

MATHEUS GUIMARÃES NOGUEIRA

**EFEITOS DE REALIMENTAÇÃO DE ACELERAÇÃO E  
DINÂMICA PREDITIVA DE PROPRIOCEPTORES EM  
MODELO MATEMÁTICO DE CONTROLE POSTURAL**

SÃO PAULO

2022

MATHEUS GUIMARÃES NOGUEIRA

**EFEITOS DE REALIMENTAÇÃO DE ACELERAÇÃO E  
DINÂMICA PREDITIVA DE PROPRIOCEPTORES EM  
MODELO MATEMÁTICO DE CONTROLE POSTURAL**

**Versão Corrigida**

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

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. André Fábio Kohn

SÃO PAULO

2022

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

Assinatura do autor: \_\_\_\_\_

Assinatura do orientador: \_\_\_\_\_

#### Catálogo-na-publicação

Nogueira, Matheus

Efeitos de realimentação de aceleração e dinâmica preditiva de proprioceptores em modelo matemático de controle postural / M. Nogueira -- versão corr. -- São Paulo, 2022.

87 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1.Controle postural 2.Feedback sensório-motor 3.Engenharia biomédica  
I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II.t.

## AGRADECIMENTOS

O começo da minha jornada no mestrado começou em fevereiro de 2020, pouco tempo antes do início da pandemia de COVID-19. Minhas perspectivas de retorno à Universidade foram mudando ao longo dos meses até que, finalmente, eu percebi que o restante do mestrado seria dentro de casa. Infelizmente, não há dúvidas de que a pandemia tirou muitas experiências que este mestrado poderia ter me fornecido. Porém, também tenho a certeza de que a qualidade do meu aprendizado e da minha orientação a respeito do meu projeto não foram tão afetadas, sobretudo graças aos professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da USP, em particular ao meu orientador Prof. Dr. André Fábio Kohn, cuja paciência e sabedoria me ajudaram muito, mesmo a distância. Por isso, agradeço imensamente ao professor André pela assistência nesses dois anos e meio.

Também dou a minha profunda gratidão aos meus pais, Ida Clara e Walcir Nogueira, cujo amor incondicional, apoio aos meus sonhos e elogios às minhas conquistas foram fundamentais para alcançar as metas da minha vida, como esse mestrado. Também agradeço às minhas avós, Leodomira Guimarães e Waldina Nogueira que, embora distantes, conseguem transmitir o amor que só as avós possuem. Meus agradecimentos também vão aos meus amigos Américo Simarro e Leonardo de Brito, que me apreciam com uma amizade sincera desde a graduação, além da minha amada Clicia Raiane e dos meus queridos irmãos, Daniel e João Antônio Nogueira.

E também não posso esquecer da minha ex-colega de mestrado Marina Oliveira, que me ajudou a me estabelecer em São Paulo durante a minha mudança, e do meu ex-colega Felipe Fava de Lima que, além da ajuda em São Paulo, também me forneceu gentilmente alguns dados conduzidos em sua pesquisa de mestrado que foram importantes para este trabalho. Também entrego meus agradecimentos para o professor Manoel da Silva Filho da UFPA, minha tia Reliane Pinho, meus primos Herinho, Élide e Giovani Guimarães e aos meus adorados Layla e Mimo.

Por fim, deixo minha gratidão à memória daqueles que me ajudaram mas não estão mais presentes: meus avôs, João Nogueira e Antônio Guimarães; minha irmãzinha, Clarissa Nogueira; minha madrinha Eliete Guimarães; além de Reginaldo de Oliveira, professora Jacyrene Coelho e professor Paulo Torres que foram os três vítimas da COVID-19 e da negligência.

## RESUMO

Toda pessoa mantém uma postura ereta quieta graças a um sistema de controle postural apropriado, havendo, como subproduto, oscilações posturais. Em diversos trabalhos sobre as estratégias que o sistema nervoso central utiliza para manter uma estabilidade postural adequada, utilizam-se modelos biomecânicos e neuromusculares para estudar medidas posturográficas dinâmicas em simulações que interpretam as oscilações do centro de massa do corpo como a de um modelo de pêndulo invertido. Nesse contexto, para simulações de controle postural, emprega-se na literatura, com certa frequência, um controlador proporcional-derivativo para representar a atividade corretiva na articulação do tornozelo dada pelo controle motor durante a manutenção da postura. Por outro lado, alguns trabalhos descrevem a importância da atividade de uma realimentação da aceleração muscular e de mecanismos preditivos no controle motor e em controle postural dado pelos fusos musculares, em geral com base em hipóteses autorais. No presente trabalho, estudou-se os efeitos que a introdução do realimentação de aceleração e do controle preditivo em um sistema computacional de controle postural comumente usado na literatura e com base em achados fisiológicos dos sinais aferentes dos fusos. Usou-se como parâmetros a estabilidade do pêndulo, o desvio padrão da projeção do centro de pressão e as mudanças nos valores dos ganhos do modelo para estudar os efeitos que o acréscimo de realimentação de aceleração e controle postural causavam no sistema. Assim, os resultados de simulações Monte Carlo das saídas dos modelos mostraram que a adição de cada uma das novas informações proprioceptivas tornaram o sistema mais robusto, de forma que a melhoria mais eficiente está no acréscimo das duas novas informações.

**Palavras-chave:** Controle postural. Controle motor. *Feedback* sensório-motor. Modelo computacional. Sistemas de controle.

## ABSTRACT

Every person maintains a quiet upright posture thanks to an appropriate postural control system and produces postural oscillations as results. In several studies on the strategies that the central nervous system uses to maintain adequate postural stability, biomechanical and neuromuscular models are used to study dynamic posturographic measurements in simulations that interpret the oscillations of the body's center of mass as an inverted pendulum model. In this context, for postural control simulations, a proportional-derivative controller is frequently used in the literature to represent the corrective activity in the ankle joint given by motor control during posture maintenance. On the other hand, some works describe the importance of the activity of a feedback of muscular acceleration and of predictive mechanisms in the motor control and in postural control given by the muscle spindles, in general based on authorial hypotheses. In the present work, we studied the effects that the introduction of acceleration feedback and predictive control in a computational postural control system commonly used in the literature and based on physiological findings of afferent signals from the spindles. The pendulum stability, the standard deviation of the center of pressure projection and the changes in the values of the model gains were used as parameters to study the effects that the addition of the feedback of acceleration and postural control caused in the system. Thus, the results of Monte Carlo simulations of the model outputs showed that the addition of each of the new proprioceptive information made the system more robust, so that the most efficient improvement is in the addition of the two new information.

**Keywords:** Control systems. Computational model. Motor control. Postural control. Sensori-motor feedback.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração de uma unidade motora, composta por um neurônio motor alfa e todas as fibras musculares inervadas pelo seu axônio. (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008), adaptado pelo autor. . . . .	20
Figura 2 – Representação meramente ilustrativa de abalos resultando em contração sustentada do músculo. Em a) temos um disparo de potencial de ação de um único neurônio motor alfa causando um abalo muscular. Em b) e c) percebe-se uma somação dos abalos devido ao aumento do número de disparos. Já em d) o aumento da frequência de abalos permitiu com que ocorresse uma contração sustentada do músculo. Elaborado pelo autor com base em (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). . . . .	21
Figura 3 – Ilustração de uma plataforma de força que utiliza quatro transdutores, um em cada canto. Cada transdutor detecta a força vertical aplicada em uma posição (0,0; 0,Z; X,0 e X,Z) e a soma dos sinais relativos aos transdutores são convertidos na localização da força resultante total (X1,Z1), que corresponde ao local do CP na plataforma. (WINTER, 2009)	24
Figura 4 – Representação das posições do CP variando ao longo do tempo (pontos vermelhos) medidos por uma plataforma de força, sendo a direção y interpretada como a direção AP e a direção x como a ML; a área delimitada em azul corresponde a base de suporte dos pés; já a área delimitada em cinza representa a área de estabilidade a qual funciona como um limite para as oscilações do CP. Elaborado pelo autor (2021) . . . . .	25
Figura 5 – Ilustração de um sujeito em posição ereta quieta em cima de uma plataforma de força. $F_x$ , $F_y$ e $F_z$ são os componentes do vetor de força, $M_x$ , $M_y$ e $M_z$ são os componentes do vetor do momento de força, já $F_g$ é o vetor da força de gravidade. (LATASH, 2012), adaptado pelo autor. . . . .	26
Figura 6 – Padrão de oscilação postural na direção AP apresentando os sinais de oscilação do CP e CM ao longo do tempo. (BASZCZYK, 2008), adaptado pelo autor. . . . .	28
Figura 7 – Exemplo de estabilograma meramente ilustrativo mostrando a trajetória do CP nas direções AP (y) e ML (x) durante um tempo t. As unidades de x(t) e y(t) são centímetros. Elaborado pelo autor (2021). . . . .	28
Figura 8 – Ilustração do pêndulo invertido humano no plano sagital. A inclinação do pêndulo produz um ângulo $\theta$ em relação à linha vertical; o peso $mg$ possui sentido vertical e para baixo do CM; $T$ é o torque na articulação do tornozelo realizada pelos músculos e $h$ é a distância do CM até à articulação do tornozelo. Fonte: (LORAM, 2002), adaptado pelo autor. . . . .	32
Figura 9 – Diagrama de blocos de um modelo de sistema de pêndulo invertido para controle postural. As saídas do sistema fornecem séries temporais correspondentes à oscilação do pêndulo ( $\theta$ ), a projeção horizontal do deslocamento do CM (y) e o deslocamento do CP (u). Fonte: (MASANI <i>et al.</i> , 2003), adaptado pelo autor. . . . .	36

Figura 10 – Modelo em diagrama de blocos com <i>feedback</i> de entradas sensoriais com controlador PD que fornece torque corretivo na junta do tornozelo (base do pêndulo invertido), com atraso no tempo, para manutenção da postura. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	38
Figura 11 – Diagrama de blocos feito para gerar como saída uma série temporal correspondente ao deslocamento horizontal do CP. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	40
Figura 12 – Modelo em diagrama de blocos que possui, além do <i>feedback</i> de entradas sensoriais com controlador PD, os <i>feedback</i> de aceleração e predição do sistema. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	42
Figura 13 – Gráfico de dispersão de 5000 <i>sets</i> aleatórios e uniformes para $Kd$ e $Kp$ . Elaborado pelo autor (2022). . . . .	45
Figura 14 – Gráfico de dispersão de 5000 <i>sets</i> aleatórios e uniformes para $Kd$ , $Kp$ e $Ka$ . Elaborado pelo autor (2022). . . . .	47
Figura 15 – Variação do ângulo vertical do CM, em graus, em simulação do modelo clássico. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	50
Figura 16 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo clássico. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	51
Figura 17 – Variação do ângulo vertical do CM em simulação do modelo com <i>feedback</i> de aceleração. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	52
Figura 18 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com <i>feedback</i> de aceleração. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	53
Figura 19 – Variação do ângulo vertical do CM em simulação do modelo com controle preditivo. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	54
Figura 20 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com controle preditivo. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	55
Figura 21 – Variação do ângulo vertical do CM em simulação do modelo com <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	56
Figura 22 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	57
Figura 23 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de $Kp$ e $Kd$ , com área de contorno, para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	59
Figura 24 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de $Kp$ e $Kd$ , com área de contorno, para o caso em que se analisa o DP do CP. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	60
Figura 25 – Gráficos de contorno interpolados de $Kp$ e $Kd$ dos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022). . . . .	61

Figura 26 – Gráficos de contorno interpolados de $Kp$ e $Kd$ , em simulações com <i>feedback</i> de aceleração em que o ganho $Ka$ também varia, nos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022). . . . .	63
Figura 27 – Gráficos de contorno interpolados de $Kp$ e $Kd$ , em simulações com <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo em que o ganho $Ka$ também varia, nos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022). . . . .	64
Figura 28 – Gráficos de contorno interpolados de $Kp$ e $Kd$ , em simulações com controle preditivo em que o ganho $Kd_2$ também varia, nos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022). . . . .	66
Figura 29 – Gráficos de contorno interpolados de $Kp$ e $Kd$ , em simulações com <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo em que o ganho $Kd_2$ também varia, nos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022). . . . .	67
Figura 30 – Periodograma pelo método Welch do sinal do CP do modelo clássico. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	68
Figura 31 – Periodograma pelo método Welch do sinal do CP do modelo com <i>feedback</i> de aceleração e predição. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	69
Figura 32 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de $Kp$ e $Kd$ , com área de contorno, no caso em que $Ka$ também varia e há o <i>feedback</i> de aceleração e predição no modelo. Neste caso, o critério é a estabilidade do pêndulo. Fonte: Elaborado pelo autor (2022). . . . .	70
Figura 33 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de $Kp$ e $Kd$ , com área de contorno, no caso em que $Ka$ também varia e há o <i>feedback</i> de aceleração e predição no modelo. Neste caso, o critério é o DP do CP. Fonte: Elaborado pelo autor (2022). . . . .	71
Figura 34 – Dois sinais de deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo, no qual o sinal em rosa possui DP de 3,01 mm, enquanto o sinal em azul obteve DP de 2,2 mm, menor do que o mínimo de 2,3 mm observado em experimentos com sujeitos adultos saudáveis. Mais informações no texto. Fonte: Elaborado pelo autor (2022). . . . .	74
Figura 35 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de $Kp$ e $Kd$ , com área de contorno, no caso em que $Kd_2$ também varia (entre os valores de 0 a 1300) e há o <i>feedback</i> de aceleração e predição no modelo. Fonte: Elaborado pelo autor (2022). . . . .	76

Figura 36 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com feedback de aceleração e controle preditivo, no qual o DP foi de 1,73 mm, menor do que o mínimo de 2,3 mm observado em experimentos com sujeitos adultos saudáveis. Fonte: Elaborado pelo autor (2022). . . . .	77
Figura 37 – Periodograma pelo método Welch do sinal do CP mostrado no gráfico da figura 36. Elaborado pelo autor (2022). . . . .	78

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	– Valores de parâmetros analisados dos sinais de saída do modelo clássico. . . . .	51
Tabela 2	– Valores de parâmetros analisados dos sinais de saída do modelo com <i>feedback</i> de aceleração. . . . .	53
Tabela 3	– Valores de parâmetros analisados dos sinais de saída do modelo com controle preditivo. . . . .	55
Tabela 4	– Valores de parâmetros analisados dos sinais de saída do modelo com <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo. . . . .	57
Tabela 5	– Faixa de valores dos ganhos do modelo clássico para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo. . . . .	58
Tabela 6	– Faixa de valores dos ganhos do modelo com <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP. . . . .	59
Tabela 7	– Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do <i>feedback</i> de aceleração para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo. . . . .	62
Tabela 8	– Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do <i>feedback</i> de aceleração para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP. . . . .	62
Tabela 9	– Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo. . . . .	63
Tabela 10	– Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP. . . . .	64
Tabela 11	– Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do controle preditivo para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo. . . . .	65
Tabela 12	– Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do controle preditivo para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP. . . . .	65
Tabela 13	– Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do <i>feedback</i> de aceleração e do controle preditivo para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo. . . . .	66
Tabela 14	– Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do <i>feedback</i> de aceleração e do controle preditivo para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP. . . . .	67

# LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

**AP** Ântero-Posterior

**CG** Centro de Gravidade

**CM** Centro de Massa

**CP** Centro de Pressão

**PSD** *Power Spectral Density*

**DP** Desvio Padrão

**FM** Fuso Muscular

**ML** Médio-Lateral

**MPC** *Model Predictive Control*

**OTG** Órgão Tendinoso de Golgi

**PD** Proporcional-Derivativo

**PID** Proporcional-Integral-Derivativo

**SNC** Sistema Nervoso Central

**VM** Velocidade Média

# SUMÁRIO

	<b>Lista de Figuras</b> . . . . .	<b>6</b>
	<b>Lista de Tabelas</b> . . . . .	<b>10</b>
	<b>Lista de Abreviaturas</b> . . . . .	<b>11</b>
<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> . . . . .	<b>13</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivos</b> . . . . .	<b>16</b>
1.1.1	Objetivo principal . . . . .	16
1.1.2	Objetivo secundário . . . . .	16
<b>1.2</b>	<b>Justificativas</b> . . . . .	<b>17</b>
<b>1.3</b>	<b>Introdução ao controle espinal do movimento</b> . . . . .	<b>19</b>
1.3.1	Componentes do controle espinal do movimento . . . . .	20
1.3.2	Controle do sistema motor e da manutenção da postura . . . . .	22
<b>1.4</b>	<b>Controle postural durante a postura ereta quieta</b> . . . . .	<b>23</b>
<b>1.5</b>	<b>Hipótese do Trabalho</b> . . . . .	<b>29</b>
<b>2</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> . . . . .	<b>31</b>
<b>2.1</b>	<b>Modelo matemático do pêndulo invertido único</b> . . . . .	<b>31</b>
<b>2.2</b>	<b>Modelo computacional do pêndulo invertido clássico</b> . . . . .	<b>34</b>
<b>2.3</b>	<b>Modelo com <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo</b> . . . . .	<b>40</b>
<b>2.4</b>	<b>Metodologia da análise dos resultados</b> . . . . .	<b>43</b>
2.4.1	Faixa de robustez do controle da estabilidade do pêndulo . . . . .	44
2.4.2	Faixa de robustez do desvio padrão do CP . . . . .	47
<b>2.5</b>	<b>Densidade espectral de potência (PSD) dos sinais do CP</b> . . . . .	<b>48</b>
<b>3</b>	<b>RESULTADOS</b> . . . . .	<b>50</b>
<b>3.1</b>	<b>Sinais de saída dos modelos computacionais</b> . . . . .	<b>50</b>
3.1.1	Sinais de saída do modelo clássico . . . . .	50
3.1.2	Sinais de saída do modelo com adição de <i>feedback</i> de aceleração . . . . .	52
3.1.3	Sinais de saída do modelo com adição de controle preditivo . . . . .	54
3.1.4	Sinais de saída do modelo com adição de <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo . . . . .	56
<b>3.2</b>	<b>Resultados das simulações para análise de robustez do sistema do modelo clássico</b> . . . . .	<b>58</b>
<b>3.3</b>	<b>Resultados das simulações para análise de robustez do sistema do modelo com <i>feedback</i> de aceleração e controle preditivo</b> . . . . .	<b>61</b>
3.3.1	Análise dos ganhos $K_p$ , $K_d$ e $K_a$ sem controle preditivo . . . . .	62
3.3.2	Análise dos ganhos $K_p$ , $K_d$ e $K_a$ com controle preditivo . . . . .	63
3.3.3	Análise dos ganhos $K_p$ , $K_d$ e $K_{d_2}$ sem <i>feedback</i> da aceleração . . . . .	65
3.3.4	Análise dos ganhos $K_p$ , $K_d$ e $K_{d_2}$ com <i>feedback</i> da aceleração . . . . .	66
<b>3.4</b>	<b>Resultados do PSD</b> . . . . .	<b>68</b>
<b>3.5</b>	<b>Análises adicionais</b> . . . . .	<b>70</b>
<b>4</b>	<b>DISCUSSÃO</b> . . . . .	<b>72</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b> . . . . .	<b>80</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> . . . . .	<b>81</b>

# 1 INTRODUÇÃO

A manutenção do equilíbrio do corpo realizada pelo Sistema Nervoso Central (SNC) permite que o indivíduo realize tarefas funcionais na vida diária, sem que ocorram alterações posturais significativas ou queda (DUARTE; FREITAS, 2010). Dessa forma, a maneira como o SNC estabelece o equilíbrio postural, de modo a proporcionar uma relação adequada entre o corpo e o ambiente das tarefas, ocorre com o uso de referências sensoriais como a gravidade — atribuída principalmente ao sistema vestibular — além das referências da superfície de sustentação — atribuída ao sistema proprioceptivo e somatossensorial — e do relacionamento do corpo com o ambiente, referente ao sistema visual (ANDREOPOULOU *et al.*, 2015; ASSLÄNDER; PETERKA, 2014; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010; VAN DIEËN; DRUNEN; HAPPEE, 2018). Nesse sentido, um controle postural adequado é uma tarefa que o SNC deve realizar para gerar ativações nos músculos esqueléticos apropriados à manutenção do equilíbrio, contrapondo-se à força da gravidade (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010).

Portanto, considerando a postura ereta quieta (também denominada de postura ereta ortostática) como sendo a posição em que o indivíduo se mantém em equilíbrio em pé, o Centro de Massa (CM) do corpo exhibe oscilações estocásticas contínuas que, se não houver movimento no quadril e tronco, são ajustadas pela ativação de músculos da perna que geram torques corretivos nas articulações. Muitos estudos foram realizados para compreender como funcionam as estratégias do sistema nervoso central para a estabilidade postural funcionar de forma adequada. Desse modo, os experimentos com pessoas em postura ereta quieta mostram que o controle postural ocorre graças a um conjunto de funções do sistema nervoso sensorial que permite ao SNC agir, por meio do sistema motor, para gerar os torques corretivos para a manutenção do equilíbrio na postura ereta, envolvendo sinergias musculares e um *feedback* contínuo (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010; WINTER, 2009)

O crescente interesse na pesquisa da biomecânica e controle motor humano permitiu o desenvolvimento de inúmeros modelos matemáticos biomecânicos como métodos alternativos às técnicas invasivas para calcular atividades musculares e forças atuando no corpo (WINTER, 2009). Nos modelos mais sofisticados, há um alto custo computacional dada a complexidade da estratégia que o SNC utiliza na manutenção do equilíbrio postural e das múltiplas atividades das referências sensoriais. Portanto, torna-se necessário o uso de simplificações nas modelagens, inclusive no estudo do controle postural em posição ereta quieta. Neste sentido, o modelo do pêndulo único invertido é uma boa aproximação usada no estudo do controle postural humano em postura ortostática, como mostrado nas simulações do trabalho de Morasso *et al.* (2005) e Morasso *et al.* (2019).

O pêndulo invertido associa a massa do corpo ao CM fixado à extremidade de um segmento rígido cuja outra extremidade está vinculada a uma articulação presa a base, que representa a articulação do tornozelo. Para a análise do controle postural, os valores da projeção vertical do CM do pêndulo invertido ao longo do tempo podem ser comparados com a localização do Centro de Pressão (CP, ponto de aplicação da força equivalente da reação do solo) dos pés em um estabilograma produzido por uma plataforma de força. O deslocamento das variáveis CM e CP podem ocorrer na direção Ântero-Posterior (AP) ou Médio-Lateral (ML) (MORASSO *et al.*, 2005; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010; WINTER, 2009). Assim, o movimento do CP representa a produção de torques corretivos na articulação do tornozelo, com o objetivo de controlar as oscilações do CM do pêndulo invertido e mantê-las as mínimas possíveis (ELIAS; WATANABE; KOHN, 2014; ZIELINSKA *et al.*, 2017). Nos modelos matemáticos na literatura, comumente utiliza-se controladores do tipo Proporcional-Derivativo (PD) para representar o controle neural realizando ajustes na articulação do tornozelo para um controle de postura apropriado, de modo que os componentes do controlador PD são ajustados por técnicas de controle de sistemas para que se obtenham resultados parecidos com os de experimentos com humanos (CHIBA *et al.*, 2016; MASANI *et al.*, 2003; MORASSO *et al.*, 1999; PETERKA, 2000; PETERKA, 2002). Nesse sentido, o sistema de controle de pêndulo invertido com controle PD para simular o controle postural é um modelo bem conhecido na literatura no estudo do ser humano em postura ortostática (BALASUBRAMANIAM; WING, 2002; ELIAS; WATANABE; KOHN, 2014; ZIELINSKA *et al.*, 2017). A análise do CM e CP na manutenção do equilíbrio e os detalhes do modelo de controle do pêndulo invertido serão apresentados mais adiante.

Além disso, alguns trabalhos apoiam a ideia de uma participação mais sofisticada dada pelos Fusos Musculares (FM) no controle muscular. No trabalho de Blum *et al.* (2017) os autores estudaram as características dos disparos aferentes Ia dos FM de gatos em diferentes condições. Já em Blum *et al.* (2020), foi desenvolvido um modelo para prever a dinâmica dos disparos dos FM para estudar os mecanismos dos comandos motores dos FM em condições de diferentes atividades musculares. Os trabalhos mostram, dentre outros mecanismos das saídas aferentes do FM, que os FM não fornecem apenas informação do comprimento, tensão e velocidade muscular, mas também da aceleração do alongamento muscular. Este *feedback* da aceleração fornece sinais sensoriais proprioceptivos mais acurados do estado cinético dos músculos, de modo que o controle motor pode utilizar este *feedback* da aceleração para fornecer respostas adequadas às perturbações posturais (BLUM *et al.*, 2017; BLUM *et al.*, 2020).

Além disso, nos trabalhos de Dimitriou e Edin (2008 e 2010), os pesquisadores mostraram que possivelmente também há um elemento sensorial preditivo nos FM que antecipa a condição cinemática futura do músculo. Esta antecipação foi notada em experimentos que

utilizavam a aprendizagem motora para o registro de respostas aferentes dos mecanorreceptores do fuso do músculo extensor do punho, particularmente o músculo extensor radial longo do carpo, enquanto sujeitos realizavam tarefas manuais de extensão (pegar objetos e pressionar teclas). Os autores registraram que a atividade aferente Ia está relacionada ao estado cinemático do músculo em 100-160 ms no futuro, de modo que estas descobertas apoiam a hipótese de que há na saída aferente dos fusos uma estimativa que prediz o estado muscular, independentemente dos níveis de ativação dos músculos, de forma que atua como um elemento sensorial preditivo (DIMITRIOU; EDIN, 2008; DIMITRIOU; EDIN, 2010). Contudo, não há dados equivalentes em membros inferiores, mas a hipótese de um *feedback* preditivo será adotada no presente trabalho. Além disso, no trabalho recente de Dideriksen e Negro (2021), os dados experimentais de simulações em modelo de larga escala do sistema neuromuscular mostraram uma melhora na qualidade do controle motor a partir da minimização da instabilidade do impulso neural do neurônio motor alfa devido ao avanço de fase do *feedback* dos axônios aferentes Ia relacionados à cinética muscular.

Dessa forma, neste trabalho o desafio é realizar um modelo neurobiomecânico de controle com um *feedback* proprioceptivo, empregando o pêndulo invertido e controlador PD, para comparar com um segundo modelo que, além do controlador PD, incorpora um *feedback* de aceleração do pêndulo e com predição da velocidade angular do CM. Especificamente, busca-se empregar na modelagem matemática do sistema de controle postural algumas variáveis de *feedback* adicionais ao modelo clássico (que utilizam apenas ajustes de controladores PD presentes na literatura), de maneira que os valores das variáveis do controlador PD apresentem uma maior margem para os seus valores devido à adição no sistema do *feedback* da aceleração e predição da cinética muscular, tornando o sistema mais robusto. Portanto, espera-se estender as hipóteses estabelecidas por Blum *et al.* (2017 e 2020) e por Dimitriou e Edin (2008 e 2010), por meio de análises comparativas entre dois modelos de controle postural, de que a existência de um *feedback* de aceleração e de predição nos FM para os músculos da perna tornam a manutenção do equilíbrio postural mais robusta.

Neste capítulo serão apresentadas as justificativas que instigaram a realização deste projeto e, logo após, uma breve descrição fisiológica do controle espinal do movimento. Depois, será descrito com mais detalhes o controle postural na posição ereta quieta, a análise da posturografia por plataforma de força e o modelo matemático do pêndulo invertido. No capítulo seguinte, será exposta a modelagem matemática dos sistemas de controle postural e quais metodologias de análise serão empregadas na avaliação do modelo clássico de pêndulo invertido, com base em Masani *et al.* (2014) e Maurer e Peterka (2004), e no modelo com o controle preditor e *feedback* de aceleração para conferir se o sistema ficou mais robusto. Por fim, os resultados apresentam gráficos de dispersão, gráficos de contorno e tabelas com os resultados de parâmetros analisados para auxiliarem na análise da hipótese de que as novas

informações proprioceptivas tornam o sistema mais robusto e, portanto, o modelo proposto pode ser mais semelhante com experimentos em humanos na literatura.

