#### Universidade Federal de Goiás Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação

Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica

THIAGO SANTANA LEMES

Análise de Coerência entre Cinemática e Atividade Muscular Simulada em Modelo de Pêndulo Invertido Triplo na Postura Ereta Quase-Quieta Antes e Após uma Perturbação Mecânica

> Goiânia 2017





#### TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR AS TESES E DISSERTAÇÕES ELETRÔNICAS NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: [x] Dissertação [] Tese

#### 2. Identificação da Tese ou Dissertação

Nome completo do autor: Thiago Santana Lemes

Título do trabalho: Análise de Coerência entre Cinemática e Atividade Muscular Simulada em Modelo de Pêndulo Invertido Triplo na Postura Ereta Quase-Quieta Antes e Após uma Perturbação Mecânica

#### 3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento [ x ] SIM [ ] NÃO<sup>1</sup>

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.

Chiago Santana Semes

Data: \_12\_ / \_04\_ / 2017\_

Assinatura do (a) autor (a) 2

## Análise de Coerência entre Cinemática e Atividade Muscular Simulada em Modelo de Pêndulo Invertido Triplo na Postura Ereta Quase-Quieta Antes e Após uma Perturbação Mecânica

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação da Universidade Federal de Goiás, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e de Computação.

Área de pesquisa: Biomecânica

Orientador: Prof. Dr. Marcus Fraga Vieira

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

> Lemes, Thiago Santana Análise de Coerência entre Cinemática e Atividade Muscular Simulada em Modelo de Pêndulo Invertido Triplo na Postura Ereta Quase-Quieta Antes e Após uma Perturbação Mecânica [manuscrito] / Thiago Santana Lemes. - 2017. Ixxiii, 73 f.: il.

Orientador: Prof. Marcus Fraga Vieira.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Escola de Engenharia Elétrica (EEEC), Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação, Goiânia, 2017. Bibliografia. Apêndice. Inclui fotografias, abreviaturas, gráfico, tabelas, lista de figuras,

lista de tabelas.

1. Análise de fase. 2. Dinâmica inversa. 3. Modelagem matemática. 4. Controle postural. I. Vieira, Marcus Fraga, orient. II. Título.

CDU 62:61



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS ESCOLA DE ENGENHARIA ELÉTRICA, MECÀNICA E DE COMPUTAÇÃO COORDENAÇÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO



#### Ata de Defesa de Dissertação de Mestrado

Ata da sessão de julgamento da Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica e de Computação, área de concentração Engenharia de Computação, do candidato **Thiago Santana Lemes**, realizada em 16 de fevereiro de 2017.

Aos dezesseis dias do mês de fevereiro de dois mil e dezessete, às 16:30 horas, na sala Laboratório Bioengenharia e Biomecânica, nas dependências da Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação (EMC), Universidade Federal de Goiás (UFG), reuniram-se os seguintes membros da Comissão Examinadora designada pela Coordenadoria do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e de Computação: os Doutores Marcus Fraga Vieira - Orientador(a) (EMC/UFG), Paulo Roberto Pereira Santiago - USP-Ribeirão Preto, Mário Hebling Campos - UFG, para julgar a Dissertação de Mestrado de Thiago Santana Lemes, intitulada "Análise de Coerência entre Cinemática e Atividade Muscular Simulada em Modelo de Pêndulo Invertido Triplo na Postura Ereta Quase-Quieta", apresentada pelo candidato como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre, em conformidade com a regulamentação em vigor. O Professor Doutor Marcus Fraga Vieira, Presidente da Comissão, abriu a sessão e apresentou o candidato que discorreu sobre seu trabalho, após o que, foi arguido pelos membros da Comissão na seguinte ordem: Paulo Roberto Pereira Santiago, Mário Hebling Campos. A parte pública da sessão foi então encerrada e a Comissão Examinadora reuniu-se em sessão reservada para deliberar. A Comissão julgou então que o(a) candidato(a), tendo demonstrado conhecimento suficiente, capacidade de sistematização e argumentação sobre o tema de sua Dissertação, foi considerado aprovado e deve satisfazer as exigências listadas na Folha de Modificação, em anexo a esta Ata, no prazo máximo de 60 dias, ficando o professor orientador responsável por atestar o cumprimento dessas exigências. Os membros da Comissão Examinadora descreveram as justificativas para tal avaliação em suas respectivas Folhas de Avaliação, anexas a esta Ata. Nada mais havendo a tratar, o presidente da Comissão declarou encerrada a sessão. Nos termos do Regulamento Geral dos Cursos de Pós-graduação desta Universidade, a presente Ata foi lavrada, lida e, julgada conforme, segue assinada pelos membros da Comissão supracitados e pelo candidato. Goiânia, 16 de fevereiro de 2017.

