

ARTHUR YAMAMOTO MARTINEZ
BRUNO PEDRONI SANTOIEMMA
LUCAS DA CUNHA BOTTO CASTELLAN
RENATO PEREIRA PINHEIRO

Conforto de paciente em ambulância

Controle de uma suspensão ativa para macas

São Paulo

2018

Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
Departamento de Engenharia Mecânica

ARTHUR YAMAMOTO MARTINEZ	4651007
BRUNO PEDRONI SANTOIEMMA	8992093
LUCAS DA CUNHA BOTTO CASTELLAN	8603038
RENATO PEREIRA PINHEIRO	6846791

Conforto de paciente em ambulância

Controle de uma suspensão ativa para macas

Segundo relatório (T2) referente à disciplina
PME 3481 (Controle e Aplicações)
Docentes: Prof. Dr. Décio C. Donha
Prof. Dr. Agenor T. Fleury

São Paulo
2018

RESUMO

O trabalho apresenta a síntese de diversos tipos de controladores para aplicação em uma suspensão ativa, especialmente desenvolvida para macas ambulatoriais, visando melhorar o conforto do paciente em trânsito. A partir das abordagens Moderna e Clássica de controle, foi feito um estudo comparativo para se determinar a estratégia de controle mais eficiente de acordo com critérios de conforto estabelecidos pela norma ISSO 2631. Entre os métodos no domínio do tempo e da frequência, concluiu-se que o controle LQR apresenta desempenho e flexibilidade superiores aos demais com relação à rejeição de distúrbios, mantendo a aceleração vertical da maca abaixo do 0.315 m/s^2 e praticamente anulando o movimento de arfagem, considerando-se um perfil padrão de lombada.

Palavras chaves: ambulância, conforto, maca, suspensão ativa, LQR, PID.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Modelo de meio carro	7
Figura 2.2 - Modelo físico adotado para ambulância e maca	8
Figura 2.3 - Diagrama de corpo livre do sistema	10
Figura 3.1 - Polos em malha aberta	13
Figura 3.2 - Diagrama de Bode para a posição vertical.....	15
Figura 3.3 - Perfis de pista ISO 8608:1995 Classe A-C	16
Figura 3.4 - Perfil padrão de lombada	17
Figura 3.5 - Aceleração para lombada padrão à $V = 18$ km/h	17
Figura 3.6 - Ângulo de arfagem para lombada padrão à $V = 18$ km/h.....	18
Figura 3.7 – Aceleração vertical para perfil ISO Classe B à $V = 36$ km/h.....	18
Figura 3.8 - Ângulo de arfagem para perfil ISO Classe B à $V = 36$ km/h	19
Figura 4.1 - Aceleração vertical com alocação para lombada	22
Figura 4.2 - Aceleração vertical com alocação para perfil Classe B.....	22
Figura 4.3 - Aceleração vertical com controle LQR para lombada padrão	24
Figura 4.4 - Ângulo de arfagem com controle LQR para lombada	24
Figura 4.5 - Aceleração vertical com controle LQR para perfil Classe B.....	25
Figura 4.6 - Ângulo de arfagem com controle LQR para perfil Classe B.....	25
Figura 4.7 - Força do atuador para lombada com LQR	27
Figura 4.8 - Simulação da resposta do erro ao impulso com observador por alocação.....	28
Figura 4.9 - Simulação da resposta do erro ao impulso com observador LQ.....	29
Figura 4.10 - Seguidor de referência de 10 graus	30
Figura 5.1 - Curva de reação ao degrau da FT escolhida	32
Figura 5.2 - Lugar das raízes para determinação do ganho K_p	33
Figura 5.3 - Lugar das raízes para determinação do ganho K_i	34
Figura 5.4 - Lugar das raízes para determinação do ganho K_d	35
Figura 5.5 - Simulação para lombada com PID por alocação de polos	36
Figura 5.6 - Simulação para perfil com PID por alocação de polos.....	36
Figura 5.7 - Respostas do sistema ao degrau para diferentes valores de ω_n	39
Figura 5.8 – Comparação do controle ITAE com e sem pré-compensador.....	40
Figura 5.9 - Caminho de Nyquist para PID por lugar das raízes	43
Figura 5.10 - Diagrama de Bode para PID por lugar das raízes.....	44
Figura 5.11 - Caminho de Nyquist para ITAE.....	44

Figura 5.12 - Diagrama de Bode para ITAE	45
Figura 6.1 - Comparação entre controles para rejeição de distúrbio do tipo lombada	46
Figura 6.2 - Comparação entre controles para seguidor de referência angular	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 - Níveis de desconforto sofridos por uma pessoa submetida a diferentes valores de aceleração vertical	1
Tabela 2.1 - Parâmetros do modelo	8
Tabela 3.1 - Valores numéricos dos pólos em malha aberta.....	14
Tabela 3.2 - Classificação de pista.....	16
Tabela 4.1 - Valores numéricos dos pólos alocados	21
Tabela 4.2 - Valores numéricos dos pólos LQR	23
Tabela 4.3 - Valores numéricos dos pólos do observador.....	28
Tabela 5.1 - Tabela de Routh para o sistema em malha aberta.....	41
Tabela 5.2 - Tabela de Routh para o sistema em malha fechada utilizando o controlador de rejeição de distúrbios.....	42
Tabela 5.3 - Tabela de Routh para o sistema em malha fechada utilizando o controlador de seguidor de referência	42

LISTA DE SÍMBOLOS

CG_1	<i>Centro de massa da ambulância</i>
CG_2	<i>Centro de massa da maca</i>
C_i	<i>i – ésimo coeficiente de amortecimento viscoso</i>
K_i	<i>i – ésima rigidez</i>
m_1	<i>Massa de meia ambulância</i>
m_2	<i>Massa da maca (incluindo paciente)</i>
a	<i>Distância de CG_1 ao ponto de atuação de K_2 e C_2</i>
b	<i>Distância de CG_1 ao ponto de atuação de K_1 e C_1</i>
c	<i>Distância de CG_2 ao ponto de atuação de K_4 e C_4</i>
d	<i>Distância de CG_2 ao ponto de atuação de K_3 e C_3</i>
e	<i>Distância de CG_1 ao ponto de atuação de K_3 e C_3</i>
f	<i>Distância de CG_1 ao ponto de atuação de K_4 e C_4</i>
x_1	<i>Deslocamento vertical da ambulância</i>
x_2	<i>Deslocamento vertical da maca</i>
θ_1	<i>Ângulo de arfagem da ambulância</i>
θ_2	<i>Ângulo de arfagem da maca</i>
$u_1(t)$	<i>Posição vertical da roda dianteira</i>
$u_2(t)$	<i>Posição vertical da roda traseira</i>
$FA_1(t)$	<i>Força exercida pelo atuador A1 (mesmo ponto que K_3 e C_3)</i>
$FA_2(t)$	<i>Força exercida pelo atuador A2 (mesmo ponto que K_4 e C_4)</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Objetivos.....	2
1.2	Metodologia	3
1.3	Revisão bibliográfica	5
2	MODELAGEM DO SISTEMA	6
2.1	Hipóteses simplificadoras	6
2.2	Modelo físico	7
2.1	Sensores e atuadores	9
2.2	Modelagem matemática.....	9
2.2.1	Equações do movimento no domínio do tempo	10
2.2.2	Definição do espaço de estados.....	11
3	SISTEMA EM MALHA ABERTA	13
3.1	Polos do sistema.....	13
3.2	Simulação em malha aberta a distúrbios.....	15
4	CONTROLE MODERNO	20
4.1	Controlabilidade e observabilidade	20
4.2	Alocação de polos.....	20
4.3	LQR.....	23
4.4	Observador	27
4.5	Seguidor de referência constante.....	29
5	CONTROLE CLÁSSICO	30
5.1	Função de transferência escolhida.....	30
5.2	Sintonização PID por Ziegler-Nichols.....	31
5.2.1	Método da curva de reação	31
5.2.2	Método do ganho limite	32
5.3	Sintonização PID por Lugar das Raízes	32

5.3.1	Determinação de K_p	32
5.3.2	Determinação de K_i	33
5.3.3	Determinação do ganho K_d	34
5.4	Controle ITAE	37
5.5	Estabilidade por Routh-Hurwitz	40
5.6	Estabilidade absoluta e relativa	43
6	COMPARAÇÃO ENTRE CONTROLES MODERNO E CLÁSSICO.....	45
6.1	Rejeição de distúrbios	45
6.2	Seguidor de referência.....	46
7	CONCLUSÃO.....	47
8	REFERÊNCIAS	49
	APÊNDICE 1 – CÓDIGO FONTE	51
	APÊNDICE 2 – DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS.....	66
	APÊNDICE 3 – TABELA DE FREQUÊNCIAS ISO 2631	67
	APÊNDICE 4 – EQUAÇÕES NÃO LINEARES	68
	APÊNDICE 5 – DIAGRAMAS DE BLOCOS.....	69
	APÊNDICE 6 – FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA.....	70
	APÊNDICE 7 – GRÁFICOS DE ARFAGEM.....	72

1 INTRODUÇÃO

A principal causa de vibrações que afetam o motorista e os passageiros de um veículo são perturbações resultantes de irregularidades da superfície percorrida pelo veículo. A eliminação de tais vibrações é essencial para o aprimoramento do conforto e segurança do passageiro e do motorista [1].

Em todos os tipos de veículos, o motorista ou passageiro estão expostos à vibração de corpo inteiro, de modo que os riscos à saúde aumentam quando ficam expostos a níveis elevados desse tipo de vibração durante um longo período de tempo. Vibrações de baixa frequência, inferiores a 1 Hz, podem causar náuseas, vômitos, e mal estar em geral; vibrações de alguns hertz a centenas de hertz podem causar patologias na coluna vertebral, dores abdominais e outros efeitos indesejáveis [2]. Além disso, para determinadas faixas de valores de aceleração vertical, classificam-se os níveis de desconforto de uma pessoa submetida a tais acelerações, tal como representado na Tabela 1. O nível de conforto também é determinado com relação às frequências com que essas acelerações atuam em uma pessoa na posição horizontal, tal como explicitado na norma ISO 2631 [8].

Tabela 1.1 - Níveis de desconforto sofridos por uma pessoa submetida a diferentes valores de aceleração vertical

Aceleração [m/s ²]	Escala de desconforto (sugerida pela ISO 2631)
Menos de 0.315	Não desconfortável
0.315-0.63	Um pouco desconfortável
0.5-1	Razoavelmente desconfortável
0.8-1.6	Desconfortável
1.25-2.5	Muito desconfortável
Maior que 2	Extremamente desconfortável

Fonte: RAEMAEEKERS (2009) [3]

Absolutamente todos esses efeitos de vibração de corpo inteiro são potencializados e intensificados no paciente que se encontra debilitado e em posição horizontal na maca de uma ambulância [3]. Daí a importância não apenas da análise dos movimentos sofridos pelo paciente vinculado à maca devido aos distúrbios impostos pela pista que o veículo percorre, como também do estudo sobre como desenvolver sistemas de controle que efetuem a rejeição de tais distúrbios, visando o bem-estar do paciente.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo do trabalho em questão é desenvolver sistemas de controle para uma maca em que se encontra um paciente dentro de uma ambulância. Eles serão desenvolvidos através de duas abordagens diferentes: através do Controle Moderno, que trabalha com Espaço de Estados e através do Controle Clássico, que trabalha no domínio da frequência.

Através do Controle Moderno, o enfoque do trabalho será referente à análise da aceleração vertical sofrida pelo paciente e a frequência com que ela ocorre, bem como o movimento de arfagem (angular) sofrido por ele, em determinados perfis de trajetória do veículo. Assim, o sistema de controle a ser desenvolvido através do controle moderno buscará, em essência, rejeitar os distúrbios sofridos pelo paciente na maca decorrentes da trajetória percorrida pela ambulância, através da diminuição do valor em módulo da aceleração vertical e do ângulo do movimento de arfagem sofridos sobre ele. Idealmente espera-se levar tais valores para zero, pois uma vez garantida que a aceleração vertical sofrida pelo paciente seja nula, garante-se que que seu movimento oscilatório vertical também vá à zero; somando-se isso a um movimento nulo de arfagem, assegura-se que o paciente situado na maca seguirá uma trajetória plenamente estável durante o percurso da ambulância. Caso não seja possível levar a aceleração a zero, espera-se que o controlador seja, pelo menos, capaz de levá-la a valores considerados confortáveis por normas, e também seja capaz de anular o movimento de arfagem sofrido pelo paciente. Além disso, traça-se como objetivo desenvolver uma característica adicional a esse controlador, a de seguir referências.

Através do Controle Clássico, serão desenvolvidos dois sistemas de controle diferentes. Um deles será projetado para rejeição de distúrbios e terá enfoque apenas na análise da aceleração vertical sofrida pelo paciente e a frequência com que ela ocorre. Intrínseca à abordagem do Controle Clássico, haverá a necessidade de trabalhar apenas com uma função de transferência da planta ao desenvolver esse sistema de controle, e ela será escolhida apropriadamente no desenvolvimento do trabalho. O controlador Proporcional Integral Derivativo (PID) a ser desenvolvido para essa aplicação buscará rejeitar distúrbios através de um atuador que atua diretamente na maca em que se encontra o paciente, buscando anular o movimento de elevação

sofrido por ele. O outro sistema de controle PID será projetado visando a capacidade de fazer uma das saídas do sistema seguir uma referência tipo degrau para um determinado valor angular, sendo devidamente escolhida, para esse controlador, uma outra função de transferência da planta do sistema.

A qualidade dos resultados será avaliada mediante comparação qualitativa e quantitativa com outros trabalhos acadêmicos relacionados ao tema, bem como em relação à norma ISO 2631, referente ao conforto e salubridade de uma pessoa sujeita à exposição prolongada de vibração de corpo inteiro. Serão feitas, também, comparações entre os resultados obtidos para cada um dos sistemas de controle desenvolvidos pela abordagem do Controle Moderno e do Controle Clássico.

1.2 METODOLOGIA

Para o desenvolvimento do sistema de controle proposto pela abordagem do Controle Moderno, será feita a modelagem matemática do sistema através do Espaço de Estados. Portanto, a partir da modelagem física do problema levando em conta as hipóteses simplificadoras, e da obtenção das equações diferenciais não lineares que regem o sistema (via Teorema do Movimento do Baricentro e Teorema da Quantidade de Movimento Angular), lineariza-se as equações obtidas e coloca-se o sistema linearizado na forma de Espaço de Estados desejada. A partir daí, verifica-se a estabilidade do sistema em malha aberta, através das análises dos pólos em malha aberta. Realiza-se simulações no domínio do tempo e da frequência para verificar a resposta dinâmica do sistema em malha aberta. Então, verifica-se a controlabilidade e observabilidade do sistema para checar a exequibilidade do controlador a ser desenvolvido.

Uma vez que o sistema seja controlável e observável, realiza-se o controle por alocação de pólos e também pelo método linear quadrático, visando a melhora da resposta dinâmica do sistema no domínio do tempo e a rejeição de distúrbios e ruídos externos ao sistema. Utiliza-se, também, a técnica de alocação de pólos para desenvolver a característica adicional do controlador, de rastrear sinais de referência, sejam eles constantes ou variáveis no tempo. Definem-se, então, os atuadores e sensores necessários para controlar o sistema.

Em seguida, desenvolve-se o observador identidade (tanto pelo método de alocação de pólos quanto pelo método linear quadrático), que irá estimar todas as variáveis de estado do sistema. É feita, em seguida, a simulação do controlador. Realiza-se, então, a análise da estabilidade do sistema controlado e também se compara o desempenho dos controladores e dos observadores. Verifica-se se os resultados obtidos são condizentes com aqueles presentes em trabalhos acadêmicos semelhantes, e se estão de acordo com as normas de conforto estudadas.

Finalmente, a partir da metodologia empregada através da execução correta de todos os itens acima, o projeto do controlador proposto através da abordagem do Controle Moderno estará completamente bem definido.

Para o desenvolvimento dos sistemas de controle propostos pela abordagem do Controle Clássico, primeiramente é elencada a função de transferência da planta que será utilizada na malha fechada que envolve o controlador PID de rejeição de distúrbios, e também a função de transferência da planta que será utilizada na malha fechada que envolve o controlador PID de seguidor de referência tipo degrau. É feita a análise de tipo e erro em regime permanente para as funções de transferência escolhidas, bem como a análise da resposta em malha aberta dessas funções de transferência. A partir disso, realiza-se a sintonização de cada controlador PID, determinando-se os ganhos proporcionais, integrais e derivativos de cada um deles. O sistema de controle de rejeição de distúrbios é sintonizado a partir do método do Lugar das Raízes e pelos métodos de Ziegler-Nichols. O sistema de controle de seguidor de referência tipo degrau é sintonizado a partir da otimização do índice *Integral of Time Absolute Error* (ITAE). É feita a análise de estabilidade dos controladores por Routh-Hurwitz e é utilizado o critério de estabilidade de Nyquist para determinar a estabilidade absoluta e relativa de cada controlador. É feita, também, a análise de estabilidade relativa usando Bode.

Por fim, é incluída uma sessão de comparação entre o desempenho do sistema sem controle e o desempenho com os controladores desenvolvidos, bem como uma comparação entre os controladores desenvolvidos pelo Controle Moderno e Controle Clássico.

1.3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A modelagem de meio carro é um tópico bastante abordado do ponto de vista acadêmico, e o estudo bibliográfico forneceu muitos dados e informações úteis, como a abordagem do equacionamento dinâmico do sistema (de [4]), os valores numéricos de parâmetros necessários para a simulação (de [1],[3],[4],[5],[6]) , efeitos de desconforto sofridos por uma pessoa diante de determinadas faixas de aceleração vertical (de [3]) e em relação às frequências com que elas ocorrem (de [8]) , bem como efeitos prejudiciais à saúde devido à exposição prolongada a determinados níveis de vibração de corpo inteiro (de [8] e de [2]). O estudo bibliográfico serviu, também, para dar embasamento às hipóteses simplificadoras adotadas e ao modelo físico final escolhido para a modelagem e controle do sistema.

Os primeiros três artigos do estudo bibliográfico, bem como a norma ISO 2631, puderam contribuir com uma abordagem ampla dos resultados causados por vibrações tanto em veículos como em passageiros. Nota-se que a questão do conforto é muito discutida, seja em um caso mais específico como o abordado em [1] e [3], que analisa como diferentes tipos de vibrações em veículos podem causar desconforto e prejudicar o passageiro, como mais geral na própria norma ISO 2631 [8] e em [2], que analisam as vibrações de corpo inteiro prejudiciais à saúde humana. O artigo [3] foi de grande importância para o trabalho, pois realiza a análise de 1/4 de ambulância, verificando como pode-se reduzir os níveis de vibrações transmitidos aos pacientes ao se instalar um sistema de suspensão ativa no veículo. Ele também foi responsável pela ideia do tema do grupo, além de fornecer valores de parâmetros úteis. Além disso, dos artigos [4], [5] e [6], obtiveram-se os dados necessários para as simulações do modelo matemático de um paciente em meia ambulância, dado que [4] e [5] modelam matematicamente diferentes situações de estrada para os veículos, analisando os movimentos de elevação e arfagem do veículo e [6] possuía dados para o veículo adotado como ambulância.

Em relação aos perfis de pistas realistas, utilizadas como entradas para o sistema em questão, foi utilizada como referência a norma ISO 8608 [9], que classifica a qualidade da pista de acordo com sua densidade espectral. A modelagem em si das pistas realistas foi feita através da adaptação de um código aberto em MATLAB, feito

por Kanafi [10]. O código resultante gera um perfil de pista aleatório de acordo com a classificação desejada.

A busca pelos atuadores e pelos sensores levou ao *datasheet* dos atuadores a serem utilizados [11] e os sensores a serem utilizados ([12] e [13]). Visando uma aplicação do seguidor de referências, encontrou-se [14], pertinente à inclinação fixa de um paciente em relação à horizontal como benefício para a circulação sanguínea em casos de inchaços de membros.

Os livros-textos abordados pela disciplina ([7] e [15]), e a apostila [16] foram úteis para a fundamentação teórica de alguns tópicos.

2 MODELAGEM DO SISTEMA

2.1 HIPÓTESES SIMPLIFICADORAS

A seguir serão detalhadas as hipóteses simplificadoras básicas que serão adotadas para a modelagem do sistema.

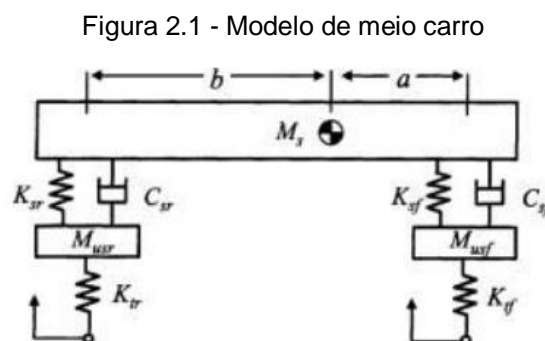
- A análise feita será bidimensional e a modelagem do sistema será feita a partir da abordagem do modelo de meio carro. Assim, serão possibilitadas as análises do movimento vertical do veículo, da rotação do veículo em torno do eixo perpendicular ao seu plano vertical longitudinal e dos deslocamentos vertical (elevação) e angular (arfagem) sofridos pelo conjunto composto pela maca e paciente;
- As vibrações e acelerações sofridas pelo paciente são exatamente as mesmas que as da maca, de modo que o paciente é considerado acoplado rigidamente à maca;
- O paciente não foi modelado separadamente da maca;
- Efeitos de amortecimento e dissipação adicionais de outros componentes que não sejam molas e amortecedores são desprezíveis;
- As forças de arrasto devido a fluxos de ar laterais e frontais são desconsiderados;

- As rodas da ambulância não perdem contato com o chão;
- A rigidez de cada mola e as constantes de amortecimento dos amortecedores são lineares e constantes com o tempo;
- As massas das rodas foram incorporadas à massa da meia ambulância, de modo que foi desconsiderada uma análise mais aprofundada das massas não suspensas (rodas do veículo). Assim, considerou-se que as excitações sofridas por cada roda são as mesmas sofridas pelo conjunto composto pela roda e suspensão. Tratou-se de sugestão do professor.

2.2 MODELO FÍSICO

O modelo físico de meio carro consiste em duas massas não suspensas, que representam as massas de duas rodas, sendo cada uma vinculada ao solo por uma mola, representando a rigidez de cada pneu; e uma massa suspensa, que representa metade do corpo do veículo, vinculada à cada massa não suspensa por um conjunto mola-amortecedor, representando duas suspensões do automóvel.

A Figura 2.1 ilustra o modelo físico de meio carro. Esse modelo é composto por quatro graus de liberdade, sendo eles os deslocamentos verticais de cada roda, o deslocamento vertical do chassi do veículo e seu deslocamento angular. Assim, a modelagem de meio carro permite a análise de resposta do sistema a excitações aplicadas às duas rodas do veículo, incluindo, por exemplo, a investigação dos movimentos de elevação e arfagem sofridas pelo automóvel, bem como a aceleração vertical sofrida pelo chassi.