## 1.1 Objetivos

### 1.1.1 Objetivo principal

O presente trabalho tem como objetivo estender o conhecimento a respeito dos mecanismos fisiológicos do controle motor, dado pelo SNC, na manutenção do equilíbrio postural humano durante a posição ortostática. Para esse fim, um modelo matemático que simula o controle das oscilações do corpo humano com base em um pêndulo invertido, presente na literatura de controle postural, foi ajustado de modo a acrescentar ao modelo um controle com informações da aceleração e predição postural. Dessa maneira, uma análise de robustez apropriada pode ser realizada ao se comparar a faixa de valores dos parâmetros de controle com e sem a adição das novas informações ao sistema.

A comparação entre as margens de valores dos parâmetros analisados servirá de base para testar a hipótese da melhoria da robustez do sistema com a adição das novas informações com base fisiológica ao sistema. Além disso, os critérios usados como parâmetros para as análises comparativas entre os modelos propostos neste trabalho são:

- Manutenção da estabilidade do pêndulo, de modo que não ocorra queda durante as simulações.
- Desvio padrão do CP em uma faixa de valores considerada normal para adultos jovens e saudáveis.

### 1.1.2 Objetivo secundário

O objetivo secundário é uma comparação qualitativa da Densidade Espectral de Potência (PSD, do inglês *Power Spectral Density*) dos sinais de saída dos modelos computacionais correspondentes ao deslocamento do CP. O objetivo é verificar, por meio da análise espectral, se as séries temporais analisadas nas simulações do presente trabalho estão com sinais de saída que se assemelham aos de experimentos reais com sujeitos adultos saudáveis presente na literatura, como nos trabalhos de Nomura *et al.* (2013) e Zatsiorsky e Duarte (1999).

## 1.2 Justificativas

A avaliação do controle postural é de grande importância para profissionais de diversas áreas, como fisioterapia, medicina, engenharia biomédica, educação física e outras (DUARTE; FREITAS, 2010; WINTER, 2009). Inúmeros achados importantes foram realizados nas últimas décadas a respeito dos mecanismos que compõem o controle postural, tornando possível uma evolução nos tratamentos clínicos para pacientes que possuem algum tipo de instabilidade na manutenção da postura (VISSER *et al.*, 2008). Na literatura das avaliações posturais, notou-se por exemplo que a oscilação postural é maior em crianças mais jovens do que nas crianças mais velhas (RIACH; HAYES, 1987); também foi constatado que a oscilação postural aumenta com o avanço da idade devido a redução do desempenho do sistema de controle postural (ERA; HEIKKINEN, 1985; KIM; ROBINSON, 2005; SULLIVAN *et al.*, 2009). Além do aumento da instabilidade, o controle postural de adultos mais velhos necessita de mais ajustes intermitentes quando comparado ao de adultos mais novos, de maneira que mais "recursos" do SNC são gastos na estratégia de manter o equilíbrio postural. Portanto, as características mais automáticas da manutenção do equilíbrio postural são menos presentes em pessoas mais velhas, enquanto ações corticais são mais evidentes nessa idade. Isto pode estar relacionado com os processos degenerativos da envelhecimento (BOISGONTIER *et al.*, 2013).

Mais detalhes sobre a avaliação postural da população idosa foi exposta em 2005 no trabalho de Kim e Robison. Os autores apresentaram as diferenças entre os mecanismos de controle postural na correção a perturbações, como cair e escorregar, em oscilações posturais de idosos separados em dois grupos: com e sem diabetes. Utilizou-se medidas estáticas e dinâmicas para determinar a posturografia durante a posição ereta quieta dos sujeitos idosos, com o objetivo de investigar a relação entre o controle postural e capacidade de correção a perturbações. Os autores notaram que o grupo dos idosos com diabetes possuíam mecanismos de estabilidade postural menos eficientes em compensar as perturbações posturais, de modo que este grupo possui maior susceptibilidade a acidentes, como queda ou deslizes.

Ademais, mesmo na atividade da alimentação o alinhamento postural adequado é necessário para uma deglutição correta, de forma que crianças com desordem no controle postural causado por patologias (como paralisia cerebral) apresentam problemas nesta atividade importante, demandando intervenção terapêutica (REDSTONE; WEST, 2004). Ainda sobre os efeitos de patologias no controle postural, encontra-se na literatura trabalhos expondo que diversas doenças afetam a estabilidade postural, a exemplo da diabetes (LAFOND; CORRIVEAU; PRINCE, 2004), doença de Parkinson (FUKUNAGA *et al.*, 2014; MANCINI *et al.*, 2012), doença de Alzheimer (LEE *et al.*, 2017) e esclerose múltipla e lateral amiotrófica (COMBER *et al.*, 2018), dentre outras.

Do mesmo modo, trabalhos também evidenciaram que lesões nos músculos em membros inferiores afetam o controle postural (HRY SOMALLIS, 2007; MEARDON; KLUSENDORF; KERNOZEK, 2016). Em 2016, Meardon *et al.* examinaram o controle postural dinâmico de 22 corredores, divididos em dois grupos: sem históricos de lesões e com histórico de lesões nos membros inferiores ocorrido nos últimos 16 meses. Os pesquisadores descrevem que os atletas com histórico de lesão relataram um desempenho na corrida inferior ao período anterior à lesão. Dessa forma, as análises dos experimentos mostraram que os atletas com histórico de lesões obtiveram pior controle postural durante as atividades dinâmicas quando comparado com os corredores saudáveis, ocasionando uma diminuição da estabilidade corporal que possivelmente justifica o baixo desempenho no esporte, além de que esta instabilidade postural causada pelas lesões podem influenciar em acidentes futuros.

Contudo, não apenas as lesões, patologias ou envelhecimento afetam a dinâmica da estabilidade da postura, mas algumas condições também podem perturbar o controle postural, como uso de medicamentos (De Groot *et al.*, 2013), permanecer acordado por períodos extensos (SMITH; CHENG; KERR, 2012), peso corporal do indivíduo (BŁASZCZYK *et al.*, 2009), superfície de apoio instável (SOUSA *et al.*, 2016), traumas na cabeça e pescoço (BUSTER *et al.*, 2016; GANDELMAN-MARTON; ARLAZOROFF; DVIR, 2016), ritmo circadiano (BOUGARD; DAVENNE, 2014), fadiga (BOVE *et al.*, 2007), ansiedade (OHNO *et al.*, 2004), e ausência ou redução das informações sensoriais (ELIAS; WATANABE; KOHN, 2014; HAFSTRÖM *et al.*, 2002). Ressalta-se que estas condições produzem perturbações que afetam o desempenho do sistema de controle postural, ou seja, afetam não apenas as oscilações posturais durante ortostatismo, mas também a performance de outras atividades.

Diante do exposto, nota-se a importância das pesquisas a respeito das características do controle da oscilação corporal, pois apresentam informações que são bastante úteis a muitos profissionais na avaliação da terapia, treinamento ou cirurgia (WINTER, 2009). Se problemas envolvendo o equilíbrio postural forem descobertos ainda na infância ou juventude, diversas estratégias corretivas podem ser adotadas pelos profissionais para prevenir desarranjos posturais mais elevados ao longo da vida do paciente (GAERLAN, 2010). Nesse sentido, diversos trabalhos que envolvem controle postural necessitam de modelos neurobiomecânicos confiáveis. Estes modelos dependem da tarefa e condições envolvidas e possuem parâmetros sensoriais, como entradas somatossensoriais e proprioceptivas para simular a complexidade do mecanismo que o SNC utiliza no controle da postura (CHIBA *et al.*, 2016). Portanto, os modelos computacionais são uma abordagem complementar às técnicas de medição direta de movimento como sensores ou transdutores (goniômetros e acelerômetros, por exemplo), além de substituir técnicas invasivas como o implante de transdutores nos músculos e tendões em experimentos com animais (WINTER, 2009).

A exemplo de modelos de controle postural, trabalhos como de Maurer *et al.* (2006) e Peterka e Loughlin (2004) adicionam aos modelos de pêndulo invertido informações sensoriais para simular o controle postural em superfícies móveis. No trabalho apresentado por van Dieën *et al.* (2018), os pesquisadores realizaram experimentos com o objetivo de estudar o processo de controle da estabilização do tronco, introduzindo perturbações controladas à postura na direção sagital. Dessa forma, os autores criaram modelos para a atividade dos músculos do tronco, incluindo o *feedback* da posição e velocidade dados pelos FM e *feedback* inibitório do Órgão Tendinoso de Golgi (OTG). Dessa maneira, os resultados dos modelos mostraram que sinais de saída contribuíram como *feedback* para a estabilização do tronco, principalmente as oriundas dos FM.

Como descrito anteriormente, a manutenção do equilíbrio postural pelo SNC utiliza componentes da integração de informações sensoriais dos sistemas visuais, vestibular e somatossensoriais. Embora muito já se tenha descoberto a respeito da importância destas informações sensoriais para o controle postural e equilíbrio, ainda há muito o que não se sabe sobre os mecanismos neurais do controle (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). A contribuição das simulações realizadas em modelo matemático neuromuscular, no presente trabalho, está na verificação dos efeitos sobre comportamentos do sistema de controle postural de uma possível contribuição de *feedback* de aceleração por parte dos FM e de um *feedback* preditor dos FM, descrito por Blum *et al.* (2007) e Dimitriou e Edin (2008 e 2010), respectivamente. As análises dos resultados das simulações dos sistemas poderão evidenciar a contribuição dos mecanismos adicionais de *feedback* dos FM ao se comparar o ganho de robustez do sistema quando comparado com o modelo clássico de controle postural, o qual utiliza apenas controladores PD com valores restritos das variáveis.

### 1.3 Introdução ao controle espinal do movimento

Neste subcapítulo serão abordados, de forma breve, as características fisiológicas de alguns componentes do sistema motor que são importantes ao trabalho. Squire *et al.* (2008) ressaltam que todas as interações com o ambiente à nossa volta, desde o nascimento, são através das ações do sistema motor. A maturação desse sistema durante o avanço da idade permite, por exemplo, que as crianças consigam se manter em pé e caminhar a partir de um padrão motor adequado, dado o contínuo desenvolvimento do sistema nervoso na infância. Nesse sentido, informações sensoriais como as provenientes de mecanorreceptores, aparelhos vestibulares, olhos e músculos contribuem para que as tarefas motoras, como manter uma postura adequada, sejam realizadas de forma apropriada pelo sistema motor (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; SQUIRE *et al.*, 2008)

### 1.3.1 Componentes do controle espinal do movimento

Sendo um componente fundamental à realização do movimento, os neurônios motores — descobertos pelo fisiologista Sir Charles Scott Sherrington (SHERRINGTON, 1906) — podem ser classificadas em neurônios motores superiores ou inferiores. Os neurônios motores superiores se localizam no córtex motor e seus axônios descem até a medula espinal ou tronco encefálico e inervam neurônios motores inferiores ou interneurônios na medula. Já os neurônios motores inferiores controlam as células dos músculos esqueléticos periféricos, de modo que seus padrões de disparo resultam em contrações ou relaxamentos desses músculos. As entradas dos neurônios motores inferiores podem ser aferentes sensoriais, interneurônios ou os neurônios motores superiores; como a saída do sistema motor converge aos neurônios motores inferiores, Sherrington as nomeou de o "caminho comum final" do sistema motor (MANUEL; ZYTNICKI, 2011; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Além disso, estes neurônios são divididos em neurônios motores alfa, beta e gama. Os neurônios motores alfa são o principal componente da geração de força nos músculos, visto que seus axônios inervam as fibras musculares extrafusais e ativam a contração muscular. Portanto, Sherrington definiu que o conjunto do neurônio motor alfa e todas as fibras musculares inervadas pelo seu axônio compõe uma unidade motora, como mostrado no esquema da figura 1.

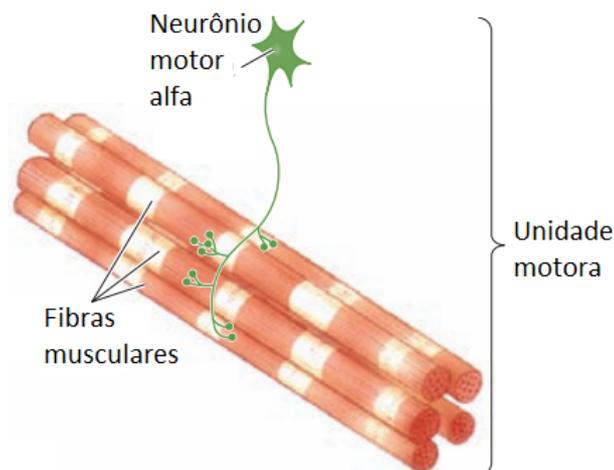


FIGURA 1 – Ilustração de uma unidade motora, composta por um neurônio motor alfa e todas as fibras musculares inervadas pelo seu axônio. (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008), adaptado pelo autor.

Dessa maneira, a estratégia que o SNC utiliza para controlar a contração muscular é causar contínuos disparos de potenciais de ação dos neurônios motores alfa nas fibras musculares para que ocorra uma sequência de abalos (do inglês *twitch*), de modo que a somação de uma sequência de abalos durante um período de tempo permite uma contração sustentada do músculo, como mostrado na figura 2. Além disso, uma segunda estratégia é o

recrutamento de unidades motoras sinérgicas adicionais (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

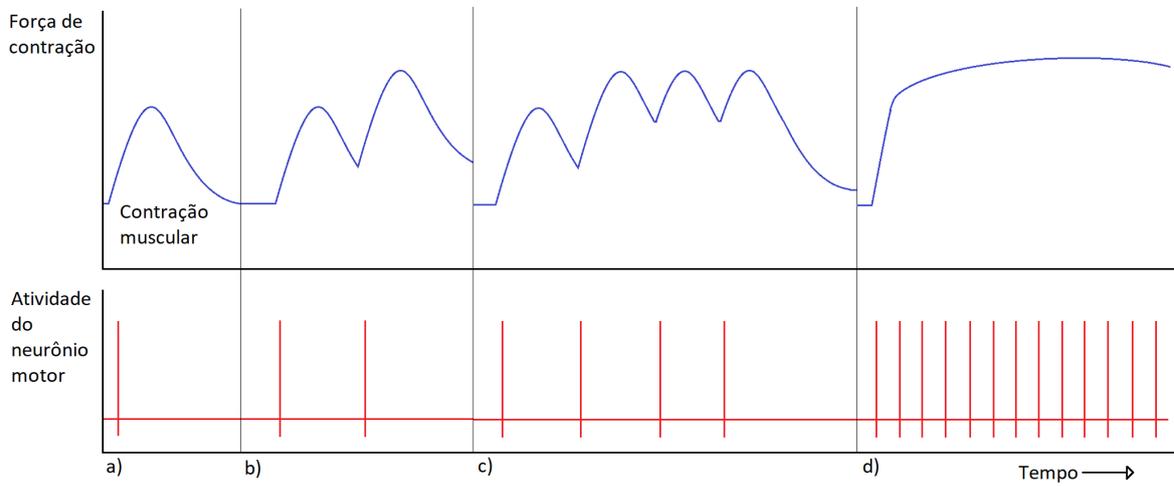


FIGURA 2 – Representação meramente ilustrativa de abalos resultando em contração sustentada do músculo. Em a) temos um disparo de potencial de ação de um único neurônio motor alfa causando um abalo muscular. Em b) e c) percebe-se uma somação dos abalos devido ao aumento do número de disparos. Já em d) o aumento da frequência de abalos permitiu com que ocorresse uma contração sustentada do músculo. Elaborado pelo autor com base em (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Dentre as unidades motoras, as cujo axônios inervam as fibras musculares de contração lenta e com sustentação muscular mais resistentes a fadiga são denominadas de fibras lentas (ou de tipo S (do inglês *slow*)); já as fibras rápidas (ou de tipo F (do inglês *fast*)) são as de contração rápida. Ademais, as unidades motoras do tipo F são subdivididas em mais resistentes a fadiga (FR (do inglês *fatigue resistant*)) e menos resistentes (FF (do inglês *fast fatigable*)). Em geral, as unidades motoras são recrutadas por ordem de tamanho, das menores à maiores, de maneira que as do tipo S são recrutadas primeiro, seguidas pelas do tipo F (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Em relação aos receptores musculares que enviam sinais sensoriais ao SNC, têm-se dois tipos:

- **Fuso muscular (FM).** Fornece *feedback* sensorial a respeito do comprimento e velocidade muscular e, por meio de uma ação reflexa, permite uma resposta a distensões repentinas no músculo com uma contração. As fibras intrafusais dos FM estão em paralelo com as fibras musculares extrafusais e são inervadas pelos neurônios motores gama em ambas as extremidades, de modo que a ativação dos gama resulta na contração das extremidades do FM e não permite que ele fique folgado durante a contração muscular. Este mecanismo possibilita que o axônio aferente Ia, localizado nas fibras musculares do fuso e responsável pelo monitoramento do estiramento muscular, fique ativo durante a contração e possa fornecer os sinais aferentes ao SNC (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; MANUEL; ZYTNICKI, 2011).
- **Órgão tendinoso de Golgi (OTG).** São receptores sensoriais localizados na junção entre o músculo e o tendão (junção miotendínea), cuja aferência proprioceptiva monitora a tensão muscular. São inervados pelos axônios do tipo Ib que se enroscam dentro das fibrilas de colágeno do OTG, de modo que quando o músculo se contrai ocorre um estiramento do tendão, comprimindo os axônios do OTG, o que causa disparos de potenciais de ação. O *feedback* gerado pelo OTG causa uma retroalimentação negativa no músculo para evitar o excesso de tensão, de forma que a terminação do axônio Ib realiza sinapse com interneurônios inibitórios Ib que, por sua vez, inibem o neurônio motor alfa gerador da contração muscular (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; MANUEL; ZYTNICKI, 2011).

### 1.3.2 Controle do sistema motor e da manutenção da postura

Como já mencionado, o sinal de *feedback* detectado por múltiplos receptores sensoriais são utilizados pelo SNC na estratégia do controle do movimento. Por exemplo, estes sinais permitem ao SNC agir rapidamente quando uma perturbação ocorrer na sustentação dos

músculos. Este controle de *feedback* possui um atraso devido ao tempo em que o sinal aferente sensorial chega ao SNC, além do próprio tempo de processamento e envio de uma resposta apropriada ao músculo. Porém, um outro tipo de controle se faz presente no sistema de controle do movimento: o controle de tipo *feedforward*. Este antecipa as perturbações e inicia atividade neural e muscular para contrabalancear os efeitos estimados de perturbações iminentes, de modo que estratégias antecipatórias são utilizadas nos mecanismos do sistema motor (SQUIRE *et al.*, 2008). Nota-se que o controle de rigidez de certas articulações, como a do tornozelo (dado por músculos como o gastrocnêmio lateral), apresenta padrões de ativação que sugerem prever a mudança de carga, de acordo com as oscilações do CM (GATEV *et al.*, 1999). Portanto, temos que na prática o controle de movimento deve abarcar uma combinação dos controles adaptativos do tipo *feedback* e do tipo *feedforward* (DESMURGET; GRAFTON, 2000).

Contudo, já em outros trabalhos sobre controle postural, como os de Masani *et al.* (2003) e Masani *et al.* (2006), foi observado que o sistema de controle postural na posição ereta ortostática não necessariamente precisa de mecanismos de controle *feedforward* para a manutenção do equilíbrio, de maneira que um sistema de controle de tipo PD com sinais de *feedback* é suficiente para a manutenção da estabilidade postural. Além disso, no trabalho de Elias *et al.* (2014), os autores utilizaram simulações de modelos neuromusculoesqueléticos em larga escala para estudar se o SNC na medula espinhal (com um *feedback* proprioceptivo) conseguia manter o controle postural de forma adequada; os autores também buscaram entender se os ajustes corretivos dados pelas ativações musculares pelo modelo de pêndulo invertido é contínuo durante todo o processo da manutenção do equilíbrio na posição ereta quieta. Os resultados mostraram que o sistema foi bem-sucedido na tarefa de manter o controle postural, mesmo com o sistema utilizando mecanismos da medula espinhal sem a contribuição de *feedback* ou *feedforward* de centros superiores. Também foi concluído que com um *feedback* de informação sensorial proprioceptiva contínua no Músculo Solear ocorre um controle ativo com ativações tônicas, já no Gastrocnêmio Médio e Lateral ocorre um controle intermitente com ativações fásicas.

## 1.4 Controle postural durante a postura ereta quieta

Em postura ereta quieta, o equilíbrio postural é alcançado principalmente pelo controle do balanço do corpo pela articulação do tornozelo, especialmente quando analisadas as oscilações do CM na direção AP, de modo que o CM total do corpo pode ser definido como a média ponderada de cada CM dos segmentos corporais. As participações do joelho e do quadril na estratégia da manutenção postural passam a ser mais predominantes apenas quando há perturbações consideráveis agindo contra o corpo (WINTER, 2009). Devido a

isso, o modelo das oscilações do CM no corpo, simplificado como um pêndulo invertido rotacionado em torno da articulação do tornozelo, é um método de estudo do controle postural humano bastante difundido na literatura (KOVACS; INSPERGER, 2021; MASANI *et al.*, 2014; MAURER; MERGNER; PETERKA, 2006; MORASSO; CHERIF; ZENZERI, 2019; PETERKA; LOUGHLIN, 2004)

Além disso, os estudos das oscilações posturais do corpo na postura ereta quieta empregam diferentes técnicas de análise, como a utilização de marcadores no corpo e eletromiogramas (WINTER, 2009). Contudo, neste trabalho o foco estará em uma análise cinética, a partir de simulações de modelos que utilizam a avaliação da postura ereta por plataformas de força, uma vez que diversos trabalhos de controle postural utilizam esta plataforma como instrumento de análise do CP por meio de uma técnica conhecida como posturografia (DUARTE; FREITAS, 2010). Este método consiste em observar a oscilação bidimensional do CP durante a postura ereta quieta, que inclui uma resposta neuromuscular aos desequilíbrios do CM no corpo. Portanto, a plataforma de força funciona como um sensor que mede a força resultante de reação do solo na superfície de contato dos pés ao longo do tempo (WINTER, 2009). Normalmente, as plataformas de força usam células de carga tradicionais como transdutores de força; porém, também há modelos que utilizam sensores piezoelétricos (DUARTE; FREITAS, 2010). A figura 3 mostra um exemplo de esquema de plataforma de força com quatro células de carga.

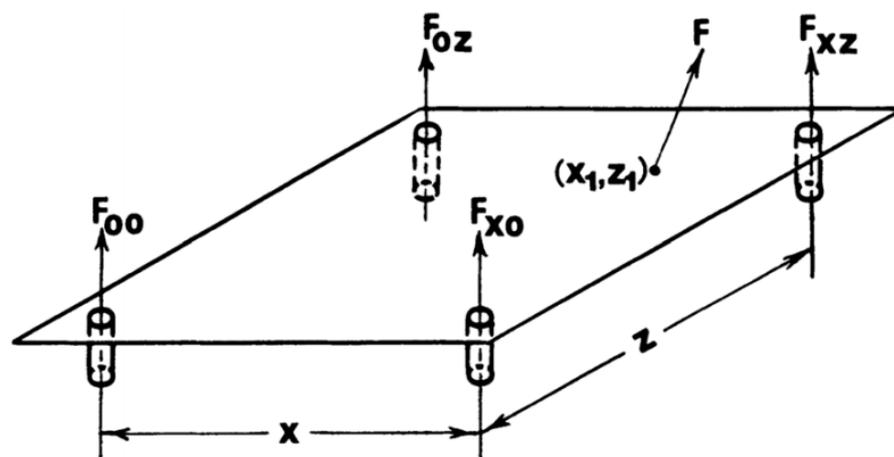


FIGURA 3 – Ilustração de uma plataforma de força que utiliza quatro transdutores, um em cada canto. Cada transdutor detecta a força vertical aplicada em uma posição  $(0,0; 0,Z; X,0$  e  $X,Z)$  e a soma dos sinais relativos aos transdutores são convertidos na localização da força resultante total  $(X_1,Z_1)$ , que corresponde ao local do CP na plataforma. (WINTER, 2009)

De acordo com a terceira lei de Newton, a força normal de reação do solo causada pela ação da força gravitacional no corpo possui direção vertical e sentido contrário. Logo, a média ponderada das forças distribuídas na área de superfície dos pés (também denominada de base de apoio) sobre a plataforma é convertida em um vetor de força resultante, sendo que sua localização na área da plataforma é o ponto do CP, este que varia continuamente ao longo do tempo. Dessa forma, o deslocamento do CP se dá através de três componentes do vetor de força resultante do solo, sendo um na direção AP, outro na direção ML e o terceiro na direção vertical (WINTER, 2009).

Nos experimentos com plataforma de força em adultos saudáveis, percebeu-se que a área de limite em que o CP se desloca (área de estabilidade) é por volta de 45% da área formada pelas laterais dos pés (área da base de suporte). Esta área de estabilidade aumenta com o afastamento dos pés, o que diminui as oscilações posturais; porém a aproximação dos pés produz o efeito contrário (DUARTE; FREITAS, 2010). A figura 4 apresenta um esquema da área de contato dos pés em uma plataforma de força e o deslocamento do CP.

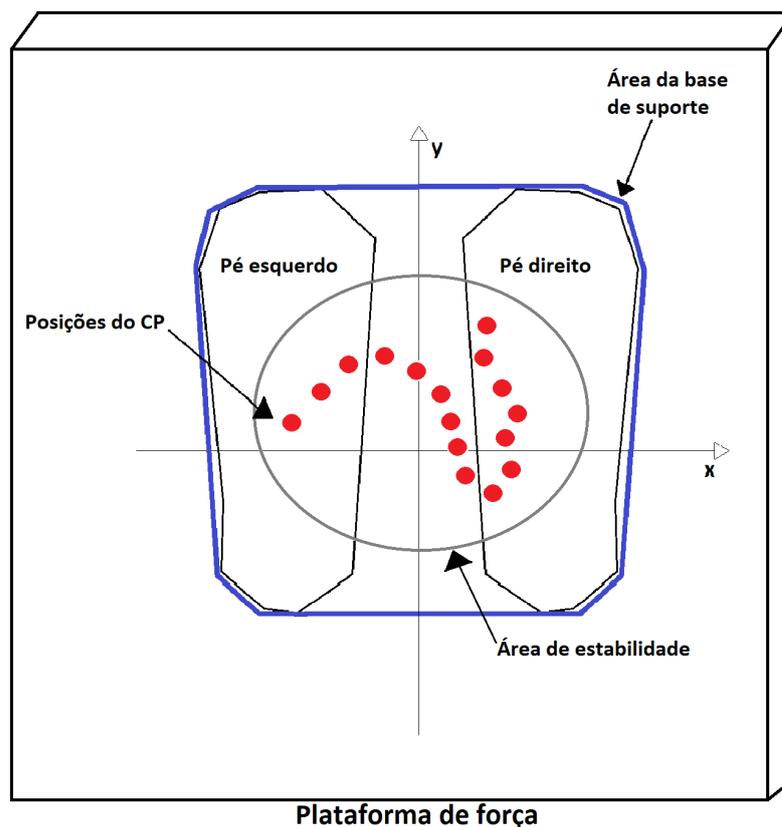


FIGURA 4 – Representação das posições do CP variando ao longo do tempo (pontos vermelhos) medidos por uma plataforma de força, sendo a direção y interpretada como a direção AP e a direção x como a ML; a área delimitada em azul corresponde a base de suporte dos pés; já a área delimitada em cinza representa a área de estabilidade a qual funciona como um limite para as oscilações do CP. Elaborado pelo autor (2021)

Na prática, a posição do CM sempre está variando aleatoriamente devido a forças de origem muscular, além de forças de perturbações contínuas, como a respiração e os batimentos cardíacos. Nesse contexto, para manter o equilíbrio postural, a posição do CM é ajustada pelo SNC com torques gerados em várias articulações (WINTER, 2009). Dessa forma, com o corpo visto em apenas um eixo, o CP deve se mover posterior ou anteriormente à projeção vertical do CM para que ocorra a redução da aceleração angular do corpo e a consequente reversão da sua velocidade angular. Porém, caso o CM se mova para fora da área da base de suporte dos pés, é possível que a malha de controle postural não consiga manter o equilíbrio na posição ereta e o sujeito necessite dar um passo para evitar cair (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010; WINTER, 2009). A figura 5 mostra com mais detalhes o cálculo do CP por plataforma de força de um sujeito na postura ereta quieta.

