contendo 15 nós e suas respectivas arestas de conexão. Para melhor adaptar às necessidades de análise biomecânica, foram gerados grafos por plano, contendo, então, 5 nós cada um. Uma vez que o valor utilizado nos grafos foi o máximo e, este poder ser encontrado em diferentes frequências, há motivação para a identificação e o estudo de uma determinada faixa de frequência, ou mesmo, para a análise dos resultados por faixas de frequência. Outro recurso implementado foi a criação de planilhas para o cálculo do Teste-T de *Student* entre interações distal-proximal e proximal-distal, que auxiliou na definição do tipo de influência principal.

A predominância foi de influências proximal-distal, correspondendo a 44,17% de todos os pares de articulações, e a 75,18% daqueles em que a hipótese nula de médias iguais foi rejeitada. O predomínio de interações proximal-distal permanece na análise de ciclo completo (92,31%) e da fase de apoio (60,53%). A indicação de mais influências distal-proximal na fase de apoio pode estar relacionada à força de reação vertical, gerada pelo impacto com o chão (LIEBERMAN et al., 2010), algo mais relevante nesta estratégia.

No plano sagital, o tornozelo é influenciado por todas as demais articulações, em todas as análises realizadas. A separação de fase, apresentou, ainda, as influências de tronco para pelve (aterrissagem com o antepé) e de quadril para joelho (aumento da taxa de passo). Para a corrida com aumento de flexão de tronco, na análise de ciclo completo, o tronco aparece como origem de interação também com joelho, quadril e pelve, e com o processo de apoio somente, essa articulação aparece influenciando apenas o tornozelo, e sendo influenciado por joelho e quadril (distal-proximal). Esses fatos corroboram com

(SAHA; GARD; FATONE, 2008) os quais demonstraram que durante a marcha com o aumento da flexão do tronco, ocorre aumento da flexão do quadril, joelho e dorsiflexão do tornozelo (postura fletida). Essas adaptações cinemáticas produziram um deslocamento posterior da posição do tronco e da pelve para compensar o deslocamento anterior da massa do tronco. Admitiu-se a hipótese de que o incremento na flexão de tronco e quadril (articulações proximais) conduziram a uma mudança anterior do centro de massa. Como forma de compensação, durante o apoio, ocorre um deslocamento posterior do tronco, devido às alterações cinemáticas ocorridas no joelho e tornozelo (articulações distais).

Diante da indicação de que há grande influência proximal-distal de tronco, pelve, quadril e joelho para tornozelo, e do fato de que essa articulação é a primeira a entrar em contato com o chão, auxiliando na absorção do impacto durante a corrida, deve haver orientação de controle do tronco, quadril e joelho para que o tornozelo tenha um ângulo adequado no plano sagital.

Para o plano frontal, novamente o tornozelo é apontado como o destino de todas as articulações, exceto da pelve. As influências de quadril para joelho e tronco para pelve também apareceram em todas as análises. Além disso, no ciclo completo, foi indicada a interação do tronco para o joelho para as corridas com aterrissagem iniciada com antepé e com aumento da taxa de passos. Neste plano, foi relatado em (NAKASHIMA et al., 2017) que um maior ângulo ipsilateral do tronco ocorre em combinação com a abdução do joelho durante agachamento e corrida (??). Ainda segundo (NAKASHIMA et al., 2017), isso ocorre porque o tronco compreende mais que a metade da massa corporal, e que quando o tronco se movimenta lateralmente, a força de reação do solo também pode ser alterada, conduzindo à abdução do joelho. Assim, controlar os movimentos de tronco e de quadril pode prevenir padrões de movimento anormais do joelho.

No plano transversal, para o ciclo completo, a maior parte das influências surge a partir da pelve. Já na fase de apoio, o quadril desempenha esse papel. Assim como em (NAKASHIMA et al., 2017), neste plano, as articulações parecem compor três segmentos distintos: 1-tronco, 2-pelve e quadril, 3-joelho e tornozelo, sendo que o segmento 2 (pelve e quadril) influencia tanto o tornozelo (proximal-distal) quanto o tronco (distal-proximal). Existe um modelo (TIBERIO, 1987; CHUTER; Janse de Jonge, 2012) que sugere um acoplamento distal-proximal entre pé, joelho e quadril, relacionado ao desenvolvimento de lesões dos membros inferiores. Por outro lado, pelve e quadril também estão envolvidos na evolução dessas lesões, e, com isso, a direção de influência é inconclusiva (CHUTER; Janse de Jonge, 2012). A análise PDC sugere uma interação proximal-distal entre pelve e quadril (segmento 2) e membros inferiores. É importante considerar que no plano transversal a amplitude de movimento das articulações e segmentos são relativamente menores quando comparado aos demais planos de movimento, especialmente nas articulações mais distais. Dessa forma, os resultados cinemáticos no plano transversal devem ser analisados com

cautela, já que existe maior possibilidade de erro, o que pode ter impactado nos resultados da influência entre articulações e segmentos. Ressalta-se que, para minimizar o risco de erros, o avaliador responsável pela colocação dos marcadores e coleta de dados era experiente na técnica e demonstrou alta confiabilidade intra e intersessão.

A interpretação dos resultados, em conjunto com os relatos da literatura, sugere que as análises de ciclo completo e de apoio podem ser compreendidas como complementares. No plano sagital, os valores PDC da corrida com aumento de flexão de tronco, durante o apoio, indicaram as influências de joelho para tronco e de quadril para tronco, fato que, segundo a literatura, ocorre como forma de equilíbrio para o movimento. Já no plano frontal, o processo de ciclo completo acrescentou a influência do tronco para o joelho, decorrente de seu movimento lateral. Através dos achados do plano transversal, propôs-se a segmentação das articulações, indo ao encontro da proposta de que o conjunto de pelve e quadril estão relacionados às lesões nos membros inferiores.