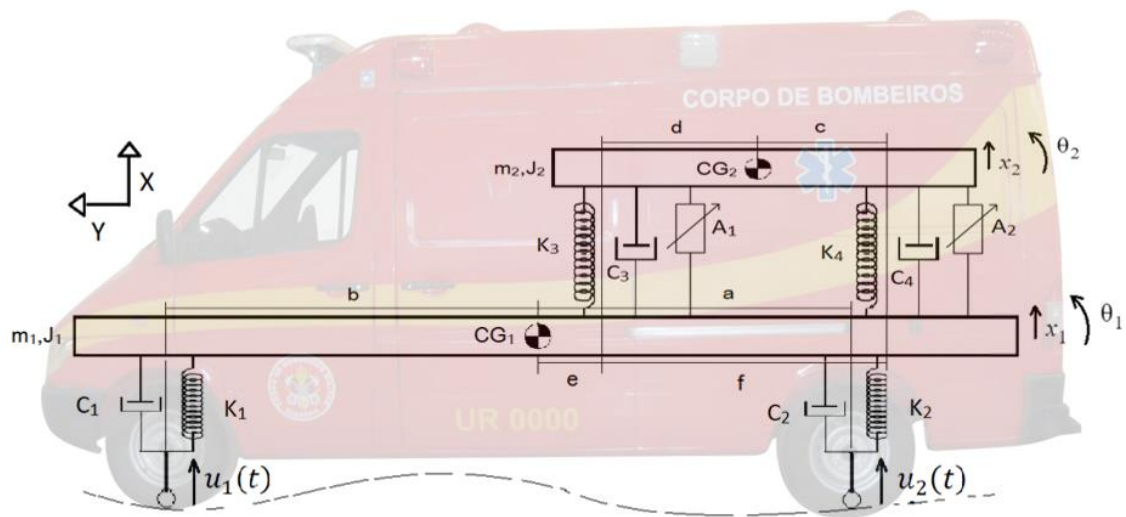
Fonte: ASME

Ao modelo físico de meio carro foi acoplada a massa suspensa da maca e do paciente através de dois conjuntos mola-amortecedor e um par de atuadores,

constituindo, desta forma, um modelo de maca ativa similar ao utilizado por A.J.M. Raemaekers [3]. Assim, é possibilitada a análise dos efeitos dinâmicos sofridos pelo paciente a partir das hipóteses adotadas, bem como a análise do controle frente aos distúrbios sofridos pelo paciente em decorrência da movimentação do veículo. O modelo físico utilizado para o sistema encontra-se na Figura 2.2.

A escolha de utilizar dois atuadores deve-se à necessidade encontrada pelo grupo de controlar os movimentos de aceleração vertical e arfagem da maca na qual se encontra o paciente, pois apenas um atuador não conseguiria executar a tarefa de maneira satisfatória.

Figura 2.2 - Modelo físico adotado para ambulância e maca



Fonte: autoria própria

Os valores numéricos de cada um dos parâmetros do modelo encontram-se na tabela a seguir:

Tabela 2.1 - Parâmetros do modelo

	<i>Descrição</i>	<i>Parâmetro</i>	<i>Valor</i>
Ambulância	Massa de ½ ambulância	M_1	1800 kg
	Rigidez	K_1 / K_2	80 kN
	Coef. Amortecimento	C_1 / C_2	600 N/ms
	M. de Inércia ambulância	J_1	5860 kg m ²
Maca	Massa da maca	M_2	100 kg
	Rigidez	K_3 / K_4	730 N
	Coef. Amortecimento	C_3 / C_4	15 N/s
	M. de Inércia maca	J_2	18,5 kg/m ²

2.1 SENSORES A ATUADORES

Para controlar o sistema, foi decidido a utilização de um atuador eletromagnético que consiga gerar forças requisitadas nas simulações. Segundo A.J.M. Raemaekers [3], motores lineares podem ser utilizados dado que conseguem suprimir a demanda de carga. Um exemplo de atuador é o motor linear tubular *Copley STB2504* cujas especificações se encontram na referência [11], capaz de exercer uma força máxima de 312 N.

Orientando o estudo em acordo com a norma ISO2631 [8], foi decidida a implementação de um sensor de distância para a maca a fim de monitorar o parâmetro. A referência [12] contém o datasheet do sensor de distância Sharp GP2Y0A02YK escolhido por ter um tempo de resposta adequado. Outro sensor de interesse foi o TLE5012B E1000. Apropriado para aplicações automotivas, o sensor seria responsável por aferir a arfagem da maca do paciente. O datasheet do TLE5012B E1000 encontra-se na referência [13].

2.2 MODELAGEM MATEMÁTICA

A modelagem matemática do sistema consistirá na determinação das equações que regem as 4 coordenadas generalizadas que descrevem o sistema: os deslocamentos lineares verticais, x_1 e x_2 , das duas massas suspensas, medidos a partir de seus respectivos baricentros (representando o movimento de elevação de cada massa); e os ângulos que cada massa descreve em relação à horizontal de seus respectivos baricentros, medidos no sentido anti-horário, θ_1 e θ_2 (representando o movimento de arfagem de cada uma das massas).

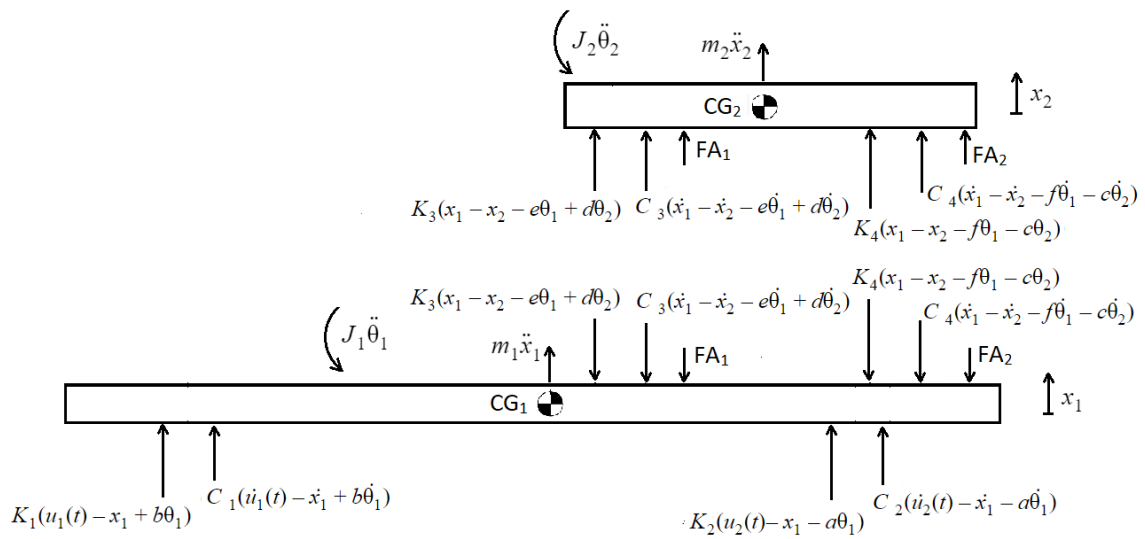
As entradas do sistema, $u_1(t)$ e $u_2(t)$, representam o deslocamento vertical das suspensões do veículo contidas no plano bidimensional de análise, ou seja, as entradas representam o perfil vertical da trajetória percorrida pela ambulância. Importante ressaltar que, na representação do sistema na forma de Espaço de Estados, o vetor de entradas $u(t)$ será composto não pelos deslocamentos verticais decorrentes do perfil da trajetória do veículo, mas pelas forças que esses

deslocamentos produzem nas suspensões, bem como as forças que os atuadores exercem na maca.

2.2.1 Equações do movimento no domínio do tempo

As equações do movimento no domínio do tempo foram obtidas via aplicação do Teorema do Movimento do Baricentro e Teorema da Quantidade de Movimento Angular, no sistema representado pelo diagrama de corpo livre da Figura 2.3.

Figura 2.3 - Diagrama de corpo livre do sistema



Fonte: autoria própria

As equações lineares que regem o sistema são desenvolvidas assumindo pequenos deslocamentos angulares, ou seja, assumindo a linearização das entradas angulares seno e cosseno, para as equações não lineares encontradas no Apêndice 4.

Elas são determinadas a partir do truncamento no primeiro termo das expansões das funções $\sin(\theta)$ e $\cos(\theta)$ em série de Taylor em torno da posição de equilíbrio $\theta = 0$, obtendo-se: $\sin(\theta) \sim \theta$; $\cos(\theta) \sim 1$.

Assim, foram obtidas as seguintes equações linearizadas:

Equações da ambulância

$$m_1 \ddot{x}_1 + K_1(x_1 - u_1(t) - b\theta_1) + K_2(x_1 - u_2(t) + a\theta_1) + K_3(x_1 - x_2 - e\theta_1 + d\theta_2) + K_4(x_1 - x_2 - f\theta_1 - c\theta_2) + C_1(\dot{x}_1 - b\dot{\theta}_1 - \dot{u}_1(t)) + C_2(\dot{x}_1 + a\dot{\theta}_1 - \dot{u}_2(t)) + C_3(\dot{x}_1 - \dot{x}_2 - e\dot{\theta}_1 + d\dot{\theta}_2) + C_4(\dot{x}_1 - \dot{x}_2 - f\dot{\theta}_1 - c\dot{\theta}_2) = -F_1 - F_2$$

$$J_1 \ddot{\theta}_1 + K_1 b(-x_1 + u_1(t) + b\theta_1) + K_2 a(x_1 - u_2(t) + a\theta_1) + K_3 e(x_1 - x_2 - e\theta_1 + d\theta_2) + K_4 f(x_1 - x_2 - f\theta_1 - c\theta_2) + C_1 b(-\dot{x}_1 + b\dot{\theta}_1 + \dot{u}_1(t)) + C_2 a(\dot{x}_1 + a\dot{\theta}_1 - \dot{u}_2(t)) + C_3 e(\dot{x}_1 - \dot{x}_2 - e\dot{\theta}_1 + d\dot{\theta}_2) + C_4 f(\dot{x}_1 - \dot{x}_2 - f\dot{\theta}_1 - c\dot{\theta}_2) = -eF_1 - fF_2$$

Equações da maca

$$m_2 \ddot{x}_2 + K_3(x_2 - x_1 + e\theta_1 - d\theta_2) + K_4(x_2 - x_1 + f\theta_1 + c\theta_2) + C_3(\dot{x}_2 - \dot{x}_1 + e\dot{\theta}_1 - d\dot{\theta}_2) + C_4(\dot{x}_2 - \dot{x}_1 + f\dot{\theta}_1 + c\dot{\theta}_2) = F_1 + F_2$$

$$J_2 \ddot{\theta}_2 + K_3 d(-x_2 + x_1 - e\theta_1 + d\theta_2) + K_4 c(x_2 - x_1 + f\theta_1 + c\theta_2) + C_3 d(-\dot{x}_2 + \dot{x}_1 - e\dot{\theta}_1 + d\dot{\theta}_2) + C_4 c(\dot{x}_2 - \dot{x}_1 + f\dot{\theta}_1 + c\dot{\theta}_2) = -dF_1 + cF_2$$

2.2.2 Definição do espaço de estados

O Espaço de Estados consiste em organizar, em formato matricial, os coeficientes de todas as equações de estado obtidas a partir das equações lineares do sistema, na seguinte forma:

$$\dot{X}(t) = AX(t) + Bu(t)$$

$$y(t) = CX(t) + Du(t)$$

O vetor de estados $X(t)$ é composto pelas variáveis de estado do sistema. Ele é dado por:

$$x(t)^T = [x_1, \theta_1, x_2, \theta_2, \dot{x}_1, \dot{\theta}_1, \dot{x}_2, \dot{\theta}_2]$$

A matriz A é a matriz de estados. Ela é formada pelos coeficientes, nas equações de estado, de cada um dos termos contidos no vetor de estados, dada por:

$A =$

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{-K_1 - K_2 - K_3 - K_4}{M_1} & \frac{-C_1 - C_2 - C_3 - C_4}{M_1} & \frac{K_3 + K_4}{M_1} & \frac{C_3 + C_4}{M_1} & \frac{K_1 b - K_2 a + K_3 e + K_4 f}{M_1} & \frac{C_1 b - C_2 a + e C_3 + f C_4}{M_1} & \frac{-K_3 d + K_4 c}{M_1} & \frac{C_3 d + C_4 c}{M_1} \\ \frac{K_1 b - K_2 a - K_3 e - K_4 f}{J_1} & \frac{C_1 b - C_2 a - C_3 e - C_4 f}{J_1} & \frac{K_3 e + K_4 f}{J_1} & \frac{C_3 e - C_4 f}{J_1} & \frac{-K_1 b^2 - K_2 a^2 + K_3 e^2 + K_4 f^2}{J_1} & \frac{-C_1 b^2 - C_2 a^2 + C_3 e^2 - C_4 f^2}{J_1} & \frac{-K_3 d e + K_4 c f}{J_1} & \frac{-C_3 d e + C_4 c f}{J_1} \\ \frac{K_3 + K_4}{M_2} & \frac{C_1 + C_4}{M_2} & \frac{-K_3 - K_4}{M_2} & \frac{-C_3 - C_4}{M_2} & \frac{-K_3 c - K_4 f}{M_2} & \frac{-C_3 c + C_4 f}{M_2} & \frac{K_3 d - K_4 c}{M_2} & \frac{C_3 d - C_4 c}{M_2} \\ \frac{K_3 c - K_4 d}{J_2} & \frac{C_4 c - C_3 d}{J_2} & \frac{K_3 d - K_4 c}{J_2} & \frac{C_3 d - C_4 c}{J_2} & \frac{K_3 d e - K_4 c f}{J_2} & \frac{C_3 d e - C_4 c f}{J_2} & \frac{-K_3 d^2 - K_4 c^2}{J_2} & \frac{-C_3 d^2 - C_4 c^2}{J_2} \end{bmatrix}$$

O vetor de entradas $u(t)$ é composto pelas forças que os deslocamentos verticais $u_1(t)$ e $u_2(t)$ impostos pela pista produzem nas suspensões do veículo, bem como as forças que os atuadores exercem na maca. Assim, ele é dado por:

$$u(t)^T = [k_1 u_1(t) + c_1 \dot{u}_1(t), k_2 u_2(t) + c_2 \dot{u}_2(t), F A_1, F A_2]$$

A matriz de entradas, B , é composta pelos coeficientes de cada um dos termos do vetor de entradas nas equações de estado, e é dada por:

$$B = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1/M_1 & 1/M_1 & 1/M_1 & 1/M_1 \\ -b/J_1 & a/J_1 & -e/J_1 & -f/J_1 \\ 0 & 0 & 1/M_2 & M_2 \\ 0 & 0 & -d/J_1 & c/J_1 \end{bmatrix}$$

$\underbrace{\hspace{10em}}_{B1}$
 $\underbrace{\hspace{10em}}_{B2}$

Para melhor compreender a natureza das entradas do sistema, a matriz B pode ser dividida em $B1$ e $B2$, as quais representam as matrizes de distúrbios e controle, respectivamente.

A matriz C é a matriz de saídas do sistema, que por sua vez definirá o vetor de saídas $y(t)$. Levando em consideração que o objetivo do trabalho consiste em controlar a aceleração vertical sofrida pelo paciente na maca da ambulância, a posição x_2 do paciente é medida e derivada duas vezes para o cálculo da aceleração. O ângulo de arfagem também é medido. A matriz C é dada por:

$$C = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Consideram-se os termos da matriz C como sendo unitários, uma vez que, por hipótese, os sensores utilizados são suficientemente rápidos e precisos. A matriz D, por sua vez, é a matriz de alimentação direta. Para todos os fins, é considerada nula, pois as forças de distúrbio externas não introduzem ruídos nas medições.

Vale ressaltar que o sistema linearizado em questão é invariante no tempo, ou seja, as matrizes A, B, C e D do sistema são constantes e invariantes no tempo.

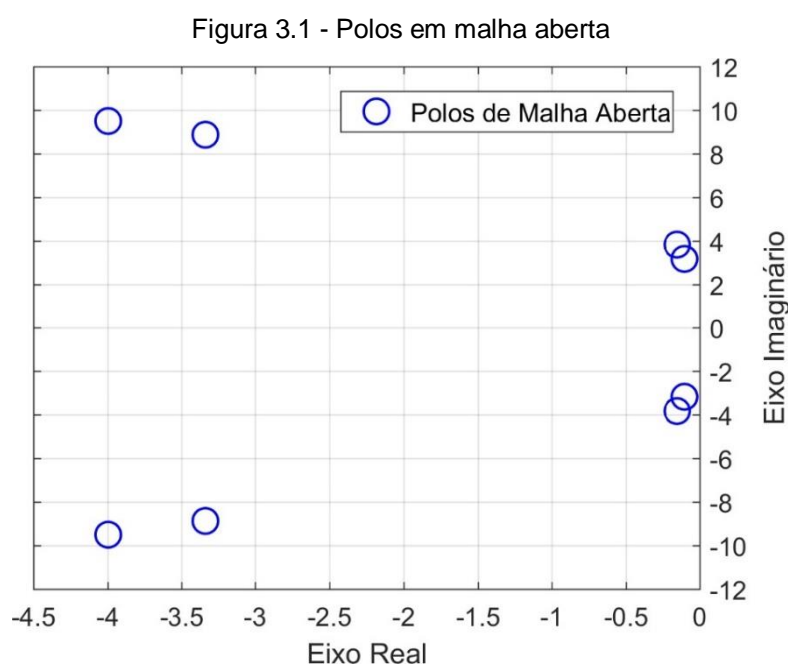
3 SISTEMA EM MALHA ABERTA

3.1 POLOS DO SISTEMA

O polinômio característico do sistema em malha aberta, em s, denota a oitava ordem do sistema em questão. Ele é dado por:

$$p(s) = s^8 + 15,18s^7 + 281,6s^6 + 1923s^5 + 16670s^4 + 43810s^3 + 281300s^2 + 267200s + 1401000.$$

Os pólos em malha aberta são as raízes (autovalores) da equação característica do sistema em malha aberta, cujas posições encontram-se representadas na Figura 3.1.



Os valores numéricos para os pólos do sistema em malha aberta encontram-se na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Valores numéricos dos pólos em malha aberta

$p1 = -0,1019 + 3,1661i$	$p2 = -0,1019 - 3,1661i$
$p3 = -0,1523 + 3,8224i$	$p4 = -0,1523 - 3,8224i$
$p5 = -3,3379 + 8,8703i$	$p6 = -3,3379 - 8,8703i$
$p7 = -3,9977 + 9,5006i$	$p8 = -3,9977 - 9,5006i$

Pode-se observar que os pólos do sistema em malha aberta são todos complexos conjugados e possuem parte real negativa, indicando que o sistema é estável: as respostas do sistema no domínio do tempo são todas exponenciais decrescentes, de modo que entradas limitadas não irão produzir saídas ilimitadas.

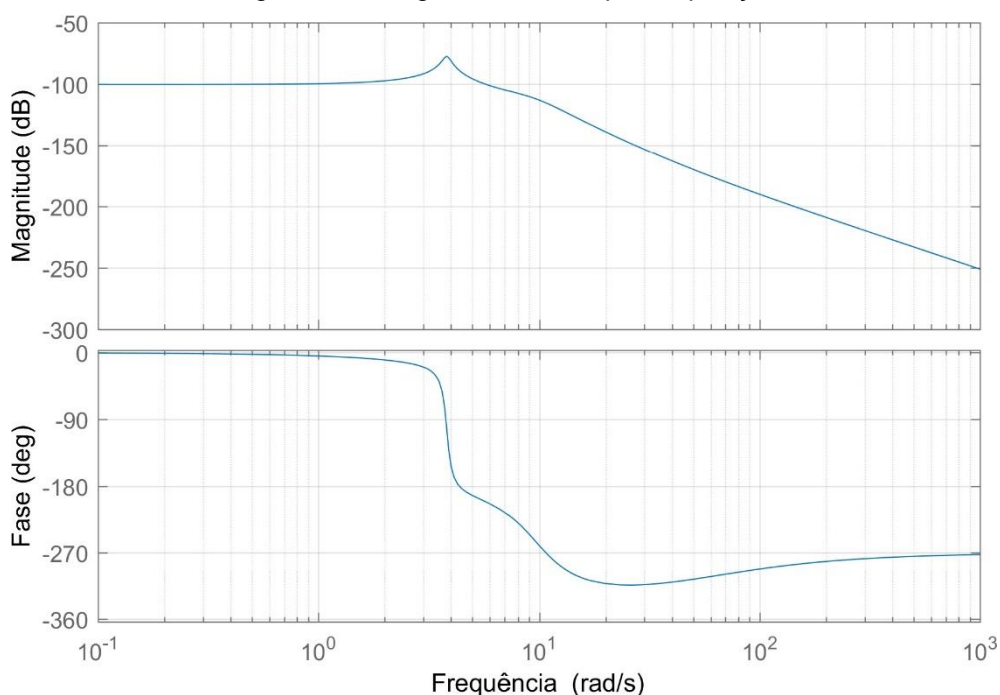
Em particular, os pólos $p1 = p2^* = -0,1019 + 3,1661i$ e $p3 = p4^* = -0,1523 + 3,8224i$ são os dominantes em relação aos demais, pois possuem parte real mais de 10 vezes menores, em módulo, que os demais. Isso significa que os pólos $p1 = p2^*$ e $p3 = p4^*$ estão muito mais próximos do eixo imaginário, de modo que suas exponenciais no domínio do tempo demorarão mais tempo para desaparecer do que as outras. Assim, o sistema irá se comportar como um sistema de ordem 4, e, como o sistema é linear, pelo princípio da superposição de efeitos, é possível afirmar que a resposta final será a soma das respostas de dois sistemas de segunda ordem.

A partir do valor do módulo de cada um dos pólos dominantes, obtêm-se os valores das 4 frequências naturais dominantes do sistema, wn_i , para $i = 1,2,3,4$:

$$wn_i = \sqrt{Re^2 + Im^2}$$

Obtendo-se: $wn_1 \cong wn_2 \cong 3,1677 \text{ rad/s} \cong 0,5042 \text{ hz}$ e $wn_3 \cong wn_4 \cong 3,8254 \text{ rad/s} \cong 0,6089 \text{ hz}$.

Figura 3.2 - Diagrama de Bode para a posição vertical



Visto que o sistema linearizado apresenta 4 pólos dominantes, a resposta do sistema será de um sistema de quarta ordem. Pelo fato de ser válida a superposição de efeitos, a resposta resultante será a soma das respostas de dois sistemas de segunda ordem. As quatro frequências naturais dominantes $\omega_{n1} \cong \omega_{n2} \cong 3,1677 \text{ rad/s} \cong 0,5042 \text{ Hz}$ e $\omega_{n3} \cong \omega_{n4} \cong 3,8254 \text{ rad/s} \cong 0,6089 \text{ Hz}$ apresentam picos de ganho no diagrama de Bode obtido.

3.2 SIMULAÇÃO EM MALHA ABERTA A DISTURBIOS

Para a modelagem de uma pista real, vários projetos de engenharia utilizam um perfil longitudinal descrito na norma "ISO 8608 *Mechanical vibration -- Road Surface profiles -- Reporting of measured data*" [8] em função da densidade espectral da pista. A tabela abaixo classifica a qualidade das pistas segundo seu valor de densidade espectral.