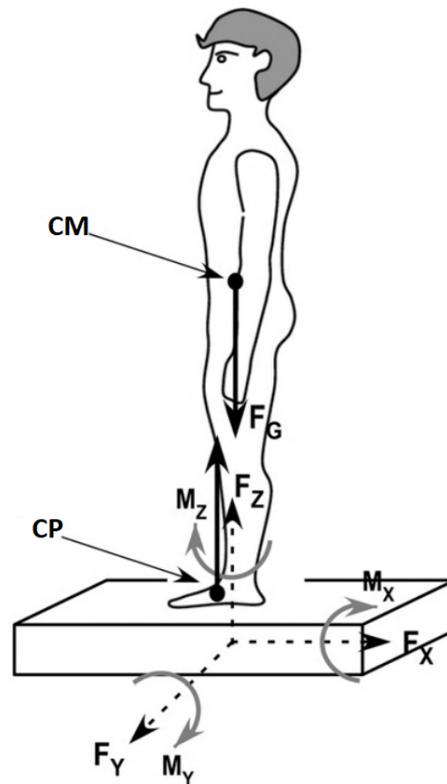


FIGURA 5 – Ilustração de um sujeito em posição ereta quieta em cima de uma plataforma de força.  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  são os componentes do vetor de força,  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$  são os componentes do vetor do momento de força, já  $F_g$  é o vetor da força de gravidade. (LATASH, 2012), adaptado pelo autor.

Portanto, de acordo com o mostrado na figura 5, um sujeito que está imóvel em cima de uma plataforma de força e em posição ereta ortostática produz uma força normal que corresponde ao seu peso. Dessa forma, os parâmetros dos sinais do CP que caracterizam a oscilação postural podem ser avaliados por um estabilograma, ou seja, uma série temporal do mapa do CP, obtido pela plataforma de força, de acordo com a direção analisada (AP ou ML), ou mesmo pela junção dos sinais obtidos nas direções AP e ML (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010; DUARTE; FREITAS, 2010). A partir dos valores obtidos pela plataforma de força, devido a atuação da força de reação do solo, pode-se determinar a posição do CP pelas seguintes equações: adotando  $F_z$  como a força vertical aplicada pelo corpo;  $M_x$ ,  $M_y$  sendo os resultantes de momentos nas direções AP e ML e  $F_x$  e  $F_y$  representando os resultantes de força nas direções AP e ML, respectivamente, temos que

$$X_{cp} = \frac{-M_y + F_x}{F_z} \quad (1.1)$$

$$Y_{cp} = \frac{M_x + F_y}{F_z} \quad (1.2)$$

Portanto,  $X_{cp}$  é a posição do CP na direção AP e  $Y_{cp}$  a posição na direção ML (DUARTE; FREITAS, 2010). Além disso, os valores obtidos pela plataforma de força podem ser utilizados para estimar o deslocamento da projeção do CM no plano horizontal (LATASH, 2012). Sabendo que a massa de um sujeito na posição ereta ortostática pode ser medida por  $F_z = mg$ , tem-se pela segunda lei de Newton que

$$F_{X,Y} = m \cdot A_{X,Y} \quad (1.3)$$

Sendo  $F$  a força,  $A$  a aceleração e  $m$  a massa. Sendo assim, a figura 6 mostra um exemplo de estabilograma em apenas uma direção, obtido por plataforma de força durante a postura ereta quieta. Já a figura 7 apresenta um estabilograma de um indivíduo em 2D traçado a partir dos sinais do CP nas direções AP e ML ao longo do tempo em que um sujeito permaneceu em pé sobre uma plataforma de força.

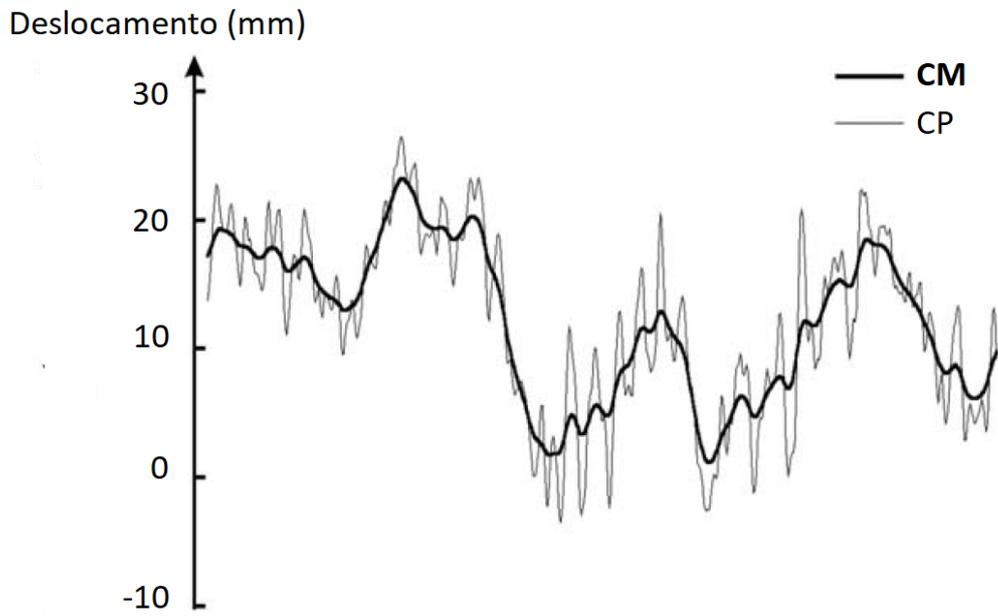


FIGURA 6 – Padrão de oscilação postural na direção AP apresentando os sinais de oscilação do CP e CM ao longo do tempo. (BASZCZYK, 2008), adaptado pelo autor.

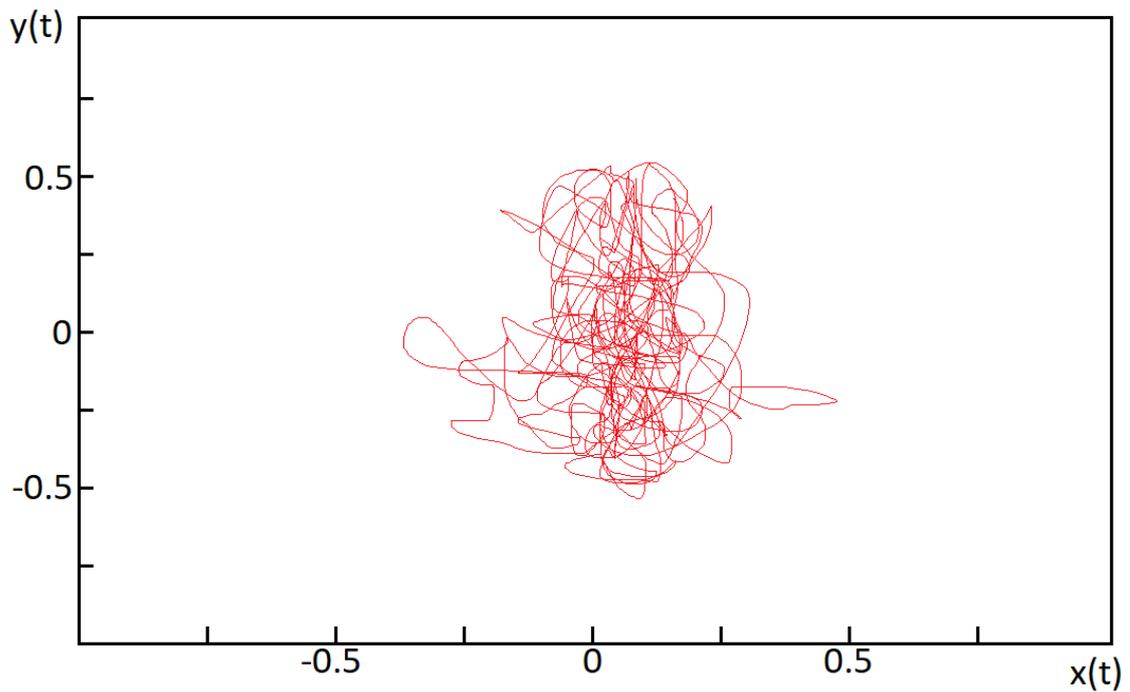


FIGURA 7 – Exemplo de estabilograma meramente ilustrativo mostrando a trajetória do CP nas direções AP (y) e ML (x) durante um tempo t. As unidades de x(t) e y(t) são centímetros. Elaborado pelo autor (2021).

Como pode ser observado no estabilograma da figura 6, o sinal do CP é mais ruidoso do que do CM, devido a ativação muscular na manutenção da postura. A mensuração experimental da trajetória do CM é comumente mais complexa do que a do CP, empregando-se sistemas de vídeo para mensurar as oscilações do CM. Contudo, a análise simultânea do movimento do par CM-CP mostra que o CP parece "acompanhar" o sinal do CM, como se estivessem virtualmente em fase; desse modo, os *overshoots* ou *undershoots* do sinal do CP (com valores superiores ou inferiores ao do CM) representam as ativações dos músculos da perna que geram os torques corretivos no tornozelo, com o objetivo de desacelerar e inverter o sentido da trajetória do CM e controlar suas oscilações, mantendo o corpo em equilíbrio postural (BORG *et al.*, 2005; MORASSO; SCHIEPPATI, 1999; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010; WINTER, 2009).

Ademais, ressalta-se que as medidas do par CM e CP variam também de acordo com as características antropométricas de cada indivíduo, como a altura e massa corporal (DUARTE; FREITAS, 2010). Por isso, como será descrito mais adiante, todas as simulações serão padronizadas com os mesmos valores antropométricos para evitar erros na interpretação dos valores posturográficos. Outra padronização importante de se ressaltar é que, normalmente em um sujeito em condições de postura ereta quieta, o ângulo da linha imaginária que vai do CM à articulação do tornozelo, na direção AP, é de 3 a 4 graus à frente em relação à vertical. Contudo, para a simplificação das análises dos resultados, nas simulações dos sistemas com modelos matemáticos de pêndulo invertido as referências iniciais do ângulo do pêndulo em relação a vertical é de 0 grau.

## 1.5 Hipótese do Trabalho

Nos modelos computacionais elaborados por Masani *et al.* (2003), Masani *et al.* (2005) e Maurer e Peterka (2004), os autores obtiveram resultados adequados ao controle do pêndulo invertido em uma faixa de valores dos ganhos de um controlador PD, o qual simula o controle neural no torque regulador do tornozelo. Com o processo de acréscimo das informações proprioceptivas do *feedback* de aceleração e de predição ao sistema, com base nos achados de Dimitriou e Edin (2008 e 2010) e Dideriksen e Negro (2021), pode-se gerar como resultado uma faixa maior de valores dos parâmetros dos ganhos do controlador PD em que o pêndulo não caia, além de valores em que, além de manter a estabilidade do pêndulo, a saída do CP possua valores de Desvio Padrão (DP) similares aos de experimentos com humanos encontrados na literatura.

Portanto, o desenvolvimento deste projeto é composto pelas seguintes etapas:

- I. Produção de um modelo de sistema de controle que descreve a postura ereta humana,

com base em Masani *et al.* (2003) e Maurer e Peterka (2004), com o corpo representado por um modelo de pêndulo único invertido com controlador PD, de forma que fornece uma saída representando as oscilações do ângulo do CM e outra saída caracterizando o deslocamento horizontal do CP na direção AP. Neste trabalho, este modelo foi denominado de "modelo clássico" devido a sua constância na literatura.

- **II.** Um segundo modelo adapta o realizado na primeira etapa, no sentido de inserir um controlador preditivo e adaptativo com base nos achados de Dimitriou e Edin (2008 e 2010) e Dideriksen e Negro (2021), com o objetivo de analisar a hipótese de que existe uma realimentação preditivo que antecipa a informação da velocidade angular do pêndulo e uma realimentação de aceleração que são produzidas graças às saídas do FM dos músculos da perna durante a manutenção da postura. Este segundo modelo também foi analisado com a introdução de apenas uma das variáveis adicionais proprioceptivas, com o objetivo de verificar quais as contribuições individuais que cada uma das novas variáveis geram no sistema.
- **III.** Os resultado do caso A (modelo clássico de estabilização do pêndulo) e do caso B (modelo com *feedback* de aceleração e preditivo) foram avaliados por uma metodologia de análise de sensibilidade que utilizou os ganhos do controlador PD e do *feedback* de aceleração e de predição como parâmetros para as análises, por meio de simulações Monte Carlo feitas no Matlab. Assim, obteve-se um conjunto de valores dos ganhos que resultaram, como saída do sistema, em diferentes séries temporais do CP que conseguem manter a estabilidade do pêndulo durante as simulações. Em paralelo a isto, os PSDs das saídas (CP's) dos dois modelos foram investigados para verificar se havia semelhança entre os espectros dos sinais simulados e os achados na literatura.
- **IV.** Por fim, os dados observados de cada caso foram usados para a geração de tabelas e gráficos de dispersão e contorno que, por meio de análises comparativas entre si e entre a literatura que utiliza sistemas computacionais parecidos, foram verificadas quais as contribuições do acréscimo das novas informações proprioceptivas ao modelo. Entre as análises de melhoria de robustez do sistema, verificou-se os subconjuntos de valores dos ganhos  $K_p$  e  $K_d$  que ainda mantinham a estabilidade do pêndulo ou que possuísem um desvio padrão do CP dentro de uma faixa de valores próxima ao encontrado em humanos, além dos valores máximos e mínimos na qual o ângulo do CM e do deslocamento do CP atingiram em cada caso.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 Modelo matemático do pêndulo invertido único

Os métodos de modelagem do controle motor humano permitem analisar diferentes padrões comportamentais do corpo, como momentos de força em segmentos corpóreos e ativações musculares (TODOROV, 2004). Como já mencionado, o método de análise da comparação do CP e CM na posição ereta quieta considera o modelo do corpo como um pêndulo único invertido. Neste modelo, todos os segmentos do corpo acima da articulação do tornozelo são interpretados como um único segmento total do corpo contendo um CM, além de que os pés são simplificados em apenas uma única base de suporte fixa. Embora não sejam representadas neste modelo as articulações do joelho e quadril, sabe-se que estas articulações também participam no controle das oscilações posturais; contudo, diversos trabalhos expõem que o pêndulo único invertido se mostra útil para análises da postura ereta quieta (BUNDERSON *et al.*, 2010; MORASSO *et al.*, 1999; MORASSO; CHERIF; ZENZERI, 2019; PETERKA, 1995).

Portanto, neste modelo os movimentos de oscilação do CM em uma direção (AP) são interpretados como o movimento para um lado e para o outro do pêndulo, sob a ação da força da gravidade que é compensada pelo efeito estabilizador dos músculos da perna gerado pelo SNC (MORASSO; CHERIF; ZENZERI, 2019). Assim, as oscilações do CP e da projeção vertical do CM à base do pêndulo permanecem na ordem dos centímetros, de forma que as frequências no espectro de CM costumam ser menores do que 1 Hz (ISHIDA; MIYAZAKI, 1987). Além disso, sabe-se que a amplitude das oscilações aumentam com a redução do *feedback* sensorial, como o fechamento dos olhos (ELIAS; WATANABE; KOHN, 2014; MAURER; MERGNER; PETERKA, 2006; PETERKA; LOUGHLIN, 2004). A ilustração da figura 8 apresenta as variáveis a serem analisadas no modelo de pêndulo invertido.

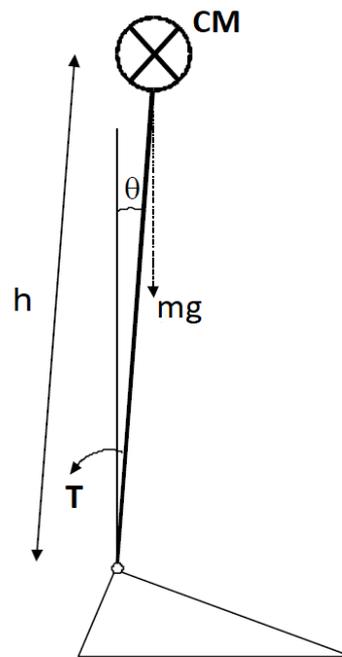


FIGURA 8 – Ilustração do pêndulo invertido humano no plano sagital. A inclinação do pêndulo produz um ângulo  $\theta$  em relação à linha vertical; o peso  $mg$  possui sentido vertical e para baixo do CM;  $T$  é o torque na articulação do tornozelo realizada pelos músculos e  $h$  é a distância do CM até à articulação do tornozelo. Fonte: (LORAM, 2002), adaptado pelo autor.

Desse modo, de acordo com os trabalhos de Morasso e Schieppati (1999) e Masani *et al.* (2003), o torque gravitacional agindo no pêndulo é

$$mgh.\text{sen}(\theta) \quad (2.1)$$

Sendo  $m$  a massa,  $g$  a aceleração da gravidade,  $h$  a distância do CM à base do pêndulo e  $\theta$  o ângulo vertical do pêndulo. Este torque possui sentido oposto à gravidade, de modo que, adotando  $I$  como o momento de inércia do segmento do corpo em relação à articulação do tornozelo e  $\ddot{\theta}$  a aceleração angular do CM, temos que a equação de movimento do modelo do pêndulo invertido é

$$I\ddot{\theta} = mgh.\text{sen}(\theta) + T \quad (2.2)$$

Para ângulos pequenos a equação 2.2 torna-se

$$I\ddot{\theta} = mgh.\theta + T \quad (2.3)$$

A equação 2.3 representa a dinâmica do pêndulo invertido (MASANI *et al.*, 2003). Desse modo, sem o controle corretivo do torque ( $T = 0$ ) haverá uma instabilidade no pêndulo,

o que resultará em queda (PETERKA, 1995). Portanto, o torque corretivo realizado no tornozelo deve variar com o ângulo vertical do pêndulo para prevenir a queda (LORAM, 2002; WINTER *et al.*, 1998). Dessa forma, a transformada de Laplace da equação 2.3 é dada por

$$Is^2\theta(s) = mgh\theta(s) + T(s) \quad (2.4)$$

sendo  $s$  a variável da transformada de Laplace. Ajustando a equação, a função de transferência é

$$\frac{\theta(s)}{T(s)} = \frac{1}{Is^2 - mgh} \quad (2.5)$$

Dessa maneira, a função de transferência caracteriza a relação de entrada e saída de do sistema do pêndulo invertido (OGATA, 2011). Ademais, para satisfazer a condição de equilíbrio postural, supõe-se que

$$T + mgu \approx 0 \quad (2.6)$$

em que  $u$  é a posição do CP no plano horizontal na direção AP em relação à posição da articulação (origem do eixo). A equação 2.6 mostra que há uma relação do torque do tornozelo, causado pelas atividades musculares corretivas no equilíbrio postural, e a posição do CP. Dessa forma, da equação 2.2 e 2.6 têm-se que

$$u \approx h\text{sen}(\theta) - \frac{I\ddot{\theta}}{mg} \quad (2.7)$$

Adotando  $y$  como projeção da posição do CM no plano horizontal ( $y = h\text{sen}(\theta)$ ), a equação para descrever o deslocamento  $u$  do CP é

$$u \approx y - \frac{I\ddot{\theta}}{mg} \quad (2.8)$$

Portanto, o mecanismo ativo da geração de torques corretivos no tornozelo para compensar o deslocamento do CM resulta em variações no CP, como apresentado na figura 6, que podem ser simulados durante a estabilização do modelo do sistema do pêndulo invertido.

## 2.2 Modelo computacional do pêndulo invertido clássico

Neste trabalho, os modelos matemáticos para a simulação do controle postural humano utilizam o *software* Simulink, desenvolvido pela empresa Mathworks, como programa para a geração de diagrama de blocos, de modo que os dados dos sinais temporais resultantes do modelo podem ser utilizados no *software* Matlab, desenvolvido pela mesma empresa. O programa Simulink funciona através da interconexão de blocos, de modo que a programação combina as formas gráficas com textos, o que permite uma facilidade e flexibilidade em seu uso. A escolha deste programa se deve pela sua praticidade em realizar modelos de simulações dinâmicas, além de que as análises dos parâmetros podem ser feitas a partir da transferência dos dados para rotinas escritas no Matlab.

Em alguns modelos matemáticos do sistema de pêndulo invertido para controle postural na literatura, há um sistema de controle com *feedback* PID (Proporcional-Integral-Derivativo) que representa o sistema nervoso controlando as ativações musculares que geram torques corretivos utilizando os sinais de *feedback* dos receptores sensoriais, por exemplo, os proprioceptivos (PETERKA, 2000; PETERKA, 2002; PETERKA, 2003). O bloco da função de transferência do controlador PID pode ser definido matematicamente como

$$Gn = sK_d + K_p + \frac{K_i}{s} \quad (2.9)$$

sendo  $s$  a variável da transformada de Laplace,  $K_d$  o ganho derivativo (em N.m.s/grau),  $K_p$  o ganho proporcional (em N.m/grau),  $K_i$  o ganho integrativo (em N.m/s.grau). Sendo assim,  $K_d$  é o fator que controla o amortecimento do sistema, já a constante  $K_p$  é relacionada ao sinal de erro da posição angular e o ganho integral  $K_i$  atenua o erro em regime estacionário (PETERKA, 2000; MEZZARANE; KOHN, 2008). Contudo, diversos autores descartam o ganho integrativo do sistema de controle por simplificação do sistema, já que o ganho é desprezível em face à ação das demais variáveis de realimentação (BORG *et al.*, 2005; KOVACS; INSPERGER, 2021; MASANI *et al.*, 2003; MASANI *et al.*, 2008; MORASSO; CHERIF; ZENZERI, 2019). Além disso, resultados prévios também mostraram que o ganho integrativo não apresentou melhora nas variáveis analisadas, por isso o controlador será do tipo PD neste trabalho, da mesma maneira que os modelos apresentados por Masani *et al.* (2014) e Maurer e Peterka (2004).

Também foram adicionadas ao modelo duas entradas de distúrbio ao sistema, correspondentes aos ruídos sensorial e motor. Ambos os distúrbios são ruídos Gaussianos limitadas de banda gerados ao se passar ruído branco por um filtro passa-baixa de primeira ordem, de acordo com o trabalho de Maurer e Peterka (2004). Além disso, no modelo de Masani *et al.* (2003) e Masani *et al.* (2005), os autores inseriram dois atrasos no tempo ( $\tau$ ), equivalentes

ao atraso do *feedback* sensorial e ao neuro-mecânico. Os valores somados dos dois atrasos variam entre 100 e 250 ms, sendo estimados com base em resultados experimentais de diversos trabalhos (MAURER; PETERKA, 2004; MASANI *et al.*, 2003; PETERKA, 1995; PETERKA; LOUGHLIN, 2004).

Portanto, os valores atribuídos ao atraso denotado por  $\tau$  nas simulações correspondem ao atraso sensorial devido ao tempo da informação sair dos proprioceptores em direção ao SNC, mais o processamento, o tempo de comando do SNC durante o processo de tomada de decisão e a transmissão do comando para os músculos da perna, de modo a atuarem no torque corretivo do tornozelo. Por fim, neste trabalho foi escolhido adotar a estratégia de manter apenas um  $\tau$  total que corresponde à soma dos atrasos sensorial e neuro-mecânico, da mesma maneira ao apresentado no trabalho de Maurer e Peterka (2004) e Masani *et al.* (2014). Logo, a partir da equação 2.2, a nova equação de movimento com controlador PD e atraso no tempo será

$$I\ddot{\theta}(t) + K_d\dot{\theta}(t - \tau) + K_p\theta(t - \tau) = mgh.\text{sen}(\theta) + T \quad (2.10)$$

Dessa maneira, um primeiro modelo de sistema de controle simplificado do movimento do pêndulo invertido foi feito em diagrama de blocos do Simulink, com base no modelo do trabalho de Masani *et al.* (2003), como o mostrado na figura 9. Neste diagrama, os autores incluíram as características que o controle pelo SNC utiliza na estratégia da manutenção do equilíbrio, de acordo com o *feedback* sensorial.

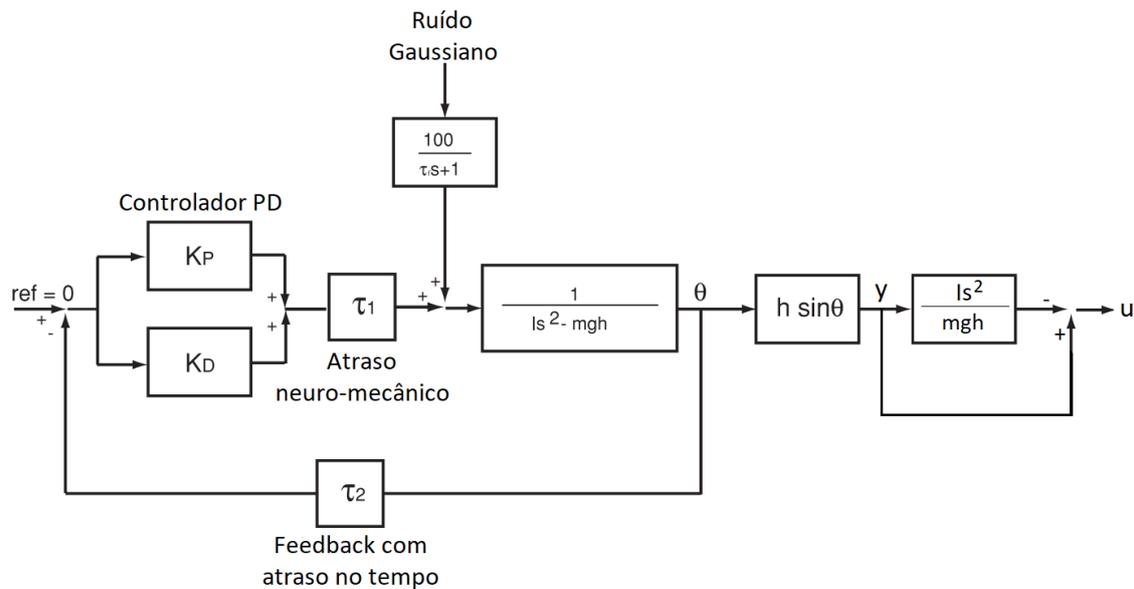


FIGURA 9 – Diagrama de blocos de um modelo de sistema de pêndulo invertido para controle postural. As saídas do sistema fornecem séries temporais correspondentes à oscilação do pêndulo ( $\theta$ ), a projeção horizontal do deslocamento do CM ( $y$ ) e o deslocamento do CP ( $u$ ). Fonte: (MASANI *et al.*, 2003), adaptado pelo autor.

Sendo assim, Masani *et al.* (2003) defendem que o controlador PD com *feedback* consegue manter com certa estabilidade o pêndulo invertido no modelo e, dessa forma, o sistema proposto explica de maneira satisfatória alguns dos princípios básicos do controle postural. Outros autores, como Peterka (2000, 2002, 2003) e Morasso *et al.* (2019), embora apresentem algumas alterações no modelo biomecânico dinâmico em seus trabalhos, também corroboram esta ideia.

Contudo, ainda nos trabalhos com modelos posturais, Elias *et al.* (2014) afirmam que há dificuldade na representação de atividades fisiológicas, por meio de modelos de controladores PD, para simular o desempenho do SNC no controle motor devido a sua complexidade. Nesse sentido, para expandir o realismo fisiológico no modelo matemático, algumas características do controlador são propostas para serem adicionadas ao sistema, de forma que este se torne mais robusto e, potencialmente, mais de acordo com a fisiologia do sistema de controle postural humano.