Estudos futuros são necessários para examinar a direção de influências cinemáticas interplanares, juntamente com dados eletromiográficos, com detalhamento da sequência de ativação muscular. A comparação de resultados obtidos de dados de voluntários saudáveis e lesionados também aprimoraria as análises, uma vez que poderia auxiliar na indicação de risco de lesão, destacando a direção de influência antes e depois de reabilitação. Os resultados obtidos em conjunto com a paralelização do processamento fornecem suporte para a evolução das atuais rotinas para um sistema de suporte à decisão automatizado, a ser utilizado no diagnóstico clínico.

6 CONCLUSÃO

O software desenvolvido possibilitou análises que contribuem para a compreensão da dinâmica do movimento durante a corrida. A predominância de influências proximal-distal sugere um centro de origem de movimentos, composto por tronco e quadril, que, dessa forma, devem ser trabalhados nos tratamentos preventivo e curativo de lesões dos membros inferiores, especialmente do joelho. As análises dos processamentos de ciclo completo e com separação de fase revelaram que essas duas estratégias são complementares, uma vez que em momentos distintos, cada uma acrescenta à outra, resultados anteriormente relatados pela literatura.

Independentemente das personalizações implementadas para atender às necessidades específicas da fisioterapia (separação de fase, separação de planos anatômicos, comparação de influências proximal e distal), devido ao uso de técnicas de modularidade e reusabilidade, o programa pode ser utilizado com outros dados cinemáticos, tipos de dados e aplicações. Além disso, havendo necessidade, outras saídas, como gráficos, por exemplo, podem ser implantadas, pois existem várias bibliotecas de terceiros (da comunidade acadêmica inclusive) que disponibilizam as mais variadas funções para a linguagem de programação que foi utilizada.

Como próximos estudos, sugerem-se análises de dados eletromiográficos e comparação com sinais de voluntários com lesão, bem como paralelização do processamento para melhorar o desempenho computacional. Com esses aperfeiçoamentos, a evolução do software atual é um sistema de suporte à decisão automatizado.

REFERÊNCIAS

- ANBARIAN, M.; ESMAEILI, H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. **Gait Posture**, Elsevier B.V., v. 48, p. 52–56, 2016. ISSN 18792219.
- BACCALÁ, L. A.; SAMESHIMA, K. Partial Directed Coherence: a new concept in neural structure determination. **Biol. Cybern.**, v. 84, n. 6, p. 463–74, jun 2001. ISSN 0340-1200.
- BACCALA, L. A.; TAKAHASHI, D. Y.; SAMESHIMA, K. Directed Transfer Function: Unified Asymptotic Theory and Some of its Implications. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, n. 2, p. 1–1, 2016. ISSN 0018-9294.
- BAKER, D.; MERKERT, R.; KAMRUZZAMAN, M. Regional aviation and economic growth: cointegration and causality analysis in Australia. **J. Transp. Geogr.**, v. 43, p. 140–150, 2015. ISSN 09666923.
- BLINOWSKA, K. J. Review of the methods of determination of directed connectivity from multichannel data. **Med. Biol. Eng. Comput.**, v. 49, n. 5, p. 521–529, 2011. ISSN 01400118.
- CHEUNG, R. T. H.; DAVIS, I. S. Landing Pattern Modification to Improve Patellofemoral Pain in Runners: A Case Series. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.**, v. 41, n. 12, p. 914–919, 2011.
- CHEUNG, R. T. H. et al. Intrinsic foot muscle volume in experienced runners with and without chronic plantar fasciitis. **J. Sci. Med. Sport**, v. 19, n. 9, p. 713–715, 2016. ISSN 18781861.
- CHICHARRO, D. On the spectral formulation of Granger causality. **Biol. Cybern.**, v. 105, n. 5-6, p. 331–47, dec 2011. ISSN 1432-0770.
- CHUMANOV, E. S. et al. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. **Gait Posture**, Elsevier B.V., v. 36, n. 2, p. 231–235, 2012. ISSN 09666362.
- CHUTER, V. H.; Janse de Jonge, X. a. K. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. **Gait Posture**, Elsevier B.V., v. 36, n. 1, p. 7–15, may 2012. ISSN 1879-2219.
- DING, M.; CHEN, Y.; BRESSLER, S. L. Granger Causality: basic theory and application to neuroscience. In: SCHELTER, B.; WINTERHALDER, M.; TIMMER, J. (Ed.). **Handb. Time Ser. Anal. Recent Theor. Dev. Appl.** Weinheim: Wiley-VCH, 2006. cap. 17, p. 437–460.
- DUDLEY, R. I. et al. A prospective comparison of lower extremity kinematics and kinetics between injured and non-injured collegiate cross country runners. **Hum. Mov. Sci.**, Elsevier B.V., v. 52, p. 197–202, 2017. ISSN 18727646.
- ERNST, M. D. Permutation Methods: A Basis for Exact Inference. **Stat. Sci.**, v. 19, n. 4, p. 676–685, 2004. ISSN 0883-4237.

ETORNAM, D. K.; DENIS, D. Granger Causality Analysis on Ghana ' s Macro-Economic Performance and Oil Price Fluctuations. **J. Resour. Dev. Manag.**, v. 6, p. 1–6, 2015.

FAES, L.; NOLLO, G. Measuring frequency domain granger causality for multiple blocks of interacting time series. **Biol. Cybern.**, v. 107, n. 2, p. 217–32, apr 2013. ISSN 1432-0770.

FASOULA, A.; ATTAL, Y.; SCHWARTZ, D. Comparative performance evaluation of data-driven causality measures applied to brain networks. **J. Neurosci. Methods**, Elsevier B.V., v. 215, n. 2, p. 170–189, 2013. ISSN 1872678X.

FEDEROLF, P. a.; BOYER, K. a.; ANDRIACCHI, T. P. Application of principal component analysis in clinical gait research: Identification of systematic differences between healthy and medial knee-osteoarthritic gait. **J. Biomech.**, Elsevier, v. 46, n. 13, p. 2173–2178, 2013. ISSN 00219290.

GAZONI, E.; CLARK, C. **OpenPyXL - A Python library to read/write Excel 2010 xlsx/xlsm files**. 2017.