Comissão Examinadora designada:
Marcus Fraga Vieira – Orientador (EMC/UFG) (Avaliação: <u>PPROVA:DO</u> )
Paulo R. P. Sandiago
Paulo Roberto Pereira/Santiago – USP-Ribeirão Preto (Avaliação: APROVADO)
Mario He Slugar
Mário Hebling Campos / UFG (Avaliação: _ <u>ANRO VAI)O</u> )
Candidato(a): Things Lantara demos

Thiago Santana Lemes

Av.Universitária, nº 1488, Qd.86, Bl.A – 3º piso – 74605-010 - Setor Leste Universitário -Goiânia – Goiás Fones: (62) 3209 6293 – (62) 3209-6079 Telefax: (62) 3209-6292 Home Page: posgraduacao.emc.ufg.br

Aos meus pais Maria Helena e Sebastião

## AGRADECIMENTOS

- Aos meus pais que sempre me incentivaram e apoiaram durante todo o tempo com muita dedicação.
- Ao professor Marcus Fraga Vieira por ter me orientado de maneira excepcional, apoiando com sua amizade, paciência, sabedoria, e me proporcionando grande crescimento intelectual e pessoal.
- Aos meus amigos do Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica pelos momentos maravilhosos juntos, os diálogos engrandecedores e a confiança.
- A todos os meus amigos pelos conselhos, ensinamentos e reciprocidade a todo momento.

"O que sabemos é uma gota, o que ignoramos é um oceano",

- Isaac Newton

### Resumo

LEMES, T.S. Análise de Coerência entre Cinemática e Atividade Muscular Simulada em Modelo de Pêndulo Invertido Triplo na Postura Ereta Quase-Quieta Antes e Após uma Perturbação Mecânica. Goiânia, 2017. 73 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e de Computação) – Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica, Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação, Universidade Federal de Goiás.

A análise da ativação muscular e a modelagem do corpo humano como um pêndulo invertido triplo revelam alguns interessantes mecanismos de manutenção da postura ereta quase-quieta não observáveis em modelos mais simples. Estudos já demonstraram alguns padrões de coordenação entre os segmentos e músculos do corpo quando este se encontra sob uma perturbação em posição ereta, mas devido ao uso de modelos mais simples não revelaram o exato papel do joelho na postura ereta. Neste estudo, 25 jovens participaram de um experimento, no qual foram coletados dados cinemáticos e de plataformas de força. Foi utilizada uma análise de coerência complexa e de fase entre a simulação da atividade muscular, a cinemática dos segmentos corporais e a dinâmica inversa, com o objetivo de verificar se existe diferença entre os sinais antes e após uma perturbação induzida, e como se comportam tronco e articulação do joelho em um modelo de pêndulo invertido triplo do corpo. A coerência complexa é uma análise no domínio da frequência e revela o quão bem dois sinais correspondem um ao outro. A ativação de nove músculos foi simulada, e o torque resultante usando a dinâmica inversa nas articulações do tornozelo, joelho e quadril foi calculado, ambos utilizando o software OpenSim. O tronco trabalhou em fase com perna e coxa em baixas frequências, e muda para anti-fase em altas frequências. No entanto, o tronco não apresenta coerência significativa com nenhum dos músculos analisados além de se mover em atraso com relação ao torque no quadril, o que sugere que as oscilações do tronco ocorrem de forma passiva. Entretanto, músculos da coxa e da perna ativaram em fase com músculos do tronco, sugerindo relação entre a movimentação desses segmentos. Porém, há de se considerar que há limitações nas simulações da ativação muscular, de forma que estudos experimentais futuros que confirmem os dados ora apresentados são necessários. Os resultados encontrados não apontam diferença significativa entre as oscilações pré perturbação e pós perturbação, mas existe uma maior variabilidade nas oscilações angulares dos segmentos, indicando o desafio imposto ao sistema de controle postural e o trabalho de recuperação da perturbação. Padrões de ativação muscular no

tornozelo e na pelvis foram compatíveis com estudos anteriores, agindo na manutenção da postura ereta.