Diante disso, decidiu-se que algumas variáveis fisiológicas deveriam ser inseridas no sistema, com base em dados fisiológicos da literatura. Assim, temos que a variável  $k$  é associada a um componente elástico de resistência (em Nm/grau), enquanto  $\dot{b}$  representa uma resistência associada a viscosidade (em Nm s/grau). A função destes componentes é simular a contribuição de um torque passivo que ocorre sem atraso no tempo, concordando com o trabalho de Chiba *et al.* (2016), Loram (2002) e Peterka (2002). Dessa maneira, a incorporação destas variáveis ao modelo modificam a equação 2.10, de modo que a nova

equação torna-se:

$$I\ddot{\theta}(t) + K_d\dot{\theta}(t - \tau) + K_p\theta(t - \tau) = mgh.\text{sen}(\theta) + T_m - k\theta - b\dot{\theta} \quad (2.11)$$

Os valores das variáveis  $k$  e  $b$  neste trabalho foram estimados de acordo com o verificado nos trabalhos de Loram (2002) e Winter *et al.* (1998), sendo  $k = 10.3$  Nm/grau e  $\dot{b} = 0.061$  Nm s/grau para um sujeito com massa ( $m$ ) igual a 76 kg e altura do tornozelo até o centro de massa ( $h$ ) de 0,87 m. Além disso, o filtro passa-baixa de primeira ordem que gera o ruído não branco pode ser descrito em notação de Laplace com a seguinte fórmula

$$\frac{K}{\tau_f \cdot s + 1} \quad (2.12)$$

em que  $K$  é o ganho do filtro passa-baixa,  $\tau_f$  é a constante de tempo e  $s$  a variável de Laplace. O ruído passa-banda é o torque de perturbação usado em todas as simulações deste trabalho e, como mencionado no trabalho de Maurer e Peterka (2004), o objetivo do filtro é gerar oscilações semelhantes ao de experimentos com humanos, de modo que não há um valor exato para a constante de tempo  $\tau_f$  pois as oscilações variam entre experimentos e, além disso, valores maiores de  $\tau_f$  podem ser compensados por valores de ganho maiores.

Dessa forma, escolheu-se valores próximos ao filtro passa-baixa apresentado no modelo de Peterka (2000), sendo o ganho do filtro  $K = 1000$ , a constante de tempo do filtro  $\tau_f = 40$  s. Assim, as novas variáveis são inseridas no diagrama de blocos adaptado de Masani *et al.* (2003), como mostrado na figura 10.

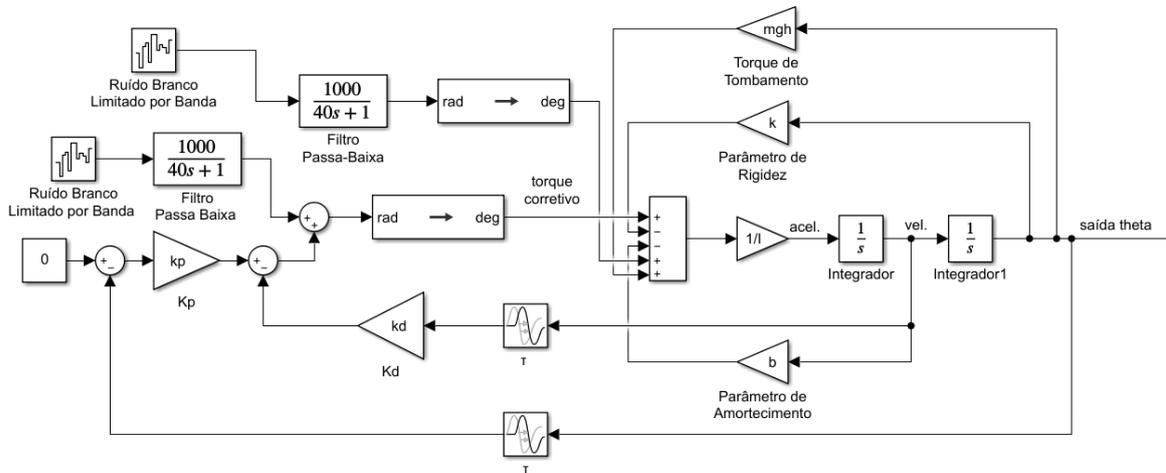


FIGURA 10 – Modelo em diagrama de blocos com *feedback* de entradas sensoriais com controlador PD que fornece torque corretivo na junta do tornozelo (base do pêndulo invertido), com atraso no tempo, para manutenção da postura. Elaborado pelo autor (2022).

Pelo modelo clássico apresentado neste subcapítulo, o torque corretivo ( $T$ ) controla o pêndulo e mantém as oscilações estáveis para que o pêndulo não caia, de forma que  $T$  é gerado após um atraso no tempo do *feedback*. Um sistema com *feedback* reage a mudanças da saída realimentada em relação a um *setpoint*, também denominada de "referência" do sistema. No modelo (figura 10), o *setpoint* é o valor do ângulo de referência igual a 0 ( $\theta_{ref}$ ).

Já o bloco  $\tau$  indica o atraso de tempo total no sistema de malha fechada, igual a 120 ms, que representa a soma dos dois atrasos (sensorial e neuro-mecânico), como mencionado anteriormente. Além disso, as adições das perturbações ao sistema contribuem para as contínuas variações da oscilação postural. Por consequência, o modelo gera torques corretivos, por meio do controlador PD, para se contrapor às oscilações posturais e à tendência de queda do modelo de pêndulo invertido.

Além disso, como mostrado na figura 10, dois blocos de conversão de ângulo foram inseridos no modelo para que a saída de  $\theta$  seja dada em graus ao invés de radianos, como será apresentado no capítulo de Resultados. Também ressalta-se que o início da alça que liga o ganho  $Kd$  é conectada entre os integradores do modelo do pêndulo, pois assim evita-se a adição de um bloco derivativo, que aumentaria o ruído do sistema. Outro destaque importante no modelo é a presença de mais um bloco de atraso no tempo  $\tau$  antes no ganho  $Kd$ . Este bloco representa o mesmo atraso total do sistema, mas foi duplicado apenas para que o *feedback* que chega ao ganho  $\tau$  também possua o mesmo atraso de 120 ms.

Assim, no modelo clássico representado pela figura 10, os valores padronizados dos parâmetros de um homem adulto para este modelo são, de acordo com Masani (2003),  $I = 77 \text{ kgm}^2$ ,  $m = 76 \text{ kg}$  e  $h = 0.87 \text{ m}$ , além da aceleração da gravidade que é aproximadamente  $g = 9.8 \text{ m.s}^{-2}$ . O valor de  $I$  foi definido de acordo com o valor aproximado da equação de momento de inércia

$$I = \frac{4}{3}mh^2 \quad (2.13)$$

Também temos que os ganhos proporcional e derivativos são  $Kp = 19.5 \text{ N.m/grau}$  e  $Kd = 4.5 \text{ N.m.s/grau}$ . Estes valores fixos dos ganhos do controlador PD são com base no trabalho de Peterka (2000). Contudo, há faixa de valores para os ganhos de  $Kp$  e  $Kd$  que permite com que esses valores sejam modificados no modelo sem que o pêndulo caia ou que a saída do CP possua valores de DP muito diferentes das encontradas na literatura. Os valores desta faixa do DP será discutida mais adiante.

Por fim, a saída do sistema é o ângulo de oscilação postural ( $\theta$ ) na direção AP. Porém, pela equação 2.8, também pode ser implementado o deslocamento do CP ( $u$ ) no plano horizontal (na direção AP). No diagrama de blocos, a saída do CP é gerada como mostrado na figura 11. Dessa maneira, utilizou-se as equações apresentadas neste subcapítulo para geração do modelo de diagrama de blocos e foram computados os sinais de saída do  $\theta$  e do CP a uma taxa de amostragem de  $100.\text{s}^{-1}$  durante simulações de 30 segundos.

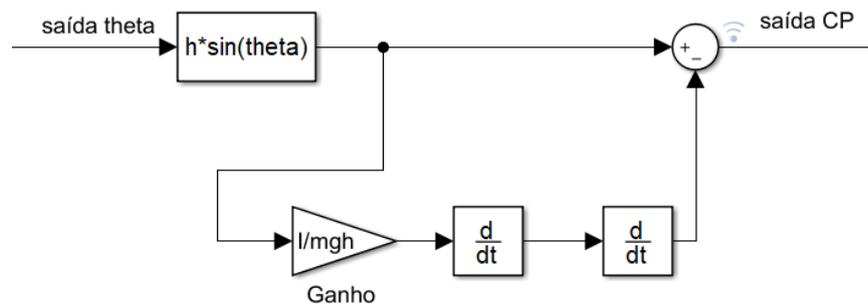


FIGURA 11 – Diagrama de blocos feito para gerar como saída uma série temporal correspondente ao deslocamento horizontal do CP. Elaborado pelo autor (2022).

### 2.3 Modelo com *feedback* de aceleração e controle preditivo

Em Blum *et al.* (2017), os autores coletaram dados das respostas dos aferentes Ia dos FM durante perturbações de alongamento na musculatura do tríceps sural em gatos. Foram medidas variáveis de saída dos FM relacionadas a força e comprimento muscular e a pesquisa mostrou que as variações da aceleração muscular são proporcionais a um aumento de disparos aferentes Ia dos FM quando músculos passivos são alongados.

Devido a esses achados fisiológicos, em um segundo modelo do controle postural foi adicionada uma variável que considera uma realimentação, com ganho  $Ka$ , da aceleração angular do pêndulo que deriva da existência de um *feedback* sensorial da aceleração do estiramento muscular, conforme mensurado pelos FM. O ganho  $Ka$  é um parâmetro incomum na literatura dos modelos biomecânicos de controle postural, mas possui base fisiológica visto que os FM fornecem informação ao SNC acerca da cinética muscular (BLUM *et al.*, 2017).

Além disso, no trabalho de Morasso *et al.* (1999) os autores discutem que o controle postural deve dispor de compensações aos atrasos de transmissão das informações sensoriais ao SNC e seu processamento, para que ocorra uma estabilização da postura, de modo que se faz necessário um mecanismo antecipatório em um modelo interno. Após duas décadas da

publicação do trabalho, a hipótese do mecanismo antecipatório do controle postural ainda não está completamente elucidada (BORG *et al.*, 2005; DIDERIKSEN; NEGRO, 2021).

Contudo, os achados de Dimitriou e Edin (2008 e 2010) e os resultados das simulações do trabalho recente de Dideriksen e Negro (2021) corroboram a hipótese de que o avanço de fase da atividade do *feedback* aferente dos axônios Ia (em que se manifesta avanço de fase da atividade do neurônio motor gama em relação às atividades dos neurônios motores alfa) resulta em um modelo de controle de tipo *feedforward* na atividade da contração muscular pelo SNC, que prediz o estado cinemático futuro do músculo durante atividades motoras.

Em vista disso, a estratégia dada pelo SNC no controle de tipo *feedforward* na manutenção da postura ainda é debatida, uma vez que a maneira como o SNC prevê a posição do corpo ainda não é bem compreendida (MASANI *et al.*, 2003). Dessa maneira, embora os resultados dos experimentos de Dimitriou e Edin (2008 e 2010) tenham sido analisados para os músculos dos membros superiores, a hipótese do presente trabalho se refere ao mesmo tipo de estratégia de controle para os músculos dos membros inferiores, de modo que acreditamos que a predição cinemática dos músculos possui impacto na manutenção do equilíbrio postural pelo SNC. Diante disso, após a modelagem, simulação e obtenção dos dados resultantes do sistema de controle do primeiro caso (controle com *feedback* clássico), a próxima etapa foi modelar o sistema de controle postural com mecanismos preditivos para gerar comandos motores do estado cinemático futuro no controle das oscilações do pêndulo invertido, além de inserir uma alça com *feedback* de aceleração no modelo, com base nos achados de Blum *et al.* (2017).

Portanto, como mencionado anteriormente, o controle preditivo dado pelos FM antecipa a posição dos segmentos do corpo e prepara uma resposta de acordo, de forma que este controle compensa o atraso de tempo presente no controle por *feedback* clássico que ocorre devido a velocidade da condução de ida e volta da informação e de seu processamento pelo SNC. Este modelo dinâmico de controle neuromuscular da postura ereta quieta com *feedback* proprioceptivo visa estudar a margem de estabilidade do sistema do pêndulo invertido, utilizando os comportamentos preditivos dos FM.

Dessa maneira, assim como no sistema de controle com *feedback* clássico de tipo PD, o objetivo do controle com *feedback* preditivo é manter um controle das oscilações posturais do pêndulo invertido, mesmo com as contínuas perturbações ao sistema. Em geral, o objetivo do controle preditivo em um modelo computacional é manipular a trajetória futura de um sinal de entrada para otimizar a saída do sistema em um certo limite de tempo (denominado "janela de predição") (WANG, 2009).

No modelo do trabalho, a janela de predição  $\Delta$  está de acordo com os experimentos de Dimitriou e Edin (2008 e 2010), com o valor mais conservador de 100 ms no futuro. Além

disso, como não há mais detalhes na literatura a respeito dos mecanismos antecipatórios do FM no equilíbrio postural humano, escolheu-se um preditor ideal para o sistema com um ganho  $Kd_2$  e uma entrada com o valor de *setpoint* igual a 0, o qual equivale à posição inicial do ângulo do pêndulo com a vertical. Na figura 12 é apresentado o modelo em diagrama de blocos com a adição dos *feedback* de aceleração e predição.

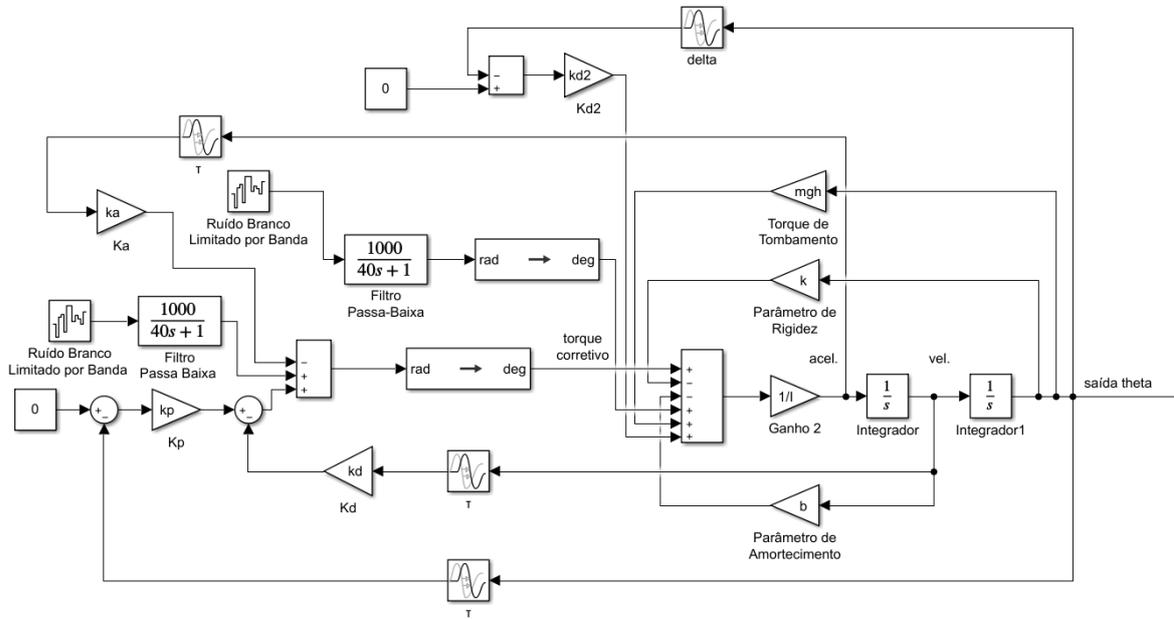


FIGURA 12 – Modelo em diagrama de blocos que possui, além do *feedback* de entradas sensoriais com controlador PD, os *feedback* de aceleração e predição do sistema. Elaborado pelo autor (2022).

Desse modo, a alça correspondente ao *feedback* de aceleração sai da alça correspondente à segunda derivada do sinal  $\theta$  do pêndulo, o que equivale à própria aceleração angular do CM com a vertical. Novamente, essa escolha foi feita com o objetivo de minimizar o ruído no sistema. Além disso, a alça de entrada do controle preditivo do modelo vem da saída  $\theta$  e o valor da janela de predição  $\Delta$  é de 100 ms.

Além disso, os valores para os ganhos  $Ka$  e  $Kd_2$  foram estimados de forma que a saída do CP apresente valores de DP próximos aos dos experimentos com humanos na literatura, como abordado no próximo subcapítulo. Por fim, como mencionado no capítulo anterior, a hipótese da melhora de robustez do sistema, com a adição das novas variáveis proprioceptivas, estará correta se ocorrer um acréscimo na margem de valores das variáveis do controlador PD com a introdução dos mecanismos preditivos e de realimentação da aceleração do pêndulo. Ademais, os ganhos  $Ka$  e  $Kd_2$  não devem requerer alta precisão, já que a melhoria de robustez em  $Kp$  e  $Kd$  deve ocorrer em conjunto uma faixa grande para os novos ganhos  $Ka$  e  $Kd_2$ . O método para descobrir estas faixas de valores será descrito no próximo subcapítulo.

## 2.4 Metodologia da análise dos resultados

Após obter as saídas das simulações dos modelos descritos, em forma de séries temporais de 30 segundos, foi realizada uma metodologia de análise para verificar o impacto da adição das novas variáveis do segundo caso (mecanismos preditivos e *feedback* da aceleração), de modo que procura-se estudar a melhora da robustez do sistema quando comparada com o modelo clássico com apenas o controlador PD. De maneira específica, deseja-se conferir a restrição na faixa de valores das variáveis dos ganhos proporcional e derivativo do modelo clássico e compará-la com a faixa de valores para o caso do modelo com a adição dos novos *feedbacks* dos proprioceptores, além de conferir os valores na solução ótima para os parâmetros em aberto: os ganhos do *feedback* de aceleração ( $Ka$ ) e do controle preditivo ( $Kd_2$ ).

Portanto, dois métodos de análise da qualidade da simulação foram propostos. O primeiro observa apenas a faixa de valores dos parâmetros que mantém o pêndulo estável, enquanto o segundo busca por uma faixa de valores mais estreita que corresponde aos valores em que o DP do CP fica próximo ao de experimentos com sujeitos adultos saudáveis. Desse modo, para definir os valores no qual o DP é aceitável na análise, utilizou-se os dados por comunicação pessoal com Felipe Fava de Lima (2020). Os dados de Lima mostraram uma faixa de DP que varia de 2,69 a 5,38 mm (com média de 4,03 mm) em experimentos com 13 sujeitos em postura ereta ortostática utilizando plataforma de força. Estes dados se aproximam de outros encontrados na literatura, como no trabalho de Maurer e Peterka (2004), no qual os autores verificaram que o DP do CP dos experimentos variou em uma faixa de 2,28 e 5,36

milímetros, com média de 3,82. Portanto, pelos valores apresentados, decidiu-se que a faixa de valores correspondentes ao DP máximo e mínimo aceito para seres humanos é de 5,4 e 2,3 milímetros, respectivamente.

Assim, com os critérios para a análise estabelecidos, foi realizada uma varredura na faixa de valores dos parâmetros  $Kd, Kp, Ka$  e  $Kd_2$  utilizando o método Monte Carlo de simulação. Este método consiste em utilizar valores gerados aleatoriamente para produzir um número de simulações, iguais à quantidade de valores gerados, a fim de avaliar o resultado das simulações. Nesse sentido, o objetivo deste método é fornecer distribuições de valores dos parâmetros estudados para analisar em qual faixa desses valores ocorre a estabilidade do pêndulo e, depois, verificar dentro dessa faixa quais são os valores que possuem um sinal de saída do CP com DP próximo ao dos valores experimentais.

Portanto, pela hipótese da melhoria da robustez do sistema, as simulações de Monte Carlo forneceriam resultados mostrando que os valores dos parâmetros analisados no modelo não precisariam ser tão precisos em valores fixos utilizados na literatura, de modo que haveria uma "maior folga" na faixa de valores de parâmetros graças aos *feedbacks* adicionais.

#### 2.4.1 Faixa de robustez do controle da estabilidade do pêndulo

O primeiro sistema a ser analisado pelo método Monte Carlo foi o modelo clássico com apenas o controlador PD mantendo a estabilidade do pêndulo. Portanto, foram executadas varreduras dos parâmetros  $Kd$  e  $Kp$  para identificar no espaço de estados os cenários em que os resultados das simulações mantinham o pêndulo "em pé". Para isso, foi utilizada uma ferramenta disponibilizada pelo Matlab nomeada de *Sensitivity Analyzer* (do inglês, analisador de sensibilidade).

Assim, para simular e analisar sistematicamente a saída do modelo, escolheu-se um valor razoável de 5000 *sets* para o par  $Kd$  e  $Kp$ . Ou seja, 5000 simulações com conjuntos de valores aleatórios para  $Kd$  e  $Kp$ , de forma que cada simulação resulta em uma saída que mantém o pêndulo estável ou não. Nesse sentido, para avaliar se a série temporal da saída de cada simulação corresponde à estabilidade do pêndulo, buscou-se determinar a variância da série temporal. Testes realizados previamente no modelo mostraram que uma variância maior do que aproximadamente  $5 \text{ mm}^2$ , em simulações com amostras de 30 segundos, corresponde a queda do pêndulo. A fórmula da variância é mostrada pela equação 2.16.

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i^2 - \mu) \quad (2.14)$$

em que  $\mu$  é a média global da série temporal. Após a definição no programa da faixa de valores da variância em que o sinal de saída do modelo é avaliado, gerou-se os *sets* dos

ganhos do controlador em uma distribuição uniforme aleatória, cuja função densidade de probabilidade é dada pela equação 2.15.

$$f(x) = \begin{cases} \frac{1}{b-a}, & \text{para } x \in [a, b]; \\ 0 & \text{c.c.} \end{cases} \quad (2.15)$$

Portando, os limites  $a$  e  $b$  de cada ganho foram definidos após experimentos com a simulação Monte Carlo, de modo que aumentava-se o limite de cada parâmetro à medida que havia mais espaço na faixa de valores que mantinha o pêndulo estável, até que o limite ser encontrado. Assim, para o caso do modelo clássico, os limites para  $Kd$  foram  $a = 0$  e  $b = 20$ , enquanto para  $Kp$  foram  $a = 0$  e  $b = 60$ . Dessa forma, um gráfico de dispersão dos *sets* foi gerado, como apresentado pela figura 13.

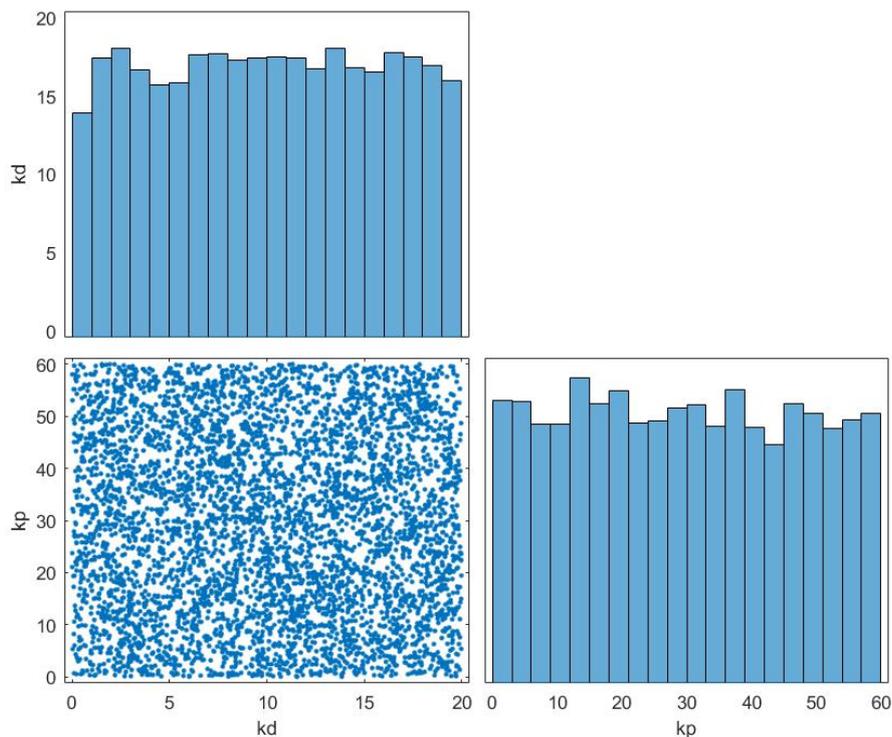


FIGURA 13 – Gráfico de dispersão de 5000 *sets* aleatórios e uniformes para  $Kd$  e  $Kp$ . Elaborado pelo autor (2022).

Dessa forma, ao fim das simulações os resultados com variância até o limite que correspondia a estabilidade do pêndulo eram selecionados e os dados transferidos para uma rotina escrita no Matlab para gerar gráficos apropriados, a fim de mostrar os gráficos de contornos da região de estabilidade dos parâmetros, além dos valores máximos e mínimos de cada ganho dentro do modelo computacional.

Já para o caso do modelo com *feedback* adicional de aceleração e predição, as simulações Monte Carlo para a faixa de valores estudados  $Kd$  e  $Kp$  foram realizadas também com um terceiro parâmetro ( $Ka$  ou  $Kd_2$ ) em quatro casos:

- **I.** Simulação com apenas o *feedback* de aceleração. Nesse caso, as faixas de valores avaliados são  $Kd$ ,  $Kp$  e  $Ka$ .
- **II.** Simulação com apenas o *feedback* de predição. Nesse caso, as faixas de valores avaliados são  $Kd$ ,  $Kp$  e  $Kd_2$ .
- **III.** Simulação com os *feedbacks* de aceleração e predição. Nesse caso, as faixas de valores avaliados são  $Kd$ ,  $Kp$  e  $Ka$ .
- **IV.** Simulação com os *feedbacks* de aceleração e predição. Nesse caso, as faixas de valores avaliados são  $Kd$ ,  $Kp$  e  $Kd_2$ .

Dessa maneira, o objetivo das simulações acrescentarem uma faixa de valores do terceiro parâmetro é verificar, no espaço dos ganhos  $Ka$  e  $Kd_2$ , os valores que mantêm a estabilidade do pêndulo, em razão de não haver um valor para estes ganhos que sejam compatíveis com a fisiologia do *feedback* proprioceptivo dos fusos.

Assim, sobre os dados gerados para a simulação, notou-se que os casos em que é estudado também o ganho  $Ka$  ocorre a desestabilização do pêndulo valores  $Ka > 1,2$ . Portanto, os valores dos *sets* aleatórios do ganho do *feedback* de aceleração foram gerados sempre na faixa de 0 à 1,2. Seguindo a mesma lógica, os valores do ganho  $Kd_2$  foram entre 0 à 1300. Portanto, a exemplo dos conjuntos de valores gerados aleatoriamente pelo método Monte Carlo para o modelo com os *feedbacks* adicionais, pode-se gerar um gráfico de dispersão para os 5000 *sets* da simulação para cada um dos quatro casos avaliados. Um desses gráficos é apresentado na figura 14.