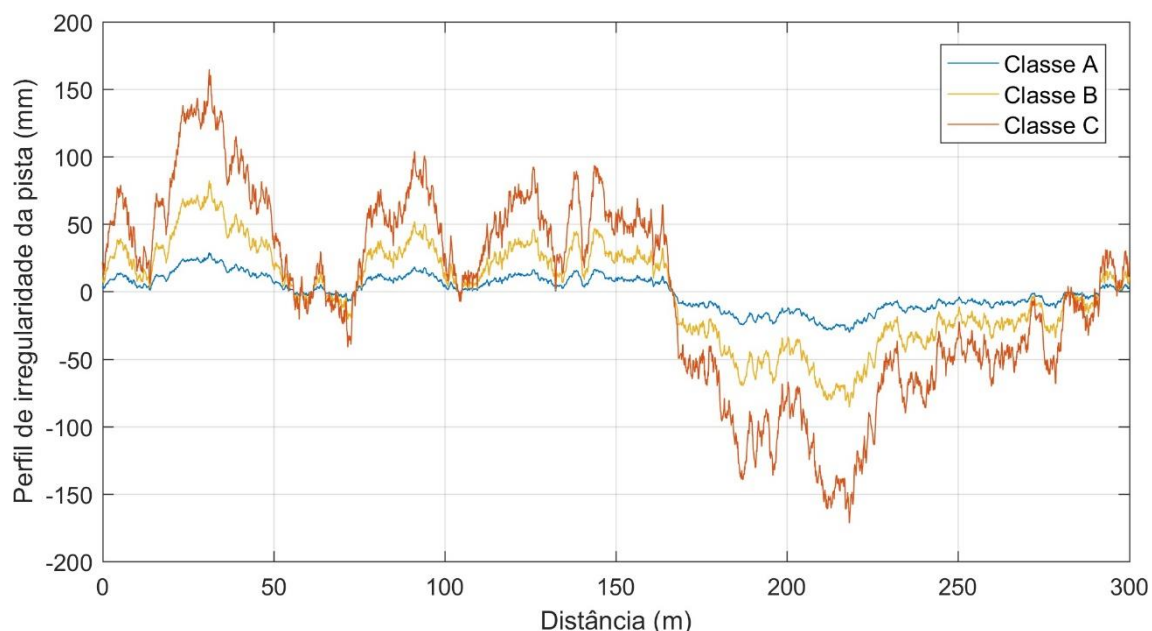
Tabela 3.2 - Classificação de pista

Classificação da Rugosidade da Pista	Densidade Espectral (10^{-6} m^3)		
	Mínima	Média	Máxima
A (Muito Boa)	0	1	2
B (Boa)	2	4	8
C (Média)	8	16	32
D (Ruim)	32	64	128
E (Muito Ruim)	128	256	512

Vale ressaltar que a classificação da norma não define de maneira explícita a qualidade de uma pista, mas é usualmente aceito que uma pista B ou C representa uma estrada que não é nem perfeita nem de extrema má qualidade.

Com intuito de criar uma pista segundo a norma, foi adaptado um código aberto disponível no fórum do *MATLAB* feito pela engenheira Mona Mahboob Kanafi (Aalto University) [10]. Ele cria um perfil de pista aleatório de acordo com a classificação desejada.

Figura 3.3 - Perfis de pista ISO 8608:1995 Classe A-C



Para as simulações do modelo matemático foram estabelecidos dois cenários distintos de movimento do veículo. O cenário 1 representa o caso de uma lombada de 10 cm de altura e 3 m de comprimento. O modelo matemático da lombada foi retirado de [17]. O cenário 2 utiliza a pista aleatória de classificação B gerada pelo código. Tal

pista foi selecionada devido a sua representatividade realista, já que uma pista dessa classificação não é de má qualidade, mas também não é perfeita. A velocidade do veículo para o caso 1 é 18 km/h e 36 km/h para o caso 2.

Figura 3.4 - Perfil padrão de lombada

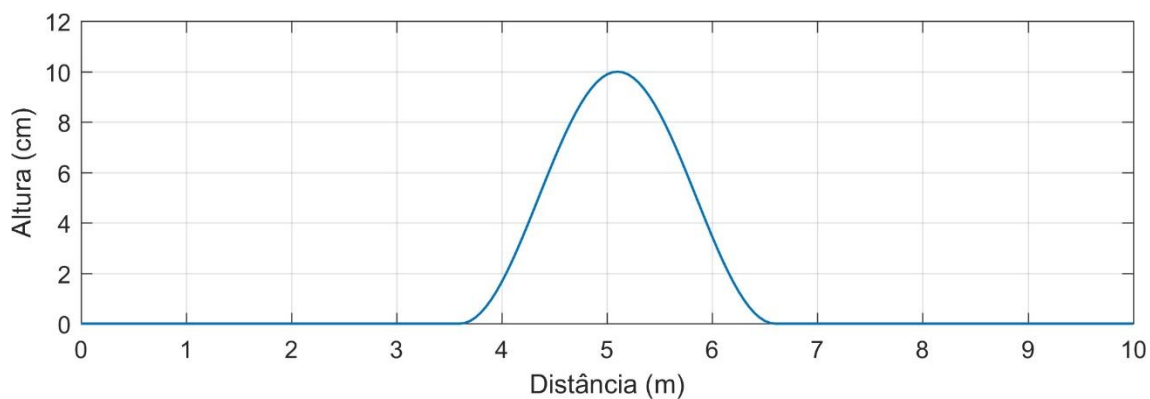


Figura 3.5 - Aceleração para lombada padrão à V = 18 km/h

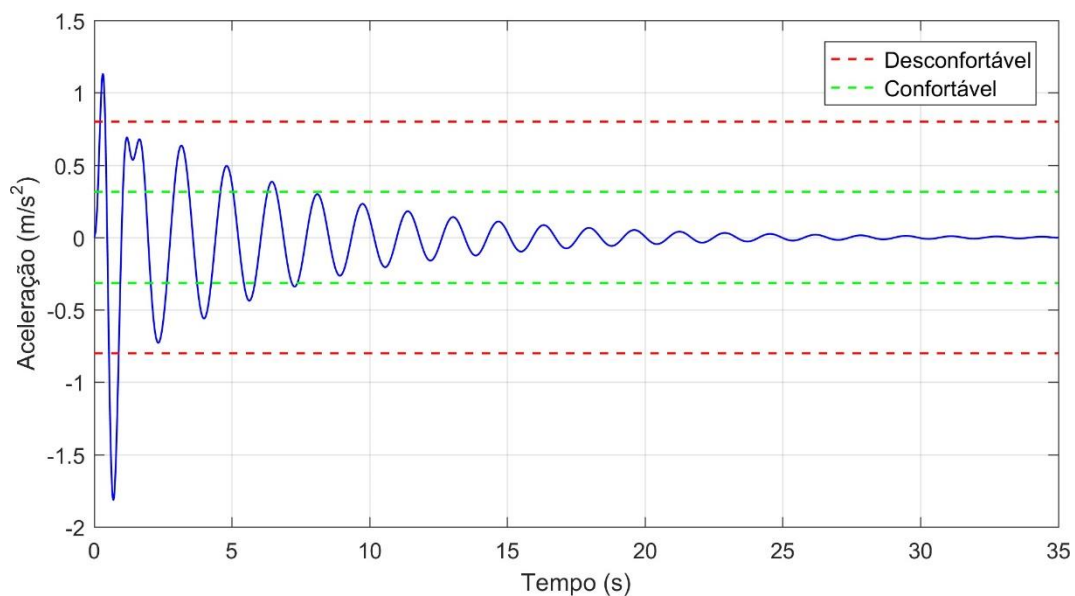


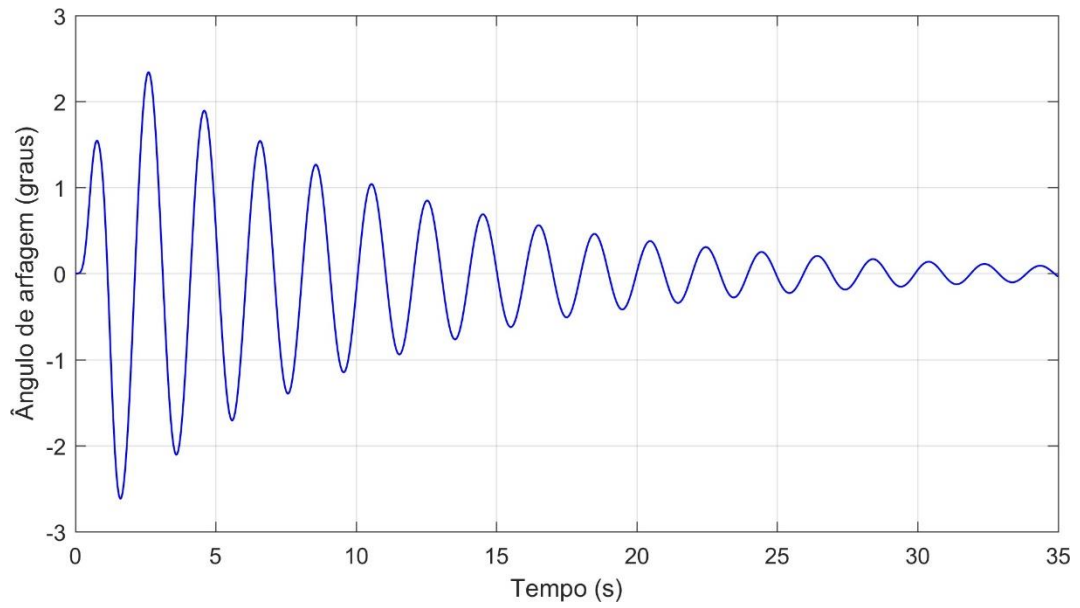
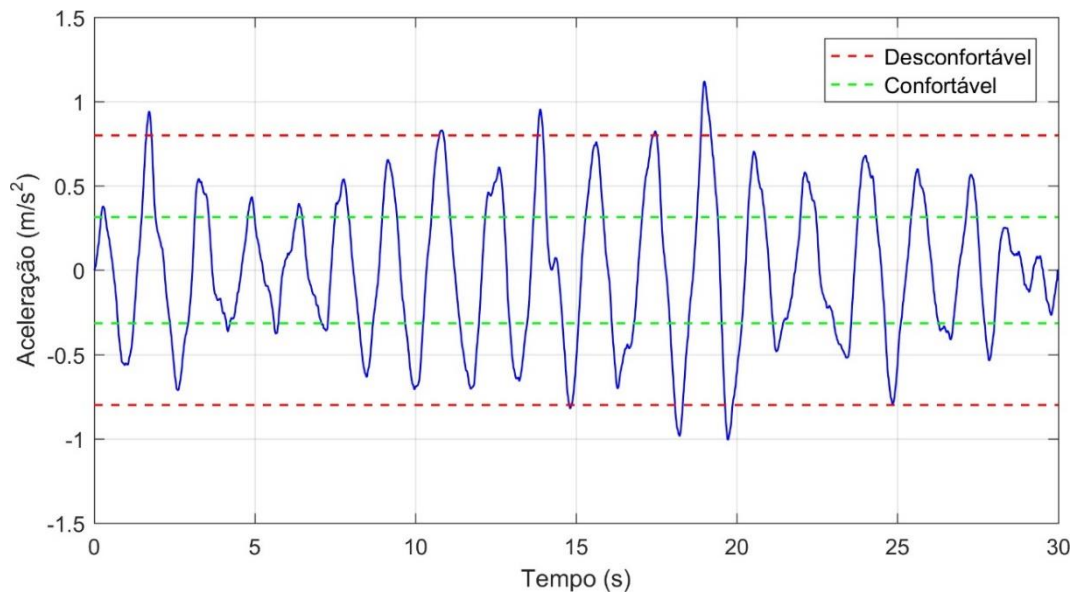
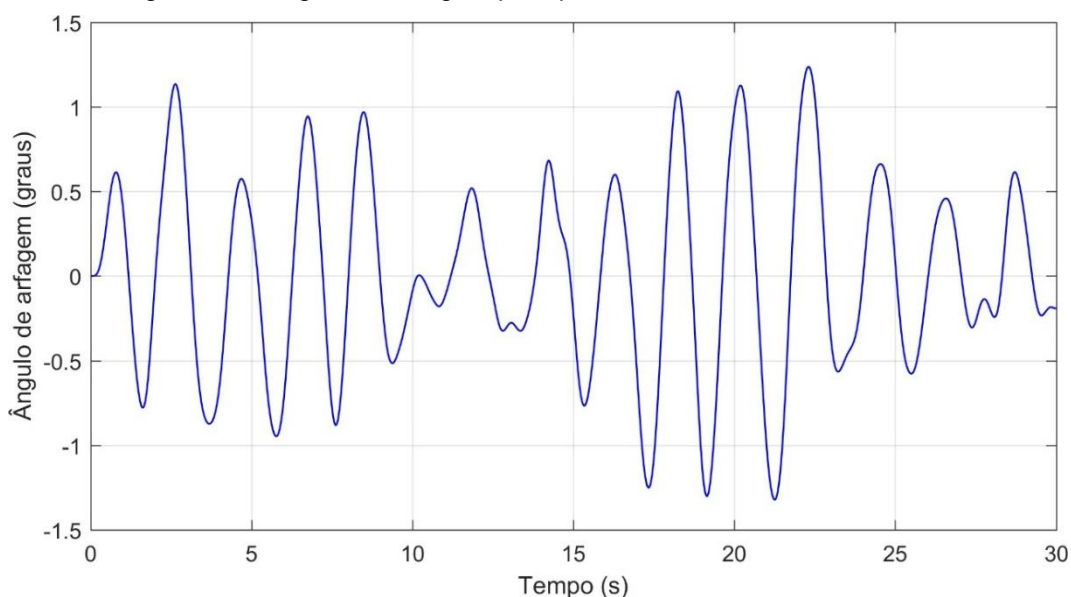
Figura 3.6 - Ângulo de arfagem para lombada padrão à $V = 18$ km/hFigura 3.7 – Aceleração vertical para perfil ISO Classe B à $V = 36$ km/h

Figura 3.8 - Ângulo de arfagem para perfil ISO Classe B à $V = 36 \text{ km/h}$



Pode-se ver nas figuras que independente da entrada selecionada a aceleração sofrida pelo paciente, por certo período de tempo, está além do definido confortável pela norma. Se apenas isso fosse considerado, já estaria justificado a necessidade de controle para o sistema, mas tais valores não levam em consideração o estado em que a pessoa se encontra. Uma ambulância possui o dever de levar um paciente que usualmente está em estado grave ao hospital, portanto, a aceleração de elevação sofrida por uma pessoa neste estado deve ser reduzida ao mínimo possível (ou, pelo menos, não deve ultrapassar os limites considerados confortáveis pela norma).

Em relação ao ângulo de arfagem, pode-se afirmar que ele se torna mais relevante no caso de o veículo estar em um plano inclinado, a posição da maca sem controle acompanha a inclinação da rua. Tal condição pode ser desfavorável ao paciente que possui inchaço ou sangramento em extremidades do corpo, por exemplo. Uma descida ou subida muito íngreme pode direcionar o fluxo de sangue ou linfa do paciente para uma área traumatizada, algo indesejado segundo o manual de atendimento pré-hospitalar [14].

4 CONTROLE MODERNO

4.1 CONTROLABILIDADE E OBSERVABILIDADE

A partir das matrizes A e B do espaço de estados é possível estudar a controlabilidade. Utilizando a equação abaixo obteve-se a matriz de controlabilidade $[C]$.

$$[C] = [B : AB : A^2B : A^3B : A^4B : A^5B : A^6B : A^7B]$$

Conclui-se que a matriz $[C]$ possui dimensão 8×32 e, para que o sistema seja totalmente controlável, seu posto deve ser igual a 8. Por meio do uso do software “MATLAB”, a matriz $[C]$ pode ser obtida pelo comando “ctrb(A,B)” e seu posto pelo comando “rank()”. O software concluiu que o posto de $[C]$ é 8, portanto, o sistema é controlável.

A viabilidade da síntese do controlador exige também o estudo da observabilidade do sistema. A matriz de observabilidade do sistema, $[O]$, obtida a partir das matrizes A e C do espaço de estados, é dada por:

$$[O^T] = [C^T : A^T C^T : (A^2)^T C^T : (A^3)^T C^T : (A^4)^T C^T : (A^5)^T C^T : (A^6)^T C^T : (A^7)^T C^T]$$

A matriz $[O]$ deverá ter posto igual a 8 para que o sistema seja completamente observável. A verificação do posto e a obtenção de $[O]$ podem ser realizadas por simples comandos do software “MATLAB”: “obsv(A,C)” e “rank()”, respectivamente. O software concluiu que o posto de $[O]$ é 8, portanto, o sistema é observável.

Como o sistema é controlável e observável, é possível sintetizar um controlador para o sistema.

4.2 ALOCAÇÃO DE POLOS

Com as matrizes A, B, C e D o sistema fica definido na representação de espaços de estados. A partir da representação e subsequentes estudos de controlabilidade e observabilidade segue-se com a síntese do regulador via alocação de pólos. A lei de controle através do regulador é definida pela seguinte equação:

$$u(t) = -K_{AP}x(t)$$

Sendo K_{AP} a matriz de ganhos que multiplicará o vetor de estados. Incluindo na equação do sistema em malha aberta:

$$x(t) = Ax(t) - BK_{AP}x(t)$$

$$x(t) = \underbrace{(A - BK_{AP})}_F x(t)$$

Sendo que F é a nova matriz do sistema agora com o controlador. A constituição da matriz de ganhos K_{AP} será definida pelos novos pólos do sistema. Os pólos foram definidos via busca exaustiva. A lógica contida na busca foi a de não alterar os pólos referentes ao veículo, mas sim aqueles referentes à maca, pois é ela que se deseja controlar, e além disso os pólos do veículo são todos estáveis. A partir da busca exaustiva, estão na Tabela 4.1 os pólos a serem inseridos no sistema. Os pólos alocados referentes à maca são $p1$, $p2$, $p3$ e $p4$. Os pólos referentes à ambulância são os mesmos $p5$, $p6$, $p7$ e $p8$ do sistema em malha aberta.

Tabela 4.1 - Valores numéricos dos pólos alocados

$p1 = -1,1519 + 3,8224i$	$p2 = -1,1519 - 3,8224i$
$p3 = -2,9123 + 3,1661i$	$p4 = -2,9123 - 3,1661i$
$p5 = -3,3379 + 8,8703i$	$p6 = -3,3379 - 8,8703i$
$p7 = -3,9977 + 9,5006i$	$p8 = -3,9977 - 9,5006i$

No software *MATLAB*, a determinação da matriz de ganhos K_{AP} pode ser feita através do comando $place(A,B,p)$ sendo p o vetor com os pólos escolhidos. A matriz de ganhos assume então a seguinte configuração:

$$K_{ap} = \begin{bmatrix} 228,37 & -179,40 & 6,71 & -19,84 & 25,12 & -13,79 & 260,06 & -120,98 \\ 289,37 & -351,24 & 6,80 & 19,79 & 25,19 & -32,14 & 260,23 & 121,04 \end{bmatrix}$$

Os resultados para as simulações para a alocação de pólos se encontram abaixo:

Figura 4.1 - Aceleração vertical com alocação para lombada

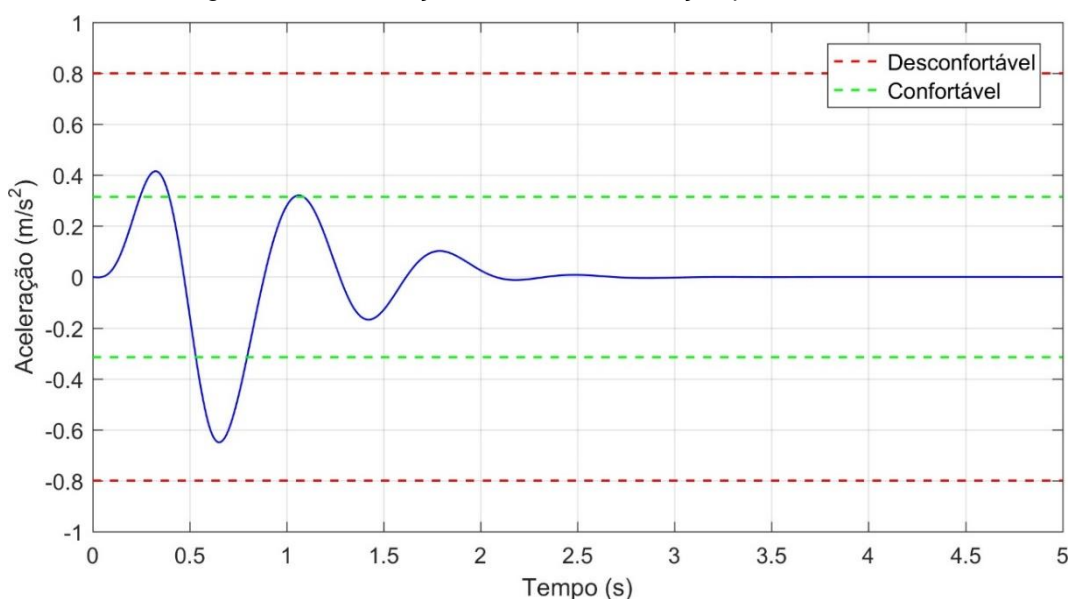
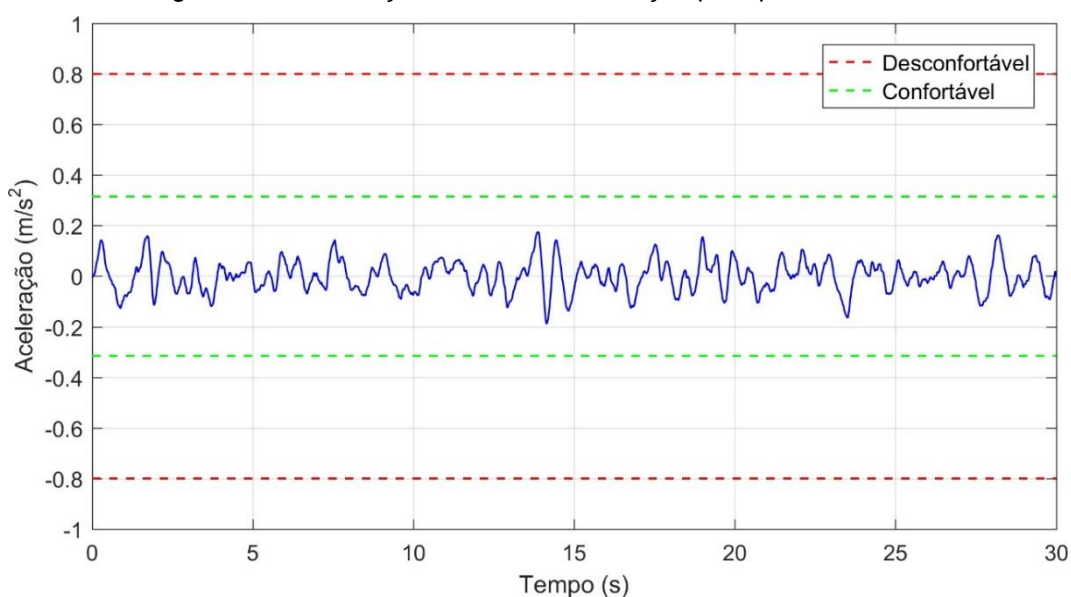


Figura 4.2 - Aceleração vertical com alocação para perfil Classe B



Em comparação às simulações em malha aberta, as acelerações sofridas pelo paciente na maca atingem valores menores. No cenário 1, verifica-se que o sistema interrompe a sua oscilação muito mais rápido do que em malha aberta, e isso é benéfico porque evita que o paciente sofra náuseas e outros malefícios relacionados à frequência. No cenário 2, as acelerações foram reduzidas aos valores considerados como confortáveis, diminuindo os possíveis danos ao paciente debilitado.