GENT, R. N. van et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. **Br. J. Sports Med.**, v. 41, n. 8, p. 469–80; discussion 480, aug 2007. ISSN 1473-0480.

GOEMAN, J. J.; SOLARI, A. Multiple hypothesis testing in genomics. **Stat. Med.**, v. 33, n. 11, p. 1946–1978, 2014. ISSN 10970258.

GÜRKAN, G.; AKAN, A.; SEYHAN, T. Ö. Analysis of brain connectivity changes after propofol injection by generalized partial directed coherence. **Digit. Signal Process.**, Elsevier Inc., v. 25, p. 156–163, feb 2014. ISSN 10512004.

HASHISH, R. et al. Lower-limb dynamics and clinical outcomes for habitually shod runners who transition to barefoot running. **Phys. Ther. Sport**, Elsevier Ltd, p. 1–8, 2015. ISSN 18731600.

HEIDERSCHEIT, B. C. et al. Effects of Step Rate Manipulation on Joint Mechanics during Running. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 43, n. 3, p. 296–302, 2011.

HO, K. Y. et al. Recreational runners with patellofemoral pain exhibit elevated patella water content. **Magn. Reson. Imaging**, Elsevier Inc., v. 32, n. 7, p. 965–968, 2014. ISSN 18735894.

HUNTER, J. D. Matplotlib: A 2D graphics environment. **Comput. Sci. Eng.**, v. 9, n. 3, p. 90–95, 2007.

JOVANOVIĆ, A.; PEROVIĆ, A.; BOROVČANIN, M. Brain connectivity measures: computation and comparison. **EPJ Nonlinear Biomed. Phys.**, v. 1, p. 2, 2013. ISSN 2195-0008.

KAMIŃSKI, M. J.; BLINOWSKA, K. J. A new method of the description of the information flow in the brain structures. **Biol. Cybern.**, v. 65, n. 3, p. 203–210, 1991. ISSN 0340-1200.

KELLIS, E.; ZAFEIRIDIS, A.; AMIRIDIS, L. G. Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. **J. Athl. Train.**, v. 46, n. 1, p. 11–19, 2011. ISSN 10626050.

KOBAYASHI, Y. et al. Key joint kinematic characteristics of the gait of fallers identified by principal component analysis. **J. Biomech.**, Elsevier, v. 47, n. 10, p. 2424–2429, 2014. ISSN 18732380.

KUHMANN, D. J. et al. Comparison of ankle kinematics and ground reaction forces between prospectively injured and uninjured collegiate cross country runners. **Hum. Mov. Sci.**, Elsevier B.V., v. 47, p. 9–15, 2016. ISSN 18727646.

LEHTO, N. Effects of age on marathon finishing time among male amateur runners in Stockholm Marathon 1979-2014. **J. Sport Heal. Sci.**, Elsevier B.V., v. 5, n. 3, p. 349–354, 2016. ISSN 22132961.

LENHART, R. L. et al. Increasing Running Step Rate Reduces Patellofemoral Joint Forces. **Med. Sci. Sports Exerc.**, p. 557–564, 2014.

LIDDLE, B.; LUNG, S. Might electricity consumption cause urbanization instead? Evidence from heterogeneous panel long-run causality tests. **Glob. Environ. Chang.**, v. 24, p. 42–51, jan 2014. ISSN 09593780.

LIEBERMAN, D. E. et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature**, v. 463, n. 7280, p. 531–535, 2010. ISSN 0028-0836.

LIN, B.; MOUBARAK, M.; OUYANG, X. Carbon dioxide emissions and growth of the manufacturing sector: Evidence for China. **Energy**, Elsevier Ltd, v. 76, n. 2014, p. 830–837, 2014. ISSN 03605442.

MACIEL, C. D.; SIMPSON, D. M.; NEWLAND, P. L. Inference About Multiple Pathways in Motor Control Limb in Locust. **Proc. Int. Conf. Bio-inspired Syst. Signal Process.**, p. 69–75, 2012.

MARIN-SANGUINO, A. Book Review: Computing for Biologists: Python Programming and Principles. **Front. Genet.**, v. 7, n. May, p. 1–2, 2016. ISSN 1664-8021.

MERTLER, C. A.; VANNATTA, R. A. A guide to multivariate techniques. **Adv. Multivar. Stat. methods Pract. Appl. and Interpret.**, Pyrczak Publishing, Los Angeles, p. 13–22, 2002.

NAKASHIMA, G. Y. et al. Identification of Directed Interactions in Kinematic Data during Running. **Front. Bioeng. Biotechnol.**, v. 5, n. October, p. 1–9, 2017. ISSN 2296-4185.

NAKAYAMA, Y.; KUDO, K.; OHTSUKI, T. Variability and fluctuation in running gait cycle of trained runners and non-runners. **Gait Posture**, v. 31, n. 3, p. 331–335, 2010. ISSN 09666362.

OMIDVARNIA, A. et al. Measuring Time-Varying Information Flow in Scalp EEG Signals: Orthogonalized Partial Directed Coherence. **Biomed. Eng. IEEE Trans.**, v. 61, n. 3, p. 680–693, 2014.

OSIS, S. T. et al. Predicting timing of foot strike during running, independent of striking technique, using principal component analysis of joint angles. **J. Biomech.**, Elsevier, v. 47, n. 11, p. 2786–2789, 2014. ISSN 18732380.

PANDY, M. G.; ANDRIACCHI, T. P. Muscle and joint function in human locomotion. In: **Annu. Rev. Biomed. Eng.** [S.l.: s.n.], 2010. v. 12, p. 401–33. ISBN 0709091052.

PAZZINATTO, M. F. et al. Local and widespread hyperalgesia in female runners with patellofemoral pain are influenced by running volume. **J. Sci. Med. Sport**, Sports Medicine Australia, v. 20, n. 4, p. 362–367, 2017. ISSN 18781861.

PEARL, J. Causal inference in statistics: An overview. **Stat. Surv.**, v. 3, n. 0, p. 96–146, 2009. ISSN 1935-7516.