**Palavras - chave:** Análise de fase, dinâmica inversa, modelagem matemática, controle postural.

## Abstract

LEMES, T.S. Análise de Coerência entre Cinemática e Atividade Muscular Simulada em Modelo de Pêndulo Invertido Triplo na Postura Ereta Quase-Quieta Antes e Após uma Perturbação Mecânica. Goiânia, 2017. 73 p. MSc. Dissertation. Laboratório de Bioengenharia e Biomecânica, Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação, Universidade Federal de Goiás.

The analysis of muscle activation and the modeling of the human body as a triple inverted pendulum reveal some interesting quasi-quiet standing posture maintenance mechanisms not observable in simpler models. Studies have shown some patterns of coordination between body segments and muscles when standing under an upright position, but due to the use of simpler models they did not reveal the exact role of the knee in the upright posture. In this study, 25 young people participated in an experiment, in which kinematic data and force platforms were collected. A complex coherence and phase analysis was used between simulation of muscle activity, body segment kinematics and inverse dynamics, in order to verify if there is a difference between the signals before and after an induced disturbance, and how the trunk and knee joint behaves in a triple inverted pendulum model of the body. Complex coherence is an analysis in the frequency domain and reveals how well two signals correspond to one another. The activation of nine muscles was simulated, and the resulting torque using the inverse dynamics at the ankle, knee and hip joints was calculated, both using OpenSim software. The trunk worked in phase with leg and thigh at low frequencies, and switched to anti-phase at high frequencies. However, the trunk does not show significant coherence with any of the muscles analyzed besides moving in delay with respect to the torque in the hip, which suggests that the trunk oscillations occur passively. However, thigh and leg muscles activated in phase with trunk muscles, suggesting a relationship between the movement of these segments. However, it has to be considered that there are limitations in the simulations of muscle activation, so that future experimental studies that confirm the data presented here are necessary. The results show no significant difference between the pre-perturbation and post-perturbation oscillations, but there is a greater variability in the angular oscillations of the segments, indicating the challenge imposed to the postural control system and the work of recovering the disturbance. Patterns of muscular activation in the ankle and pelvis were compatible with previous studies, acting to maintain upright posture.

**Key - words:** Phase analisys, inverse dynamics, mathematical modeling, postural control.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1:	Base de apoio: área delimitada pelo contorno dos pés. Adaptado de	
	(DUARTE; FREITAS, 2010)	23
Figura 2.2:	: Interface gráfica Opensim	
Figura 3.1:	Voluntário com os marcadores retroreflexivos no corpo	28
Figura 3.2:	Modelo do OpenSim com a distribuição dos marcadores retrorefle-	00
D'	xivos para coleta de dados cinematicos	28
Figura 3.3:	Esquema da tareia com a perturbação. Os eixos indicam o sistema	
	de referencia global do laboratorio: x, inediolateral, positivo para a	
	direita, y, anteroposterior, positivo para irente e z, verticai, positivo	20
Figure 2.4.	Participante posicionado para o tarrefo	29 20
Figura 3.4:	Tale de ferremente Les Son Teelber para conversão de dedes no	50
r igura 5.5:	formada da OpenSim	21
Figure 2.6.	Fluvograma da forramenta Segla Teol da OpenSim	31 20
Figura 3.0:	Fluxograma da ferramenta <i>Scale 1001</i> do OpenSim	3∠ วา
Figure 2.8.	Fluxograma da ferramenta <i>Inverse Rinematics Tool</i> do OpenSim	ა∠ ვვ
Figure 2.0.	Fluxograma da ferramenta <i>CMC</i> Tool de OpenSim	34 24
Figure 2 10.	Papresentação do modelo do pôndulo invertido do três segmentos	54
r igura 5.10:	A posição aprular de esde cormento fei esleulada em relação	
	a uma linha vortical passando por sua extremidado distal. Os	
	a una mina vertical passando por sua extremidade distal. Os	
	modiolatoral positivo para a diroita: y antoropostorior positivo	
	para frente e z vertical positivo para cima	35
Figure 3 11.	Fluvo de processamento dos dados	37
rigura 0.11.		51
Figura 4.1:	Coerência complexa e fase entre coxa-perna	39
Figura 4.2:	Coerência complexa e fase entre tronco-coxa	40
Figura 4.3:	Coerência complexa e fase entre tronco-perna	41
Figura 4.4:	Coerência complexa e fase entre perna e torque do tornozelo	43
Figura 4.5:	Coerência complexa e fase entre coxa e torque do tornozelo	44