A busca exaustiva levou à polos que reduzem as acelerações sofridas pelo paciente. No cenário 2, o movimento de arfagem oscila em torno da posição de equilíbrio com amplitude de aproximadamente $0,5^\circ$ (Apêndice 7), o que é ideal.

O controle através do método de alocação de pólos por busca exaustiva levou a valores satisfatórios de acelerações verticais sofridas pelo paciente em ambos os cenários, e também a resultados satisfatórios em relação ao movimento de arfagem.

4.3 LQR

Após a análise do comportamento do sistema pelo método de alocação de pólos, o método linear quadrático foi utilizado com o intuito de otimizar o controle. O método linear quadrático tem como objetivo minimizar J por meio de $u(t)$. J é definido por:

$$\int_0^{\infty} (x^t Q x + u^t P u) dt$$

Inicialmente foram determinadas as matrizes $[P]$ e $[Q]$ para o sistema estudado, contrapondo a relação entre a energia de controle representada pela matriz $[P]$ e a precisão de posicionamento dos estados representado pela matriz $[Q]$. No caso de uma ambulância, a vida do paciente deve ser vista como prioridade e isso é visível nas matrizes $[P]$ e $[Q]$ escolhidas:

$$[P] = \begin{bmatrix} 0,005 & 0 \\ 0 & 0,005 \end{bmatrix}$$

$$[Q] = \begin{bmatrix} 200 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 300 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1500 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 300 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 200 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 300 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 4000 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 300 \end{bmatrix}$$

A matriz de ganhos K_{lqr} obtida ao resolver a equação de Ricatti é:

$$K_{lqr} = \begin{bmatrix} 491,57 & -356,36 & 95,53 & -38,70 & 30,38 & -17,64 & 624,82 & -173,87 \\ 492,73 & -598,81 & 95,60 & 38,65 & 30,45 & -40,96 & 625,00 & 173,91 \end{bmatrix}$$

Tabela 4.2 - Valores numéricos dos pólos LQR

p1 = -1,4704 + 0i	p2 = -11,3011 - 0i
p3 = -2,4694 + 2,2336i	p4 = -2,4694 - 2,2336i
p5 = -3,3459 + 8,8309i	p6 = -3,3459 - 8,8309i
p7 = -3,9941 + 9,5138i	p8 = -3,9941 - 9,5138i

Os resultados para as simulações para o controle linear quadrático se encontram abaixo:

Figura 4.3 - Aceleração vertical com controle LQR para lombada padrão

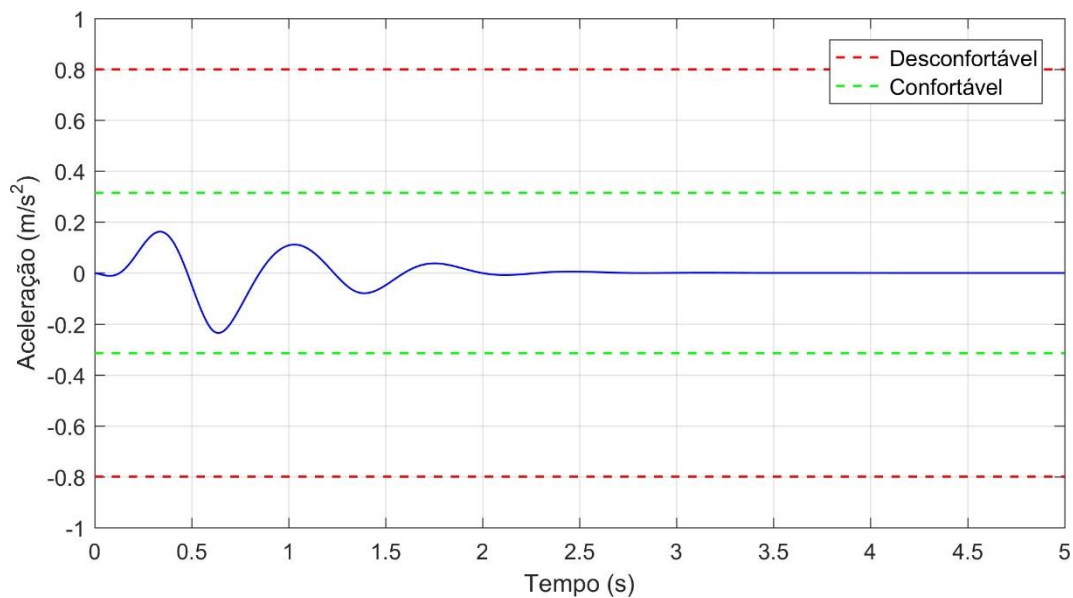


Figura 4.4 - Ângulo de arfagem com controle LQR para lombada

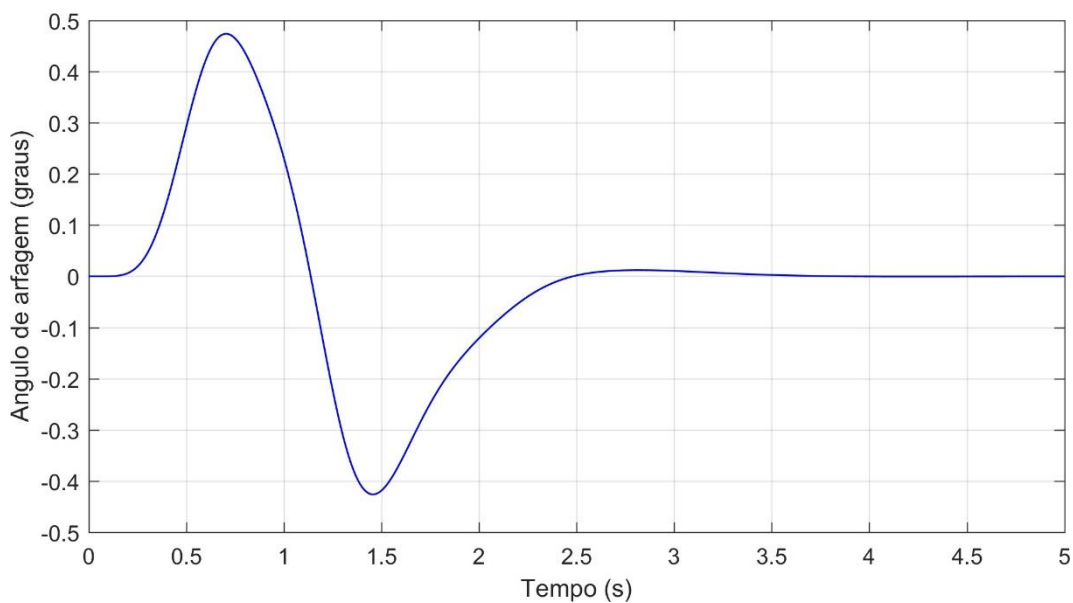


Figura 4.5 - Aceleração vertical com controle LQR para perfil Classe B

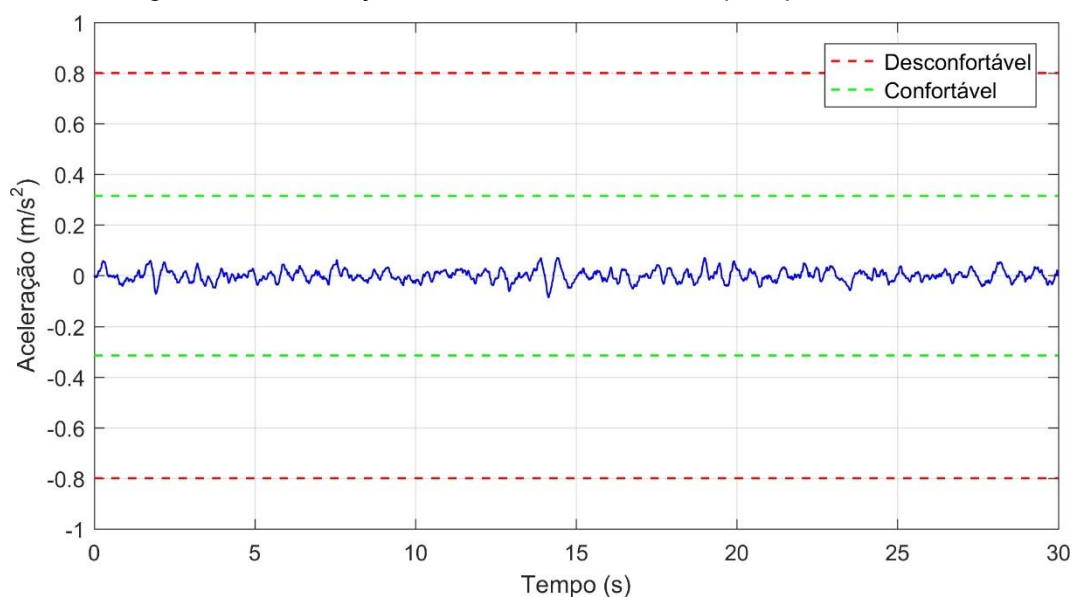
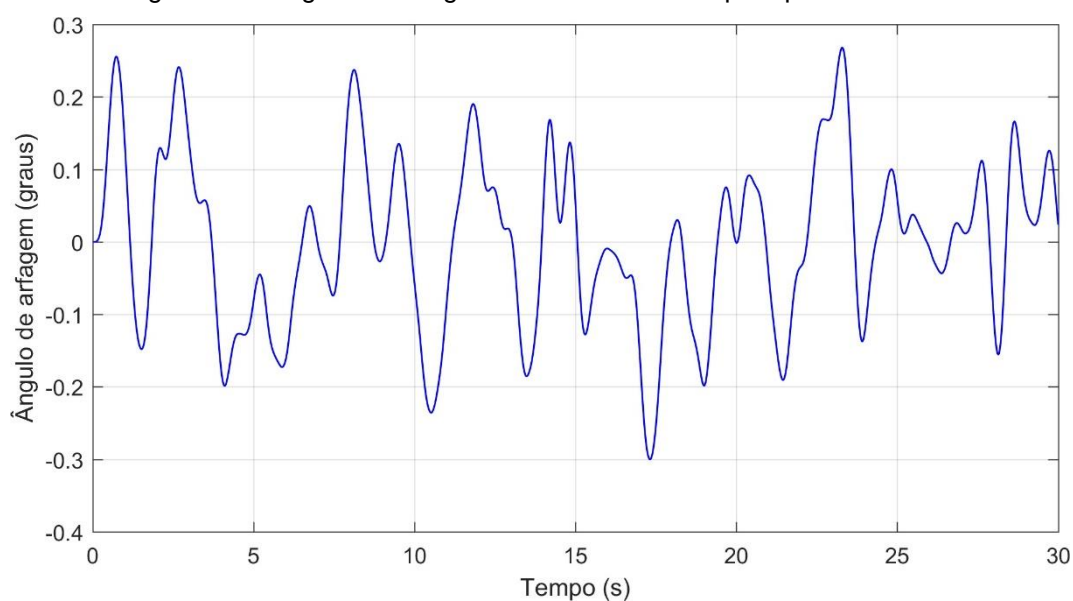


Figura 4.6 - Ângulo de arfagem com controle LQR para perfil Classe B



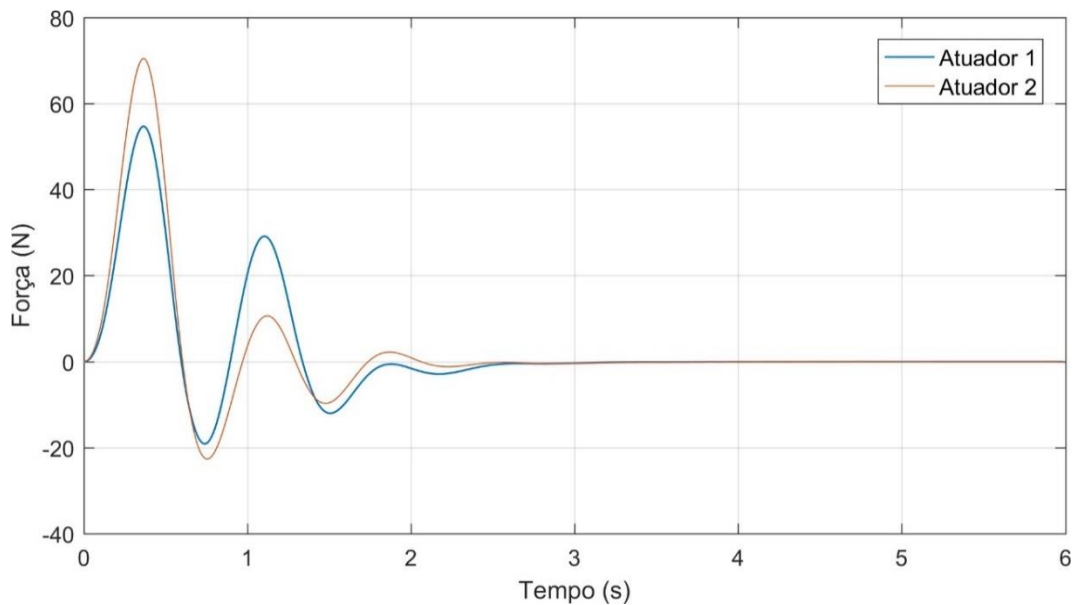
O controle ótimo do sistema, através do método LQR, leva a resultados mais satisfatórios tanto em relação à aceleração vertical sofrida pelo paciente quanto em relação ao seu movimento de arfagem, quando comparado ao sistema em malha aberta ou o sistema controlado por alocação de pólos. Os valores de aceleração encontram-se na faixa definida como confortável para a locomoção do paciente numa pista sem grandes defeitos (cenário 2) e no cenário 1 ela é rapidamente levada a zero. Os ângulos de arfagem da maca se tornam mínimos para ambos os casos, atingindo o valor de $0,5^\circ$ na pior situação, ou seja, praticamente nulo. Tais resultados comprovam a exequibilidade de utilizar dois atuadores em harmonia.

Através da análise do espectro de frequências, que se encontra no Apêndice 3, pode-se concluir que no perfil de pista tipo B atuam, no paciente, predominantemente acelerações de amplitude em torno de $0,2 \text{ m/s}^2$ com frequências de valores abaixo de 5 Hz ao realizar o controle por método linear quadrático. De acordo com a tabela de frequências de acelerações da norma ISO2631, uma pessoa na horizontal pode aguentar frequências de aceleração nessa faixa por até mais do que 16 horas, aproximadamente. Em malha aberta, pode-se verificar que nesse mesmo perfil de pista, atuam, no paciente, predominantemente acelerações de amplitude em torno de 1 m/s^2 com frequências também inferiores a 5 Hz. De acordo com a tabela da norma ISO2631, uma pessoa na horizontal pode aguentar frequências de aceleração nessa faixa por até aproximadamente 2,5 horas. Entretanto, devido às condições debilitadas do paciente, pode-se assumir que o valor de horas que ele de fato aguentaria seria muito inferior a 2,5 horas. Desse modo, o controle por LQR aumentou significativamente a quantidade de tempo a qual o paciente pode se submeter às frequências de acelerações verticais inferiores a 5 Hz para o caso da pista perfil B, em relação ao caso de malha aberta.

Os valores numéricos permitidos para cada um dos casos, em malha aberta e malha fechada, encontram-se hachurados na tabela de frequências de acelerações da norma ISO2631, no Apêndice 3.

A seguir encontra-se o gráfico de forças exercidas pelos dois atuadores no caso da lombada. A partir dele, é possível realizar a seleção dos atuadores a serem inseridos no sistema, visto que o caso da lombada apresenta um pico de força que não existe no caso do perfil de pista. Logo, a seleção dos atuadores pode ser feita a partir do caso da lombada. A força máxima exigida aos atuadores é de aproximadamente 70 N, na mesma ordem de grandeza de [3]. Dessa forma, é válido o uso do atuador escolhido.

Figura 4.7 - Força do atuador para lombada com LQR



4.4 OBSERVADOR

O controlador projetado até o momento, tanto pelo método de alocação de pólos quanto pelo método Linear Quadrático, exigia o conhecimento de todas as variáveis de estado. Os observadores de estado são algoritmos embutidos no controlador capazes de gerar estimativas a respeito das variáveis de estado do sistema, caso o sistema seja observável e controlável, o que já foi verificado. Trata-se de um adicional muito útil ao controlador, uma vez que, na prática, dispor de medidas de todas as variáveis de estado é muito difícil. O observador a ser desenvolvido será do tipo identidade, ou seja, ele estimará os valores de todas as variáveis de estado, independentemente da quantidade de variáveis de estado medidas. Assim, o estado $x(t)$ será aproximado por um vetor $\hat{x}(t)$, dado por:

$$\dot{\hat{x}}(t) = A\hat{x}(t) + Bu(t) + K_0C(x(t) - \hat{x}(t))$$

Em que a matriz K_0 é a matriz de ganhos do observador. O erro cometido pelo observador é definido por $e(t) = (x(t) - \hat{x}(t))$, e portanto tem-se: $\dot{e}(t) = (A - K_0C)e$. Logo, a matriz $(A - K_0C)$ deve ser uma matriz de ajuste para que o erro de estimação, qualquer que seja o erro inicial, convirja para zero mais rápido que o sistema acompanhado pelo observador, de modo a não introduzir erros significativos na dinâmica do sistema controlado. Assim, definiu-se que os pólos do observador, ou seja, as raízes da equação característica dada por $|sI - A + K_0C| = 0$ seja 5 vezes

menor que os pólos obtidos pelo método LQ para o controlador. Logo, temos os seguintes pólos para o observador, explicitados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 - Valores numéricos dos pólos do observador

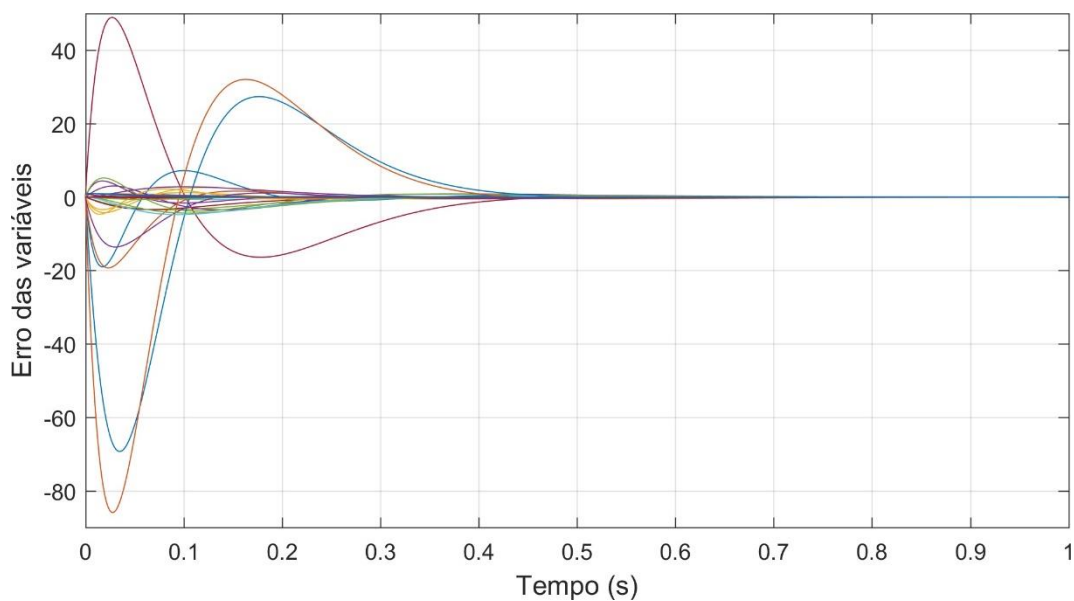
$p1 = -7,1165 + 3,5609i$	$p2 = -7,1165 - 3,5609i$
$p3 = -9,7591 + 2,5314i$	$p4 = -9,7591 - 2,5314i$
$p5 = -16,7111 + 8,8664i$	$p6 = -16,7111 - 8,8664i$
$p7 = -19,9810 + 9,5021i$	$p8 = -19,9810 - 9,5021i$

A partir disso, obteve-se a matriz de ganhos para o controlador via *MATLAB*, dada por:

$$K_o = \begin{bmatrix} -3,08 & -137,25 \\ 0,59 & -46,50 \\ 2,38 & 112,04 \\ 0,02 & 42,80 \\ 40,28 & 3602,01 \\ 17,58 & 3293,98 \\ -29,20 & -396,19 \\ 0,94 & 550,42 \end{bmatrix}$$

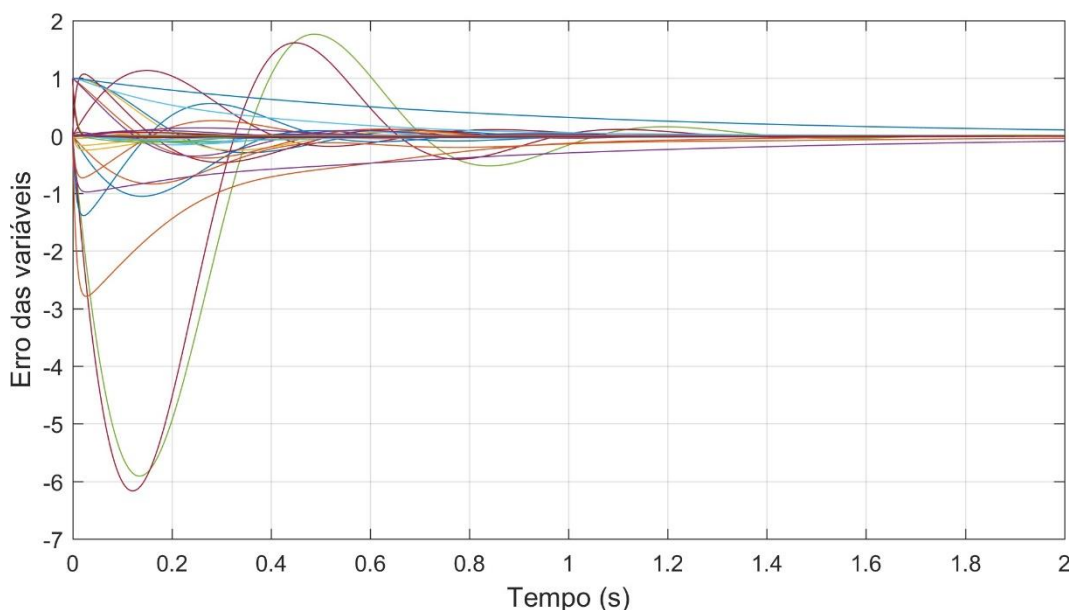
Assim, procede-se com a verificação da resposta do erro do observador, cujo resultado encontra-se na Figura 4.8.

Figura 4.8 - Simulação da resposta do erro ao impulso com observador por alocação



Cada linha corresponde a resposta a uma entrada impulso no erro para cada variável de estado. Em aproximadamente 0,5 segundos todos os erros tendem a zero. Contudo, o erro inicial pode chegar a valores consideravelmente altos.

Figura 4.9 - Simulação da resposta do erro ao impulso com observador LQ



Os resultados obtidos para o observador sintetizado a partir do método linear quadrático encontram-se na figura abaixo. Nota-se que o erro inicial é 10 vezes, ao custo de um tempo de assentamento maior, em torno de 1,2 segundos.

4.5 SEGUIDOR DE REFERÊNCIA CONSTANTE

Uma característica adicional geralmente desejada em um controlador é a de seguir referências tanto constantes quanto variáveis no tempo.