POHL, M. B.; BUCKLEY, J. G. Changes in foot and shank coupling due to alterations in foot strike pattern during running. **Clin. Biomech. (Bristol, Avon)**, v. 23, n. 3, p. 334–41, mar 2008. ISSN 0268-0033.

POWELL, D. W. et al. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. **Hum. Mov. Sci.**, Elsevier B.V., v. 30, n. 1, p. 105–114, 2011. ISSN 01679457.

POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction : a theoretical perspective. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.**, v. 33, p. 639–646, 2003.

PREECE, S. J.; MASON, D.; BRAMAH, C. How do elite endurance runners alter movements of the spine and pelvis as running speed increases? **Gait Posture**, Elsevier B.V., v. 46, p. 132–134, 2016. ISSN 18792219.

RAZALI, N. M.; WAH, Y. B. Power comparisons of Shapiro-Wilk , Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling tests. **J. Stat. Model. Anal.**, v. 2, n. 1, p. 21–33, 2011. ISSN 9789673631575.

ROKEM, a.; TRUMPIS, M.; PEREZ, F. Nitime: time-series analysis for neuroimaging data. **Proc. 8th Python Sci. Conf. (SciPy 2009)**, n. SciPy, p. 1–8, 2009.

ROPER, J. L. et al. The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial. **Clin. Biomech.**, v. 35, p. 14–22, 2016. ISSN 18791271.

SAHA, D.; GARD, S.; FATONE, S. The effect of trunk flexion on able-bodied gait. **Gait Posture**, v. 27, n. 4, p. 653–60, may 2008. ISSN 0966-6362.

SAMESHIMA, K.; BACCALÁ, L. A. **Methods in Brain Connectivity Inference through Multivariate Time Series Analysis**. 1. ed. Boca Raton: CRC Press, 2014. 251 p. ISBN 9781439845738.

TANABE, H.; FUJII, K.; KOUZAKI, M. Inter- and intra-lower limb joint coordination of non-expert classical ballet dancers during tiptoe standing. **Hum. Mov. Sci.**, Elsevier B.V., v. 34, p. 41–56, apr 2014. ISSN 1872-7646.

TANG, C. F.; TAN, E. C. Does tourism effectively stimulate Malaysia's economic growth? **Tour. Manag.**, Elsevier Ltd, v. 46, p. 158–163, 2015. ISSN 02615177.

TAUTON, J. et al. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. **Br. J. Sports Med.**, v. 36, p. 95–101, 2002.

TAXIDIS, J. et al. Assessing cortico-hippocampal functional connectivity under anesthesia and kainic acid using generalized partial directed coherence. **Biol. Cybern.**, v. 102, n. 4, p. 327–40, apr 2010. ISSN 1432-0770.

TENG, H.-L.; POWERS, C. M. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.**, v. 44, p. 785–792, 2014.

TIBERIO, D. The Effect of Excessive Subtalar Joint Pronation on Patellofemoral Mechanics: A Theoretical Model. **J. Orthop. Sport. Phys. Ther.**, v. 9, n. 4, p. 160–165, oct 1987. ISSN 0190-6011.

Van Der Walt, S.; COLBERT, S. C.; VAROQUAUX, G. The NumPy array: A structure for efficient numerical computation. **Comput. Sci. Eng.**, v. 13, n. 2, p. 22–30, 2011. ISSN 15219615.

VAROTTO, G. et al. Enhanced frontocentral EEG connectivity in photosensitive generalized epilepsies: a Partial Directed Coherence study. **Epilepsia**, v. 53, n. 2, p. 359–367, 2012. ISSN 00139580.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - part I: ankle, hip, and spine. **J. Biomech.**, v. 35, p. 543–548, jun 2002. ISSN 02732300.

XIANG, W. et al. A local adjustment strategy for the initialization of dynamic causal modelling to infer effective connectivity in brain epileptic structures. **Comput. Biol. Med.**, Elsevier Ltd, v. 84, n. March, p. 30–44, 2017. ISSN 00104825.

ZENI, J. A.; RICHARDS, J. G.; HIGGINSON, J. S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. **Gait Posture**, v. 27, n. 4, p. 710–714, 2008. ISSN 09666362.

ZHANG, X.; AELES, J.; VANWANSEEELE, B. Comparison of foot muscle morphology and foot kinematics between recreational runners with normal feet and with asymptomatic over-pronated feet. **Gait Posture**, Elsevier, v. 54, n. March, p. 290–294, 2017. ISSN 18792219.

Apêndices

APÊNDICE A – CICLO COMPLETO - CORRIDA HABITUAL - PLANO SAGITAL

Tabela 4 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano sagital** dos dados cinemáticos da **corrida habitual**, considerando o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,13 (0,07)	0,42 (0,17)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,14 (0,09)	0,52 (0,17)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,09 (0,07)	0,48 (0,19)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,12 (0,24)	0,36 (0,22)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,19 (0,11)	0,20 (0,12)	-	0,703	-
Joelho-Pelve	0,16 (0,13)	0,18 (0,11)	-	0,588	-
Joelho-Tronco	0,15 (0,26)	0,15 (0,09)	-	0,926	-
Quadril-Pelve	0,15 (0,15)	0,15 (0,09)	-	0,993	-
Quadril-Tronco	0,16 (0,25)	0,15 (0,11)	-	0,855	-
Pelve-Tronco	0,16 (0,25)	0,15 (0,09)	-	0,846	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 15 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE B – CICLO COMPLETO - CORRIDA HABITUAL - PLANO FRONTAL

Tabela 5 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano frontal** dos dados cinemáticos da **corrida habitual**, para o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,29 (0,19)	0,52 (0,23)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,15 (0,11)	0,56 (0,21)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,28 (0,21)	0,58 (0,19)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,21 (0,15)	0,59 (0,20)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,23 (0,10)	0,39 (0,19)	0,000	0,000	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,36 (0,22)	0,33 (0,19)	0,524	0,538	-
Joelho-Tronco	0,29 (0,20)	0,38 (0,16)	0,070	0,040	-
Quadril-Pelve	0,36 (0,19)	0,21 (0,12)	0,000	0,001	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,30 (0,15)	0,25 (0,13)	0,169	0,176	-
Pelve-Tronco	0,23 (0,13)	0,37 (0,20)	-	0,002	Proximal-distal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 16 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE C – CICLO COMPLETO - CORRIDA HABITUAL - PLANO TRANSVERSO