Figura 4.6:	Coerência complexa e fase entre coxa e torque do joelho	45
Figura 4.7:	Coerência complexa e fase entre tronco e torque do quadril	45
Figura 4.8:	Densidade espectral de potência dos segmentos	46
Figura 4.9:	Box-plot dos desvios-padrão da posição angular dos segmentos pré	
	impacto (à esquerda) e pós-impacto (à direita)	47
Figura 4.10:	Box-plot dos desvios-padrão da velocidade angular dos segmentos	
	pré impacto (à esquerda) e pós-impacto (à direita) $\ldots \ldots \ldots$	48
Figura A.1:	Coerência complexa cabeça longa do bíceps femoral-cabeça curta	
	do bíceps femoral	55
Figura A.2:	Fase entre cabeça longa do bíceps femoral e cabeça curta do bíceps	
	femoral	56
Figura A.3:	Coerência complexa cabeça longa do bíceps femoral-soleusl	56
Figura A.4:	Fase entre cabeça longa do bíceps femoral e soleus	57
Figura A.5:	Coerência complexa cabeça longa do bíceps femoral-tibial anterior .	57
Figura A.6:	Fase entre cabeça longa do bíceps femoral e tibial anterior $\ . \ . \ .$	58
Figura A.7:	Coerência complexa cabeça curta do bíceps femoral-soleus $\ . \ . \ .$	58
Figura A.8:	Fase entre cabeça curta do bíceps femoral e soleus $\ldots \ldots \ldots$	59
Figura A.9:	Coerência complexa cabeça curta do bíceps femoral-tibial anterior .	59
Figura A.10:	Fase entre cabeça curta do bíceps femoral e tibial anterior $\ . \ . \ .$	60
Figura A.11:	Coerência complexa eretor da espinha-gastroc nêmio	60
Figura A.12:	Fase entre eretor da espinha e gastrocnêmio	61
Figura A.13:	Coerência complexa eretor da espinha-reto femoral $\hdots$	61
Figura A.14:	Fase entre eretor da espinha e reto femoral	62
Figura A.15:	Coerência externo oblíquo-gastrocnêmio	62
Figura A.16:	Fase entre externo oblíquo e gastrocnêmio	63
Figura A.17:	Coerência externo oblíquo-reto femoral	63
Figura A.18:	Fase entre externo oblíquo e reto femoral	64
Figura A.19:	Coerência psoas-cabeça longa do bíceps femoral	64
Figura A.20:	Fase entre p soas e cabeça longa do bíceps femoral	65
Figura A.21:	Coerência psoas-cabeça curta do bíceps femoral	65
Figura A.22:	Fase entre psoas e cabeça curta do bíceps femoral	66
Figura A.23:	Coerência psoas-soleus	66
Figura A.24:	Fase entre psoas e soleus	67
Figura A.25:	Coerência psoas-tibial anterior	67
Figura A.26:	Fase entre psoas e tibial anterior	68
Figura A.27:	Coerência reto femoral-gastrocnêmio	68
Figura A.28:	Fase entre reto femoral e gastrocnêmio	69
Figura A.29:	Coerência soleus-tibial anterior	69

Figura A.30:	Fase entre soleus e tibial	anterior	$\operatorname{pr}$ 7	70
--------------	----------------------------	----------	-----------------------	----

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1:	Coerência complexa entre cada par músculo - músculo pré impacto.		
	Em destaque as coerências significativamente diferentes de zero	42	
Tabela 4.2:	Coerência complexa entre cada par músculo - músculo pós impacto.		
	Em destaque as coerências significativamente diferentes de zero	42	

## Sumário

Capítulo 1:	Introdução
Capítulo 2:	Fundamentação Teórica
2.1	Controle Postural
2.2	Modelagem
Capítulo 3:	Materiais e Métodos
3.1	Participantes
3.2	Coleta de dados experimentais
3.3	Simulação
3.4	Estimação dos ângulos do modelo de pêndulo invertido de três segmentos $\ldots 34$
3.5	Tratamento do sinal
	3.5.1 Análise de coerência
3.6	Análise estatística
Capítulo 4:	Resultados
4.1	Coordenação coxa - perna
4.2	Coordenação tronco - coxa
4.3	Coordenação tronco - perna
4.4	Coordenação músculo-músculo
4.5	Coordenação segmento-torque
4.6	Densidade espectral de potência dos segmentos
4.7	Variabilidade da posição e velocidade dos segmentos
Capítulo 5:	Discussão
5.1	Comportamento do tronco
5.2	Comportamento do joelho
5.3	Estratégias de manutenção da postura
5.4	Comportamento pré e pós perturbação $\ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots 51$
5.5	Limitações do estudo $\ldots \ldots 52$
Capítulo 6:	<b>Conclusão</b>