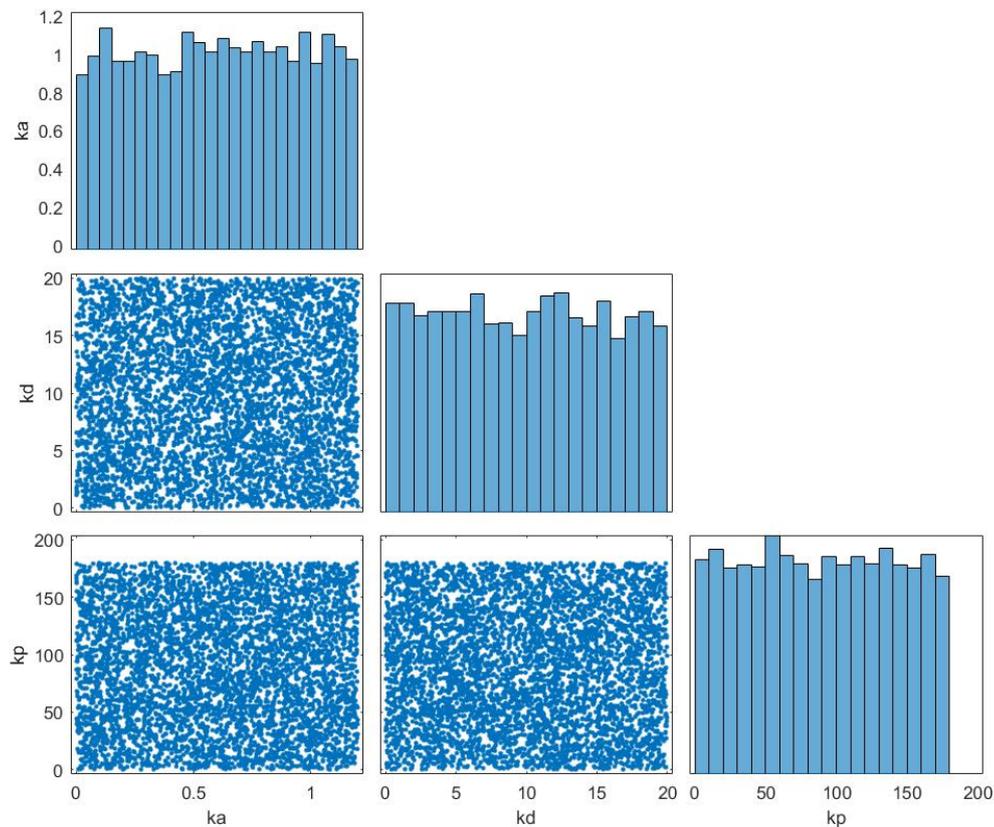


FIGURA 14 – Gráfico de dispersão de 5000 *sets* aleatórios e uniformes para  $Kd$ ,  $Kp$  e  $Ka$ . Elaborado pelo autor (2022).

Nesse sentido, da mesma forma que o modelo clássico, os limites dos parâmetros dos ganhos do controlador PD foram identificados após simulações prévias, de modo que para  $Kd$  os limites são  $a = 0$  e  $b = 20$  e para  $Kp$  são  $a = 0$  e  $b = 180$ . Portanto, a partir do resultado das simulações com os *sets* dos ganhos livres no modelo, os valores dos parâmetros gerados forneceram dados para os gráficos de dispersão e contorno de cada caso, como será apresentado no capítulo de Resultados.

#### 2.4.2 Faixa de robustez do desvio padrão do CP

Depois das simulações que avaliavam apenas a estabilidade do pêndulo, utilizou-se o mesmo conjunto de dados gerados dos *sets* dos parâmetros dos ganhos do modelo para avaliar qual é a faixa de valores destes ganhos que resultavam em uma série temporal do CP com DP próximo ao experimental. Dessa forma, dentre a faixa de valores resultantes dos casos anteriores que mantinham o pêndulo em pé, foram recolhidos os dados dos sinais correspondentes ao deslocamento do CP que obtinham um DP entre 2,3 e 5,4 milímetros.

Portanto, o parâmetro do Desvio Padrão (DP) indica o grau de variação dos valores amostrais em torno da posição média ao longo do tempo. Nos modelos, esta posição média é a entrada de *setpoint*  $\theta_{ref} = 0$ , de modo que o caso com maior homogeneidade das saídas em torno da posição média representa uma eficiência melhor no controle das oscilações, mas este valor varia também de acordo com os dados de altura e massa de cada sujeito avaliado experimentalmente. Dessa forma, usou-se um comando do programa Matlab para o cálculo do DP que obedece a seguinte equação

$$DP = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i^2 - \mu)} \quad (2.16)$$

Sendo  $x_i$  o sinal da posição do CP na direção AP no momento  $i$ ,  $N$  o número de amostras dos sinais e  $\mu$  a média aritmética dos sinais que é dado por

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.17)$$

Ressalta-se que, como a taxa amostral da simulação é de 0,01 segundo, então a quantidade de valores discretos a ser computada para cada uma das 5000 simulações Monte Carlo geradas é de  $N = 3001$  (já que o Matlab inicia a computação no valor do ponto 0). Assim, foi aplicada a mesma metodologia dos casos anteriores para computar os gráficos de contorno e da área de robustez em três dimensões dos parâmetros analisados. Portanto, os métodos das simulações descritos foram computados e seus resultados analisados comparativamente para definir se o controle postural obteve um aprimoramento com a inclusão de um *feedback* de aceleração e de um controle de predição dos FM, como descrito no capítulo de Discussão.

## 2.5 Densidade espectral de potência (PSD) dos sinais do CP

Com o objetivo de validar os resultados dos sinais de saída das simulações de ambos os modelos, foi proposta uma comparação entre o PSD dos resultados computacionais e da literatura, como nos PSDs dos trabalhos de Nomura *et al.* (2013), Zatsiorsky e Duarte (1999) e Lima (2020). Nesse sentido, o PSD quantifica a distribuição frequencial da potência do sinal do CP, podendo ser estimado pelo periodograma alisado (SHIAVI, 2007; NOMURA *et al.*, 2013).

Dessa forma, o PSD para cada caso foi estimado pelo método de Welch com janela Hann de 30 segundos, resultando em uma resolução espectral de 0.05 Hz. O PSD do CP na direção AP em experimentos com sujeitos adultos jovens e saudáveis possui área sob a curva maior em intervalos de frequências mais baixos (entre 0,05 e 0,25) (MEZZARANE; KOHN,

2008; ZATSIORSKY; DUARTE, 1999). Sendo assim, espera-se que um periodograma para os sinais simulados, em ambos os casos, possuam características próximas ao experimental.

O *script* em Matlab para obtenção do PSD do CP é apresentado abaixo.

```
1 %Script Matlab para obtencao do PSD do CP
2 x = cop_data*10; %Converte os dados do CP de cm para mm
3 Fs = 100; %Frequencia de amostragem
4 WinT_s = 30; %Tempo total da simulacao
5 WinSize = WinT_s*Fs;
6 Win = hann(WinSize);
7 [PsdX, PsdFreqs] = pwelch(x, Win, WinSize/2, WinSize, Fs);
8
9 plot(PsdFreqs, PsdX)
10 grid on
11 title('PSD do CP')
12 xlabel('Frequency (Hz)')
13 ylabel('PSD (mm^2/Hz)')
```

## 3 RESULTADOS

### 3.1 Sinais de saída dos modelos computacionais

A seguir estão os resultados das variações de  $\theta$  e CP para os seguintes casos: modelo com apenas o controlador PD (modelo clássico), modelo com acréscimo do *feedback* de aceleração, modelo com acréscimo do controle preditivo e modelo com adição do *feedback* de aceleração e controle preditivo.

#### 3.1.1 Sinais de saída do modelo clássico

A partir da implementação do modelo computacional em diagrama de blocos representado nas figuras 10 e 11, foi gerada uma série temporal correspondente ao ângulo do pêndulo invertido, como mostrado na figura 15; também foi gerada a série temporal correspondente ao deslocamento horizontal do CP, como mostrado na figura 16.

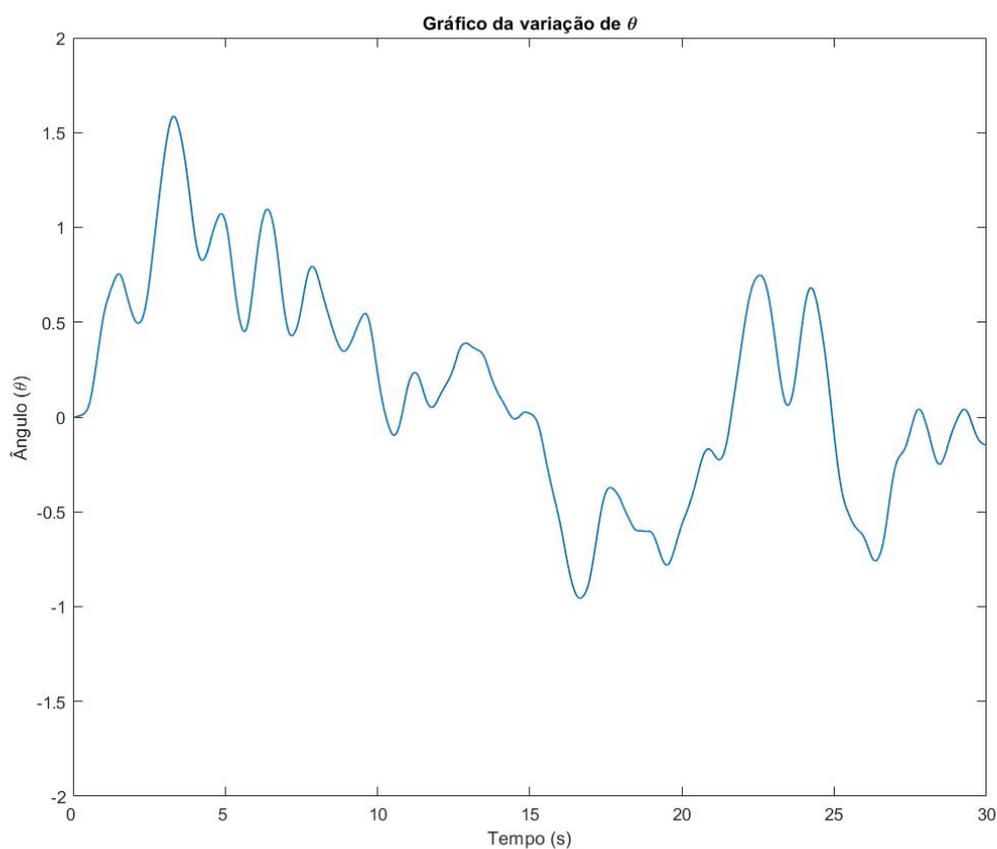


FIGURA 15 – Variação do ângulo vertical do CM, em graus, em simulação do modelo clássico. Elaborado pelo autor (2022).

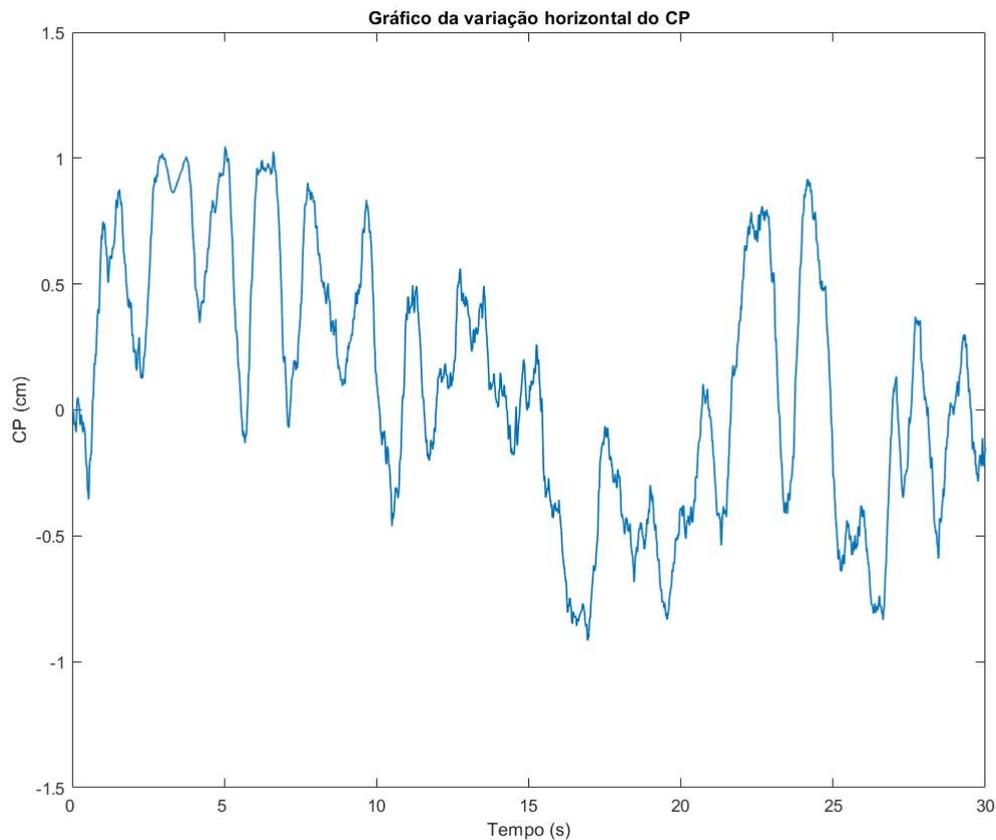


FIGURA 16 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo clássico. Elaborado pelo autor (2022).

Além disso, a tabela 1 apresenta alguns valores de parâmetros usados na análise quantitativa das saídas do modelo.

TABELA 1 – Valores de parâmetros analisados dos sinais de saída do modelo clássico.

Parâmetro	Resultados
Amplitude máxima de $\theta$	1,586°
Amplitude mínima de $\theta$	-0,9555°
Amplitude máxima do CP	10,457 mm
Amplitude mínima do CP	-9,155 mm
Desvio Padrão do CP	5,022 mm

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 3.1.2 Sinais de saída do modelo com adição de *feedback* de aceleração

A seguir, as figuras 17 e 18 mostram os gráficos da variação de  $\theta$  e do CP, respectivamente, no caso do modelo com adição do *feedback* de aceleração (sendo o ganho  $K_a=0,9$ ). Logo após, a tabela 2 expõe os valores de parâmetros estudados nos sinais.

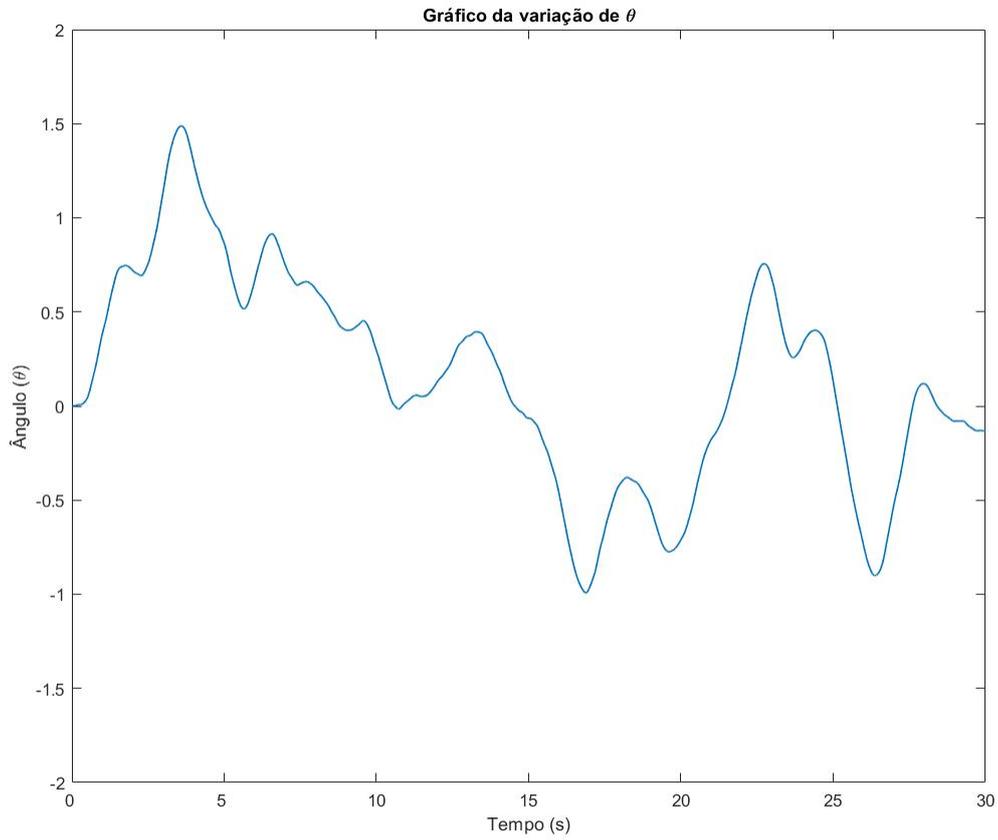


FIGURA 17 – Variação do ângulo vertical do CM em simulação do modelo com *feedback* de aceleração. Elaborado pelo autor (2022).

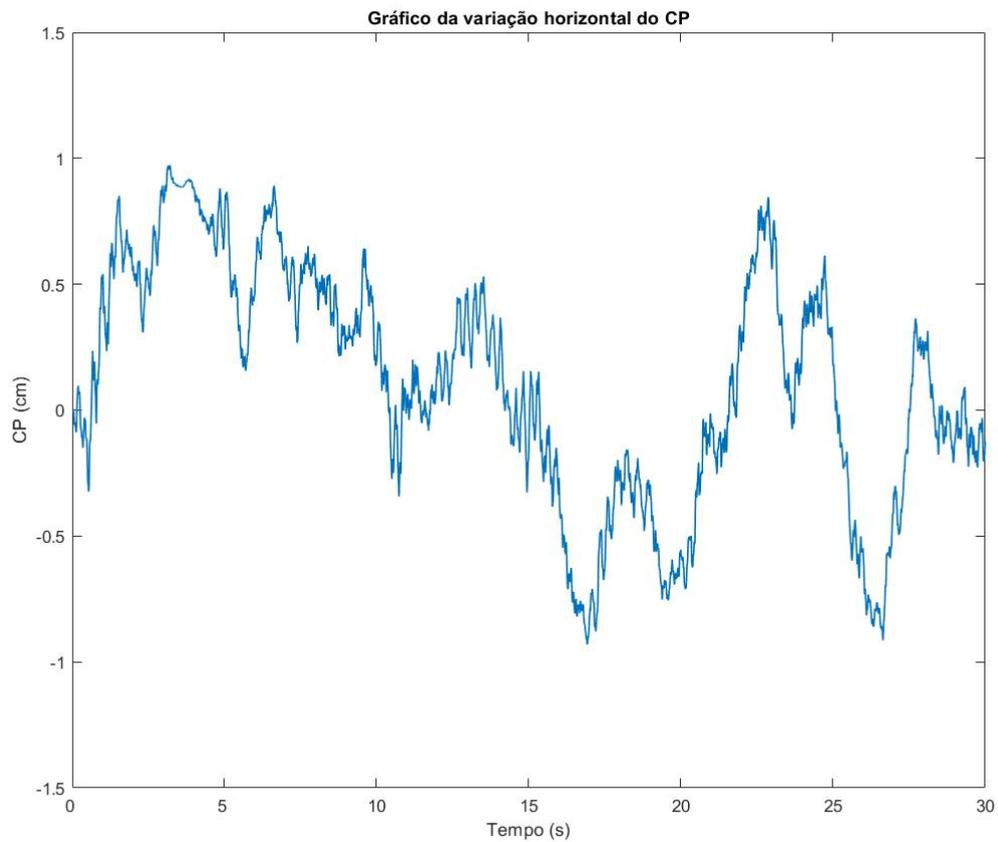


FIGURA 18 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com *feedback* de aceleração. Elaborado pelo autor (2022).

TABELA 2 – Valores de parâmetros analisados dos sinais de saída do modelo com *feedback* de aceleração.

Parâmetro	Resultados
Amplitude máxima de $\theta$	1,4881°
Amplitude mínima de $\theta$	-0,9917°
Amplitude máxima do CP	9,73 mm
Amplitude mínima do CP	-9,302 mm
Desvio Padrão do CP	4,648 mm

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 3.1.3 Sinais de saída do modelo com adição de controle preditivo

Neste caso, adicionou-se ao modelo um controle preditivo com  $Kd_2=100$ . Os gráficos da variação de  $\theta$  e do CP são exibidos nas figuras 19 e 20, enquanto os resultados dos parâmetros analisados são mostrados na tabela 3.

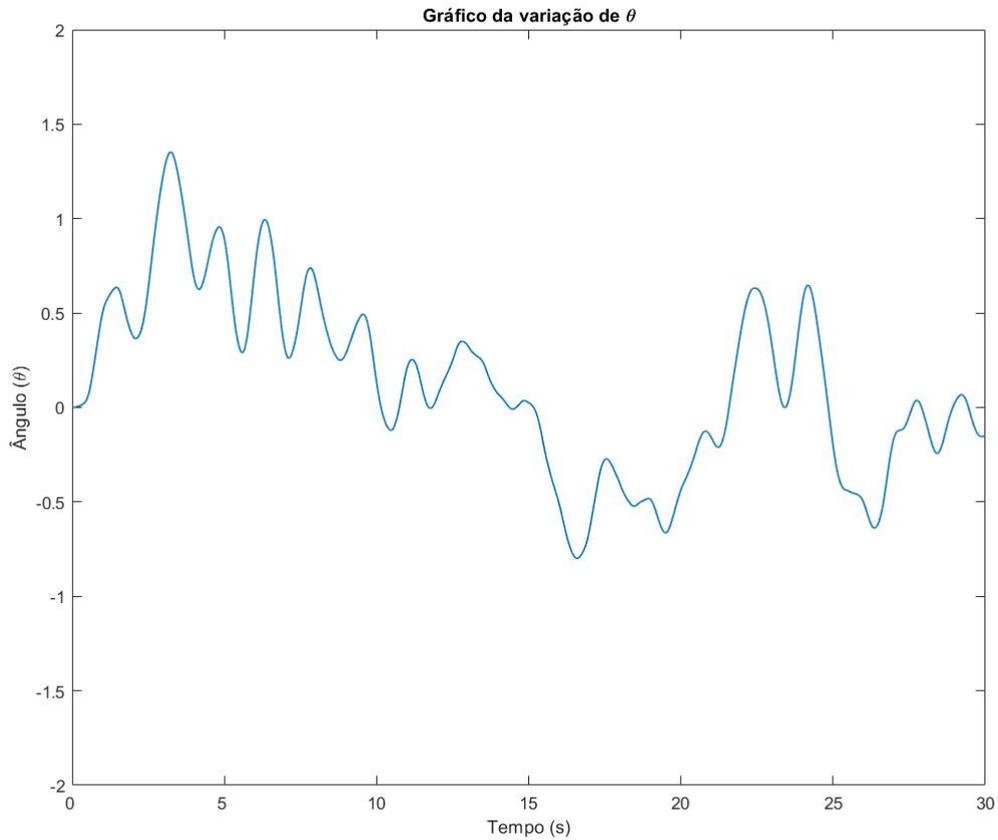


FIGURA 19 – Variação do ângulo vertical do CM em simulação do modelo com controle preditivo. Elaborado pelo autor (2022).

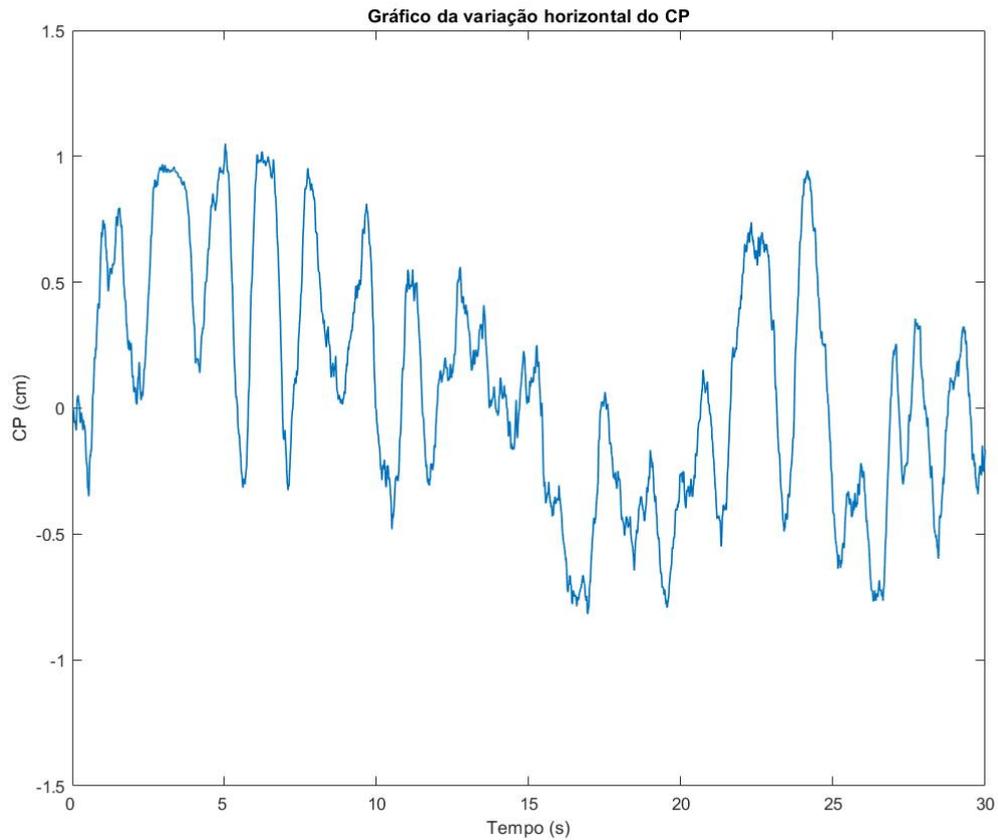


FIGURA 20 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com controle preditivo. Elaborado pelo autor (2022).

TABELA 3 – Valores de parâmetros analisados dos sinais de saída do modelo com controle preditivo.

Parâmetro	Resultados
Amplitude máxima de $\theta$	1,3529°
Amplitude mínima de $\theta$	-0,7983°
Amplitude máxima do CP	10,503 mm
Amplitude mínima do CP	-8,184 mm
Desvio Padrão do CP	4,695 mm

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

### 3.1.4 Sinais de saída do modelo com adição de *feedback* de aceleração e controle preditivo

Em relação às saídas do modelo com a adição das duas novas informações proprioceptivas, temos algumas modificações suaves nos sinais que são mostradas nas figuras 21 e 22. Além disso, a tabela 4 apresenta os valores dos parâmetros dos sinais.

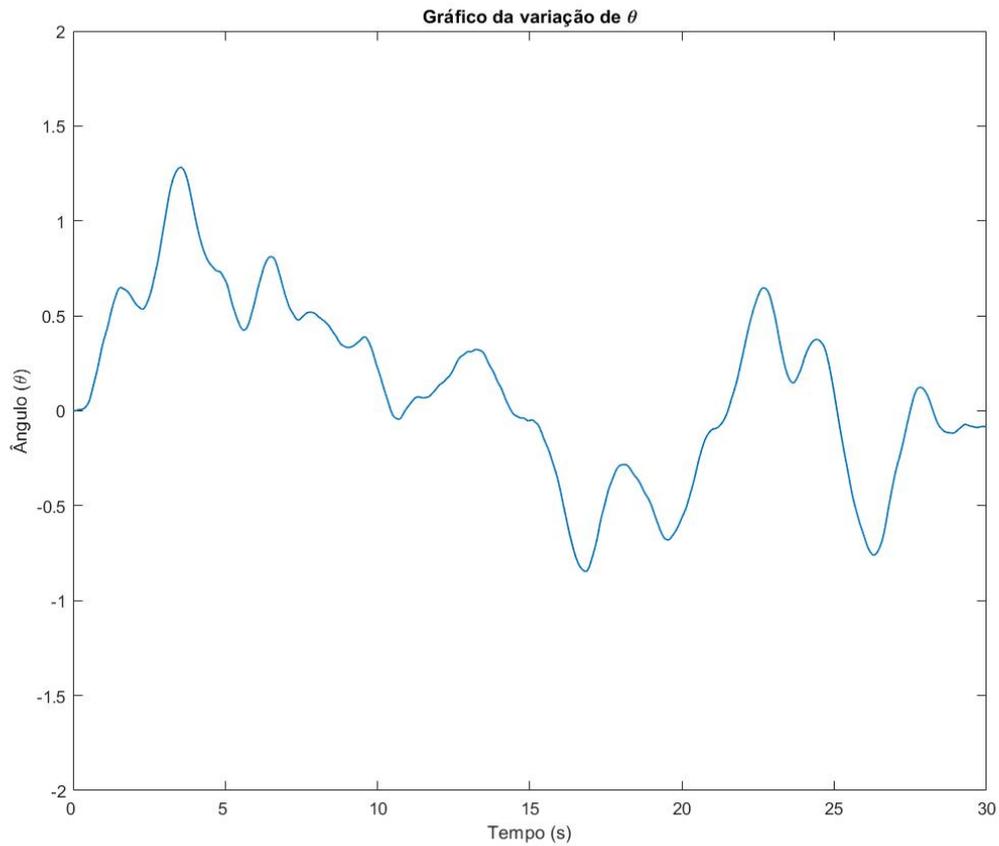


FIGURA 21 – Variação do ângulo vertical do CM em simulação do modelo com *feedback* de aceleração e controle preditivo. Elaborado pelo autor (2022).