Tabela 6 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano transversal** dos dados cinemáticos da **corrida habitual**, abrangendo o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,30 (0,16)	0,38 (0,18)	0,143	0,100	-
Tornozelo-Quadril	0,19 (0,13)	0,32 (0,17)	-	0,003	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,15 (0,11)	0,33 (0,19)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,20 (0,12)	0,29 (0,19)	-	0,038	-
Joelho-Quadril	0,21 (0,12)	0,27 (0,15)	-	0,097	-
Joelho-Pelve	0,18 (0,11)	0,25 (0,13)	-	0,032	-
Joelho-Tronco	0,24 (0,12)	0,21 (0,11)	0,324	0,278	-
Quadril-Pelve	0,18 (0,09)	0,30 (0,12)	0,000	0,000	Proximal-distal
Quadril-Tronco	0,26 (0,13)	0,28 (0,16)	-	0,484	-
Pelve-Tronco	0,36 (0,18)	0,24 (0,12)	0,008	0,004	Distal-proximal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 17 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE D – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM ATERRISSAGEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO SAGITAL

Tabela 7 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano sagital** dos dados cinemáticos da **corrida com aterrissagem iniciada com antepé**, considerando o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,12 (0,08)	0,55 (0,19)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,11 (0,07)	0,57 (0,19)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,06 (0,04)	0,51 (0,20)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,06 (0,11)	0,47 (0,24)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,19 (0,09)	0,19 (0,13)	-	0,971	-
Joelho-Pelve	0,14 (0,11)	0,20 (0,10)	-	0,030	-
Joelho-Tronco	0,12 (0,17)	0,19 (0,11)	-	0,115	-
Quadril-Pelve	0,14 (0,11)	0,16 (0,10)	-	0,350	-
Quadril-Tronco	0,13 (0,20)	0,15 (0,10)	-	0,629	-
Pelve-Tronco	0,12 (0,16)	0,16 (0,11)	-	0,266	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 18 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aterrissagem iniciada com antepé
Ciclo Completo - Plano Sagital

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE E – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM ATERRISSAGEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO FRONTAL

Tabela 8 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano frontal** dos dados cinemáticos da **corrida com aterrissagem iniciada com antepé**, para o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,22 (0,16)	0,44 (0,23)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,13 (0,10)	0,49 (0,22)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,18 (0,13)	0,52 (0,22)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,12 (0,09)	0,47 (0,20)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,23 (0,14)	0,35 (0,20)	-	0,011	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,29 (0,17)	0,30 (0,16)	0,792	0,800	-
Joelho-Tronco	0,17 (0,11)	0,36 (0,17)	-	0,000	Proximal-distal
Quadril-Pelve	0,29 (0,15)	0,22 (0,13)	-	0,066	-
Quadril-Tronco	0,27 (0,18)	0,24 (0,13)	-	0,434	-
Pelve-Tronco	0,25 (0,13)	0,35 (0,16)	0,013	0,010	Proximal-distal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 19 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aterrissagem iniciada
com antepé
Ciclo Completo - Plano Frontal

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE F – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM ATERRISSAGEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO TRANSVERSO

Tabela 9 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano transversal** dos dados cinemáticos da **corrida com aterrissagem iniciada com antepé**, abrangendo o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,30 (0,17)	0,40 (0,21)	0,064	0,073	-
Tornozelo-Quadril	0,16 (0,10)	0,33 (0,17)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,10 (0,09)	0,33 (0,19)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,16 (0,14)	0,23 (0,19)	-	0,010	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,22 (0,14)	0,26 (0,14)	-	0,274	-
Joelho-Pelve	0,15 (0,11)	0,24 (0,14)	-	0,007	Proximal-distal
Joelho-Tronco	0,24 (0,12)	0,18 (0,10)	0,076	0,037	-
Quadril-Pelve	0,17 (0,10)	0,26 (0,12)	0,003	0,005	Proximal-distal
Quadril-Tronco	0,29 (0,16)	0,20 (0,12)	-	0,029	-
Pelve-Tronco	0,40 (0,23)	0,26 (0,15)	0,011	0,005	Distal-proximal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 20 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aterrissagem iniciada
com antepé
Ciclo Completo - Plano Transverso

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE G – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO SAGITAL

Tabela 10 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano sagital** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de 10% na taxa de passo**, considerando o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,13 (0,09)	0,52 (0,18)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,13 (0,07)	0,58 (0,22)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,10 (0,09)	0,52 (0,17)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,08 (0,15)	0,51 (0,24)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,16 (0,10)	0,17 (0,11)	-	0,719	-
Joelho-Pelve	0,15 (0,08)	0,18 (0,11)	-	0,240	-
Joelho-Tronco	0,13 (0,20)	0,19 (0,12)	-	0,131	-
Quadril-Pelve	0,16 (0,12)	0,14 (0,10)	-	0,563	-
Quadril-Tronco	0,13 (0,22)	0,13 (0,10)	-	0,947	-
Pelve-Tronco	0,12 (0,25)	0,20 (0,12)	-	0,233	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 21 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de 10% na taxa de passo
Ciclo Completo - Plano Sagital

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE H – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO FRONTAL

Tabela 11 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano frontal** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de 10% na taxa de passo**, para o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,25 (0,18)	0,54 (0,19)	0,00	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,13 (0,10)	0,56 (0,22)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,18 (0,14)	0,47 (0,25)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,16 (0,15)	0,55 (0,25)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,22 (0,13)	0,40 (0,18)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,31 (0,18)	0,27 (0,17)	0,442	0,374	-
Joelho-Tronco	0,22 (0,15)	0,34 (0,15)	-	0,004	Proximal-distal
Quadril-Pelve	0,37 (0,19)	0,19 (0,10)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,27 (0,13)	0,22 (0,11)	0,066	0,110	-
Pelve-Tronco	0,23 (0,11)	0,40 (0,17)	0,000	0,000	Proximal-distal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 22 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de 10% na taxa de passo
Ciclo Completo - Plano Frontal