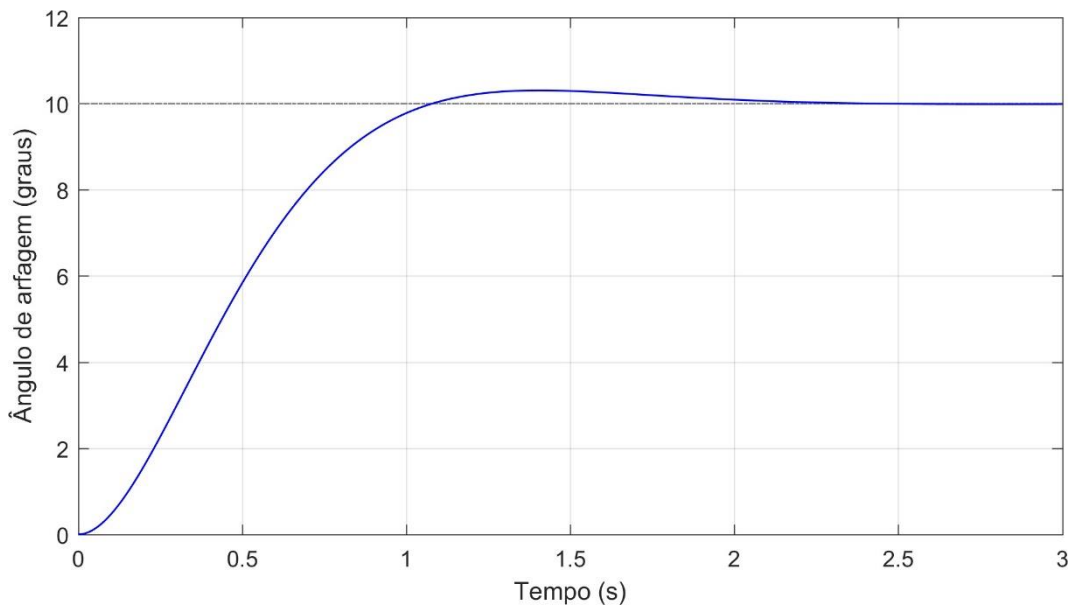
No caso do seguidor de referência constante, para que o sistema controlado não apresente erro em regime permanente, devemos ter a lei de controle dada por: $\dot{x}(t) = Ax(t) + Bu(t)$, em que $u = -Kx(t) + Nx_r$, onde N é dada por $N = (KN_x + N_u)$.

A matriz K é a matriz de ganhos que pode ser obtida por alocação de pólos ou por controle Linear Quadrático a partir do controle feito para o problema do regulador - por isso o problema do seguidor é uma extensão do problema do regulador. Tem-se x_r o sinal de referência desejado a ser seguido pelo sistema, e a matriz N é dada por:

$$\begin{bmatrix} Nx \\ Nu \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 0 \\ I \end{bmatrix}$$

Para o problema do controle de uma maca o sinal a ser seguido será dado por um pequeno ângulo. Inclinar o paciente em uma posição favorável pode auxiliar o desinchaço de membros e direcionar a circulação sanguínea para uma área desejada. O ângulo escolhido é de 10°:

Figura 4.10 - Seguidor de referência de 10 graus



É possível notar que o seguidor de referência projetado não apresenta erro em regime permanente. Em três segundos já é capaz de seguir completamente a referência de sinal imposta.

5 CONTROLE CLÁSSICO

5.1 FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA ESCOLHIDA

A função de transferência da planta a partir da qual será feito o projeto de controle de rejeição de distúrbios através da metodologia do controle clássico é aquela cuja entrada é a força que um dos atuadores exerce na maca, e a saída é o movimento de elevação sofrido pelo paciente. Escolheu-se tal função de transferência justamente pelo fato de que o objetivo principal do projeto de controle é minimizar os danos sofridos pelo paciente devido ao movimento da ambulância, e esse objetivo pode ser

contemplado principalmente a partir da redução do movimento de elevação sofrido por ele através da ação de um atuador na maca em que ele se encontra, a partir de um comando de controle.

A função de transferência cuja entrada é a força exercida pelo atuador da esquerda (FA_1) e cuja saída é a elevação sofrida pelo paciente (x_2), e a função de transferência cuja entrada é a força exercida pelo atuador da direita (FA_2) e cuja saída é a elevação sofrida pelo paciente (x_2) são muito semelhantes entre si. Os numeradores de ambas são muito semelhantes e, como esperado, o denominador de ambas é o mesmo, pois representam a equação característica do sistema em malha aberta. Assim, entre essas duas funções de transferência, escolheu-se trabalhar, arbitrariamente, com a função de transferência cuja entrada é FA_1 , a qual denominou-se $Gp(s)$. Tem-se, portanto:

$$Gp(s) = \frac{x_2(s)}{FA_1(s)} = \frac{0,01s^6 + 0,1487s^5 + 2,617s^4 + 16,18s^3 + 122,5s^2 + 162s + 950,7}{s^8 + 15,18s^7 + 281,6s^6 + 1923s^5 + 16670s^4 + 43810s^3 + 281300s^2 + 267200s + 1401000}$$

A função de transferência cuja entrada é FA_2 e saída é x_2 encontra-se no Apêndice 6.

A função de transferência é do tipo 0

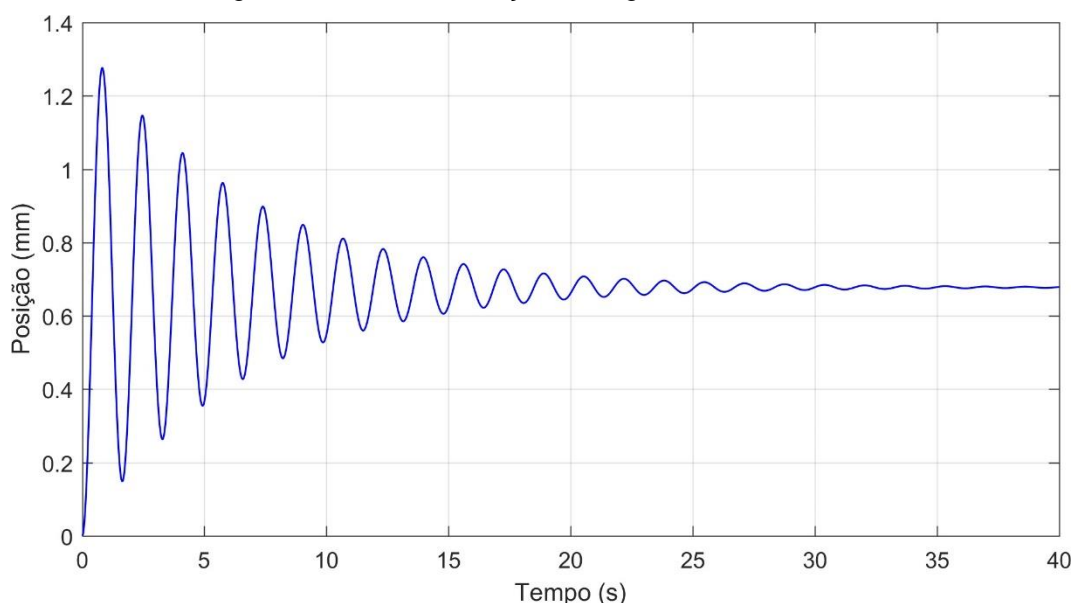
5.2 SINTONIZAÇÃO PID POR ZIEGLER-NICHOLS

A sintonização dos controladores PID não pode ser realizada pelos métodos Ziegler-Nichols, e as justificativas para isso encontram-se abaixo:

5.2.1 Método da curva de reação

O método exige que a resposta do sistema em malha aberta ao degrau unitário possua um formato de “S”. Esse não é o caso para o sistema estudado. A resposta do sistema pode ser vista na Figura 5.1:

Figura 5.1 - Curva de reação ao degrau da FT escolhida



5.2.2 Método do ganho limite

Para o método do ganho limite ser utilizado, é necessário determinar o ganho proporcional que deixaria o sistema puramente oscilatório. Tal ganho não existe, ou seja, o sistema nunca ficará puramente oscilatório. Isso será justificado mais claramente no tópico a seguir do Lugar das Raízes.

5.3 SINTONIZAÇÃO PID POR LUGAR DAS RAÍZES

Com o objetivo de sintetizar um controlador para o sistema no domínio da frequência, garantindo a rejeição de distúrbios provenientes da pista e reduzindo a aceleração vertical sofrida pelo paciente, utilizou-se o método do Lugar das Raízes. O método auxilia a determinar os ganhos proporcional K_p , integrativo K_i e derivativo K_d . Para a sua execução, foi utilizado o comando *rlocus* do *MATLAB*.

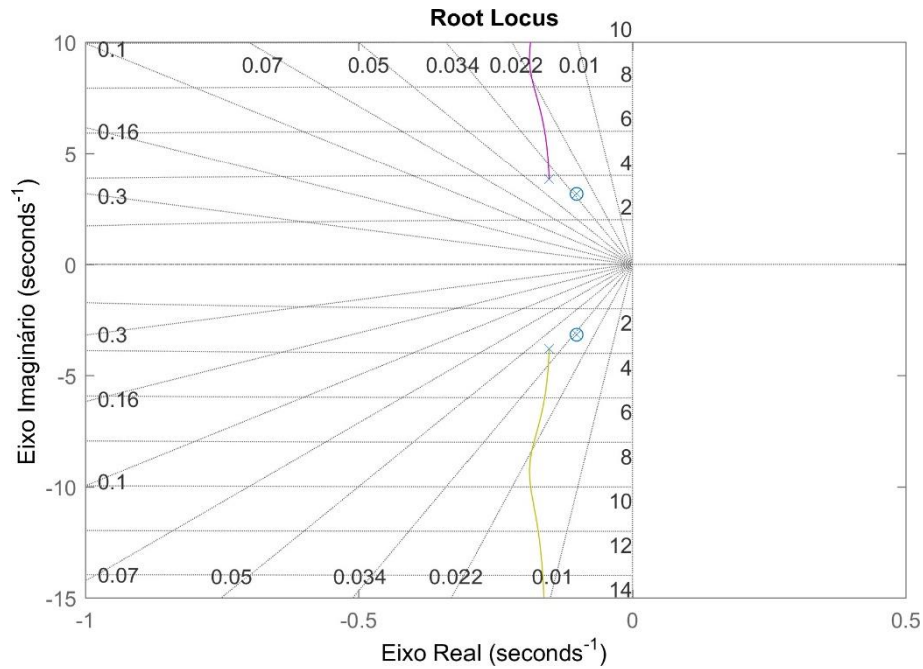
5.3.1 Determinação de K_p

Para determinar o ganho proporcional foi utilizado o comando *rlocus* inserindo como entrada inicial a função de transferência de malha aberta. O *software*, então traça o lugar das raízes para essa situação conforme a equação:

$$1 + K_p \frac{N}{D} = 0$$

Na Figura 5.2, tem-se o Lugar das Raízes para a primeira etapa da sintonização:

Figura 5.2 - Lugar das raízes para determinação do ganho K_p



Com o auxílio do Lugar das Raízes da figura, estabelece-se que o valor de ganho proporcional desejado K_p é de 195.

5.3.2 Determinação de K_i

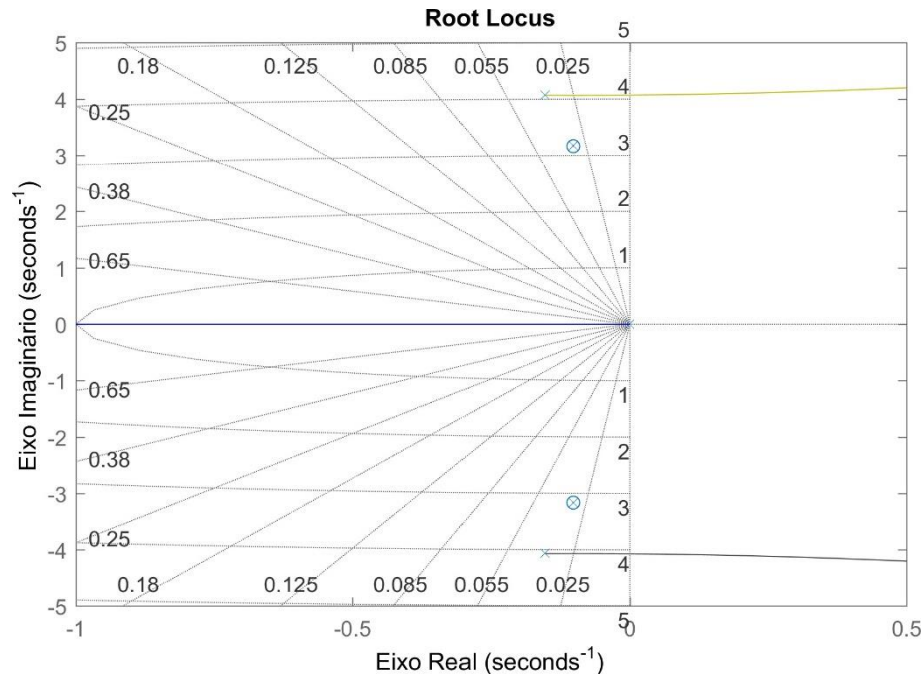
Após a definição do ganho proporcional, o termo integrativo do controlador foi adicionado. Dessa forma, a malha foi reorganizada, resultando na equação:

$$1 + K_i \left(\frac{N}{s(D + K_p N)} \right) = 0$$

Para o traçado do segundo gráfico do lugar das raízes, utilizou-se o comando *rlocus* para o termo:

$$\left(\frac{N}{s(D + K_p N)} \right)$$

Assim, obtém-se o resultado na Figura 5.3:

Figura 5.3 - Lugar das raízes para determinação do ganho K_i 

Com base na figura, estabelece-se que o valor de ganho integral desejado K_i é de 250.

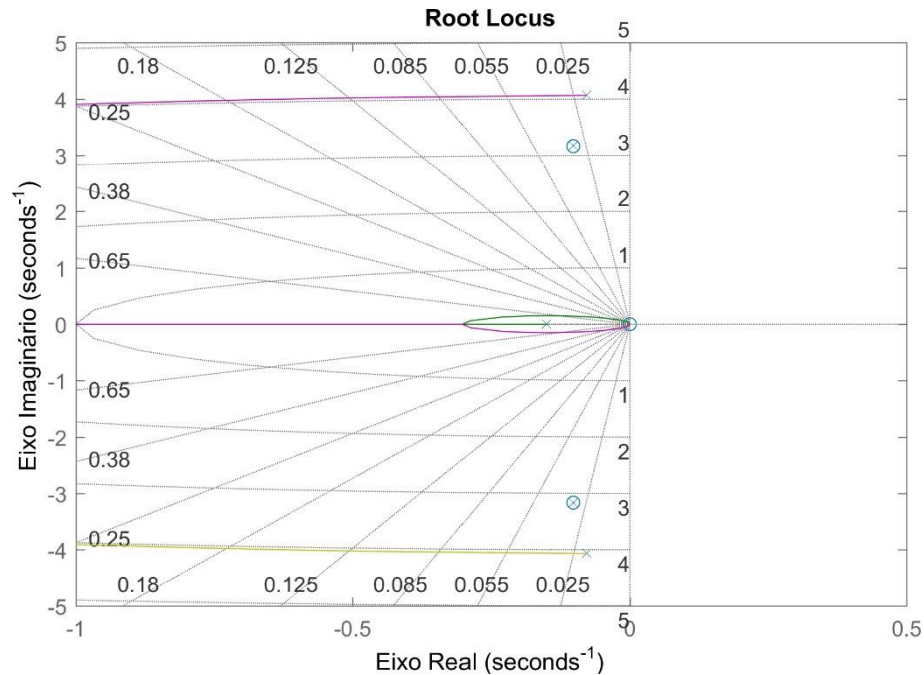
5.3.3 Determinação do ganho K_d

Com o ganho proporcional e integral definidos é necessário definir o ganho derivativo K_d . Mais uma vez, a malha é reorganizada, resultando na seguinte equação:

$$1 + K_d \left(\frac{s^2 N}{sD + (K_p S + K_i)N} \right) = 0$$

Utilizando o termo abaixo de entrada para o comando `rlocus`, o terceiro gráfico para o lugar das raízes é traçado:

$$\frac{s^2 N}{sD + (K_p S + K_i)N}$$

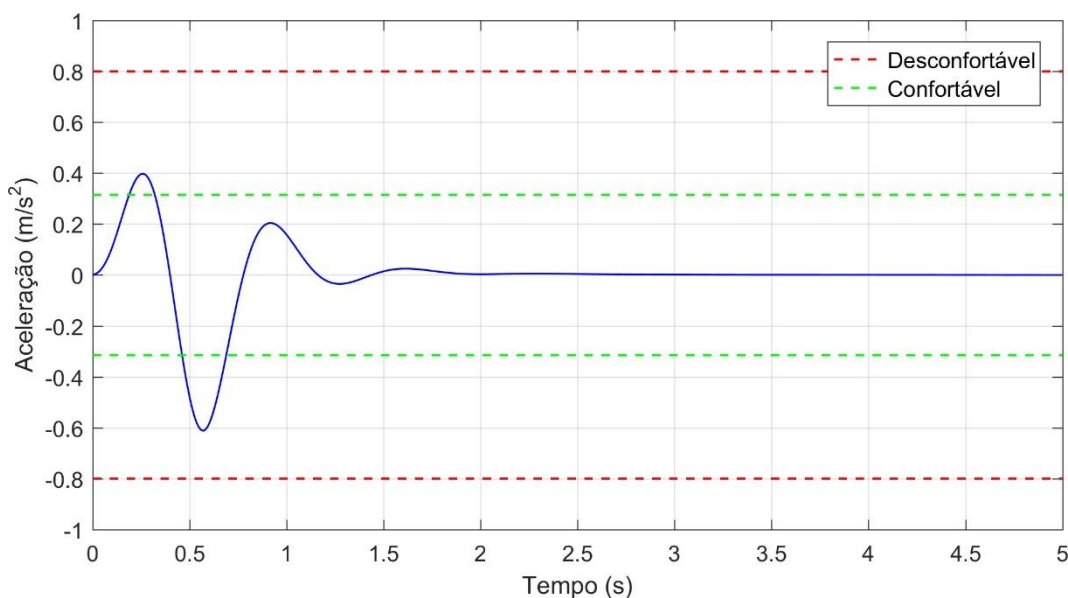
Figura 5.4 - Lugar das raízes para determinação do ganho K_d 

Com base na figura, estabelece-se que o valor de ganho derivativo desejado K_d é de 1300. Portanto, a função de transferência do controle PID, utilizando-se o método do Lugar das Raízes ficou:

$$PID = 195 + \frac{250}{s} + 1300s$$

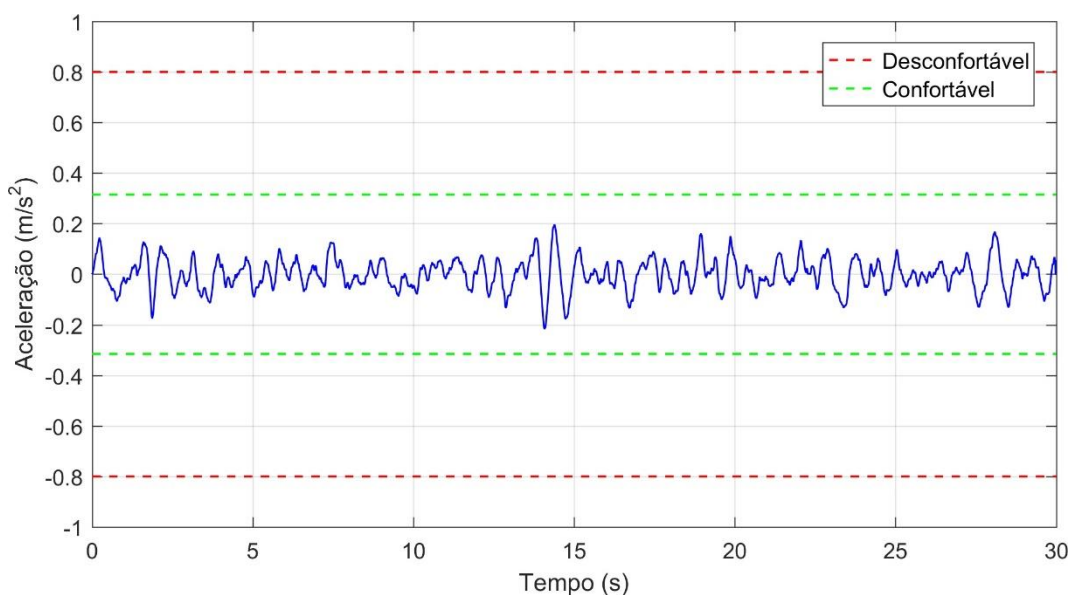
A função de transferência $T(s)$ em malha fechada e seus pólos encontram-se no Apêndice 6. Para validar a rejeição de distúrbios utilizando o controlador PID sintonizado, foram simuladas através da função de transferência de malha fechada $T(s)$ os mesmos dois cenários simulados em Controle Moderno. A aceleração para o cenário 1 (lombada) está representada na Figura 5.5.

Figura 5.5 - Simulação para lombada com PID por alocação de polos



A aceleração para o cenário 2 (perfil ISO) está representada na Figura 5.6.

Figura 5.6 - Simulação para perfil com PID por alocação de polos



Em comparação às simulações em malha aberta, as acelerações sofridas pelo paciente na maca atingem valores menores. No cenário 1, verifica-se que o sistema interrompe a sua oscilação muito mais rápido do que em malha aberta. No cenário 2, as acelerações foram reduzidas a valores considerados como confortáveis, diminuindo os possíveis danos ao paciente debilitado.

Aqui também é válida a análise feita em Controle Moderno considerando o espectro de frequências da aceleração. O controle PID via Método do Lugar das

Raízes aumenta o tempo o qual o paciente pode se submeter a acelerações verticais de frequências inferiores a 5 Hz para o caso da pista perfil B em relação ao caso de malha aberta.

Ao comparar os resultados acima com aqueles presentes na seção de Controle Moderno verifica-se que os resultados obtidos pelo PID são semelhantes aos encontrados pelo método linear quadrático. A principal diferença entre as simulações se deve ao fato que em Controle Moderno há a presença de distúrbios provenientes de ambas as rodas o que atrasa o tempo de acomodação no cenário 1, mas gera resultados mais próximos da realidade. Outra limitação do Controle Clássico, com a utilização de apenas uma função de transferência, é que não é possível avaliar os efeitos de arfagem na maca.

5.4 CONTROLE ITAE

No domínio da frequência (controle clássico), realiza-se o projeto de um controlador visando ou a rejeitar distúrbios ou a seguir referências. A síntese do controlador PID para seguir referências no problema da ambulância pode ter a utilidade de controlar a inclinação da maca quando não há distúrbios externos, por exemplo. Conforme comentado previamente, inclinar o paciente em uma posição favorável pode auxiliar o desinchaço de membros e também direcionar a circulação sanguínea para uma área desejada.

Assim, para o projeto do seguidor de referências, a função de transferência a ser analisada é aquela cuja entrada é FA_1 , ou seja, a força exercida por um dos atuadores, e a saída é θ_2 , ou seja, o movimento de inclinação da maca na qual se encontra o paciente. Tal função de transferência encontra-se no Apêndice 6.

Para a sintonização do controlador PID para essa aplicação, pode-se utilizar o critério *Integral of Time Absolute Error (ITAE)*. O critério consiste na minimização da seguinte integral:

$$\int_0^{\infty} t|e(t)| dt$$

Em que t é o tempo e $|e(t)|$ é o módulo do erro, ou seja, é a diferença entre o valor da saída escolhida do sistema em malha fechada e o valor de referência que

espera-se que o sistema siga em malha fechada. No projeto do controlador em questão, o valor de saída é $\theta_2(t)$, logo, o termo $|e(t)|$ é a diferença em módulo entre esse valor e o valor de referência a ser seguida.