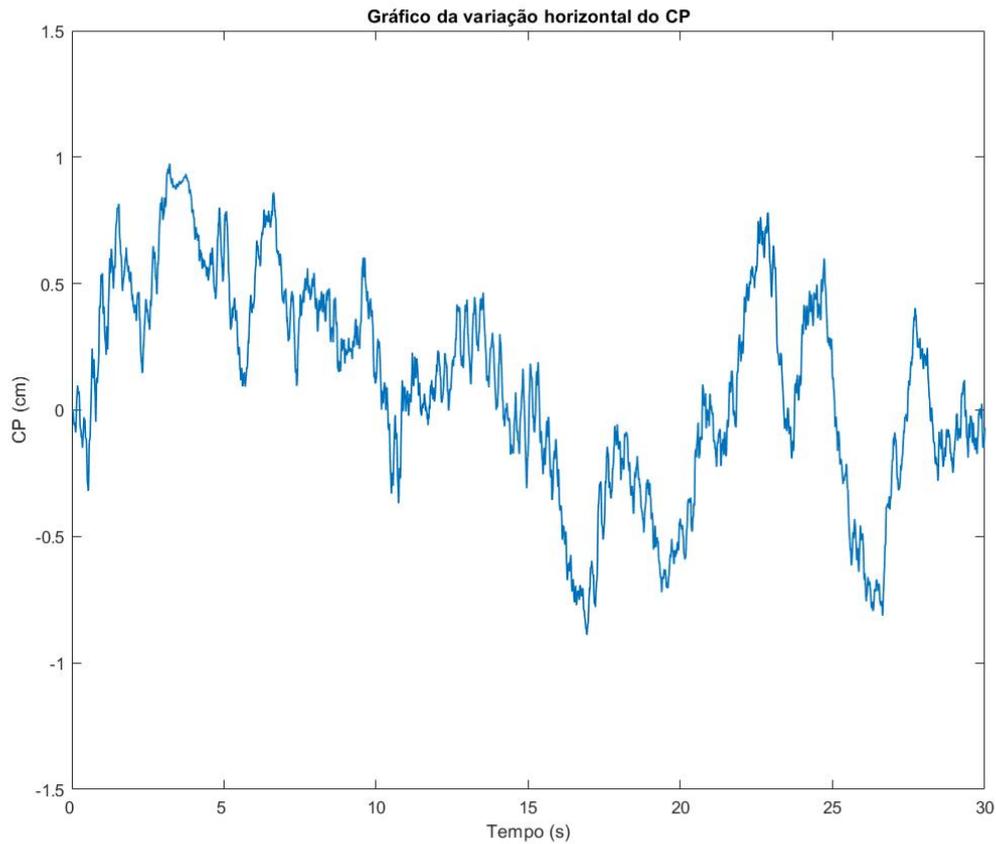


FIGURA 22 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com *feedback* de aceleração e controle preditivo. Elaborado pelo autor (2022).

TABELA 4 – Valores de parâmetros analisados dos sinais de saída do modelo com *feedback* de aceleração e controle preditivo.

Parâmetro	Resultados
Amplitude máxima de $\theta$	1,2823°
Amplitude mínima de $\theta$	-0,846°
Amplitude máxima do CP	9,745 mm
Amplitude mínima do CP	-8,89 mm
Desvio Padrão do CP	4,13 mm

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

## 3.2 Resultados das simulações para análise de robustez do sistema do modelo clássico

As simulações do modelo computacional sem a adição das novas informações proprioceptivas foram geradas com o objetivo de se obter uma faixa de valores dos ganhos do controlador PD (ganhos  $K_p$  e  $K_d$ ) que mantém o pêndulo estável e, em uma análise mais minuciosa, obtêm um sinal do CP com DP dentro do adequado para sujeitos saudáveis. Dessa maneira, pelo método Monte Carlo de simulações, os conjuntos dos valores dos ganhos analisados podem ser apresentados em um gráfico de dispersão com contorno entre os pontos dos limites dos parâmetros, como será mostrado em ambos os casos.

Para representar os conjuntos de valores dos ganhos que tornam a simulação aceitável para os casos de estabilidade do pêndulo e do DP do CP adequado, foram feitas tabelas com os valores máximo e mínimo de cada ganho e um gráfico de dispersão. Além disso, as áreas de dispersão dos conjuntos de valores foram interpoladas em um gráfico para apresentar como a restrição dos casos afetou o sistema.

No modelo clássico, a faixa de valores para cada ganho variou de acordo com os dados apresentados na tabela 5. Além disso, o gráfico de dispersão dos conjuntos de valores simulados é mostrado na figura 23.

TABELA 5 – Faixa de valores dos ganhos do modelo clássico para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo.

Ganho analisado	Valor mínimo	Valor máximo
$K_p$	10,33	47,43
$K_d$	2,88	15,12

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

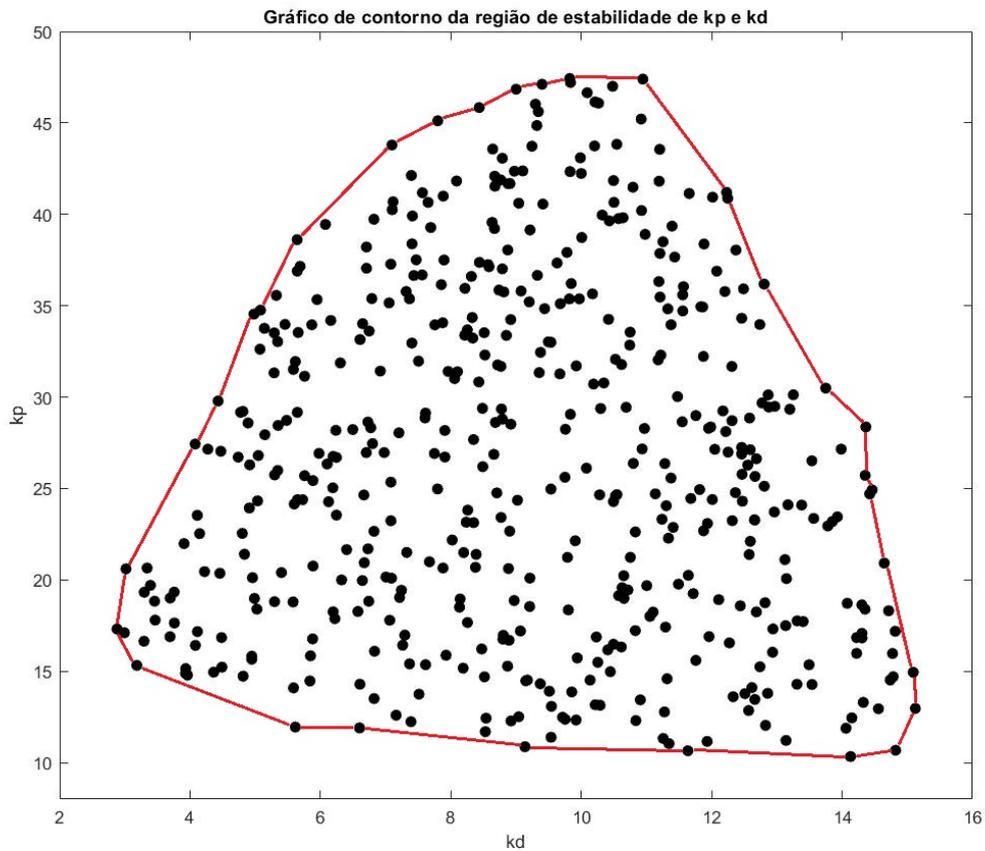


FIGURA 23 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de  $Kp$  e  $Kd$ , com área de contorno, para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo. Elaborado pelo autor (2022).

Já no caso em que os conjuntos de valores se restringem para resultados em que o sinal do CP se conciliam com o DP do estabilograma de experimentos, temos os resultados na tabela 6 e na figura 24.

TABELA 6 – Faixa de valores dos ganhos do modelo com *feedback* de aceleração e controle preditivo para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP.

Ganho analisado	Valor mínimo	Valor máximo
$Kp$	10,93	47,43
$Kd$	4,15	14,71

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

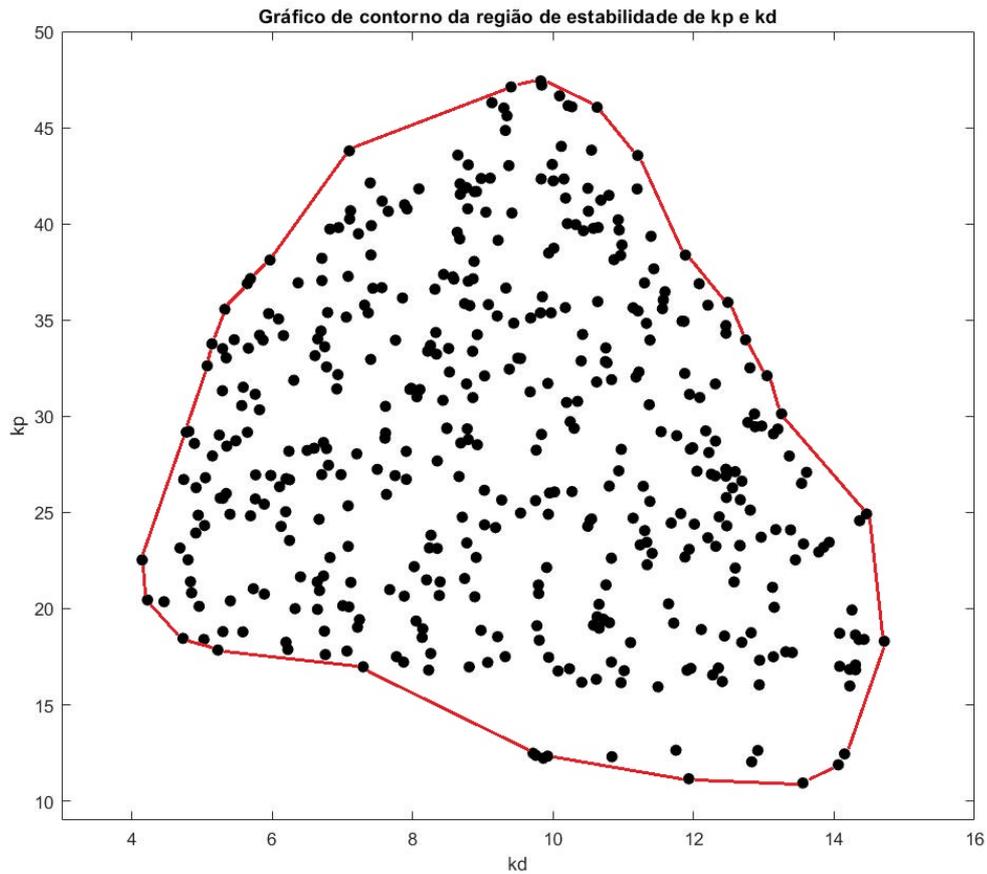


FIGURA 24 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de  $Kp$  e  $Kd$ , com área de contorno, para o caso em que se analisa o DP do CP. Elaborado pelo autor (2022).

Portanto, as áreas de contorno dos gráficos das figuras 23 e 24 foram superpostas na figura 25, mostrando em vermelho o caso de critério de estabilidade do pêndulo e em azul o caso em que o critério foi o DP do CP estar na faixa considerada compatível com o de sujeitos jovens e saudáveis. Nota-se que a área em azul é reduzida em comparação com a vermelha, uma vez que é reduzida a quantidade de conjuntos em que o par  $Kp$ - $Kd$  podem assumir quando a condição de análise é restringida para a faixa adequada do DP.

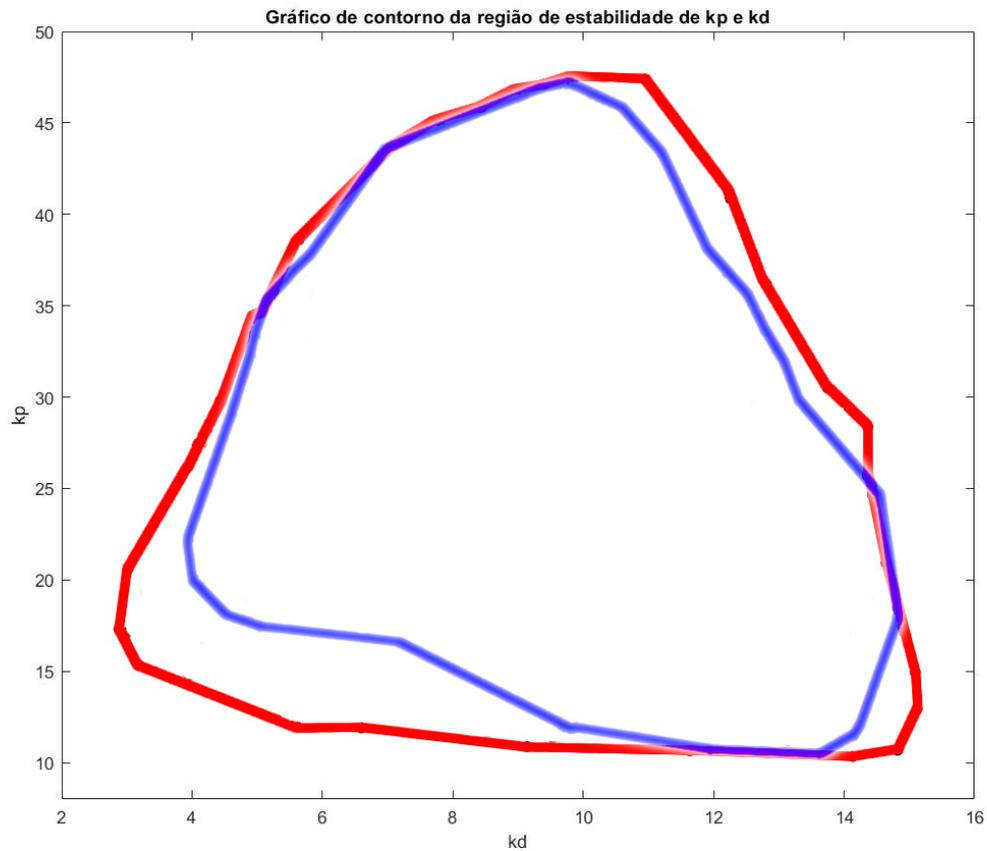


FIGURA 25 – Gráficos de contorno interpolados de  $K_p$  e  $K_d$  dos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022).

### 3.3 Resultados das simulações para análise de robustez do sistema do modelo com *feedback* de aceleração e controle preditivo

No estudo do novo modelo com as informações proprioceptivas adicionais, as análises dos ganhos  $K_p$  e  $K_d$  foram realizadas em simulações que também variavam os valores dos ganhos  $K_a$  ou  $K_{d_2}$ . Portanto, os resultados das simulações apresentam uma faixa de ganho também para o terceiro ganho do *feedback* de aceleração ou de predição, como será apresentado nas tabelas e figuras a seguir. Além disso, para evitar redundância nas informações, os gráficos de contorno de  $K_p$  e  $K_d$  serão apresentados de maneira interpolada entre as duas condições de análise, como mostrado na figura 25.

### 3.3.1 Análise dos ganhos $K_p$ , $K_d$ e $K_a$ sem controle preditivo

Os primeiros resultados apresentados são para o caso em que o modelo verifica a faixa de valores de  $K_p$  e  $K_d$  quando há apenas o *feedback* adicional da aceleração do pêndulo, de modo que o ganho  $K_a$  varia de 0 a aproximadamente 1,2. A faixa dos ganhos que mantêm o pêndulo estável é apresentado na tabela 7 e a faixa que torna o DP do CP aceitável é mostrado na tabela 8. Além disso, a figura 26 mostra o gráfico de contorno interpolado dos ganhos  $K_d$  e  $K_p$ .

TABELA 7 – Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do *feedback* de aceleração para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo.

<b>Ganho analisado</b>	<b>Valor mínimo</b>	<b>Valor máximo</b>
$K_p$	10,3	159,89
$K_d$	2,4	17,97
$K_a$	0	1,17

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

TABELA 8 – Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do *feedback* de aceleração para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP.

<b>Ganho analisado</b>	<b>Valor mínimo</b>	<b>Valor máximo</b>
$K_p$	10,91	158,41
$K_d$	2,91	17,97
$K_a$	0	1,16

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

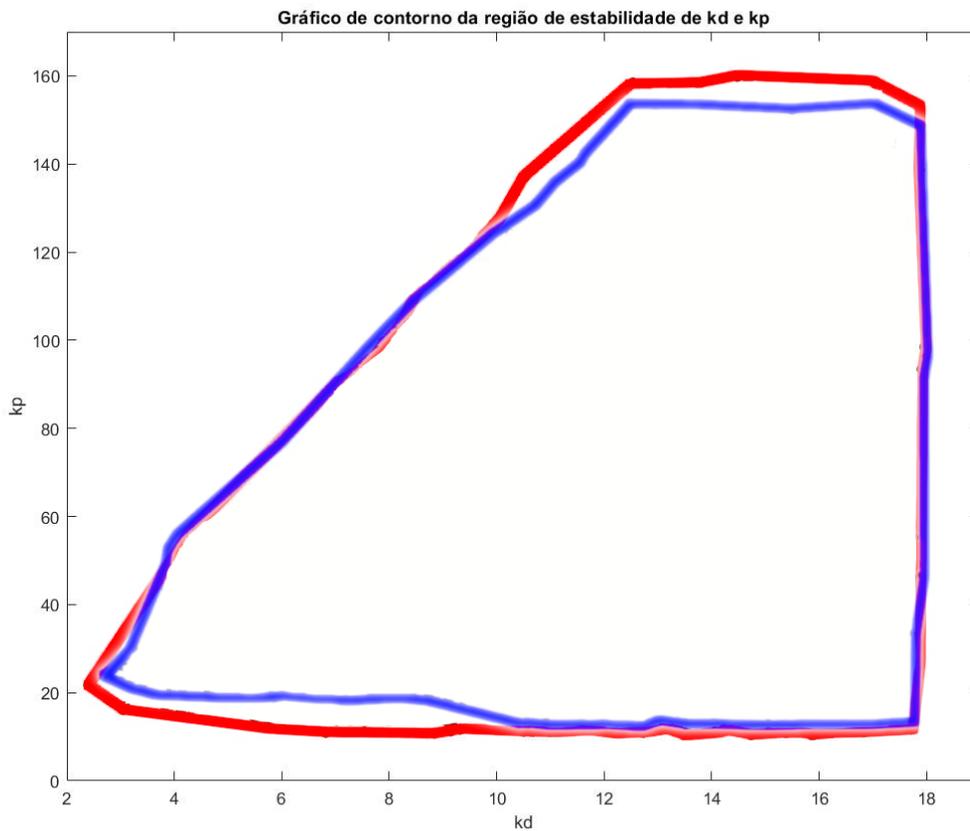


FIGURA 26 – Gráficos de contorno interpolados de  $Kp$  e  $Kd$ , em simulações com *feedback* de aceleração em que o ganho  $Ka$  também varia, nos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022).

### 3.3.2 Análise dos ganhos $Kp$ , $Kd$ e $Ka$ com controle preditivo

Para este caso, o modelo computacional possui o *feedback* de aceleração e o controle preditivo, mas as variações das simulações continuam sendo de  $Kp$ ,  $Kd$  e  $Ka$ . Dessa forma, a tabela 9 mostra a faixa de ganhos que o pêndulo permanece estável, enquanto os valores da tabela 10 são para o caso que também se analisa o DP. Assim, a figura 27 apresenta o gráfico de contorno interpolado de  $Kp$  e  $Kd$  para este caso.

TABELA 9 – Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do *feedback* de aceleração e controle preditivo para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo.

Ganho analisado	Valor mínimo	Valor máximo
$Kp$	8,2	178,01
$Kd$	1,8	17,89
$Ka$	0	1,17

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

TABELA 10 – Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do *feedback* de aceleração e controle preditivo para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP.

Ganho analisado	Valor mínimo	Valor máximo
$K_p$	9,24	178,01
$K_d$	2,6	17,89
$K_a$	0	1,16

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

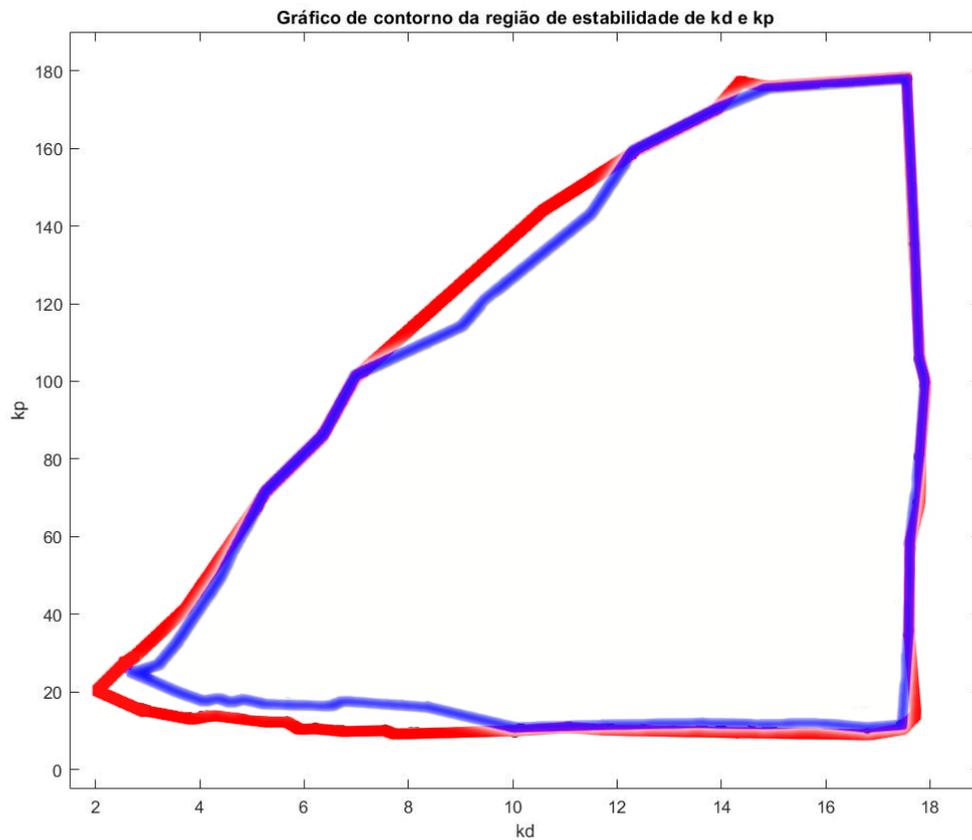


FIGURA 27 – Gráficos de contorno interpolados de  $K_p$  e  $K_d$ , em simulações com *feedback* de aceleração e controle preditivo em que o ganho  $K_a$  também varia, nos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022).

### 3.3.3 Análise dos ganhos $K_p$ , $K_d$ e $K_{d_2}$ sem *feedback* da aceleração

As simulações para este caso utilizam apenas a adição do controle preditivo, de modo que varia os ganhos  $K_p$ ,  $K_d$  e  $K_{d_2}$ . Assim, a tabela 11 mostra a faixa dos ganhos que mantiveram o pêndulo estável e a tabela 12 se restringe aos valores em que o DP foi aceitável. Além disso, o gráfico de contorno de  $K_p$  e  $K_d$  para este caso é mostrado na figura 28.

TABELA 11 – Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do controle preditivo para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo.

<b>Ganho analisado</b>	<b>Valor mínimo</b>	<b>Valor máximo</b>
$K_p$	0,05	47,36
$K_d$	1,43	15,3
$K_{d_2}$	0,3	1295,93

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

TABELA 12 – Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do controle preditivo para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP.

<b>Ganho analisado</b>	<b>Valor mínimo</b>	<b>Valor máximo</b>
$K_p$	0,05	45,48
$K_d$	2,01	15,01
$K_{d_2}$	0,3	1259,03

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

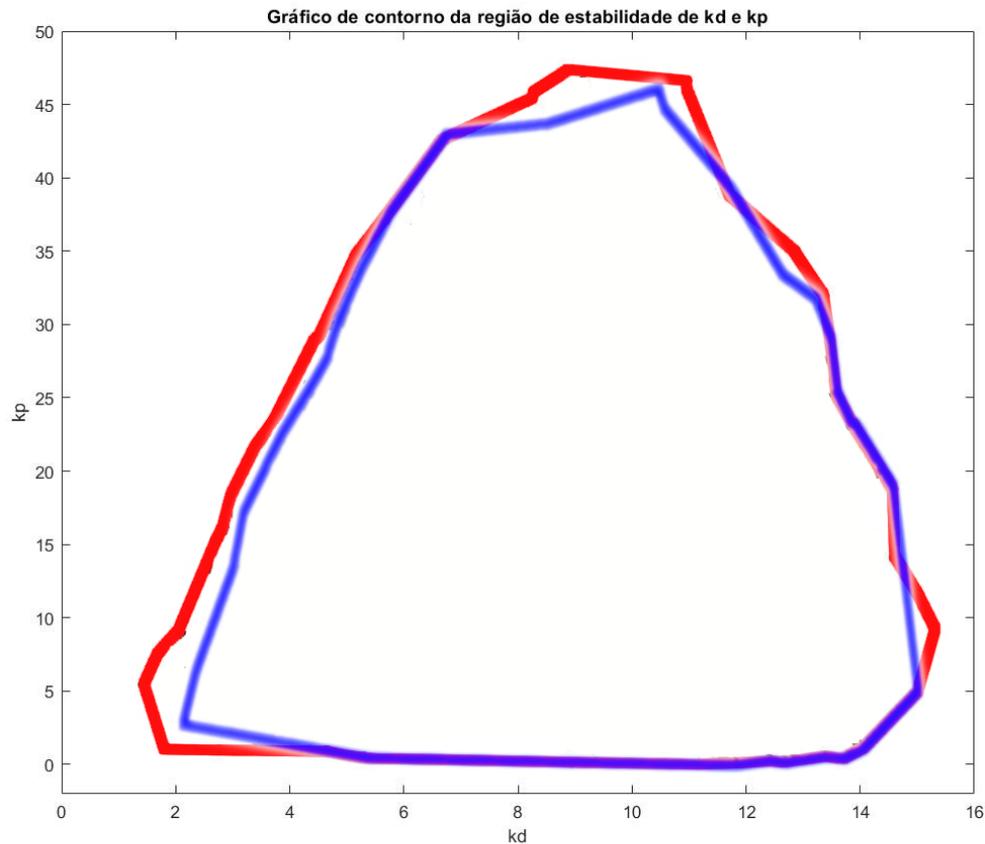


FIGURA 28 – Gráficos de contorno interpolados de  $Kp$  e  $Kd$ , em simulações com controle preditivo em que o ganho  $Kd_2$  também varia, nos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022).

### 3.3.4 Análise dos ganhos $Kp$ , $Kd$ e $Kd_2$ com *feedback* da aceleração

Neste último caso, as simulações também avaliaram as faixas de valores de  $Kp$ ,  $Kd$  e  $Kd_2$ , mas com a adição do controle preditivo e do *feedback* de aceleração. As tabelas 13 e 14 mostram a faixa de valores para os ganhos que mantém a estabilidade do pêndulo e que o DP é aceitável, respectivamente. Já na figura 29, mostra-se o gráfico de contorno interpolado para o caso analisado.

TABELA 13 – Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do *feedback* de aceleração e do controle preditivo para o caso em que se analisa a estabilidade do pêndulo.

Ganho analisado	Valor mínimo	Valor máximo
$Kp$	0,01	152,13
$Kd$	0,57	17,89
$Kd_2$	0,3	1299,3

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

TABELA 14 – Faixa de valores dos ganhos do modelo com adição do *feedback* de aceleração e do controle preditivo para o caso em que se analisa o desvio padrão do CP.