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE I – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO TRANSVERSO

Tabela 12 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano transversal** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de 10% na taxa de passo**, abrangendo o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,30 (0,13)	0,35 (0,15)	0,226	0,211	-
Tornozelo-Quadril	0,17 (0,11)	0,29 (0,17)	-	0,002	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,13 (0,09)	0,26 (0,16)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,18 (0,15)	0,20 (0,16)	-	0,605	-
Joelho-Quadril	0,21 (0,11)	0,25 (0,11)	0,119	0,208	-
Joelho-Pelve	0,16 (0,09)	0,21 (0,12)	-	0,049	-
Joelho-Tronco	0,25 (0,13)	0,20 (0,16)	-	0,284	-
Quadril-Pelve	0,18 (0,11)	0,29 (0,17)	-	0,005	Proximal-distal
Quadril-Tronco	0,26 (0,15)	0,26 (0,15)	-	1,000	-
Pelve-Tronco	0,38 (0,22)	0,26 (0,15)	0,027	0,019	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 23 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de 10% na taxa de passo

Ciclo Completo - Plano Transverso

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE J – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO SAGITAL

Tabela 13 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano sagital** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de flexão de tronco**, considerando o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,11 (0,07)	0,49 (0,21)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,10 (0,06)	0,57 (0,22)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,06 (0,06)	0,50 (0,22)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,02 (0,02)	0,48 (0,20)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,17 (0,07)	0,16 (0,10)	-	0,803	-
Joelho-Pelve	0,12 (0,11)	0,17 (0,08)	-	0,068	-
Joelho-Tronco	0,04 (0,03)	0,19 (0,09)	-	0,000	Proximal-distal
Quadril-Pelve	0,13 (0,14)	0,14 (0,05)	-	0,622	-
Quadril-Tronco	0,03 (0,03)	0,14 (0,05)	-	0,000	Proximal-distal
Pelve-Tronco	0,04 (0,04)	0,17 (0,13)	-	0,000	Proximal-distal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 24 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de flexão de tronco
Ciclo Completo - Plano Sagital

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE K – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO FRONTAL

Tabela 14 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano frontal** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de flexão de tronco**, para o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,21 (0,14)	0,48 (0,20)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,11 (0,07)	0,50 (0,24)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,24 (0,20)	0,45 (0,22)	-	0,001	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,18 (0,14)	0,53 (0,22)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,18 (0,12)	0,36 (0,18)	0,000	0,000	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,32 (0,19)	0,27 (0,13)	0,270	0,261	-
Joelho-Tronco	0,20 (0,12)	0,30 (0,18)	0,028	0,028	-
Quadril-Pelve	0,35 (0,20)	0,19 (0,11)	0,001	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,23 (0,14)	0,22 (0,11)	-	0,894	-
Pelve-Tronco	0,22 (0,14)	0,43 (0,20)	-	0,000	Proximal-distal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 25 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de flexão de tronco

Ciclo Completo - Plano Frontal

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE L – CICLO COMPLETO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO TRANSVERSO

Tabela 15 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano transversal** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de flexão de tronco**, abrangendo o **ciclo completo**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,29 (0,14)	0,30 (0,17)	0,862	0,852	-
Tornozelo-Quadril	0,17 (0,10)	0,26 (0,17)	-	0,010	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,11 (0,09)	0,30 (0,19)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,19 (0,17)	0,23 (0,17)	-	0,376	-
Joelho-Quadril	0,22 (0,11)	0,30 (0,14)	0,070	0,023	-
Joelho-Pelve	0,17 (0,13)	0,25 (0,14)	-	0,049	-
Joelho-Tronco	0,25 (0,16)	0,20 (0,12)	-	0,177	-
Quadril-Pelve	0,18 (0,12)	0,25 (0,09)	0,012	0,009	Proximal-distal
Quadril-Tronco	0,29 (0,18)	0,25 (0,11)	0,253	0,247	-
Pelve-Tronco	0,44 (0,24)	0,31 (0,18)	0,043	0,027	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 26 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando as fases de apoio e de balanço. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de flexão de tronco
Ciclo Completo - Plano Transverso

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE M – FASE DE APOIO - CORRIDA HABITUAL - PLANO SAGITAL

Tabela 16 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano sagital** dos dados cinemáticos da **corrida habitual**, considerando apenas a **fase de apoio**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,07 (0,03)	0,35 (0,22)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,07 (0,06)	0,35 (0,16)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,27 (0,09)	0,41 (0,23)	0,000	0,005	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,23 (0,09)	0,37 (0,19)	0,000	0,003	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,08 (0,07)	0,08 (0,05)	-	0,734	-
Joelho-Pelve	0,29 (0,09)	0,09 (0,04)	0,000	0,000	Distal-proximal
Joelho-Tronco	0,28 (0,14)	0,07 (0,04)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Pelve	0,28 (0,12)	0,07 (0,05)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,23 (0,17)	0,06 (0,05)	-	0,000	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,26 (0,16)	0,27 (0,12)	-	0,796	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 27 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando as fases de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE N – FASE DE APOIO - CORRIDA HABITUAL - PLANO FRONTAL

Tabela 17 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano frontal** dos dados cinemáticos da **corrida habitual**, para a **fase de apoio** apenas