A otimização do sistema de controle em relação ao índice ITAE consiste em escolher os ganhos do controlador PID que tornem mínimo o valor da integral descrita anteriormente. A literatura apresenta equações características de sistemas em malha fechada que otimizam o índice ITAE para uma entrada tipo degrau no sistema. Tais equações são escritas em função do parâmetro wn , definido pelo projetista, e tabeladas em função da ordem do sistema em malha fechada. Para o sistema em questão, escolheu-se adotar uma referência angular em degrau a ser seguida de 10° . Trata-se de um valor razoável, contemplando a linearização do modelo.

O sistema em malha fechada apresenta ordem 9, devido à adição de um pólo no sistema por conta do ganho do controlador integrativo. Após busca extensa na literatura, não foi possível encontrar o polinômio que otimiza o índice ITAE para um sistema de ordem 9. Assim, para a otimização do sistema de controle em relação ao índice ITAE, efetuou-se a redução de ordem do sistema.

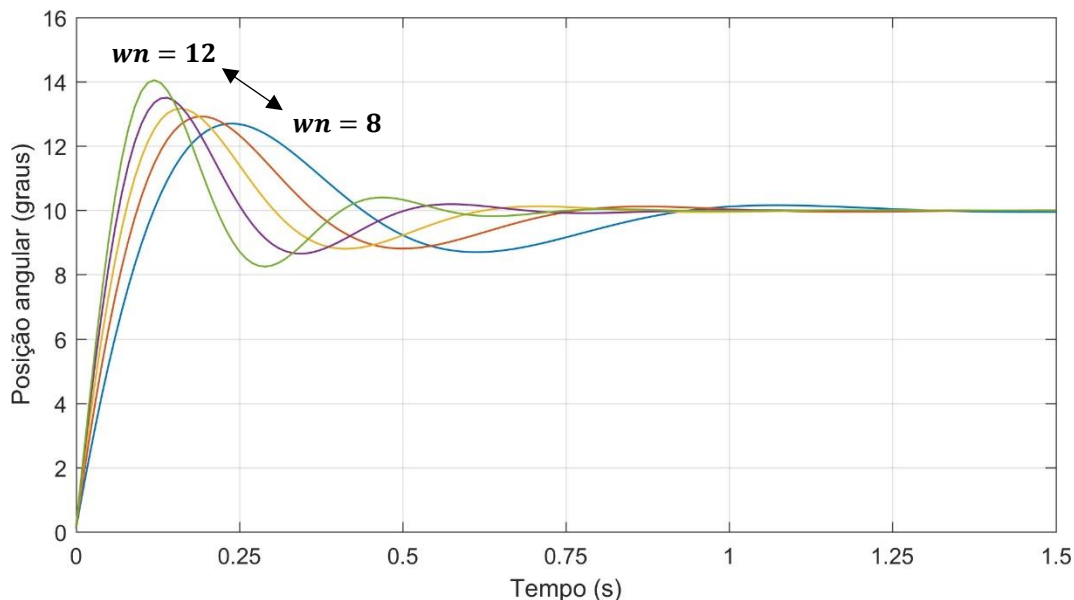
Reduziu-se a ordem do sistema em malha aberta para 4, de modo que o sistema em malha fechada apresentou ordem 5. Desse modo, foi consultada a literatura e encontrou-se a equação característica do sistema em malha fechada que otimiza o índice ITAE para essa ordem [18]. Ela é a seguinte:

$$p(s) = s^5 + 2,068wn * s^4 + 4,499wn^2 * s^3 + 4,675wn^3 * s^2 + 3,257wn^4 * s + wn^5$$

As respostas ótimas para o sistema em relação ao sobressinal e tempo de acomodação ocorreram ao adotar wn na faixa de 8 a 12 rad/s . Tais respostas encontram-se na Figura 5.7. Pode-se notar a partir de tais respostas que para esses valores de wn , quanto menor é o sobressinal, maior é o tempo para $\theta_2(t)$ atingir o valor de referência do degrau implementado. O valor de wn que impõe uma resposta relativamente equilibrada do sistema, ou seja, levando a resposta a ter um sobressinal moderado e a atingir um tempo de acomodação relativamente curto ocorre para a frequência $wn = 12 rad/s$. Para essa frequência, obteve-se um sobressinal de 40,5% e um tempo de acomodação de 0,53 segundos. A função de transferência em malha

fechada para o sistema reduzido de quinta ordem utilizada para o seguidor de referências, com $\omega_n = 12 \text{ rad/s}$, encontra-se no Apêndice 6.

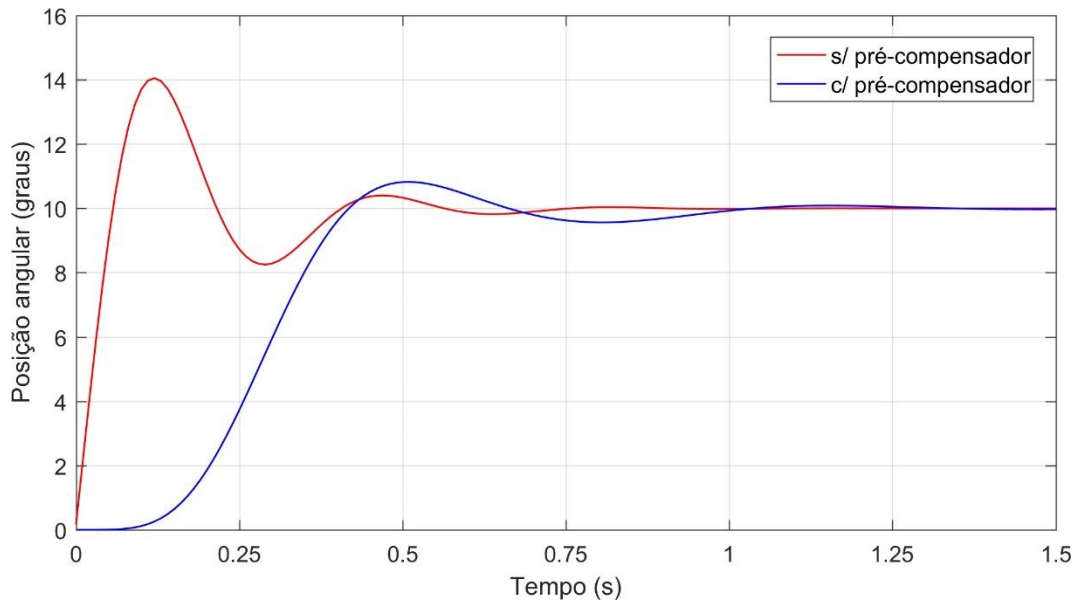
Figura 5.7 - Respostas do sistema ao degrau para diferentes valores de ω_n



Existe a necessidade do desenvolvimento de um pré-compensador a ser utilizado para a finalização do projeto de seguidor de referências via controlador PID a partir da otimização do índice ITAE para uma entrada tipo degrau. A partir da implementação desse pré-compensador obteve-se um sobressinal de apenas 6,7%, consideravelmente menor que o valor obtido sem pré-compensador, conforme esperado. O tempo de acomodação aumentou para 0,94 segundos. Trata-se de um fato positivo, pois significa que o paciente vai levar um tempo maior para atingir a angulação de referência e praticamente sem sobressinal, atingindo de maneira confortável a referência desejada de 10° .

As respostas para o sistema com a utilização do pré-compensador e sem a utilização do pré-compensador encontram-se comparadas na Figura 5.8, ambas para $\omega_n = 12 \text{ rad/s}$.

Figura 5.8 – Comparação do controle ITAE com e sem pré-compensador



Ao igualar a equação característica literal obtida em malha fechada com aquela de quinta ordem que otimiza o índice ITAE, para $\omega_n = 12 \text{ rad/s}$, chegou-se a um sistema sobredeterminado com 6 equações (uma para cada coeficiente do polinômio de quinta ordem) e 3 incógnitas (apenas os ganhos K_p , K_i , K_d , visto que adotou-se $\omega_n = 12 \text{ rad/s}$). Tal equação característica literal encontra-se no Apêndice 6. Através da utilização do Método dos Mínimos Quadrados nesse sistema sobredeterminado, chegou-se aos seguintes ganhos para o controlador PID: $K_p = 3,28 * 10^4$; $K_i = 1,71 * 10^5$; $K_d = 1,41 * 10^3$. Desse modo, está completamente determinado o controlador PID para seguir referências, otimizado para uma entrada degrau em relação ao índice ITAE.

5.5 ESTABILIDADE POR ROUTH-HURWITZ

A partir da equação característica de malha aberta, chegou-se à Tabela de Routh do sistema em malha aberta, gerada através do código em MATLAB. Ela está representada na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Tabela de Routh para o sistema em malha aberta

s^8	1,00	281,63	16673,35	281259,14	1401373,28
s^7	15,18	1923,14	43814,71	267249,68	0,00
s^6	154,94	13786,95	263653,41	1401373,28	0,00
s^5	572,43	17984,54	129956,92	0,00	0,00
s^4	8919,03	228477,60	1401373,28	0,00	0,00
s^3	3320,59	40015,21	0,00	0,00	0,00
s^2	120997,80	1401373,28	0,00	0,00	0,00
s^1	1556,74	0,00	0,00	0,00	0,00
s^0	1401373,28	0,00	0,00	0,00	0,00

A partir da análise da tabela obtida, pode-se constatar que todos os elementos da primeira coluna são positivos, e, portanto, o sistema em malha aberta é estável. Isso já era esperado, pois nenhum pólo do sistema em malha aberta apresenta parte real positiva.

Para o projeto do controlador pela abordagem do Controle Clássico que garanta a rejeição de distúrbios provenientes da pista, reduzindo a aceleração vertical sofrida pelo paciente, utilizou-se o método do Lugar das Raízes e com isso determinou-se os ganhos do PID a ser utilizado nesse controle. A partir da equação característica do sistema em malha fechada para a função de transferência da planta escolhida para essa aplicação (aquela cuja entrada é FA_1 e saída é x_2), chegou-se à Tabela de Routh do sistema em malha fechada para o sistema envolvendo esse controlador, gerada através do código em MATLAB. Ela está representada na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 - Tabela de Routh para o sistema em malha fechada utilizando o controlador de rejeição de distúrbios.

s^9	1,00	581,03	49635,91	633163,87	1627255,07
s^8	35,18	7194,55	293112,75	2230973,34	237682,04
s^7	376,52	41304,04	569747,38	1620498,84	0,00
s^6	3335,37	239879,23	2079564,37	237682,04	0,00
s^5	14224,70	334990,81	1593667,54	0,00	0,00
s^4	161331,51	1705885,64	237682,04	0,00	0,00
s^3	184581,78	1572710,96	0,00	0,00	0,00
s^2	331276,29	237682,04	0,00	0,00	0,00
s^1	1440278,38	0,00	0,00	0,00	0,00
s^0	237682,04	0,00	0,00	0,00	0,00

A partir da análise da tabela obtida, pode-se constatar que todos os elementos da primeira coluna são positivos, e, portanto, o sistema em malha fechada com o controlador PID desenvolvido para rejeição de distúrbios é estável.

Para o projeto do controlador de seguidor de uma referência tipo degrau, utilizou-se a otimização do índice ITAE para o sistema de ordem reduzida, e com isso chegou-se aos ganhos do PID a ser utilizado para essa aplicação. A partir da equação característica do sistema em malha fechada para a função de transferência da planta escolhida para essa aplicação (aquela cuja entrada é FA_1 e saída é θ_2), chegou-se à Tabela de Routh do sistema em malha fechada para o sistema envolvendo esse controlador, gerada através do código em MATLAB. Ela está representada na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 - Tabela de Routh para o sistema em malha fechada utilizando o controlador de seguidor de referência

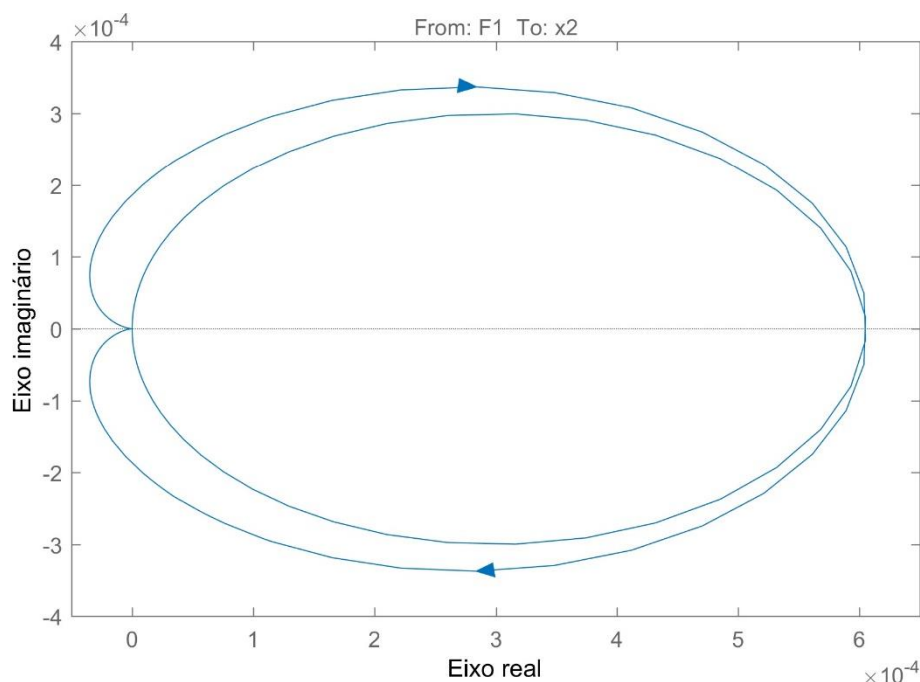
s^5	1,02	722,53	67536,88
s^4	27,78	8072,76	248832,07
s^3	426,94	58425,76	0,00
s^2	4271,38	248832,07	0,00
s^1	33553,82	0,00	0,00
s^0	248832,07	0,00	0,00

A partir da análise da tabela obtida, pode-se constatar que todos os elementos da primeira coluna são positivos, e, portanto, o sistema em malha fechada com o controlador PID desenvolvido para seguidor de referência tipo degrau é estável.

5.6 ESTABILIDADE ABSOLUTA E RELATIVA

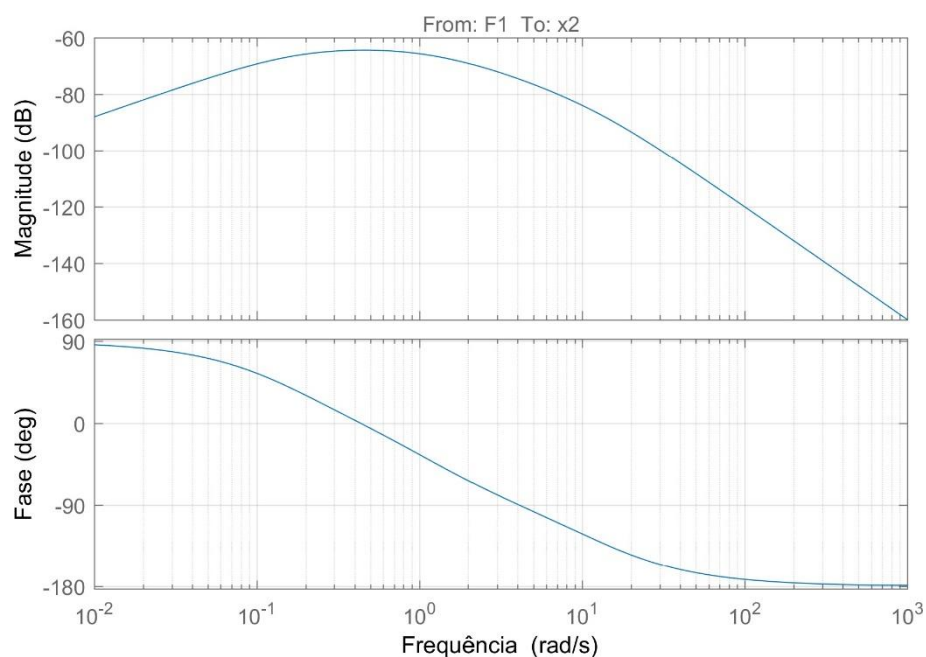
Para verificar a estabilidade absoluta do sistema após a adição do regulador PID é utilizado o critério de Nyquist. O critério diz que se o sistema em malha aberta possui k pólos no semiplano direito, o diagrama de Nyquist do sistema em malha fechada deverá dar um número k de voltas em torno do ponto $-1 + j0$. Como o sistema da ambulância já é estável, é de se esperar 0 voltas em torno do ponto.

Figura 5.9 - Caminho de Nyquist para PID por lugar das raízes



Como pode-se ver na Figura 5.9, o diagrama não dá voltas em torno do ponto, assim, o sistema controlado é estável. Já pelo diagrama de Bode em malha fechada é possível analisar a estabilidade relativa do sistema controlado:

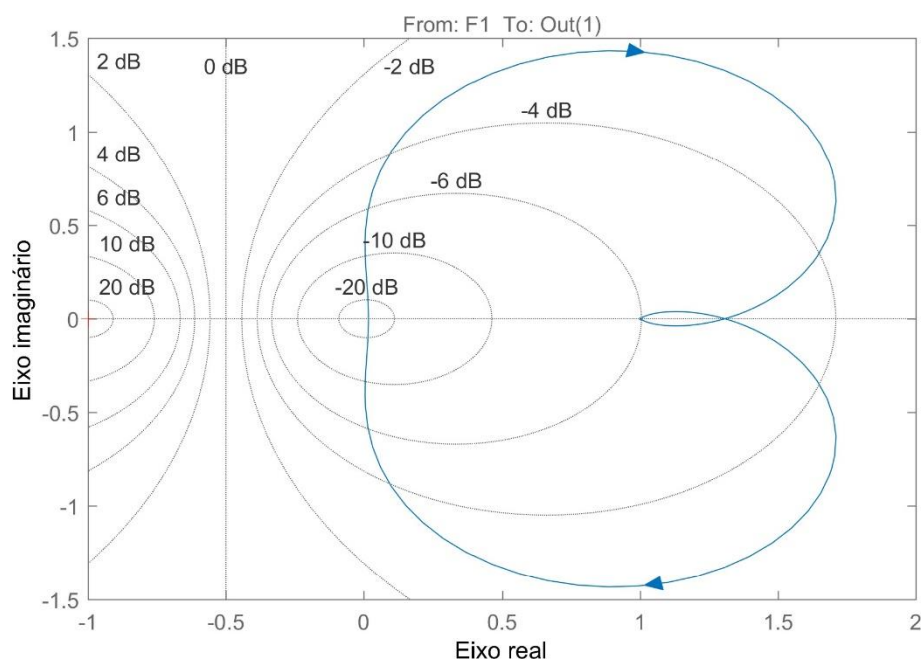
Figura 5.10 - Diagrama de Bode para PID por lugar das raízes



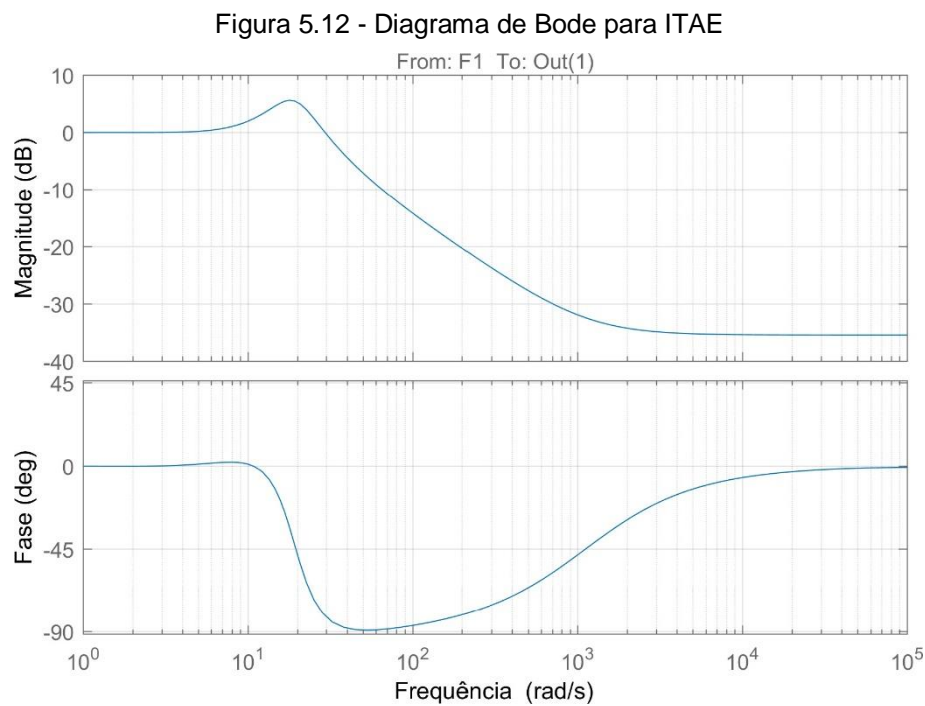
É visível que tanto a margem de fase quanto a margem de ganho do sistema são infinitas, ou seja, o sistema é extremamente estável. Isso era de se esperar devido a configuração física dele, composta por massas, molas e amortecedores.

Com o mesmo critério, avalia-se a estabilidade absoluta do seguidor ITAE:

Figura 5.11 - Caminho de Nyquist para ITAE



Como pode-se ver na Figura 5.11, o diagrama não dá voltas em torno do ponto $-1 + j0$, portanto, o sistema controlado é estável. Pelo diagrama de Bode é possível analisar a estabilidade relativa do sistema controlado:



É visível que a margem de ganho do sistema é infinita, já a margem de fase é de $98,5^\circ$. Tais valores indicam que o sistema também é extremamente estável com o seguidor de referência.