Ganho analisado	Valor mínimo	Valor máximo
$K_p$	0,01	152,13
$K_d$	0,6	17,67
$K_{d_2}$	0,3	1295,9

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

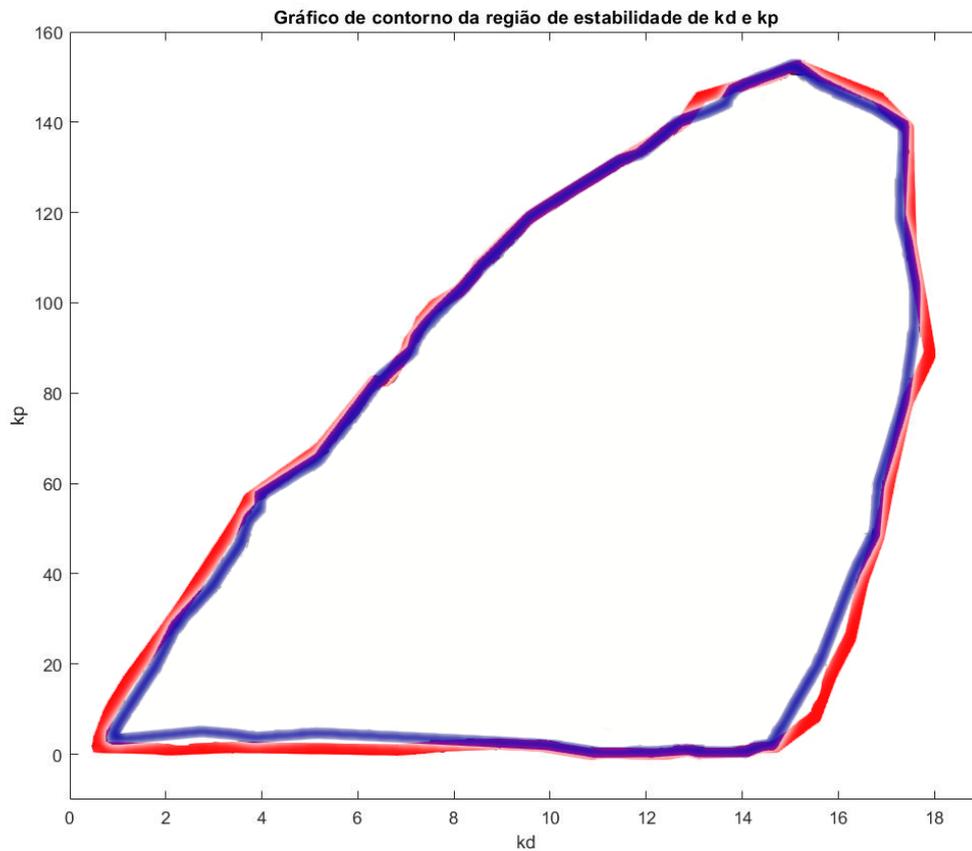


FIGURA 29 – Gráficos de contorno interpolados de  $K_p$  e  $K_d$ , em simulações com *feedback* de aceleração e controle preditivo em que o ganho  $K_{d_2}$  também varia, nos casos em que se analisa apenas a estabilidade do pêndulo (em vermelho) e em que se analisa também o DP do CP (em azul). Elaborado pelo autor (2022).

### 3.4 Resultados do PSD

Os periodogramas do PSD do CP são apresentados abaixo. A figura 30 mostra o PSD para o modelo computacional clássico, enquanto a figura 31 é referente ao modelo com adição do *feedback* de aceleração e predição.

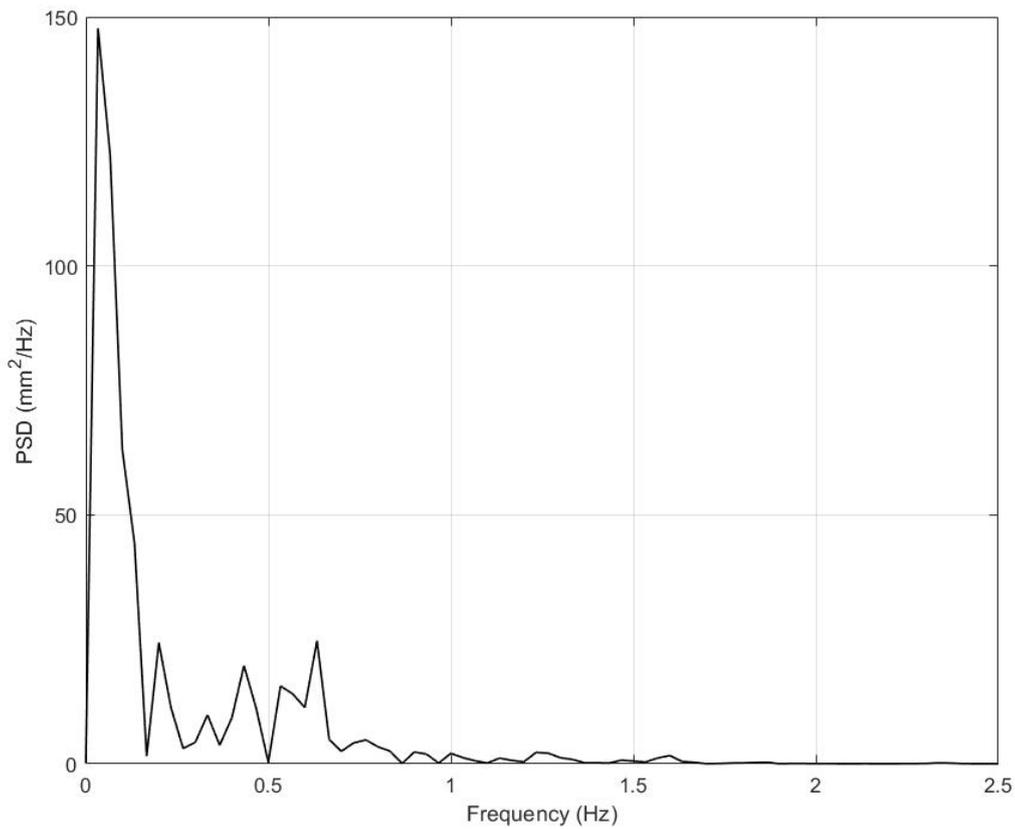


FIGURA 30 – Periodograma pelo método Welch do sinal do CP do modelo clássico. Elaborado pelo autor (2022).

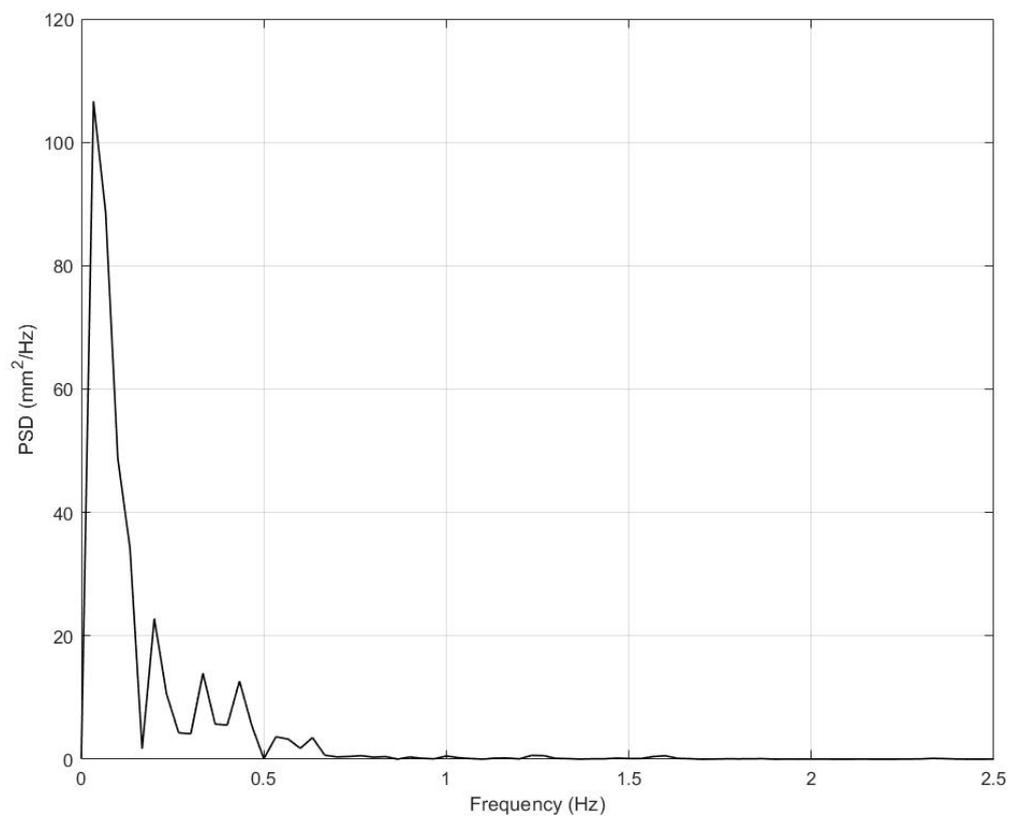


FIGURA 31 – Periodograma pelo método Welch do sinal do CP do modelo com *feedback* de aceleração e previsão. Elaborado pelo autor (2022).

### 3.5 Análises adicionais

Nas simulações Monte Carlo dos diferentes casos dos modelos, notam-se que uma característica dos gráficos de dispersão que está presente em todos os casos é uma menor densidade de pontos (equivalentes ao conjunto de dados analisado no gráfico) dentro da área de contorno do caso em que se analisa o DP em comparação aos pontos do gráfico da estabilidade do pêndulo. Por exemplo, nota-se que há uma maior na quantidade de pontos no gráfico da figura 32 (que utiliza o critério da estabilidade do pêndulo) em comparação aos pontos da mesma região da figura 33 (que usa a faixa do DP como análise).

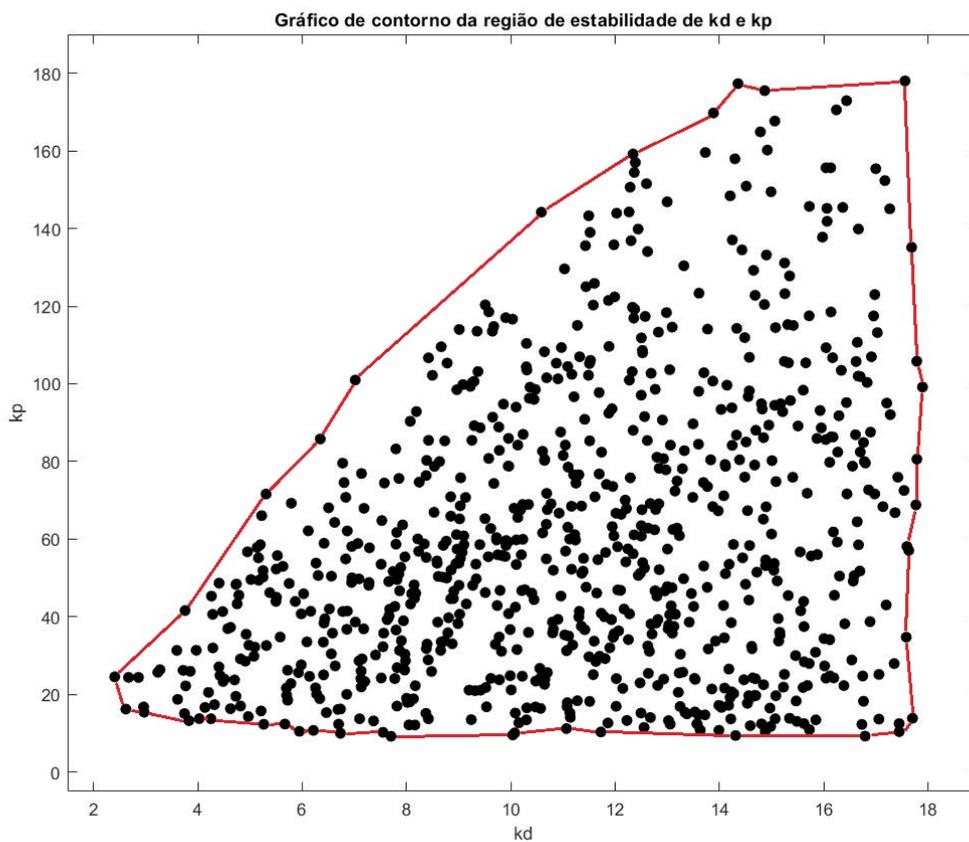


FIGURA 32 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de  $Kp$  e  $Kd$ , com área de contorno, no caso em que  $Ka$  também varia e há o *feedback* de aceleração e predição no modelo. Neste caso, o critério é a estabilidade do pêndulo. Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

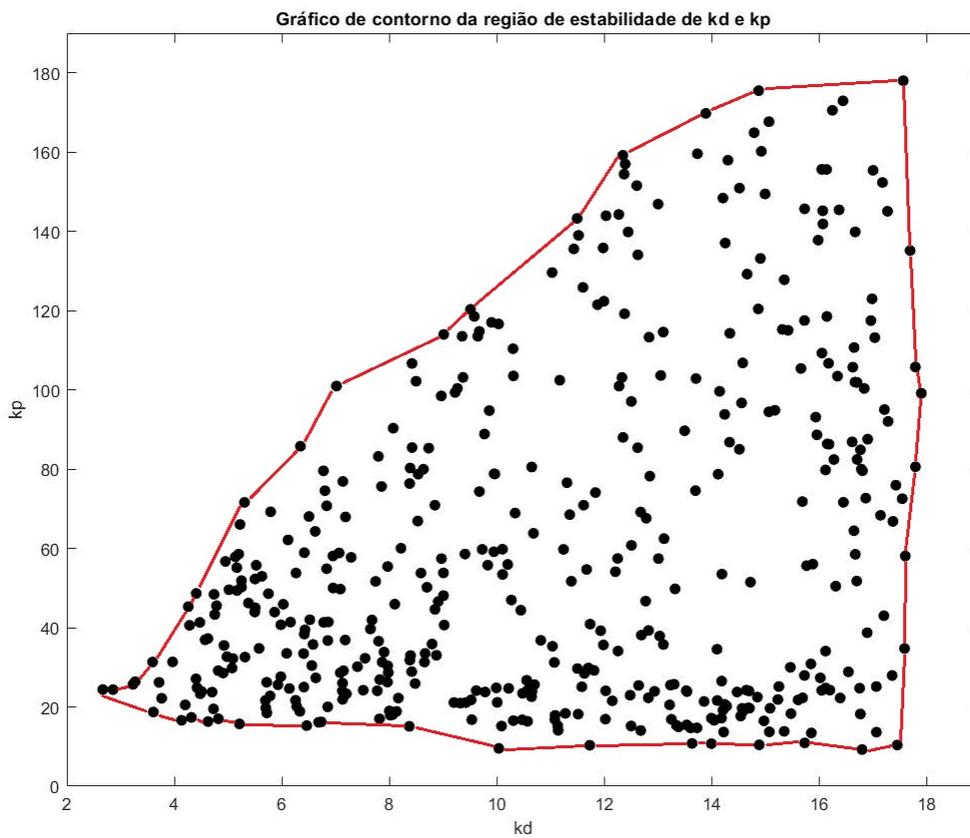


FIGURA 33 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de  $K_p$  e  $K_d$ , com área de contorno, no caso em que  $K_a$  também varia e há o *feedback* de aceleração e predição no modelo. Neste caso, o critério é o DP do CP. Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

## 4 DISCUSSÃO

A elaboração do primeiro modelo computacional em diagrama de blocos para controle postural, com uso do controle PD para simular o controle neural no torque ativo na base do pêndulo, permitiu uma análise das variáveis do projeto ao se comparar quantitativa e qualitativamente os resultados obtidos nas saídas do modelo com os da literatura que serviram de base ao modelo. Assim sendo, as séries temporais correspondentes à variação do ângulo do CM e do deslocamento do CP ficaram próximas ao verificado em trabalhos conhecidos na área (MASANI *et al.*, 2003; MASANI; VETTE; POPOVIC, 2006; MAURER; PETERKA, 2004; MORASSO; SCHIEPPATI, 1999; PETERKA, 2000; VETTE; MASANI; POPOVIC, 2007).

Nesse sentido, algumas particularidades do sistema precisaram ser escolhidas com valores e características próximos ao observado na literatura para maior acurácia e validade do modelo, como as variáveis correspondentes ao tipo de sinal gaussiano dos ruídos que entravam no sistema (sendo similares ao ruído neural e ruído motor observados na fisiologia e nos experimentos da literatura) precisavam ser diferentes um do outro, uma vez que há diferenças entre ambos os sinais (MASANI *et al.*, 2014). Já os valores de outras variáveis equivalentes às características físicas do sujeito nas simulações do balanço do pêndulo (massa e altura) e das variáveis da contribuição do torque passivo ( $k$  e  $b$ ) foram selecionados em concordância com trabalhos que utilizavam características comuns ao modelo proposto, como Masani (2003), Loram (2002) e Winter et al. (1998).

Ressalta-se também que o uso de blocos derivativos nos modelos de diagrama de blocos resultam em sinais do sistema com a presença de mais ruído. Desse modo, as primeiras versões do modelo possuíam alças correspondentes ao controle derivativo e do *feedback* de aceleração que retornavam à blocos derivativos. Contudo, para reduzir o ruído total do modelo, esses blocos foram removidos e as alças passaram a sair do modelo "central" do pêndulo, antes da passagem para os blocos integradores, como mostrado na figura 12. Entretanto, o diagrama de blocos referente à saída do deslocamento do CP (figura 11) ainda utiliza dois blocos derivativos devido à matemática apresentada na fórmula 2.8. Por isso, é possível que uma eventual presença de ruído excessivo nas saídas do CP possam ter contribuição dos blocos derivativos.

Desse modo, percebe-se pelas figuras 15 e 16 que o sinal do CP permanece acompanhando o sinal da variação do ângulo  $\theta$  já que o deslocamento do CP pode ser interpretada como uma resposta neuromuscular à mudança da posição do CM do corpo (DUARTE; FREITAS, 2010). Além disso, notou-se que a variação do ângulo com a vertical no sistema permanece entre os valores entre 2 e -1 grau, de modo o pêndulo permanece estável. Além

disso, em simulações de 10000 segundos não ocorreu desestabilização ("queda") do pêndulo, mas a variação do ângulo  $\theta$  aumentou, em alguns intervalos, para o valor máximo de 6 graus e mínimo de -6 graus. Já na série temporal da variação do CP, este variou entre aproximadamente 1 e -1 centímetros nas simulações com 30 segundos, enquanto nas de 10000 segundos a variação máxima chegou a 1,3 e -1,3 centímetros em alguns momentos. Assim como no modelo clássico, foram realizadas simulações de 10000 segundos nos modelos com acréscimo de informações proprioceptivas para verificar a estabilidade do pêndulo no modelo com as novas informações, de modo que as variações também permaneceram estáveis durante toda a simulação, com máximo e mínimo de aproximadamente 5 e -5 graus para o ângulo  $\theta$  e 1,1 e -1,1 centímetro para o deslocamento do CP.

A respeito dos parâmetros analisados nos sinais de saída dos modelos, mostrados nas tabelas do subcapítulo 3.1, observa-se que ambas as amplitudes máximas do ângulo  $\theta$  e do CP diminuíram com a introdução do *feedback* de aceleração e controle preditivo. Ressalta-se que, para valores dos ganhos  $K_a$  e  $K_{d_2}$  pequenos, as contribuições no controle do pêndulo são menos significativas e vice-versa. Ademais, no caso em que há apenas a adição do controle preditivo, com ganhos de  $K_{d_2} \geq 120$ , o ganho  $K_{d_2}$  contribui mais na diminuição do DP do que no modelo com apenas o *feedback* de aceleração, haja vista que para  $K_a \geq 1,2$  ocorre a desestabilização do pêndulo e o menor valor de DP para este caso é de aproximadamente 4,6 mm (com  $K_a \approx 0,9$ ), enquanto no caso com apenas o controle preditivo a minimização mais extrema do DP chega a aproximadamente 3,46 mm quando  $K_{d_2} \approx 900$ . Entretanto, embora  $K_{d_2} = 900$  seja o valor que maximiza a contribuição do controle preditivo na diminuição do DP, escolheu-se usar  $K_{d_2} = 100$  nas simulações com ambas as novas informações proprioceptivas, pois não há evidências na literatura de que o controle preditivo contribua bem mais no controle das ativações musculares do que o *feedback* de aceleração dado pelos FM, de modo que a minimização do DP para cada uma das novas informações é, individualmente, aproximadamente semelhante.

Contudo, é notório que o emprego das duas novas informações ao sistema são a melhor condição para a minimização do DP, da minimização da variação angular do pêndulo e da projeção do CP (referentes às amplitudes máximas e mínimas dos sinais de saída). Nesse sentido, a adição do *feedback* de aceleração ou o de predição diminuíram o DP em 7,45% e 6,51%, respectivamente, em comparação ao DP do modelo clássico, enquanto o uso das duas novas informações em conjunto resultou em uma diminuição de 17,76% no DP. Estes resultados apontam que, caso o SNC de fato utilize a estratégia do uso conjunto do *feedback* de aceleração e controle preditivo dado pelos FM, a contribuição ao controle postural humano na posição ortostática é consideravelmente mais vantajosa do que apenas o *feedback* de controle sem as novas variáveis oriundas do FM.

A respeito dos resultados das simulações Monte Carlo, em muitos casos há pouca diferença entre as áreas dos gráficos de contornos dos casos em que se analisa a estabilidade do pêndulo e na que o critério é a faixa adequada do DP. Isto pode ser notado comparando as figuras 32 e 33. Estes resultados mostram que, mesmo que um conjunto de dados dos ganhos analisados do modelo do caso em que se verifica a estabilidade do pêndulo estejam dentro da área de contorno do caso em que se busca um DP dentro do intervalo observado em humanos, este conjunto de dados pode resultar em um sinal do CP que possui um DP fora (acima ou em baixo) do intervalo observado em humanos. A exemplo disso, a figura 34 apresenta dois sinais do CP, sendo ambos adequados ao critério de estabilização do pêndulo, porém um se adéqua ao critério do DP (em rosa) e o outro (em azul) possui DP abaixo do limite inferior adotado. Em ambos os casos, os conjuntos de dados dos parâmetros analisados estão dentro da área do gráfico de contorno do DP, sendo que os valores dos ganhos  $Kp$ ,  $Ka$  e  $Kd_2$  são 90, 0.9 e 100, respectivamente. Porém, há uma pequena diferença em  $Kd$ , sendo que o sinal em rosa possui  $Kd=8$  e o em azul  $Kd=9$ .

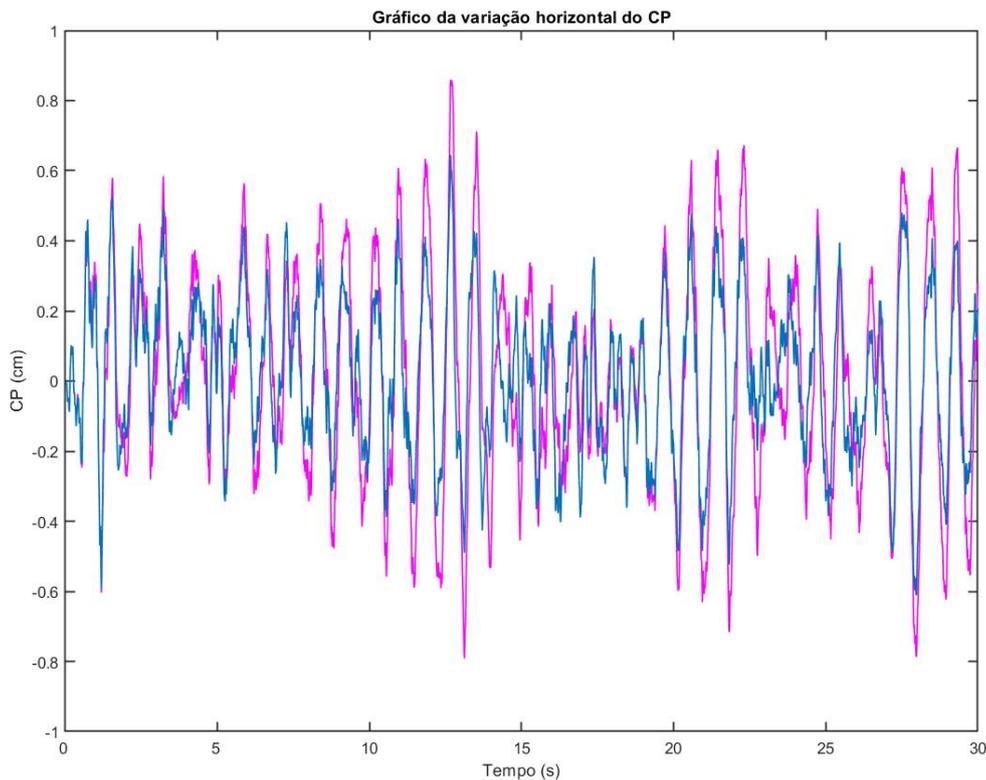


FIGURA 34 – Dois sinais de deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com feedback de aceleração e controle preditivo, no qual o sinal em rosa possui DP de 3,01 mm, enquanto o sinal em azul obteve DP de 2,2 mm, menor do que o mínimo de 2,3 mm observado em experimentos com sujeitos adultos saudáveis. Mais informações no texto. Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

Contudo, pelo resultado das simulações Monte Carlo dos modelos propostos, é evidente que o sistema tornou-se mais robusto visto que há um aumento na faixa de valores admissíveis dos ganhos do controlador PD após a introdução das novas informações proprioceptivas no modelo. Portanto, esta maior "folga" que os ganhos do controlador  $Kp$  e  $Kd$  ganham condizem com a hipótese de que a participação do *feedback* de aceleração e controle preditivo na estratégia de manutenção postural é benéfica para a estabilidade do corpo na posição ereta quieta.

Nesse sentido, algumas colocações podem ser feitas a respeito das faixas de valores encontradas para os diferentes casos analisados. Adotando os resultados em que o parâmetro analisado é o DP, observou-se que o valor máximo que  $Kp$  consegue assumir é muito maior no caso em que há apenas a participação do *feedback* de aceleração (máximo de 158,41) em comparação com o modelo com apenas o controle preditivo (máximo de 45,48). Já o mínimo de  $Kp$  é mais acentuado pela adição do controle preditivo (mínimo de 0,05 versus mínimo de 10,9 no modelo com apenas o *feedback* de aceleração). Porém, com ambas as informações adicionadas, o máximo de  $Kp$  chega a 178,01 e o mínimo a 0,01.

Já em relação ao ganho máximo de  $Kd$ , novamente a informação proprioceptiva que mais contribuiu foi o *feedback* de aceleração (máximo de 17,97 versus 15,01 no modelo com apenas o controle preditivo adicionado). Entretanto, no modelo com adição do controle preditivo houve um  $Kd$  mínimo de 2,01 e com o acréscimo do *feedback* de aceleração atingiu um mínimo de 2,91. Contudo, no caso com ambas as informações proprioceptivas, o máximo de  $Kd$  obteve uma pequena queda (17,9), enquanto o mínimo diminuiu para 0,6. Em conclusão, o acréscimo de qualquer uma das novas informações proprioceptivas já torna o sistema mais robusto, mas é evidente que a melhor condição de robustez que o sistema de controle pode assumir é com a adição do *feedback* de aceleração em conjunto com o controle preditivo.

Ainda na avaliação das simulações Monte Carlo dos modelos, o caso em que as variáveis  $Kp$ ,  $Kd$  e  $Kd_2$  foram analisadas, no modelo que possuía os *feedbacks* de aceleração e predição, observou-se uma característica incomum no gráfico de dispersão dos conjuntos de dados de  $Kp$  e  $Kd$  quando se avaliava o DP. Como mostrado na figura 35, há uma ausência de *sets* no interior da área de dispersão, algo que não se observa no caso em que se avalia a estabilidade do pêndulo. Para verificar a validade dessa observação, testes no Simulink com *sets* na área vazia do gráfico de dispersão mostraram que o DP é muito pequeno para ser considerado similar ao observado em experimentos. Para exemplificar o resultado, a figura 36 apresenta um resultado simulado para o caso em específico quando  $Kp=60$ ,  $Kd=10$ ,  $Ka=1$  e  $Kd_2=100$ .