#### **APÊNDICES**

Apêndice A:	Gráficos de Coerência	Complexa e Fase entre	Músculos 55
-------------	-----------------------	-----------------------	-------------

# CAPÍTULO

## Introdução

A manutenção da postura é importante para que o corpo humano se mantenha em equilíbrio contra a ação da gravidade. Na postura ereta quase-quieta a projeção vertical do centro de gravidade (COG) do corpo deve permanecer dentro da base de apoio (que pode ser modelado como um polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés) para garantir a estabilidade (DUARTE; FREITAS, 2010).

Atribui-se à rigidez dos músculos do tornozelo um dos mecanismos responsáveis pela estabilização da postura ereta (WINTER et al., 1998). Tais músculos agem como molas mantendo a postura ereta enquanto o corpo oscila ao redor de um ponto. No entanto existem outras teorias, como a de Morasso, que refuta a teoria da rigidez muscular como único estabilizador da postura e propõe um modelo que faz uso de uma intervenção ativa do sistema nervoso central (SNC), baseada na estabilização da oscilação por meio de feedback de sinais sensoriais e controle feedfoward em adição à rigidez (MORASSO; SCHIEPPATI, 1999).

Ambas as teorias citadas consideram a postura ereta quase-quieta humana como um pêndulo invertido. Representações físicas e matemáticas do corpo tais como o pêndulo invertido são amplamente exploradas em estudos de controle postural (SAFFER; KIEMEL; JEKA, 2008; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2005; ZHANG; KIEMEL; JEKA, 2007; GüNTHER; WAGNER, 2015; CREATH et al., 2005; WINTER et al., 1998; MORASSO; SCHIEPPATI, 1999), e vem se desenvolvendo de maneiras mais precisas, detalhadas e complexas. Entretanto, a maioria dos estudos utilizam modelos de pêndulo invertido simples ou pêndulo invertido duplo (SAFFER; KIEMEL; JEKA, 2008; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2005; ZHANG; KIEMEL; JEKA, 2007; CREATH et al., 2005; WINTER et al., 1998; MORASSO; SCHIEPPATI, 1999), e, portanto, são escassas as abordagens com o um pêndulo invertido triplo, que representaria melhor a postura humana ereta quase-quieta. Segundo Günther (2015), modelos de pêndulo simples e duplo são inapropriados para estudar a topologia humana, visto que as três grandes articulações do membro inferior sugerem que o pêndulo triplo seja uma maneira mais natural de modelagem. A evolução da computação também possibilitou a criação de modelos virtuais que simulam diversos aspectos do corpo, auxiliando em tratamentos e diagnósticos. Aplicações como Kwon-3D (VISOL, 2016) e Visual-3D (C-MOTION, 2016) possibilitam a modelagem biomecânica com cálculo de momentos, dinâmica inversa dentre outros parâmetros. Uma outra ferramenta de simulação utilizada em biomecânica é um software livre denominado OpenSim (DELP et al., 2016) que, além de pacotes para análise cinemática e dinâmica, é capaz de realizar simulações em modelos neuromusculoesqueléticos e obter resultados muito próximos à realidade. Uma característica importante do OpenSim é a necessidade de alimentar o modelo com dados experimentais (DELP et al., 2007).

Sistemas de captura de movimento, de aquisição de sinais eletromiográficos e de plataformas de força são fundamentais na obtenção de dados necessários para a interpretação de fenômenos em biomecânica. Para um tratamento de todos esses dados é interessante fazer uso da modelagem computacional, que pode estimar como o sistema músculoesquelético se comporta, quais músculos estão sendo ativados em determinados instantes e a intensidade dessa ativação, dentre outros aspectos. Isso é uma grande vantagem para o campo da pesquisa, visto que é extremante complexo obter todas essas informações experimentalmente. É importante compreender os ajustes realizados pelos músculos em diversas situações e qual a influência de tais ajustes sobre os demais sistemas do corpo.