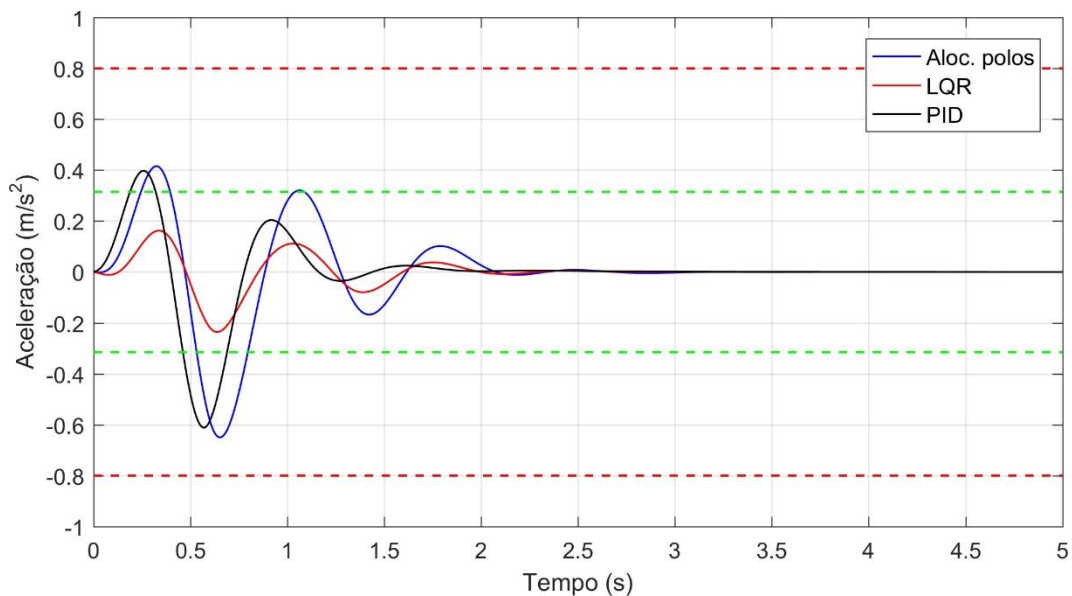
6 COMPARAÇÃO ENTRE CONTROLES MODERNO E CLÁSSICO

6.1 REJEIÇÃO DE DISTÚRBIOS

Na Figura 6.1, observa-se o comportamento dos diferentes controladores sintetizados para o problema de rejeição de distúrbios para o cenário 1 (lombada). Para todos eles, os valores de aceleração diminuem quando comparados ao sistema em malha aberta. É visível que o melhor controlador é o LQR de Controle Moderno, pois reduz a aceleração a níveis considerados como confortáveis, sem sair desses níveis. Em relação ângulo de arfagem sofrido pelo paciente, tanto o LQR quanto a alocação de pólos geram resultados satisfatórios com oscilações inferiores a $0,6^\circ$ (Apêndice 7). Não é possível avaliar os efeitos de arfagem na maca a partir do

controlador PID desenvolvido para rejeição de distúrbios, devido à função de transferência da planta escolhida envolver, como saída, o movimento de elevação da maca.

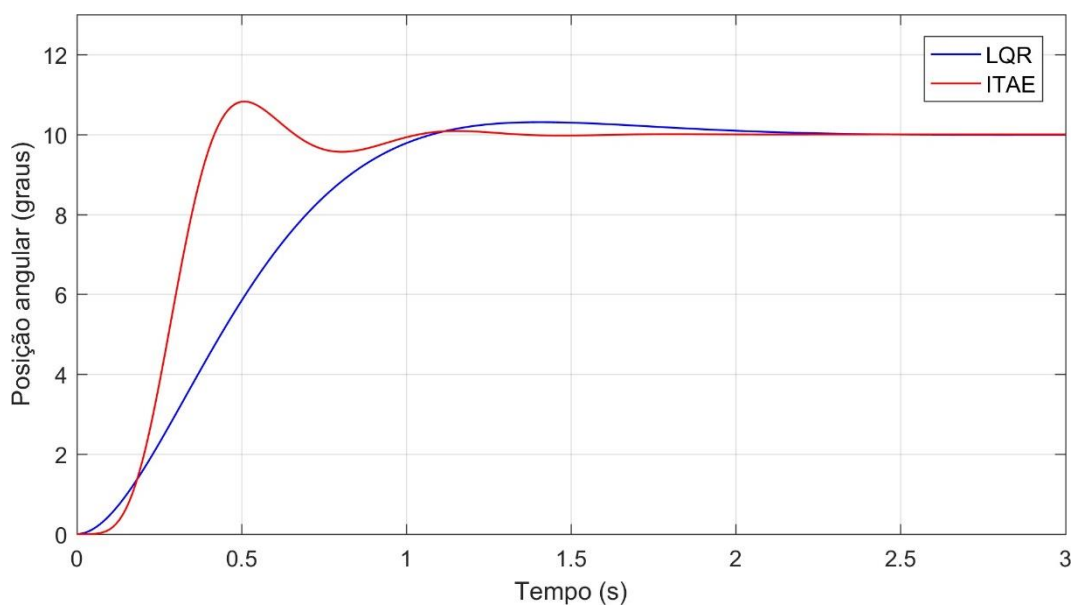
Figura 6.1 - Comparação entre controles para rejeição de distúrbio do tipo lombada



6.2 SEGUIDOR DE REFERÊNCIA

Na Figura 6.2, observa-se o comportamento dos diferentes controladores sintetizados para o problema do seguidor de referências. Ambos os controladores cumprem o dever de inclinar a maca a um ângulo de 10° de forma eficiente.

Figura 6.2 - Comparação entre controles para seguidor de referência angular



O sobressinal maior apresentado pelo controlador PID sintonizado pela otimização do índice de desempenho ITAE é aceitável pois não supera 1° . No entanto, o sobressinal apresentado pelo controlador LQR é praticamente nulo. O tempo de acomodação de ambos não supera 1,5 s, o que também é aceitável.

7 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos, pode-se verificar que o sistema de controle projetado através do Controle Moderno realiza muito bem o seu propósito. Em comparação com o sistema em malha aberta, o projeto de controle por alocação de pólos reduziu consideravelmente os níveis de aceleração sofridos pelo paciente devido à trajetória da ambulância, produzindo também resultados satisfatórios em relação à arfagem sofrida por ele. Porém, o controle ótimo do sistema pelo método linear quadrático (LQR) forneceu resultados muito satisfatórios tanto em relação à redução da aceleração que o paciente sofre em malha aberta, deixando-a em níveis considerados confortáveis de acordo com a norma ISO 2631, quanto em relação ao movimento de arfagem sofrido pelo paciente, que foi anulado através da ação de controle em ambos os cenários de pistas adotados.

Ainda em relação ao controlador projetado através do Controle Moderno, pode-se constatar que o controle realizado com o observador identidade também mostrou resultados satisfatórios, visto que foi possível estimar corretamente todas as variáveis de estado com erros indo assintoticamente para zero após apenas 0,7 segundos. O seguidor de referências também foi bem-sucedido em relação a uma referência de valor constante, totalmente sem erros em regime permanente e sem sobressinal. Trata-se de um recurso aplicável a uma maca em ambulância, visto que é possível, dessa forma, inclinar a maca da ambulância para pequenos ângulos desejados de modo a ajudar o paciente a desinchar membros e também direcionar a circulação sanguínea para uma área em particular.

Os sistemas de controle projetados através da abordagem do Controle Clássico produziram, também, resultados satisfatórios. Porém, devido à própria limitação intrínseca à essa abordagem, de se utilizar apenas uma função de transferência da planta para o desenvolvimento do controlador no sistema em malha fechada, os

resultados são inferiores a aqueles obtidos pelo controlador sintetizado através da abordagem do Controle Moderno, como esperado.

O controlador PID desenvolvido para rejeitar distúrbios, sintonizado a partir do Lugar das Raízes, cumpre bem seu propósito. Ele leva o paciente a níveis de acelerações considerados confortáveis por normas, porém a valores maiores do que aqueles obtidos pelo controlador desenvolvido através do Controle Moderno por LQR. Não é possível a análise do movimento de arfagem do paciente em malha fechada para esse controlador PID, pois a função de transferência da planta escolhida possui como saída o movimento de elevação do paciente. O controlador PID desenvolvido para seguir uma referência tipo degrau angular através da otimização do índice ITAE a partir da redução de ordem do sistema não apresenta erro em regime permanente, assim como o controlador LQR desenvolvido para esse mesmo fim, porém apresenta um sobressinal maior do que o controlador LQR, sendo, portanto, também inferior ao controlador desenvolvido através do Controle Moderno.

A análise do espectro de frequências possibilitou concluir que o controle em malha fechada aumentou significativamente a quantidade de tempo à qual o paciente pode se submeter às frequências de acelerações verticais inferiores a 5 Hz para o caso da pista perfil B, em relação ao caso de malha aberta.

A partir de todos os resultados obtidos, pode-se afirmar que os projetos dos sistemas de controle para a maca na ambulância, tanto pela abordagem do Controle Moderno quanto pela abordagem do Controle Clássico estão muito bem definidos. O controlador desenvolvido por LQR através da abordagem do Controle Moderno merece grande destaque, pelas reduções consideráveis dos valores de aceleração vertical e de arfagem sofridos pelo paciente para os cenários adotados. Trata-se do melhor controlador sintetizado pelo grupo e, portanto, o mais recomendável para ser aplicado em uma maca de ambulância visando o bem-estar do paciente.

8 REFERÊNCIAS

- [1] URSZULA FERDEK, JAN LUCKZO, ***Vibration analysis of half-car model with semi-active damping***, Cracow University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering, Krakow, Poland, 2016.
- [2] LOPES, JOSE LUIS, ***Análise de vibração ocupacional de corpo inteiro em máquinas colhedoras de cana-de-açúcar*** Associação Brasileira de Higienistas Ocupacionais, Brasil, 2012.
- [3] RAEMAEKERS, A.J.M, ***Active vibration isolator design for ambulance patients***, Eindhoven University of Technology, 2009.
- [4] ABDULLAHII B. KUNYA & ATEF A. ATA, ***Half car suspension system integrated with pid controller***, Mevlana University, 2015.
- [5] MANOJ K. MAHALA, PRASANNA GADKARI & ANINDYA DEB., ***Mathematical models for designing vehicles for ride comfort***, India Institute of Science, 2009.
- [6] "Renault MASTER - Efficient, practical and versatile". Disponível em <<https://www.cdn.renault.com/content/dam/Renault/IE/Brochures/Vehicles/master-brochure.pdf>> [Acesso em 15 de outubro de 2017].
- [7] OGATA, KATUSHIKO, – ***Engenharia de Controle Moderno***, Prentice-Hall, 5ª. Ed., 2011.
- [8] ***“ISO 8608 Mechanical vibration -- Road surface profiles -- Reporting of measured data”***- 2016.
- [9] ***“ISO 2631: Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration”*** - 2016.
- [10] KANAFI, M. MONA, ***código open source***. Disponível em: www.mathworks.com/matlabcentral/answers/262428-how-can-i-get-this-pattern [Acesso em 15 de outubro de 2017]
- [11] Copley Motion Systems LLC, ***“ServoTube APPLICATION GUIDE”***. Disponível em: <https://mecmod.com/pdf/ServoTube-AppGuide.pdf> (pp.24) [Acesso em 2 de maio de 2018]
- [12] ***Datasheet Sensor de Distância***; Disponível em: https://s3-sa-east-1.amazonaws.com/multilogica-files/datasheets/gp2y0a02yk_e.pdf [Acesso em 2 de junho de 2018].
- [13] ***Datasheet Sensor de ângulo***; Disponível em: <https://www.infineon.com/cms/en/product/sensor/magnetic-position-sensor/angle-sensor/tle5012b-e1000/> [Acesso 5 de maio de 2018].

- [14] Corpo de Bombeiros do Paraná, “**Manual de Pré Atendimento Hospitalar**”. Disponível em:
http://www.florencepalmares.com/index/v2/material/Manual_de_Atendimento_Pre-Hospitalar.pdf [Acesso em 30 de abril de 2018]
- [15] FRIEDLAND, BERNARD, “**Control System Design An Introduction to State-Space Methods**”, Dover Publications Inc, 1986.
- [16] FLEURY, AGENOR, Apostila: “**Introdução à teoria de controle**”.
- [17] “Perfil de Lombada”: Disponível em
https://sites.poli.usp.br/d/pme2371/PDF/Lista_G_PME2371_2007.pdf [Acesso em 12 de maio de 2018]
- [18] DORF, RICHARD, **Modern Control Systems**, Pearson International, 3ª Ed., 2008

APÊNDICE 1 – CÓDIGO FONTE

```

clc
close('all')
clearvars

%-----PME3481 - Controle e Aplicações-----

% ATENÇÃO! Não se esqueça de colocar a função <perfil.m> na mesma pasta
% deste programa e de adicionar o diretório ao caminho de busca do MATLAB.

%% -----Definição dos parâmetros (SI)-----

m1 = 1800; % Massa de 1/2 ambulância [kg]
m2 = 100;  % Massa da maca + pessoa [kg]

k1 = 80e3; % Rigidez da suspensão dianteira da ambulância [N/m]
k2 = 80e3; % Rigidez da suspensão traseira da ambulância [N/m]
c1 = 6000; % Amortecimento da suspensão dianteira da ambulância [N/ms]
c2 = 6000; % Amortecimento da suspensão traseira da ambulância [N/ms]

k3 = 737;  % Rigidez da suspensão dianteira da maca [N/m]
k4 = 737;  % Rigidez da suspensão traseira da maca [N/m]
c3 = 15;   % Amortecimento da suspensão dianteira da maca [N/ms]
c4 = 15;   % Amortecimento da suspensão traseira da maca [N/ms]

a = 1.8;   % Distância eixo dianteiro - CG ambulância [m]
b = 1.8;   % Distância eixo traseiro - CG ambulância [m]
c = 0.5;   % Distância apoio dianteiro - CG maca [m]
d = 0.5;   % Distância apoio traseiro - CG maca [m]
e = 0.5;
f = 1.5;

J1 = 9720/2; % Momento de inércia da ambulância [kg.m^2]
J2 = (m2*2.1^2)/12; % Momento de inércia da maca [kg.m^2]

%-----Definição das matrizes do LI-----

M = [m1,0,0,0;0,J1,0,0;0,0,m2,0;0,0,0,J2];
K = [(k1+k2+k3+k4), (-b*k1+a*k2-e*k3-f*k4), (-k3-k4), (d*k3-c*k4);
      (-b*k1+a*k2+e*k3+f*k4), (k1*b^2+k2*a^2-k3*e^2-k4*f^2), (-e*k3-
f*k4), (d*e*k3-c*f*k4);
      (-k3-k4), (e*k3+f*k4), (k3+k4), (-d*k3+c*k4);
      (d*k3-c*k4), (-k3*e*d+k4*c*f), (-k3*d^2+k4*d^2)];
Da = [(c1+c2+c3+c4), (-b*c1+a*c2-e*c3-f*c4), (-c3-c4), (d*c3-c*c4);
      (-b*c1+a*c2+e*c3+f*c4), (c1*b^2+c2*a^2-c3*e^2-c4*f^2), (-e*c3-
f*c4), (d*e*c3-c*f*c4);
      (-c3-c4), (e*c3+f*c4), (c3+c4), (-d*c3+c*c4);
      (c3*d-c4*c), (-c3*e*d+c4*c*f), (-c3*d^2+c4*d^2)];

F = [1,1,-1,-1;-b,a,-e,-f;0,0,1,1;0,0,-d,c];

OA = zeros(4);
OB = zeros(4);
I = eye(4);

%-----Definição das matrizes do EE-----

```

```

A = [OA, I; (M^-1)*(-K), (M^-1)*(-Da)]; % Matriz dinâmica

B = [OB; (M^-1)*F]; % Matriz de entradas
B1 = [B(:,1), B(:,2)]; % Matriz de distúrbio
B2 = [B(:,3), B(:,4)]; % Matriz de controle

C = [0,0,1,0,0,0,0,0;0,0,0,1,0,0,0,0]; % Matriz de saída

D = zeros(2,4);
D1 = zeros(2); % Matriz de transmissão direta p/ distúrbio
D2 = zeros(2); % Matriz de transmissão direta p/ controle

%-----EE-----

sis_MA = ss(A,B1,C,D1); % Sistema em malha aberta

%% -----Análise de Estabilidade-----

% Polos de malha aberta

polos_MA = pole(sis_MA);

fig1 = figure('units','centimeters','position',[2 2 12 9],'color','w');
plot(real(polos_MA),imag(polos_MA),'bo','MarkerSize',10,'LineWidth',1);
set(gca,'Ylim',[-12 12],'Xlim',[-4.5 0],'Ytick',-
12:2:12,'YAxisLocation','right');
%title('Posições dos polos','fontsize',12);
xlabel('Eixo Real','fontsize',11);
ylabel('Eixo Imaginário','fontsize',11);
legend({'Polos de Malha Aberta'},'fontsize',10);
grid on

%% -----Simulação padrão-----

% Lombada tipo 2 (10cm x 3,0m) -----
T = 35; % tempo total de simulação [s]
dt = 0.01; % passo [s]
tb = 0:dt:T; % vetor tempo

Vb = 5; % velocidade da ambulância [m/s]
ted = (a+b)/Vb; % defasagem entre distúrbios [s]

hb = 0.1; % altura da lombada [m]
Lb = 3.0; % comprimento da lombada [m]

tlomb = 0:dt:Lb/Vb; % tempo de passagem sobre a lombada [s]

xlomb = (hb/2)*(1-cos(2*pi*Vb*tlomb/Lb));
l1 = [xlomb,zeros(1,length(tb)-length(tlomb))];
l2 = [zeros(1,round(ted/dt)),xlomb,zeros(1,length(tb)-length(tlomb)-
round(ted/dt))];

xplomb = (hb/2)*(2*pi*Vb/Lb)*sin(2*pi*Vb*tlomb/Lb);
l1p = [xplomb,zeros(1,length(tb)-length(tlomb))];
l2p = [zeros(1,round(ted/dt)),xplomb,zeros(1,length(tb)-length(tlomb)-
round(ted/dt))];

```

```

Wb = [k1*l1+c1*l1p;k2*l2+c2*l2p];

fig2 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 6],'color','w');
plot(tb(1:220)*Vb,l2(1:220)*100,'LineWidth',1);
set(gca,'Ylim',[0 12],'Xlim',[0 10],'Ytick',0:2:12);
%title('Lombada padrão','fontsize',12);
xlabel('Distância (m)','fontsize',11);
ylabel('Altura (cm)','fontsize',11);
grid on

% Perfil ISO 8608:1995-----

L = 300;          % Comprimento da pista [m]
Vp = 10;          % velocidade da ambulância [m/s]

T = L/Vp;         % tempo total de simulação [s]
dt = 0.01;        % passo [s]
tp = 0:dt:T;      % vetor tempo

ted = (a+b)/Vp;   % defasagem entre distúrbios

Classe = ['A','B','C'];

fig3 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
for i = [1,2,3]

    [y,hx,vx] = perfil(Classe(i),L,Vp,dt);

    r1 = hx;
    idx = round(ted/dt);
    r2 = [zeros(1,idx),hx(1:end-idx)];

    r1p = vx;
    r2p = [zeros(1,idx),vx(1:end-idx)];

    if Classe(i) == 'B' % -----> SELECIONE PERFIL DE SAÍDA
        Wp = [k1*r1+c1*r1p;k2*r2+c2*r2p];
    end

    plot(y,1000*hx);
    hold on

end

%title('Perfil ISO 8608:1995 Classe A-C','fontsize',12);
xlabel('Distância (m)','fontsize',11);
ylabel('Perfil de irregularidade da pista (mm)','fontsize',11);
grid on

hline = findobj(gcf, 'type', 'line');
set(hline(1),'Color',[0.8500 0.3250 0.0980]);set(hline(2),'Color',[0.9290
0.6940 0.1250]);set(hline(3),'Color',[0 0.4470 0.7410]);
legend({'Classe A','Classe B','Classe C'},'fontsize',10);

% Limites de conforto (ISO 2631)-----

```

```

up = 0.8;    % Desconfortável
lo = 0.315; % Confortável

%% -----Simulação MA-----

Yma1 = lsim(sis_MA,Wb,tb);

for i=1:length(tb)-3
    Yma1(i,3) = (Yma1(i+2,1)-2*Yma1(i+1,1)+Yma1(i,1))/dt^2;
end

fig4 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tb,Yma1(:,3),'b-','LineWidth',0.8);
%title(sprintf('Simulação com lombada padrão à V = %.f
km/h',Vb*3.6),'fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Aceleração (m/s^2)','fontsize',11);
grid on
hold on
h1 = plot(tb,up*ones(1,length(tb)),'r--','LineWidth',1);
plot(tb,-up*ones(1,length(tb)),'r--','LineWidth',1);
h2 = plot(tb,lo*ones(1,length(tb)),'g--','LineWidth',1);
plot(tb,-lo*ones(1,length(tb)),'g--','LineWidth',1);
legend([h1,h2],{'Desconfortável','Confortável'},'fontsize',10);

fig5 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tb,(180/pi)*Yma1(:,2),'b-','LineWidth',0.8);
%title(sprintf('Simulação com lombada padrão à V = %.f
km/h',Vb*3.6),'fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Ângulo de arfagem (graus)','fontsize',11);
grid on

Yma2 = lsim(sis_MA,Wp,tp);

for i=1:length(tp)-3
    Yma2(i,3) = (Yma2(i+2,1)-2*Yma2(i+1,1)+Yma2(i,1))/dt^2;
end

fig6 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tp,Yma2(:,3),'b-','LineWidth',0.8);
%title(sprintf('Simulação com perfil ISO 8608:1995 Classe B à V = %.f
km/h',Vp*3.6),'fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Aceleração (m/s^2)','fontsize',11);
grid on
hold on
h1 = plot(tp,up*ones(1,length(tp)),'r--','LineWidth',1);
plot(tp,-up*ones(1,length(tp)),'r--','LineWidth',1);
h2 = plot(tp,lo*ones(1,length(tp)),'g--','LineWidth',1);
plot(tp,-lo*ones(1,length(tp)),'g--','LineWidth',1);
legend([h1,h2],{'Desconfortável','Confortável'},'fontsize',10);

fig7 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tp,(180/pi)*Yma2(:,2),'b-','LineWidth',0.8);
%title(sprintf('Simulação com perfil ISO 8608:1995 Classe B à V = %.f
km/h',Vp*3.6),'fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Ângulo de arfagem (graus)','fontsize',11);

```

```

grid on
hold on

fig8 = figure('units','centimeters','position',[2 2 18 12],'color','w');
bopt = bodeoptions('cstprefs');
bopt.Title.String = '';
bopt.XLabel.String = 'Frequência';
bopt.YLabel.String = {'Magnitude','Fase'};
botp.InputVisible = 'off';
bode(sis_MA(1,1),bopt);
%title('Diagrama de Bode para posição vertical da maca');
grid on

%% ----- CONTROLE MODERNO -----
% Controlabilidade -----

control = ctrb(A,B);
if rank(control) == length(A)
    fprintf('O sistema é controlável, o posto da matriz de controlabilidade é %d \n', rank(control));
else
    fprintf('O sistema não é controlável, o posto da matriz de controlabilidade é %d \n', rank(control));
end

% Observabilidade-----

obser = obsv(A,C);
if rank(obser) == length(A)
    fprintf('O sistema é observável, o posto da matriz de observabilidade é %d \n', rank(obser));
else
    fprintf('O sistema não é observável, o posto da matriz de observabilidade é %d \n', rank(obser));
end

% O sistema é totalmente controlável e observável. O controle moderno pode ser aplicado!

%% -----Alocação de Polos | Malha Fechada-----
polos_aloc = [-1.1519+3.8224i,-1.1519-3.8224i,-2.9123+3.1661i,-2.9123-3.1661i,-3.3379+8.8703i,-3.3379-8.8703i,-3.9977+9.5006i,-3.9977-9.5006i];
K_aloc = [288.3685, -179.4010, 6.7053, -19.8448, 25.1207, -13.7877, 260.0593, -120.9890;
          289.3659, -351.2338, 6.8013, 19.7947, 25.1908, -32.1440, 260.2351, 121.0456];
A_aloc = (A-B2*K_aloc); % Matriz A c/ alocação
sis_aloc = ss(A_aloc,B1,C,D1); % EE (alocação)

% Polos (MA) vs. Polos (alocação)-----

fig9 = figure('units','centimeters','position',[2 2 12 9],'color','w');
plot(real(polos_MA),imag(polos_MA),'bo',real(polos_aloc),imag(polos_aloc),'rx','MarkerSize',10,'LineWidth',1.5);
legend('Malha aberta','Malha fechada: alocação');
%title('Posição dos polos - Alocação','fontsize',12);
xlabel('Eixo Real','fontsize',11);
ylabel('Eixo Imaginário','fontsize',11);
grid on