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,22 (0,16)	0,47 (0,22)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,12 (0,08)	0,44 (0,21)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,30 (0,17)	0,38 (0,24)	-	0,174	-
Tornozelo-Tronco	0,21 (0,11)	0,48 (0,21)	0,000	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,14 (0,09)	0,23 (0,17)	-	0,016	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,29 (0,16)	0,22 (0,15)	0,070	0,068	-
Joelho-Tronco	0,24 (0,13)	0,23 (0,15)	-	0,759	-
Quadril-Pelve	0,33 (0,18)	0,14 (0,09)	0,000	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,21 (0,10)	0,15 (0,09)	-	0,035	-
Pelve-Tronco	0,19 (0,13)	0,30 (0,18)	0,010	0,007	Proximal-distal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 28 – Valores médios dos máximos obtidos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando a fase de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE O – FASE DE APOIO - CORRIDA HABITUAL - PLANO TRANSVERSO

Tabela 18 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano transversal** dos dados cinemáticos da **corrida habitual**, abrangendo somente a **fase de apoio**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,19 (0,12)	0,29 (0,18)	-	0,023	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,14 (0,12)	0,27 (0,15)	-	0,001	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,16 (0,12)	0,27 (0,17)	-	0,005	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,23 (0,13)	0,23 (0,16)	-	0,961	-
Joelho-Quadril	0,14 (0,09)	0,18 (0,10)	0,150	0,154	-
Joelho-Pelve	0,19 (0,12)	0,19 (0,11)	-	0,965	-
Joelho-Tronco	0,28 (0,12)	0,16 (0,09)	0,000	0,000	Distal-proximal
Quadril-Pelve	0,19 (0,10)	0,13 (0,08)	0,010	0,013	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,26 (0,14)	0,12 (0,07)	0,000	0,000	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,27 (0,11)	0,14 (0,12)	-	0,000	Distal-proximal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 29 – Valores médios obtidos dos máximos de PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida habitual, considerando a fase de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE P – FASE DE APOIO - CORRIDA COM ATERRISSAGEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO SAGITAL

Tabela 19 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano sagital** dos dados cinemáticos da **corrida com aterrissagem iniciada com antepé**, considerando apenas a **fase de apoio**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,07 (0,04)	0,53 (0,13)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,09 (0,06)	0,49 (0,15)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,28 (0,11)	0,46 (0,19)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,25 (0,09)	0,43 (0,21)	0,000	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,09 (0,07)	0,07 (0,05)	-	0,373	-
Joelho-Pelve	0,32 (0,09)	0,07 (0,04)	0,000	0,000	Distal-proximal
Joelho-Tronco	0,25 (0,06)	0,08 (0,04)	0,000	0,000	Distal-proximal
Quadril-Pelve	0,29 (0,11)	0,09 (0,06)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,26 (0,09)	0,10 (0,07)	-	0,000	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,22 (0,09)	0,30 (0,09)	-	0,001	Proximal-distal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 30 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando somente a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aterrissagem iniciada
com antepé
Fase de apoio - Plano Sagital

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE Q – FASE DE APOIO - CORRIDA COM ATERRISSAGEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO FRONTAL

Tabela 20 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano frontal** dos dados cinemáticos da **corrida com aterrissagem iniciada com antepé**, para a **fase de apoio** somente

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,22 (0,12)	0,38 (0,20)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,15 (0,10)	0,45 (0,18)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,33 (0,16)	0,41 (0,20)	0,110	0,112	-
Tornozelo-Tronco	0,21 (0,13)	0,47 (0,22)	-	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,14 (0,09)	0,26 (0,15)	0,000	0,001	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,30 (0,18)	0,25 (0,15)	0,340	0,330	-
Joelho-Tronco	0,25 (0,11)	0,23 (0,14)	0,480	0,490	-
Quadril-Pelve	0,34 (0,17)	0,16 (0,12)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,25 (0,14)	0,17 (0,10)	-	0,023	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,25 (0,10)	0,33 (0,16)	0,020	0,016	Proximal-distal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 31 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando apenas a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aterrissagem iniciada com antepé

Fase de apoio - Plano Frontal

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE R – FASE DE APOIO - CORRIDA COM ATERRISSAGEM INICIADA COM ANTEPÉ - PLANO TRANSVERSO

Tabela 21 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano transversal** dos dados cinemáticos da **corrida com aterrissagem iniciada com antepé**, abrangendo somente a **fase de apoio**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,19 (0,10)	0,35 (0,16)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,17 (0,11)	0,32 (0,13)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,22 (0,15)	0,30 (0,17)	-	0,074	-
Tornozelo-Tronco	0,30 (0,15)	0,30 (0,16)	-	0,968	-
Joelho-Quadril	0,19 (0,13)	0,24 (0,11)	-	0,122	-
Joelho-Pelve	0,20 (0,13)	0,21 (0,12)	-	0,765	-
Joelho-Tronco	0,28 (0,16)	0,23 (0,12)	-	0,142	-
Quadril-Pelve	0,23 (0,16)	0,18 (0,09)	-	0,162	-
Quadril-Tronco	0,31 (0,16)	0,15 (0,10)	-	0,000	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,31 (0,16)	0,25 (0,17)	-	0,194	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 32 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aterrissagem iniciada com antepé, considerando a fase de apoio apenas. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aterrissagem iniciada com antepé
Fase de apoio - Plano Transverso

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE S – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO SAGITAL

Tabela 22 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano sagital** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de 10% na taxa de passo**, considerando apenas a **fase de apoio**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,08 (0,04)	0,37 (0,23)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,06 (0,04)	0,35 (0,21)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,29 (0,09)	0,36 (0,20)	0,090	0,085	-
Tornozelo-Tronco	0,26 (0,14)	0,33 (0,21)	-	0,161	-
Joelho-Quadril	0,06 (0,05)	0,10 (0,05)	-	0,005	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,30 (0,09)	0,11 (0,05)	0,000	0,000	Distal-proximal
Joelho-Tronco	0,27 (0,12)	0,09 (0,04)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Pelve	0,30 (0,10)	0,08 (0,06)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,29 (0,15)	0,06 (0,05)	-	0,000	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,28 (0,10)	0,29 (0,11)	-	0,738	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 33 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando a fase de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de 10% na taxa de passo
Fase de apoio - Plano Sagital

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE T – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO FRONTAL

Tabela 23 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano frontal** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de 10% na taxa de passo**, para a **fase de apoio** apenas