Ao receber uma perturbação externa ou preparar uma ação motora, o sistema de controle motor por meio dos músculos realiza ajustes posturais denominados antecipatórios (APA). Esses ajustes são observados em tarefas como flexão do ombro, com a prévia ativação de eretores da espinha, reto abdominal e bíceps femoral, ou mesmo ao tentar pegar um objeto em uma prateleira. APAs são estratégias de controle adquiridas através de aprendizagem e baseadas em experiências anteriores, nas quais foi experimentado um distúrbio postural (MASSION, 1992). Em seu trabalho, Saffer, Kiemel e Jeka (2008) utilizaram um modelo de pêndulo invertido duplo e eletromiografia (EMG) em alguns músculos de interesse, aliados à uma análise de coerência entre músculos e cinemática. Eles não encontraram coerência entre oscilações do tronco e qualquer um dos músculos investigados, concluindo que o tronco trabalha de forma passiva durante a postura ereta quase-quieta. Como adotaram um modelo de pêndulo invertido duplo, nada puderam concluir a respeito do joelho.

No presente estudo, entretanto, foi utilizado um modelo de pêndulo invertido triplo, e no lugar do tradicional EMG para aquisição de sinais, foi feita a simulação da atividade muscular utilizando o *software* OpenSim. O pêndulo triplo é mais realístico ao modelar a postura ereta, que é, sem dúvida, um fenômeno multi-articular (GüNTHER; WAGNER, 2015), e a simulação tem a vantagem de obter a ativação de músculos profundos, dificilmente acessíveis por eletrodos de superfície, ou mesmo de agulha. O modelo de Günther (2015), entretanto, é um modelo puramente mecânico e, diferente do OpenSim, não utiliza dados cinemáticos e de plataformas de força na sua simulação.

A existência de um comportamento passivo do tronco em relação aos membros inferiores é uma hipótese a ser validada, e nesse estudo, foi utilizado um modelo de pêndulo invertido triplo para isso. O papel da articulação do joelho na postura ereta quase-quieta, a existência de estratégias de manutenção da postura sob perturbação, e a possível diferença entre as oscilações dos segmentos do corpo pré e pós perturbação também necessitam de comprovação. Dessa forma uma perturbação controlada foi aplicada em voluntários para a obtenção de dados cinemáticos e de plataforma de força, que foram utilizados em simulações da postura ereta quase-quieta humana como um pêndulo invertido triplo usando o OpenSim.

Portanto, o objetivo desse trabalho foi, por meio de simulações da atividade muscular de um modelo alimentado com dados cinemáticos e de plataforma de força experimentais, analisar a coerência entre as oscilações dos segmentos corporais e a ativação muscular, antes e após uma perturbação, com a finalidade de identificar comportamentos ativos e passivos de cada segmento. Além disso, verificar se existe diferença entre a coerência antes e após a perturbação, como o modelo de pêndulo triplo responde a tal distúrbio, e qual seria o papel do joelho na postura ereta quase-quieta. Hipotetizamos que o tronco trabalha de forma passiva, que o joelho tem um papel nas oscilações para frente da perna quando há um ângulo de flexão entre a perna e a coxa, e que o sistema é robusto à perturbação não apresentando diferença em seu comportamento antes e após a aplicação desta.

## Fundamentação Teórica

#### 2.1 Controle Postural

A postura do corpo humano, compreendida como a configuração das articulações e o arranjo relativo entre os segmentos corporais, é frequentemente alterada de diversas maneiras. Para cada posicionamento diferente é necessário que se adote uma estratégia de controle visando o equilíbrio do sistema como um todo. Ao ficar de pé, mesmo parado, existe uma oscilação natural do corpo, e, portanto, o termo postura em pé quieta é tecnicamente impreciso, sendo melhor adotar o termo postura em pé semi-quieta ou quasequieta (DUARTE; FREITAS, 2010).

Respostas neuromusculares são necessárias para manter o equilíbrio corporal, sendo controladas pelo sistema de controle postural que é constituído por uma combinação das funções do sistema sensorial e do sistema motor. O sistema sensorial fornece o posicionamento dos segmentos do corpo no espaço, enquanto que o sistema motor ativa corretamente os músculos para realização de movimentos e para o controle e manutenção do equilíbrio. O SNC capta essas informações periféricas, processa essas informações e pode enviar comandos aos músculos na forma de impulsos que geram respostas neuromusculares. Tais respostas são utilizadas para que, na postura ereta quase-quieta, a projeção vertical do COG do corpo sobre a base de apoio (Figura 2.1) esteja no interior do polígono delimitado pelos pés, condição em que haverá equilíbrio do corpo nessa postura. O COG de um corpo é o ponto ao redor do qual o peso corporal do indivíduo se equilibra igualmente em todas as direções (ou seja, o torque resultante ao redor de um dado eixo é nulo), e como tal, o peso corporal pode ser representado como um único vetor (WINTER, 2009).