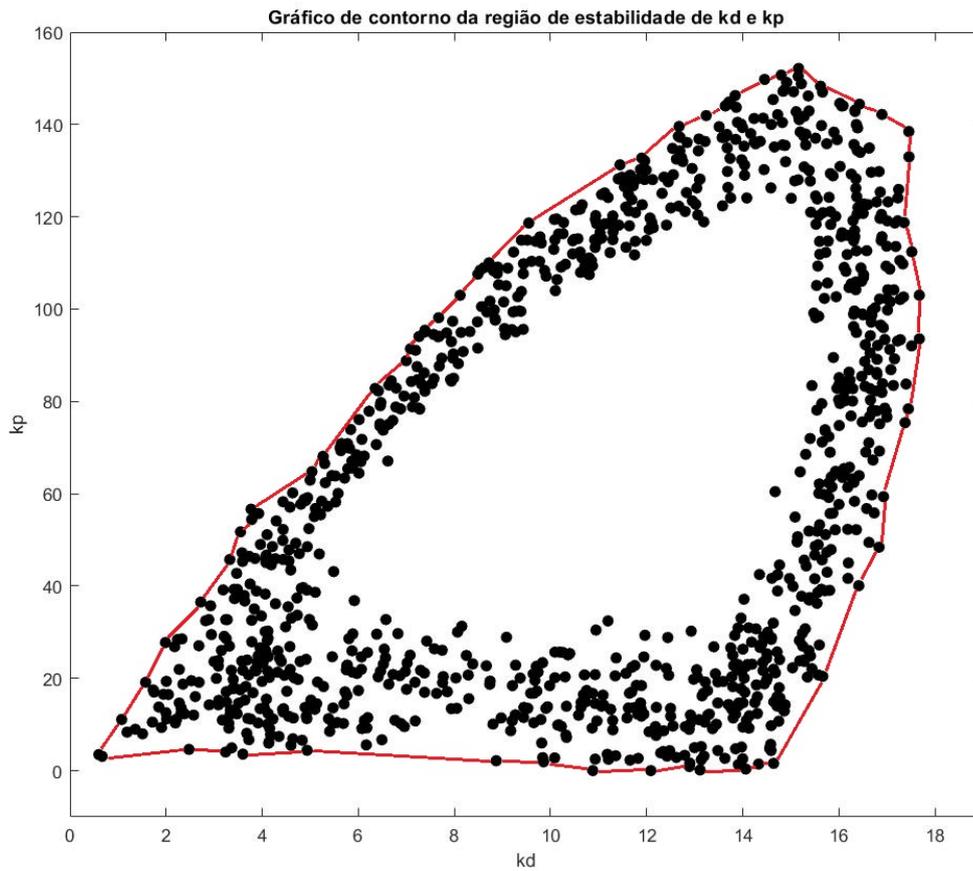


FIGURA 35 – Gráfico de dispersão dos conjuntos de valores de  $Kp$  e  $Kd$ , com área de contorno, no caso em que  $Kd_2$  também varia (entre os valores de 0 a 1300) e há o *feedback* de aceleração e predição no modelo. Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

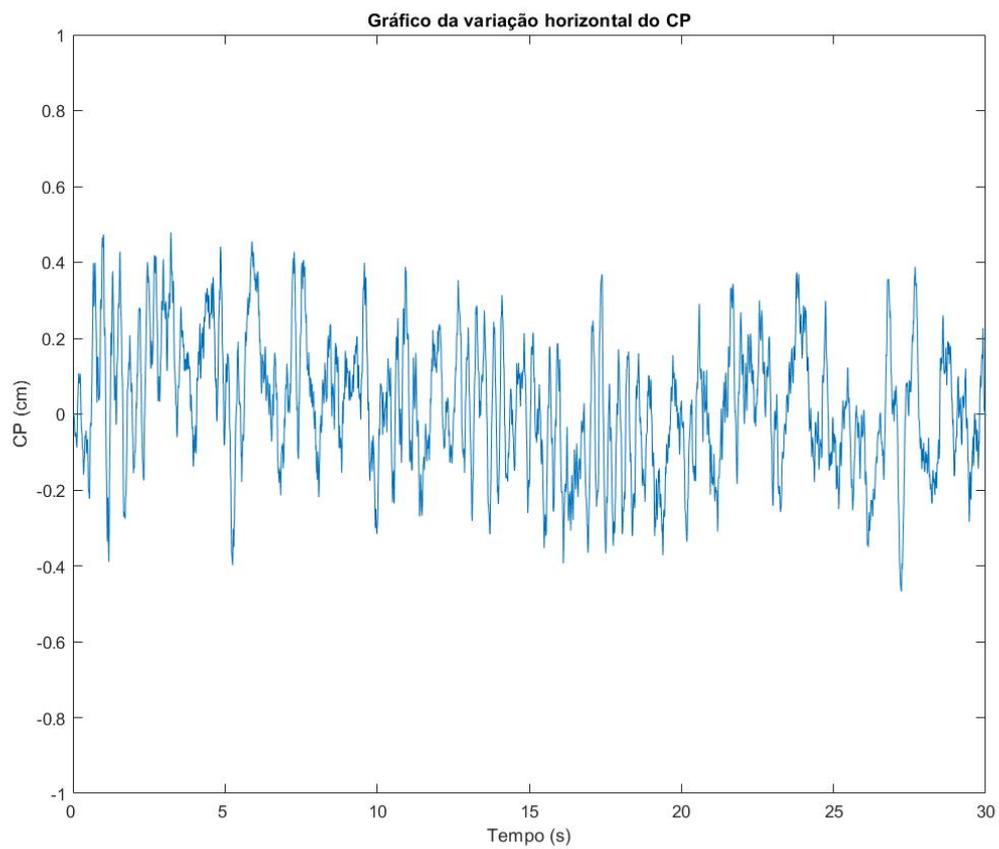


FIGURA 36 – Deslocamento do CP na direção AP em simulação do modelo com feedback de aceleração e controle preditivo, no qual o DP foi de 1,73 mm, menor do que o mínimo de 2,3 mm observado em experimentos com sujeitos adultos saudáveis. Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

No sinal apresentado na figura 36, o espectro do sinal também é diferente do típico, como mostrado na figura 37. Pelo gráfico, a distribuição de potência está concentrada em valores mais altos do que o observado em experimentos (ROCCHI; CHIARI; CAPPELLO, 2004).

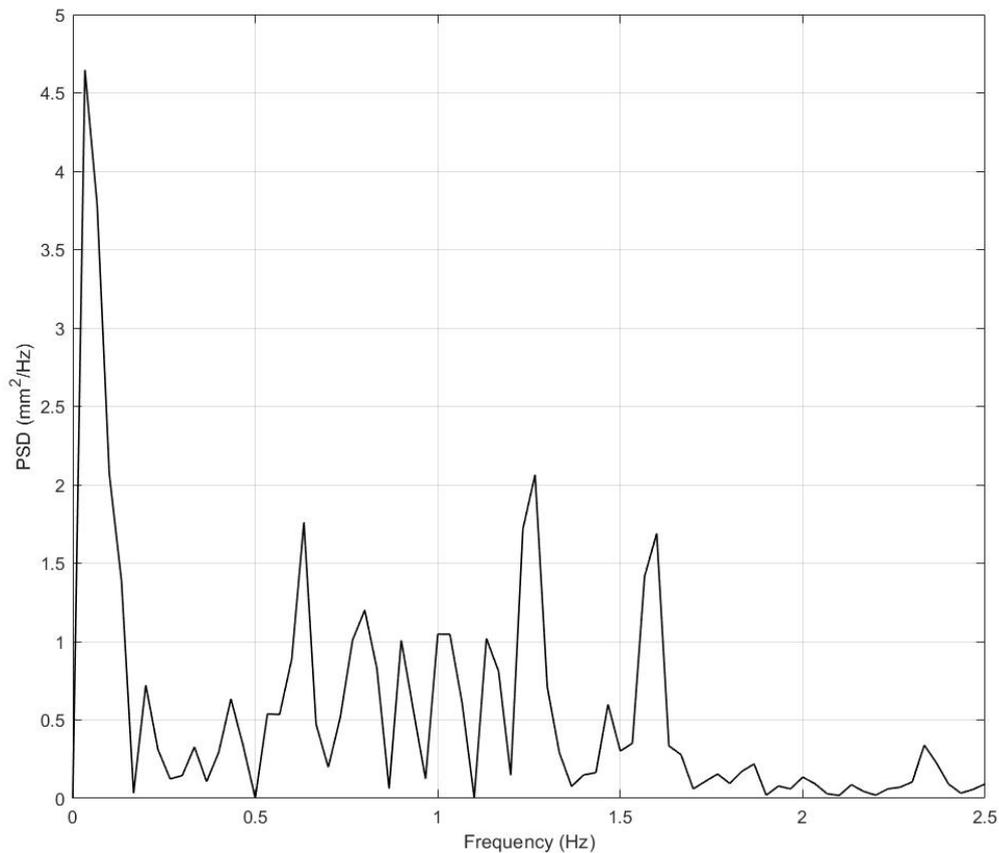


FIGURA 37 – Periodograma pelo método Welch do sinal do CP mostrado no gráfico da figura 36. Elaborado pelo autor (2022).

Contudo, em simulações com variações no espaço das quatro variáveis ( $K_p$ ,  $K_d$ ,  $K_a$  e  $Kd_2$ ), notou-se que em alguns valores para os ganhos dos *feedbacks* de aceleração e predição não ocorre essa particularidade. Por exemplo, observou-se que não ocorre esta característica quando  $Kd_2$  é fixado em 100 e  $K_a$  varia de aproximadamente 0,6 a 0,7. Assim, não parece haver uma explicação clara para a ocorrência desse fenômeno.

Já a respeito das avaliações qualitativas do PSD dos sinais, os resultados de ambos os modelos apresentaram características satisfatórias, uma vez que a distribuição de potência resultou ao obtido em humanos, com mais potência em faixas de frequências baixas, como constatado nas figuras 30 e 31 (ROCCHI; CHIARI; CAPPELLO, 2004; ZATSIORSKY; DUARTE, 1999; LIMA, 2020). Além disso, como observado no trabalho Zatsiorsky e Duarte

(1999), o PSD do CP em sujeitos adultos saudáveis apresenta um grande primeiro pico no gráfico que contém a maior parte da área sob a curva do periodograma, assim como observado nos resultados dos PSDs de ambos os modelos. Contudo, no modelo com adição do *feedback* de aceleração e predição, o primeiro pico chega a valores inferiores quando comparado ao do modelo clássico. Uma possível razão para isto seja um incremento na potência da força restauradora em frequências acima das associadas ao espectro do CM devido ao acréscimo das informações proprioceptivas.

## 5 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi apresentada a base teórica e os métodos para a investigação da participação de sinais aferentes do FM que fornecem informação sobre o estado cinético muscular e de controle preditivo na estratégia da manutenção do equilíbrio postural pelo SNC. Portanto, foi proposto um modelo de sistema neurobiomecânico, com uso de controle de um pêndulo invertido, com controlador PD, *feedback* de aceleração e controle preditivo, além de apresentar matematicamente componentes fisiológicos que compõe o torque passivo do sistema, os ruídos internos e os atrasos sensorial e neuromuscular. Houve um esforço de se realizar uma busca em trabalhos na literatura para que os mecanismos e variáveis do modelo fossem fundamentados em propriedades fisiológicas.

Porém, como ainda não se encontram trabalhos experimentais em humanos que comprovem a hipótese da participação de um modelo com *feedback* de aceleração e preditivo pelos FM no controle postural, algumas abordagens na modelagem do sistema foram feitas apenas com o propósito de tornar o sistema adequado para gerar sinais de saída próximos ao experimental. Um exemplo foi o caso do controle preditivo para o qual no modelo proposto se adotou um controlador ideal, uma vez que, no caso mais realista este tipo de controlador certamente é mais complexo.

Em resumo, os resultados das simulações dos modelos propostos neste trabalho mostraram que:

- **I.** A adição do *feedback* de aceleração ou do controle preditivo no modelo de controle postural que utiliza controlador PD tornou o sistema mais robusto.
- **II.** A inclusão do *feedback* de aceleração é o que mais influencia os valores máximos que os ganhos  $Kp$  e  $Kd$  podem assumir, enquanto o controle preditivo estende o limite inferior admissível para esses ganhos.
- **III.** A maior robustez do sistema está no caso em que o *feedback* de aceleração e o controle preditivo são adicionados em conjunto ao modelo neuromecânico.
- **IV.** Quando se analisa os valores de parâmetros de ganhos que resultam em sinais com DP compatível ao de experimentos, há pouca diferença nas áreas de contorno nos gráficos de dispersão em comparação aos gráficos em que se verifica apenas a estabilidade do pêndulo. Contudo, a densidade de pontos (referentes ao conjunto de valores admissíveis de  $Kp$ - $Kd$ ) é menor no caso do DP.

## REFERÊNCIAS

- ANDREOPOULOU, G. *et al.* Effects of support surface stability on feedback control of trunk posture. **Experimental Brain Research**, v. 233, n. 4, p. 1079–1087, 2015. ISSN 14321106.
- ASSLÄNDER, L.; PETERKA, R. J. Sensory reweighting dynamics in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 111, n. 9, p. 1852–1864, 2014. ISSN 15221598.
- BALASUBRAMANIAM, R.; WING, A. M. The dynamics of standing balance. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 6, n. 12, p. 531–536, 2002. ISSN 13646613.
- BASZCZYK, J. W. Sway ratio - a new measure for quantifying postural stability. **Acta Neurobiol Exp**, p. 51–57, 2008.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neuroscience: Exploring the Brain**. [S.l.]: Lippincott Williams Wilkins, 2008. ISBN 0781760038.
- BLASZCZYK, J. W. *et al.* Effects of excessive body weight on postural control. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 9, p. 1295–1300, 2009. ISSN 00219290.
- BLUM, K. P. *et al.* Diverse and complex muscle spindle afferent firing properties emerge from multiscale muscle mechanics. **eLife**, v. 9, p. 1–32, 2020. ISSN 2050084X.
- BLUM, K. P. *et al.* Force encoding in muscle spindles during stretch of passive muscle. **PLoS Computational Biology**, v. 13, n. 9, p. 1–24, 2017. ISSN 15537358.
- BOISGONTIER, M. P. *et al.* Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks: Increased recruitment of generic cognitive resources in older adults. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, Elsevier Ltd, v. 37, n. 8, p. 1824–1837, 2013. ISSN 01497634. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2013.07.014>>.
- BORG, F. *et al.* Muscle activity and balance—how do we keep standing? **Saunalahti.Fi**, n. 1, p. 1–35, 2005. Disponível em: <<http://www.saunalahti.fi/borgbros/bisoni/bal%5Cnms%5Cnemg%5Cncop.pdf>>.
- BOUGARD, C.; DAVENNE, D. Morning/evening differences in somatosensory inputs for postural control. **BioMed Research International**, v. 2014, 2014. ISSN 23146141.
- BOVE, M. *et al.* Postural control after a strenuous treadmill exercise. **Neuroscience Letters**, v. 418, n. 3, p. 276–281, 2007. ISSN 03043940.
- BUNDERSON, N. E. *et al.* Directional constraint of endpoint force emerges from hindlimb anatomy. **Journal of Experimental Biology**, v. 213, n. 12, p. 2131–2141, 2010. ISSN 00220949.
- BUSTER, T. W. *et al.* Computerized dynamic posturography detects balance deficits in individuals with a history of chronic severe traumatic brain injury. **Brain Injury**, v. 30, n. 10, p. 1249–1255, 2016. ISSN 1362301X.

CHIBA, R. *et al.* Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. **Neuroscience Research**, Elsevier Ireland Ltd and Japan Neuroscience Society, v. 104, p. 96–104, 2016. ISSN 18728111. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.neures.2015.12.002>>.

COMBER, L. *et al.* Postural control deficits in people with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. **Gait Posture**, v. 61, p. 445–452, 2018. ISSN 0966-6362. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636218300985>>.

De Groot, M. H. *et al.* The effects of fall-risk-increasing drugs on postural control: A literature review. **Drugs and Aging**, v. 30, n. 11, p. 901–920, 2013. ISSN 1170229X.

DESMURGET, M.; GRAFTON, S. Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 4, n. 11, p. 423–431, 2000. ISSN 13646613.

DIDERIKSEN, J.; NEGRO, F. Feedforward modulation of gamma motor neuron activity can improve motor command accuracy. **Journal of Neural Engineering**, v. 18, n. 4, 2021. ISSN 17412552.

DIMITRIOU, M.; EDIN, B. B. Discharges in human muscle receptor afferents during block grasping. **Journal of Neuroscience**, v. 28, n. 48, p. 12632–12642, 2008. ISSN 02706474.

DIMITRIOU, M.; EDIN, B. B. Human muscle spindles act as forward sensory models. **Current Biology**, Elsevier, v. 20, n. 19, p. 1763–1767, 2010. ISSN 09609822. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.cub.2010.08.049>>.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010. ISSN 18099246.

ELIAS, L. A.; WATANABE, R. N.; KOHN, A. F. Spinal Mechanisms May Provide a Combination of Intermittent and Continuous Control of Human Posture: Predictions from a Biologically Based Neuromusculoskeletal Model. **PLoS Computational Biology**, v. 10, n. 11, 2014. ISSN 15537358.

ERA, P.; HEIKKINEN, E. Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. **Journals of Gerontology**, v. 40, n. 3, p. 287–295, 1985. ISSN 00221422.

FUKUNAGA, J. Y. *et al.* Postural control in Parkinson's disease. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, v. 80, n. 6, p. 508–514, 2014. ISSN 18088686.

GAERLAN, M. G. **The Role of Visual, Vestibular, and Somatosensory System in Postural Balance**. 2010.

GANDELMAN-MARTON, R.; ARLAZOROFF, A.; DVIR, Z. Postural stability in patients with different types of head and neck trauma in comparison to healthy subjects. **Brain Injury**, Taylor Francis, v. 30, n. 13-14, p. 1612–1616, 2016. ISSN 1362301X. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1080/02699052.2016.1199904>>.

GATEV, P. *et al.* Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **Journal of Physiology**, v. 514, n. 3, p. 915–928, 1999. ISSN 00223751.

HAFSTRÖM, A. *et al.* Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. **Acta Oto-Laryngologica**, Taylor Francis, v. 122, n. 4, p. 392–397, 2002. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/00016480260000076>>.

HRYDOMALLIS, C. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. **Sports Medicine**, v. 37, n. 6, p. 547–556, 2007. ISSN 01121642.

ISHIDA, A.; MIYAZAKI, S. Maximum Likelihood Identification of a Posture Control System. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, BME-34, n. 1, p. 1–5, 1987. ISSN 15582531.

KIM, B. J.; ROBINSON, C. J. Postural control and detection of slip/fall initiation in the elderly population. **Ergonomics**, v. 48, n. 9, p. 1065–1085, 2005. ISSN 00140139.

KOVACS, B. A.; INSPERGER, T. Critical parameters for the robust stabilization of the inverted pendulum with reaction delay: State feedback versus predictor feedback. **International Journal of Robust and Nonlinear Control**, n. December 2020, p. 1–13, 2021. ISSN 10991239.

LAFOND, D.; CORRIVEAU, H.; PRINCE, F. Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. **Diabetes Care**, American Diabetes Association, v. 27, n. 1, p. 173–178, 2004. ISSN 0149-5992. Disponível em: <<https://care.diabetesjournals.org/content/27/1/173>>.

LATASH, M. **Fundamentals of Motor Control**. Elsevier Science, 2012. ISBN 9780123914125. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=iRrDtNERsyQC>>.

LEE, Y. W. *et al.* Relationship between postural instability and subcortical volume loss in Alzheimer's disease. **Medicine (United States)**, v. 96, n. 25, p. 1–7, 2017. ISSN 15365964.

LIMA, F. d. F. Efeito da estimulação transcutânea da medula espinhal por corrente contínua (tsDCS) nas oscilações posturais durante postura ereta ortostática em seres humanos. **Dissertação (mestrado)**, 2020.

LORAM, I. D. Mechanisms for human balancing of an inverted pendulum using the ankle strategy. **Tese (doutorado)**, I, n. September, 2002.

MANCINI, M. *et al.* Postural sway as a marker of progression in Parkinson's disease: A pilot longitudinal study. **Gait and Posture**, Elsevier B.V., v. 36, n. 3, p. 471–476, 2012. ISSN 09666362. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.010>>.

MANUEL, M.; ZYTNICKI, D. Alpha, beta and gamma motoneurons: Functional diversity in the motor systems final pathway. **Journal of Integrative Neuroscience**, v. 10, n. 3, p. 243–276, 2011. ISSN 02196352.

MASANI, K. *et al.* Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities during Quiet Stance. **Journal of Neurophysiology**, v. 90, n. 6, p. 3774–3782, 2003. ISSN 00223077.

MASANI, K. *et al.* Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. **Gait and Posture**, Elsevier B.V., v. 39, n. 3, p. 946–952, 2014. ISSN 18792219. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.008>>.

MASANI, K. *et al.* Neuromusculoskeletal torque-generation process has a large destabilizing effect on the control mechanism of quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 100, n. 3, p. 1465–1475, 2008. ISSN 15221598.

MASANI, K.; VETTE, A. H.; POPOVIC, M. R. Controlling balance during quiet standing: Proportional and derivative controller generates preceding motor command to body sway position observed in experiments. **Gait and Posture**, v. 23, n. 2, p. 164–172, 2006. ISSN 09666362.

MAURER, C.; MERGNER, T.; PETERKA, R. J. Multisensory control of human upright stance. **Experimental Brain Research**, v. 171, n. 2, p. 231–250, 2006. ISSN 00144819.

MAURER, C.; PETERKA, R. J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 93, n. 1, p. 189–200, 2004. ISSN 00223077.

MEARDON, S.; KLUSENDORF, A.; KERNOZEK, T. Influence of Injury on Dynamic Postural Control in Runners. **International journal of sports physical therapy**, v. 11, n. 3, p. 366–77, 2016. ISSN 2159-2896. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27274423>><<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4886805>>.

MEZZARANE, R. A.; KOHN, A. F. Postural control during kneeling. **Experimental Brain Research**, v. 187, n. 3, p. 395–405, 2008. ISSN 00144819.

MORASSO, P. *et al.* Preflexes and internal models in biomimetic robot systems. **Cognitive Processing**, v. 6, n. 1, p. 25–36, 2005. ISSN 16124782.

MORASSO, P.; CHERIF, A.; ZENZERI, J. Quiet standing: The single inverted pendulum model is not so bad after all. **PLoS ONE**, v. 14, n. 3, p. 1–20, 2019. ISSN 19326203. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0213870>>.

MORASSO, P. G. *et al.* Internal models in the control of posture. **Neural Networks**, v. 12, n. 7-8, p. 1173–1180, 1999. ISSN 08936080.

MORASSO, P. G.; SCHIEPPATI, M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? **Journal of Neurophysiology**, v. 82, n. 3, p. 1622–1626, 1999. ISSN 00223077.

NOMURA, T. *et al.* Modeling human postural sway using an intermittent control and hemodynamic perturbations. **Mathematical Biosciences**, Elsevier Inc., v. 245, n. 1, p. 86–95, 2013. ISSN 00255564. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.mbs.2013.02.002>>.

OGATA, K. **Engenharia de controle moderno**. Pearson Prentice Hall, 2011. ISBN 9788576058106. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=iL3FYgEACAAJ>>.

OHNO, H. *et al.* The effect of anxiety on postural control in humans depends on visual information processing. **Neuroscience Letters**, v. 364, n. 1, p. 37–39, 2004. ISSN 03043940.

- PETERKA, R. J. Simple Model of Sensory Interaction in Human Postural Control. **Multisensory Control of Posture**, n. 2, p. 281–288, 1995.
- PETERKA, R. J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. **Biological Cybernetics**, v. 82, n. 4, p. 335–343, 2000. ISSN 03401200.
- PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1097–1118, 2002. ISSN 00223077.
- PETERKA, R. J. Simplifying the Complexities of Maintaining Balance. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 22, n. 2, p. 63–68, 2003. ISSN 07395175.
- PETERKA, R. J.; LOUGHLIN, P. J. Dynamic Regulation of Sensorimotor Integration in Human Postural Control. **Journal of Neurophysiology**, v. 91, n. 1, p. 410–423, 2004. ISSN 00223077.
- REDSTONE, F.; WEST, J. F. The importance of postural control for feeding. **Pediatric nursing**, v. 30, n. 2, p. 97–100, 2004. ISSN 00979805.
- RIACH, C. L.; HAYES, K. C. Maturation Of Postural Sway In Young Children. **Developmental Medicine Child Neurology**, v. 29, n. 5, p. 650–658, 1987. ISSN 14698749.
- ROCCHI, L.; CHIARI, L.; CAPPELLO, A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 42, p. 71–79, 1 2004. ISSN 01400118.
- SHERRINGTON, C. S. **The integrative action of the nervous system**. New Haven, CT, US: Yale University Press, 1906. xvi, 411–xvi, 411 p. (Yale University Mrs. Hepsa Ely Silliman memorial lectures.).
- SHIAVI, R. **Introduction to Applied Statistical Signal Analysis: Guide to Biomedical And Electrical Engineering Applications**. [S.l.: s.n.], 2007. ISBN 978-0-12-088581-7.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle Motor - Teoria e Aplicações Práticas**. [S.l.: s.n.], 2010. ISBN 9788520427477.
- SMITH, S. S.; CHENG, T.; KERR, G. K. The effect of extended wake on postural control in young adults. **Experimental Brain Research**, v. 221, n. 3, p. 329–335, 2012. ISSN 00144819.
- SOUSA, A. S. *et al.* Influence of prolonged wearing of unstable shoes on upright standing postural control. **Human Movement Science**, Elsevier B.V., v. 45, p. 142–153, 2016. ISSN 18727646. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2015.11.015>>.
- SQUIRE, L. R. *et al.* **Fundamental Neuroscience**. [S.l.]: Elsevier, 2008. ISBN 9780123740199.
- SULLIVAN, E. V. *et al.* Postural sway reduction in aging men and women: relation to brain structure, cognitive status, and stabilizing factors. **Neurobiol Aging**, v. 30, n. 5, p. 793–807, 2009.

- TODOROV, E. Optimality principles in sensorimotor control. **Nature Neuroscience**, v. 7, n. 9, p. 907–915, 2004. ISSN 10976256.
- VAN DIEËN, J. H.; DRUNEN, P. van; HAPPEE, R. **Sensory contributions to stabilization of trunk posture in the sagittal plane**. 2018. 219–227 p.
- VETTE, A. H.; MASANI, K.; POPOVIC, M. R. Implementation of a physiologically identified pd feedback controller for regulating the active ankle torque during quiet stance. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 15, p. 235–243, 2007. ISSN 15344320.
- VISSER, J. E. *et al.* The clinical utility of posturography. **Clinical Neurophysiology**, International Federation of Clinical Neurophysiology, v. 119, n. 11, p. 2424–2436, 2008. ISSN 13882457. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2008.07.220>>.
- WANG, L. **Model Predictive Control System Design and Implementation Using MATLAB**. [S.l.]: Spriger, 2009. ISBN 9781848823303.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition**. [S.l.: s.n.], 2009. 1–370 p. ISBN 9780470398180.
- WINTER, D. A. *et al.* Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 3, p. 1211–1221, 1998. ISSN 00223077.
- ZATSIORSKY, V. M.; DUARTE, M. Instant Equilibrium Point and Its Migration in Standing Tasks: Rambling and Trembling Components of the Stabilogram. **Motor Control**, 1999.
- ZIELINSKA, T. *et al.* Postural balance using a disturbance rejection method. **11th International Workshop on Robot Motion and Control, RoMoCo 2017 - Workshop Proceedings**, n. April 2018, p. 23–28, 2017.