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,21 (0,14)	0,48 (0,23)	0,000	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,15 (0,10)	0,44 (0,22)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,37 (0,21)	0,41 (0,22)	0,490	0,486	-
Tornozelo-Tronco	0,21 (0,10)	0,46 (0,21)	0,000	0,000	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,15 (0,09)	0,27 (0,15)	0,000	0,000	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,31 (0,20)	0,21 (0,15)	0,040	0,041	-
Joelho-Tronco	0,20 (0,12)	0,24 (0,14)	0,250	0,253	-
Quadril-Pelve	0,34 (0,17)	0,15 (0,10)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,22 (0,13)	0,18 (0,14)	-	0,285	-
Pelve-Tronco	0,20 (0,12)	0,36 (0,17)	-	0,001	Proximal-distal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 34 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de 10% na taxa de passo
Fase de apoio - Plano Frontal

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE U – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE 10% NA TAXA DE PASSO - PLANO TRANSVERSO

Tabela 24 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano transversal** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de 10% na taxa de passo**, abrangendo somente a **fase de apoio**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,22 (0,12)	0,30 (0,15)	-	0,021	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,15 (0,11)	0,30 (0,14)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,20 (0,10)	0,30 (0,14)	0,000	0,004	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,28 (0,14)	0,29 (0,16)	0,710	0,720	-
Joelho-Quadril	0,13 (0,10)	0,24 (0,16)	-	0,001	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,20 (0,12)	0,20 (0,10)	0,820	0,817	-
Joelho-Tronco	0,28 (0,14)	0,22 (0,11)	0,080	0,086	-
Quadril-Pelve	0,22 (0,12)	0,15 (0,10)	-	0,033	-
Quadril-Tronco	0,30 (0,15)	0,15 (0,10)	0,000	0,000	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,29 (0,15)	0,23 (0,14)	0,090	0,090	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 35 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de 10% na taxa de passo, considerando somente a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de 10% na taxa de passo

Fase de apoio - Plano Transverso

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE V – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO SAGITAL

Tabela 25 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano sagital** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de flexão de tronco**, considerando apenas a **fase de apoio**

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,07 (0,04)	0,29 (0,17)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,05 (0,05)	0,32 (0,19)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,24 (0,12)	0,36 (0,22)	0,010	0,013	Proximal-distal
Tornozelo-Tronco	0,21 (0,10)	0,35 (0,19)	0,000	0,001	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,05 (0,05)	0,08 (0,06)	-	0,082	-
Joelho-Pelve	0,27 (0,14)	0,09 (0,06)	-	0,000	Distal-proximal
Joelho-Tronco	0,22 (0,09)	0,08 (0,05)	0,000	0,000	Distal-proximal
Quadril-Pelve	0,26 (0,15)	0,07 (0,05)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,22 (0,10)	0,08 (0,05)	0,000	0,000	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,22 (0,10)	0,25 (0,14)	0,410	0,423	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 36 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano sagital de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando a fase de apoio apenas. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de flexão de tronco
Fase de apoio - Plano Sagital

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE W – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO FRONTAL

Tabela 26 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano frontal** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de flexão de tronco**, para a **fase de apoio** somente

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,17 (0,15)	0,37 (0,24)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Quadril	0,13 (0,09)	0,38 (0,25)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,25 (0,16)	0,37 (0,28)	-	0,071	-
Tornozelo-Tronco	0,19 (0,15)	0,39 (0,25)	-	0,001	Proximal-distal
Joelho-Quadril	0,10 (0,07)	0,19 (0,13)	-	0,003	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,27 (0,17)	0,18 (0,15)	-	0,036	-
Joelho-Tronco	0,19 (0,18)	0,25 (0,18)	-	0,201	-
Quadril-Pelve	0,27 (0,18)	0,08 (0,06)	-	0,000	Distal-proximal
Quadril-Tronco	0,22 (0,16)	0,14 (0,06)	-	0,009	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,21 (0,14)	0,24 (0,17)	-	0,428	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 37 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano frontal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando a fase de apoio somente. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de flexão de tronco
Fase de apoio - Plano Frontal

Fonte: Elaborada pela autora

APÊNDICE X – FASE DE APOIO - CORRIDA COM AUMENTO DE FLEXÃO DE TRONCO - PLANO TRANSVERSO

Tabela 27 – Médias (desvio-padrão) das influências direcionais no **plano transversal** dos dados cinemáticos da **corrida com aumento de flexão de tronco**, abrangendo a **fase de apoio** apenas

Par	Distal-proximal	Proximal-distal	Teste T	Teste de Permutação	Influência
Tornozelo-Joelho	0,21 (0,13)	0,27 (0,16)	0,110	0,107	-
Tornozelo-Quadril	0,14 (0,09)	0,31 (0,15)	-	0,000	Proximal-distal
Tornozelo-Pelve	0,18 (0,13)	0,23 (0,12)	0,120	0,122	-
Tornozelo-Tronco	0,24 (0,13)	0,26 (0,17)	0,760	0,757	-
Joelho-Quadril	0,12 (0,09)	0,21 (0,14)	-	0,008	Proximal-distal
Joelho-Pelve	0,17 (0,10)	0,21 (0,11)	0,160	0,158	-
Joelho-Tronco	0,25 (0,14)	0,19 (0,12)	0,090	0,086	-
Quadril-Pelve	0,16 (0,11)	0,16 (0,10)	-	0,948	-
Quadril-Tronco	0,22 (0,12)	0,13 (0,10)	-	0,002	Distal-proximal
Pelve-Tronco	0,28 (0,13)	0,15 (0,13)	-	0,001	Distal-proximal

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 38 – Valores médios obtidos dos máximos da PDC no plano transversal de dados cinemáticos durante a corrida com aumento de flexão de tronco, considerando apenas a fase de apoio. Os nós são as articulações e a espessura das arestas designa a força da influência entre cada par de canais

PDC - Corrida com aumento de flexão de tronco

Fase de apoio - Plano Transverso

Fonte: Elaborada pela autora