Figura 2.1: Base de apoio: área delimitada pelo contorno dos pés. Adaptado de (DUARTE; FREITAS, 2010)

O centro de pressão (COP), por outro lado, é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais (entre força de gravidade e forças musculares, voluntariamente aplicadas no solo) agindo sobre a superfície de suporte, e se refere a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície (DUARTE; FREITAS, 2010), não sendo necessariamente a projeção vertical do COG. O COP é visto, então, como o controlador, ao passo que o COG é o objeto a ser controlado (WINTER et al., 1998).

A rigidez (*stiffness*) dos músculos do tornozelo pode ser manipulada como estratégia de manutenção da postura ereta quase-quieta. Esse conceito deriva da modelagem do corpo humano como um pêndulo invertido simples, em que os músculos agem como molas, fazendo o centro de pressão (COP) se mover em fase com o centro de massa (COM) e o corpo oscilar sobre um ponto. Esse controle de rigidez ocorre nos flexores plantares e dorsais do tornozelo no plano sagital e nos adutores e abdutores do quadril no plano frontal (WINTER et al., 1998). Esse mecanismo seria, em grande parte, de natureza passiva gerando um momento equivalente a cerca de 65 a 90% da magnitude do momento da força gravitacional (CASADIO; MORASSO; SANGUINETI, 2005), que tende a provocar uma quedo do corpo para frente.

Entretanto, em seus estudos, Morasso (1999) propõe que além da rigidez muscular, existe um controle ativo do SNC no mecanismo de estabilização da oscilação na postura ereta quase-quieta. Tal estudo aponta para um modelo mais complexo, indicando um vetor de estado postural  $x = [y, \dot{y}]^T$  e um artifício de sinais sensoriais e respostas que trabalham em um ciclo (*looping*), combinando de maneira complexa sinais relacionados à oscilação. Esse mecanismo de controle integra sinais sensoriais vindos dos pés e de músculos ao redor do tornozelo no vetor de estado, e utiliza estratégia antecipatória para compensar atrasos nos estímulos, visto que curtos atrasos dos sinais de resposta sensorial podem prejudicar todo o sistema, impedindo sua recuperação ou reestabilização. O que resulta então dessa teoria é uma combinação da rigidez nos músculos do tornozelo em menor relevância com o controle ativo do SNC.

#### 2.2 Modelagem

O uso de modelagem computacional pode melhorar o entendimento acerca de fenômenos biomecânicos. Um modelo largamente utilizado em biomecânica, tanto na marcha quanto na postura ereta quase-quieta, é o modelo de pêndulo invertido simples no plano sagital, o qual admite que o corpo humano se comporta como um segmento rígido, pivoteando ao redor do tornozelo na direção anteroposterior. Esse modelo, na postura ereta quase-quieta, fornece uma relação entre o COP e o COG, na qual o COP é a variável controladora e o COG é a variável controlada (WINTER et al., 1998).

Outro modelo muito utilizado pelos pesquisadores é o de pêndulo invertido duplo, que no plano sagital admite uma articulação no tornozelo e outra no quadril (dois segmentos rígidos), oscilando em torno dessas duas articulações no sentido anteroposterior. Tal modelo é mais complexo, e permite melhor análise do comportamento multi-articular do corpo humano(??SAFFER; KIEMEL; JEKA, 2008).

O pêndulo invertido triplo é um modelo biomecânico ainda mais realista do que os anteriores, visto que leva em consideração o comportamento multi-articular do corpo humano. Esse modelo, também no plano sagital, oscila no sentido anteroposterior em torno de três pontos: tornozelo, joelho e quadril (GüNTHER; WAGNER, 2015), possuindo, então, três segmentos.

Em biomecânica, existem algumas plataformas dedicadas para simulações em computador como o OpenSim e o AnyBody (AnyBody Technology, Denmark), que é uma plataforma comercial. O Opensim é um *software* livre para modelagem, simulação e análise de sistemas neuromusculoesqueléticos, que atualmente está em sua versão 3.3 e disponível somente em ambiente Windows (DELP et al., 2007; SETH et al., 2011).

Entre suas várias capacidades estão, por exemplo, cálculo da cinemática inversa, da dinâmica inversa e cálculo de ativações musculares. A evolução da computação trouxe consigo o aumento no poder de processamento e armazenamento das máquinas e com isso modelos mais complexos podem ser criados e analisados. O Opensim é escrito em linguagem C++, e sua interface gráfica escrita em Java (Figura 2.2) (DELP et al., 2007).

Por ser um *software* aberto, o OpenSim conta com a colaboração de diversos pesquisadores, que desenvolvem e disponibilizam na rede mundial modelos com as mais variadas características. A Figura 2.2 mostra um modelo de tronco e membros inferiores com 54 músculos que faz parte dos arquivos de instalação do programa. Os modelos são alimentados com dados cinemáticos e cinéticos experimentais, tornando possível que algoritmos calculem as ativações musculares que levam o modelo a ter o comportamento exibido nos dados cinemáticos. Para resultados mais precisos, o OpenSim é capaz de escalar a antropometria de um modelo genérico a partir da de um sujeito real, e diminuir as



Figura 2.2: Interface gráfica Opensim

diferenças entre os marcadores utilizados. É possível plotar gráficos dos resultados obtidos, bem como exportar tais dados para o processamento em outros ambientes computacionais.

O OpenSim têm sido utilizado para estimar forças no tornozelo de pacientes com artrite idiopática juvenil (PRINOLD et al., 2016), para simular dispositivos assistivos para reduzir o custo metabólico durante a corrida (UCHIDA et al., 2016), para estimar forças de contato tibiofemorais mediais e laterais (LERNER et al., 2015), para simulações da marcha humana alimentadas pela ativação muscular (RAJAGOPAL et al., 2015), para auxílio no projeto de dispositivos robóticos vestíveis (ONG; HICKS; DELP, 2014), entre outros.

## CAPÍTULO Sapítulo

## Materiais e Métodos

#### 3.1 Participantes

O presente estudo é de caráter teórico-experimental, do qual participaram 25 indivíduos jovens, de ambos os sexos, sendo 13 mulheres, saudáveis, com uma idade média de 23,1  $\pm$  4,6 anos, massa média 67,4  $\pm$  16,1 kg e 1,71  $\pm$  0,10 m de estatura. Os critérios de exclusão foram comprometimentos funcionais, dor ou patologias ortopédicas ou histórico de doença cardiovascular, pulmonar, musculoesquelética ou neurológica (auto-declarado).

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (Protocolo 956142/2015), e executado respeitando as instruções da Resolução 466/2012.

#### 3.2 Coleta de dados experimentais

Os dados foram adquiridos com o uso de um sistema de captura de movimento composto por 10 câmeras (Bonita 10, Vicon, Oxford, UK) (VICON, 2016), 2 plataformas de força (AMTI Modelo OR6-7) (AMTI, 2016), e o *software* Nexus 2.5. Os dados cinemáticos foram adquiridos a 100 Hz e os dados cinéticos a 1000 Hz.

Para a aquisição dos dados cinemáticos, foram colocados 39 marcadores retrorefletivos bilateralmente, nos seguintes pontos anatômicos de cada participante (Figura 3.1):

- na fronte, acima da porção mais lateral da sobrancelha,
- na parte posterior da cabeça, na extremidade posterolateral do osso parietal, aproximadamente em um plano horizontal com os marcadores da fronte,
- acrômio,
- processo xifóide,

- manúbrio,
- processo espinhoso da vértebra C7,
- processo espinho da vértebra T10,
- terço médio da escápula direita,
- no braço, no terço médio entre o cotovelo e o ombro,
- epicôndilo lateral do úmero,
- no antebraço, no terço médio entre o marcador do cotovelo e do punho,
- no punho, na cabeça da ulna (medial) e processo estilóide do rádio (lateral),
- no dorso da mão acima da cabeça do segundo metacarpo,
- espinhas ilíacas anterosuperiores e posterosuperiores,
- terço médio da coxa,
- epicôndilo lateral do fêmur,
- terço médio da perna,
- maléolo lateral,
- cabeça do segundo metatarso,
- calcanhar.



Figura 3.1: Voluntário com os marcadores retroreflexivos no corpo

O modelo *Plug-in-Gait full body* do sistema Nexus foi adotado para aquisição dos dados. As trajetórias cinemáticas dos membros superiores não foram utilizadas, visto que o intuito foi analisar os efeitos da perturbação nos membros inferiores e tronco. Dessa forma, utilizaram-se dados de 26 dentre os 39 marcadores utilizados na coleta de dados (Figura 3.2).



Figura 3.2: Modelo do OpenSim com a distribuição dos marcadores retroreflexivos para coleta de dados cinemáticos