```



```

set(gca, 'Ylim', [-12 12], 'Xlim', [-4.5 0], 'Ytick', -
12:2:12, 'YAxisLocation', 'right');

% Simulação-----

Yaloc1 = lsim(sis_aloc,Wb,tb);

for i=1:length(tb)-3
    Yaloc1(i,3) = (Yaloc1(i+2,1)-2*Yaloc1(i+1,1)+Yaloc1(i,1))/dt^2;
end

fig10 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tb,Yaloc1(:,3),'b-','LineWidth',0.8);
%title('Simulação com lombada padrão e regulador por
alocação','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Aceleração (m/s^2)','fontsize',11);
grid on
hold on
h1 = plot(tb,up*ones(1,length(tb)),'r--','LineWidth',1);
plot(tb,-up*ones(1,length(tb)),'r--','LineWidth',1);
h2 = plot(tb,lo*ones(1,length(tb)),'g--','LineWidth',1);
plot(tb,-lo*ones(1,length(tb)),'g--','LineWidth',1);
legend([h1,h2],{'Desconfortável','Confortável'},'fontsize',10);
set(gca, 'Ylim', [-1 1], 'Xlim', [0 5]);

fig11 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tb,(180/pi)*Yaloc1(:,2),'b-','LineWidth',0.8);
%title('Simulação com lombada padrão e regulador por
alocação','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Ângulo de arfagem (graus)','fontsize',11);
grid on
set(gca, 'Xlim', [0 5]);

Yaloc2 = lsim(sis_aloc,Wp,tp);

for i=1:length(tp)-3
    Yaloc2(i,3) = (Yaloc2(i+2,1)-2*Yaloc2(i+1,1)+Yaloc2(i,1))/dt^2;
end

fig12 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tp,Yaloc2(:,3),'b-','LineWidth',0.8);
%title('Simulação com perfil e regulador por alocação','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Aceleração (m/s^2)','fontsize',11);
grid on
hold on
h1 = plot(tp,up*ones(1,length(tp)),'r--','LineWidth',1);
plot(tp,-up*ones(1,length(tp)),'r--','LineWidth',1);
h2 = plot(tp,lo*ones(1,length(tp)),'g--','LineWidth',1);
plot(tp,-lo*ones(1,length(tp)),'g--','LineWidth',1);
legend([h1,h2],{'Desconfortável','Confortável'},'fontsize',10);
set(gca, 'Ylim', [-1 1]);

fig13 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tp,(180/pi)*Yaloc2(:,2),'b-','LineWidth',0.8);
%title('Simulação com perfil e regulador por alocação','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);

```

```

ylabel('Ângulo de arfagem (graus)', 'fontsize', 11);
grid on
hold on

%% -----Controle LQR-----

Q = zeros(8);
Q(1,1) = 200;
Q(2,2) = 300;
Q(3,3) = 1500;
Q(4,4) = 300;
Q(5,5) = 200;
Q(6,6) = 300;
Q(7,7) = 4000;
Q(8,8) = 300;
P = 0.005*eye(2);

K_lqr = lqr(A,B2,Q,P);           % Matriz de ganhos (LQR)
A_lqr = (A-B2*K_lqr);           % Matriz A c/ LQR
sis_lqr = ss(A_lqr,B1,C,D1);     % EE (LQR)
polos_lqr = pole(sis_lqr);       % Polos (LQR)

% Polos (MA) vs. Polos (LQR)-----

fig14 = figure('units','centimeters','position',[2 2 12 9],'color','w');
plot(real(polos_MA),imag(polos_MA),'bo',real(polos_lqr),imag(polos_lqr),'rx',
      'MarkerSize',10,'LineWidth',1.2);
%title('Posição dos polos - LQR','fontsize',12);
xlabel('Eixo Real','fontsize',11);
ylabel('Eixo Imaginário','fontsize',11);
legend({'Malha aberta','Malha fechada: LQR'}, 'fontsize', 10);
set(gca, 'Ylim', [-12 12], 'Xlim', [-12 0], 'Ytick', -
12:2:12, 'YAxisLocation', 'right');
grid on

% Simulação-----

Ylqr1 = lsim(sis_lqr,Wb,tb);

for i=1:length(tb)-3
    Ylqr1(i,3) = (Ylqr1(i+2,1)-2*Ylqr1(i+1,1)+Ylqr1(i,1))/dt^2;
end

fig15 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tb,Ylqr1(:,3),'b-','LineWidth',0.8);
%title('Simulação com lombada padrão e regulador LQ','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Aceleração (m/s^2)','fontsize',11);
grid on
hold on
h1 = plot(tb,up*ones(1,length(tb)),'r--','LineWidth',1);
plot(tb,-up*ones(1,length(tb)),'r--','LineWidth',1);
h2 = plot(tb,lo*ones(1,length(tb)),'g--','LineWidth',1);
plot(tb,-lo*ones(1,length(tb)),'g--','LineWidth',1);
legend([h1,h2], {'Desconfortável','Confortável'}, 'fontsize', 10);
set(gca, 'Ylim', [-1 1], 'Xlim', [0 5]);

fig16 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tb,(180/pi)*Ylqr1(:,2),'b-','LineWidth',0.8);

```

```

%title('Simulação com lombada padrão e regulador LQ','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Angulo de arfagem (graus)','fontsize',11);
grid on
set(gca,'Xlim',[0 5]);

Ylqr2 = lsim(sis_lqr,Wp,tp);

for i=1:length(tp)-3
    Ylqr2(i,3) = (Ylqr2(i+2,1)-2*Ylqr2(i+1,1)+Ylqr2(i,1))/dt^2;
end

fig17 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tp,Ylqr2(:,3),'b-','LineWidth',0.8);
%title('Simulação com perfil e regulador LQ','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Aceleração (m/s^2)','fontsize',11);
grid on
hold on
h1 = plot(tp,up*ones(1,length(tp)),'r--','LineWidth',1);
plot(tp,-up*ones(1,length(tp)),'r--','LineWidth',1);
h2 = plot(tp,lo*ones(1,length(tp)),'g--','LineWidth',1);
plot(tp,-lo*ones(1,length(tp)),'g--','LineWidth',1);
legend([h1,h2],{'Desconfortável','Confortável'},'fontsize',10);
set(gca,'Ylim',[-1 1]);

fig18 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tp,(180/pi)*Ylqr2(:,2),'b-','LineWidth',0.8);
%title('Simulação com perfil e regulador LQ','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
ylabel('Angulo de arfagem (graus)','fontsize',11);
grid on

%% -----Observador de Estados-----

% 1) Utilizando alloc. polos-----
polos_obsaloc = 5*real(polos_lqr)+1i*imag(polos_lqr); % Polos
% (observador) 5x mais rápidos
K_obsaloc = place(A',C',polos_obsaloc); % Matriz de ganhos
% (dualidade)
B_obs = eye(length(A));
sis_errol = ss(A-K_obsaloc*C,B_obs,B_obs,zeros(8)); % Sistema do erro
[e,te] = impulse(sis_errol);
e = reshape(e,size(e,1),size(e,2)^2,1);

fig19 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(te,e);
%title('Simulação da resposta do erro','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',12);
ylabel('Erro das variáveis','fontsize',12);
set(gca,'Xlim',[0 1],'Ylim',[-90 50]);
grid on

% 2) Utilizando LQ-----

Q = zeros(8);
Q(1,1) = 200;

```

```

Q(2,2) = 300;
Q(3,3) = 200;
Q(4,4) = 300;
Q(5,5) = 200;
Q(6,6) = 300;
Q(7,7) = 1500;
Q(8,8) = 300;
P = 0.01*eye(2);

K_obs_lq = lqr(A',C',Q,P); % Matriz de ganhos
(LQ)
sis_erro2 = ss(A-K_obs_lq.*C,B_obs,B_obs,zeros(8)); % Sistema do erro
[e_lq,te] = impulse(sis_erro2);
e_lq = reshape(e_lq,size(e_lq,1),size(e_lq,2)^2,1);

fig20 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(te,e_lq);
%title('Simulação da resposta do erro','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',12);
ylabel('Erro das variáveis','fontsize',12);
set(gca,'Xlim',[0 2]);
grid on

% Observador alloc. + LQR-----

LambdaA = [A_lqr, B2*K_lqr; zeros(size(A)) A-K_obs_alloc*C]; % Matriz A do
observador
B_obs = [B1;zeros(8,2)];
C_obs = eye(16);

sis_obs_lqr = ss(LambdaA,B_obs,C_obs,0); % Sistema regulador + observador
Yobs_lqr = lsim(sis_obs_lqr,Wb,tb);
Yobs_lqr1 = Yobs_lqr(:,1:8) - Yobs_lqr(:,9:16);
ACTFO = K_lqr*Yobs_lqr1(:,1:8).';

fig21 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tb(1:600),ACTFO(1,1:600),'LineWidth',0.8);
%title('Força do atuador p/ lombada padrão com LQR','fontsize',12);
ylabel('Força (N)','fontsize',11);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
grid on
hold on
plot(tb(1:600),ACTFO(2,1:600));
legend({'Atuador 1','Atuador 2'},'fontsize',10);

%% -----Seguidor de referência constante-----

ang_r = 10*(pi/180); % Ângulo de referência

A1 = [A B2;C D2];
A2 = inv(A1);
No = [zeros(8,1);ones(2,1)];
Nxu = (A2)*No;

Nx = Nxu(1:8);
Nu = Nxu(9:10);
K_seg = K_lqr*Nx+Nu;
B_seg = B2*K_seg;
sis_seg = ss(A_lqr,B_seg,C(2,:),zeros(1,1));

```

```

ts = 0:dt:3;
opt = stepDataOptions('StepAmplitude',ang_r);
Y_segc = step(sis_segc,ts,opt);

fig22 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(ts,10*ones(1,length(ts)),'-.','Linewidth',0.8,'Color',[.5 .5 .5]);
hold on
plot(ts,Y_segc*(180/pi),'-b','Linewidth',0.8);
%title('Seguidor com referência de 10 graus','fontsize',12);
ylabel('Ângulo de arfagem (graus)','fontsize',11);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
set(gca,'Ylim',[0 12]);
grid on

%% -----CONTROLE CLÁSSICO-----

%-----FT-----

[nump,denp] = ss2tf(A,B,C,D,4);
tfx_ctrl = tf(nump(1,:),denp(1:),'InputName','F1','OutputName','x2');
tft_ctrl = tf(nump(2,:),denp(1:),'InputName','F1','OutputName','theta');

[num1,denp] = ss2tf(A,B,C,D,1);
tfx_dist = tf(num1(1,:),denp(1:),'InputName','w1','OutputName','x2');

Fdist = tf(num1(1,:),nump(1,:));
nump = tf(nump(1,:),1);
denp = tf(denp(1,:),1);
s = tf('s');

%-----Routh-Hurwitz-----

[num1,den1] = tfdata(tfx_ctrl,'v');
l = length (den1);

if mod(l,2)== 0
    Routh_table = zeros(l,l/2);
    [rows,cols] = size(Routh_table);
    for i = 1:cols
        Routh_table(1,i) = den1(1,(2*i)-1);
        Routh_table(2,i) = den1(1,(2*i));
    end
else
    Routh_table = zeros(l,(l+1)/2);
    [rows,cols] = size(Routh_table);
    for i = 1:cols
        Routh_table(1,i) = den1(1,(2*i)-1);
    end
    for i = 1:((l-1)/2)
        Routh_table(2,i) = den1(1,(2*i));
    end
end

for j = 3:rows
    if Routh_table(j-1,1) == 0
        Routh_table(j-1,1) = 0.001;
    end
    for i = 1:cols-1

```

```

        Routh_table(j,i)=(-1/Routh_table(j-1,1))*det([Routh_table(j-2,1)
Routh_table(j-2,i+1);Routh_table(j-1,1) Routh_table(j-1,i+1)]);
    end
end

disp('Tabela de Routh-Hurwitz');
disp(Routh_table);

% Procura por mudança de sinal

Temp = sign(Routh_table);a=0;
for j = 1:rows
    a = a+Temp(j,1);
end
if a == rows
    disp('O sistema é estável segundo o critério de Routh-Hurwitz.')
else
    disp('O sistema é instável segundo o critério de Routh-Hurwitz.')
end
fprintf('\n')
disp('-----')

%% -----Resposta MA-----

t = 0:0.01:40;
fig23 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
[yzn,tzn] = step(feedback(tft_ctrl,1),t);
plot(tzn,yzn*(180/pi),'-b','LineWidth',0.8);
%title('Curva de reação ao degrau da FT F1 - theta2 em MA','fontsize',12);
ylabel('Posição angular (graus)','fontsize',11);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
grid on

t = 0:0.01:40;
fig24 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
[yzn,tzn] = step(feedback(tfx_ctrl,1),t);
plot(tzn,yzn*1000,'-b','LineWidth',0.8);
%title('Curva de reação ao degrau da FT F1 - x2 em MA','fontsize',12);
ylabel('Posição (mm)','fontsize',11);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
grid on

t = 0:0.01:40;
fig25 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
[yzn,tzn] = step(feedback(tfx_dist,1),t);
plot(tzn,yzn*1000,'-b','LineWidth',0.8);
%title('Curva de reação ao degrau da FT W1 - x2 em MA','fontsize',12);
ylabel('Posição (mm)','fontsize',11);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
grid on

%% -----Sintonia PID: Ziegler Nichols-----

% A curva de reação ao degrau da função de transferência não segue o
% formato em "S" e, portanto, o primeiro método de ZN não pode ser
% utilizado. O método do ganho limite também não é aplicável, pois não
% existe ganho Kult que leve o sistema a uma oscilação harmônica (isso será
% verificado no Lugar das Raízes)

```

```

%% -----Sintonia PID: Lugar das Raízes-----

GH1 = tfx_ctrl;

fig26 = figure('units','centimeters','position',[2 2 18 12],'color','w');
rlocus(GH1);
%title('Lugar das raízes para ganho proporcional Kp^0','fontsize',12);
xlabel('Eixo Real','fontsize',11);
ylabel('Eixo Imaginário','fontsize',11);
set(gca,'Xlim',[-1 0.5],'Ylim',[-15 10]);
grid on

Kp = 195; % <----- AJUSTE GANHO PROPORCIONAL

GH2 = tf(nump/(s*(denp+Kp*nump)));
fig27 = figure('units','centimeters','position',[2 2 18 12],'color','w');
rlocus(GH2);
%title('Lugar das raízes para ganho proporcional Ki^0','fontsize',12);
xlabel('Eixo Real','fontsize',11);
ylabel('Eixo Imaginário','fontsize',11);
set(gca,'Xlim',[-1 0.5],'Ylim',[-5 5]);
grid on

Ki = 250; % <----- AJUSTE GANHO INTEGRAL

GH3 = tf(s^2*nump/(s*denp+(Kp*s+Ki)*nump));
fig28 = figure('units','centimeters','position',[2 2 18 12],'color','w');
rlocus(GH3);
%title('Lugar das raízes para ganho proporcional Kd^0','fontsize',12);
xlabel('Eixo Real','fontsize',11);
ylabel('Eixo Imaginário','fontsize',11);
set(gca,'Xlim',[-1 0.5],'Ylim',[-5 5]);
grid on

Kd = 1300; % <----- AJUSTE GANHO DERIVATIVO

PID_rl = pid(Kp,Ki,Kd);

tf_rl = feedback(tfx_ctrl,PID_rl);
tf_rldist = Fdist*tf_rl;

Yrl = lsim(tf_rldist,Wb(1,:),tb);

for i=1:length(tb)-3
    Yrl(i,2) = (Yrl(i+2,1)-2*Yrl(i+1,1)+Yrl(i,1))/dt^2;
end

polos_root = pole(tf_rl);

fig29 = figure('units','centimeters','position',[2 2 12 9],'color','w');
plot(real(polos_MA),imag(polos_MA),'bo',real(polos_root),imag(polos_root),'
rx','MarkerSize',10,'LineWidth',1.2)
set(gca,'Ylim',[-12 12],'Xlim',[-14 0],'Ytick',-
12:2:12,'YAxisLocation','right');
%title('Posições dos polos - Lugar das Raízes','fontsize',12);
xlabel('Eixo Real','fontsize',11);
ylabel('Eixo Imaginário','fontsize',11);

```

```

legend({'Polos de Malha Aberta','Polos PID
alocação'}, 'fontsize',10, 'Location','northwest');
grid on

fig30 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10], 'color','w');
plot(tb,Yr1(:,2), 'b-', 'LineWidth',0.8);
%title('Simulação com lombada padrão e PID - Lugar das
raízes','fontsize',12);
xlabel('Tempo (s)', 'fontsize',11);
ylabel('Aceleração (m/s^2)', 'fontsize',11);
grid on
hold on
h1 = plot(tb,up*ones(1,length(tb)), 'r--', 'LineWidth',1);
plot(tb,-up*ones(1,length(tb)), 'r--', 'LineWidth',1);
h2 = plot(tb,lo*ones(1,length(tb)), 'g--', 'LineWidth',1);
plot(tb,-lo*ones(1,length(tb)), 'g--', 'LineWidth',1);
legend([h1,h2], {'Desconfortável', 'Confortável'}, 'fontsize',10);
set(gca, 'Ylim', [-1 1], 'Xlim', [0 30]);

```

```

%% -----Redução de Ordem-----

```

```

[sysb,g] = balreal(tft_ctrl);
sys_red = modred(sysb,[3 4 7 8], 'del');
tf_red = tf(sys_red);
[nred,dred] = tfdata(tf_red, 'v');

```

```

fig31 = figure('units','centimeters','position',[2 2 18 12], 'color','w');
bode(tft_ctrl, 'b', tf_red, 'g', bopt);
%title('Diagrama de Bode: 8º ordem x 6º ordem','fontsize',12)
legend('Ordem 8', 'Ordem 6')
grid on

```

```

%% -----Sintonia PID: ITAE e pré-compensador-----

```

```

syms s kp ki kd wn;

```

```

PID = kp*s + ki + kd*s^2;
Num = poly2sym(nred(1,:),s);
Den = s*poly2sym(dred(1,:),s);

```

```

den_MF = collect(vpa(expand(PID*Num)+Den),s);
coef = coeffs(den_MF,s);

```

```

t = 0:0.01:3;
fig32 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10], 'color','w');
for wn = 8:1:12;
    itae = [wn^5, 3.257*wn^4, 4.675*wn^3, 4.499*wn^2, 2.068*wn, 1];

```

```

    diff = [coef(1)-itaef(1);coef(2)-itaef(2);coef(3)-itaef(3);coef(4)-
itaef(4);coef(5)-itaef(5);coef(6)-itaef(6)];

```

```

    ITAE = matlabFunction(diff);
    fun = @(u) ITAE(u(1),u(2),u(3));
    x0 = [0 0 0];
    lb = [0 0 0];
    ub = [1e+06 1e+06 1e+06];

```



```

[u] = lsqnonlin(fun,x0,lb,ub,optimset('MaxFunEvals', 3e+4, 'MaxIter',
1e4));

kp = u(3);
ki = u(2);
kd = u(1);

PID_I = pid(kp,ki,kd);
[nitae,ditae] = tfdata(feedback(PID_I*tf_red,1),'v');
tf_itaec = feedback(PID_I*tf_red,1);

opt = stepDataOptions('StepAmplitude',10*(pi/180));
[yitae,titae] = step(tf_itaec,t,opt);
plot(titae,yitae*(180/pi),'-','LineWidth',0.8);
hold on
end

%title('Resposta à referência degrau da FT ITAE em MF s/ pré
compensador','fontsize',12);
ylabel('Posição angular (graus)','fontsize',11);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
set(gca,'Xlim',[0 1.5],'Ylim',[0 16],'Xtick',0:0.25:1.5);
grid on

Cp = tf(ditae(6),nitae);
tf_itaec = Cp*tf_itaec;

fig33 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(titae,yitae*(180/pi),'-r','LineWidth',0.8);
%title('ITAE com pré-compensador','fontsize',12);
ylabel('Posição angular (graus)','fontsize',11);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
set(gca,'Xlim',[0 1.5],'Ylim',[0 16],'Xtick',0:0.25:1.5);
grid on
hold on
[yitaec,titae] = step(tf_itaec,t,opt);
plot(titae,yitaec*(180/pi),'-b','LineWidth',0.8);
legend({'s/ pré-compensador','c/ pré-compensador'},'fontsize',10);

%% -----Nyquist - Estabilidade relativa e absoluta-----

fig34 = figure('units','centimeters','position',[2 2 18 12],'color','w');
nopt = nyquistoptions('cstprefs');
nopt.Title.String = '';
nopt.XLabel.String = 'Eixo real';
nopt.YLabel.String = 'Eixo imaginário';
notp.InputVisible = 'off';
nyquist(tf_rl,nopt);
%title('Caminho de Nyquist para FT MF com Lugar das Raízes','fontsize',12);
set(gca,'Ylim',[-4e-4 4e-4],'Xlim',[-5e-5 6.5e-4]);
grid on

fig35 = figure('units','centimeters','position',[2 2 18 12],'color','w');
nyquist(tf_itaec,nopt);
%title('Caminho de Nyquist para FT MF com ITAE','fontsize',12);
grid on

%% -----Bode - Estabilidade relativa-----

```

```

fig36 = figure('units','centimeters','position',[2 2 18 12],'color','w');
bode(tf_rl,bopt);
%title('Diagrama de Bode para FT MF com Lugar das Raízes','fontsize',12);
grid on

fig37 = figure('units','centimeters','position',[2 2 18 12],'color','w');
bode(tf_itae,bopt);
%title('Diagrama de Bode para FT MF com ITAE','fontsize',12);
grid on

%% -----Comparação dos Controles-----

fig38 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(tb,Yaloc1(:,3),'-b','LineWidth',0.8);
%title('Comparação: rejeição de distúrbio do tipo lombada','fontsize',12);
ylabel('Aceleração (m/s^2)','fontsize',11);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
set(gca,'Ylim',[0 13]);
grid on
hold on
plot(tb,Ylqr1(:,3),'-r','LineWidth',0.8);
plot(tb,Yrl(:,2),'-k','LineWidth',0.8);
legend({'Aloc. polos','LQR','PID'},'fontsize',10);

h1 = plot(tb,up*ones(1,length(tb)),'r--','LineWidth',1);
plot(tb,-up*ones(1,length(tb)),'r--','LineWidth',1);
h2 = plot(tb,lo*ones(1,length(tb)),'g--','LineWidth',1);
plot(tb,-lo*ones(1,length(tb)),'g--','LineWidth',1);
set(gca,'Ylim',[-1 1],'Xlim',[0 5]);

fig39 = figure('units','centimeters','position',[2 2 20 10],'color','w');
plot(ts,Y_segc*(180/pi),'-b','LineWidth',0.8);
%title('Comparação: seguidor de referência','fontsize',12);
ylabel('Posição angular (graus)','fontsize',11);
xlabel('Tempo (s)','fontsize',11);
set(gca,'Ylim',[0 13]);
grid on
hold on
plot(titae,yitaec*(180/pi),'-r','LineWidth',0.8);
legend({'LQR','ITAE'},'fontsize',10);

```

APÊNDICE 2 – DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS

A partir da literatura acadêmica consultada, pode-se obter os dados referidos às constantes de rigidez e de amortecimento, sendo estas K_1 e $K_2 = 80000$ N/m (rigidez de cada uma das suspensões das rodas) [1][5], K_3 e $K_4 = 730$ N/m (rigidez aproximada da maca) [3], C_1 e $C_2 = 6000$ Ns/m (amortecimentos das suspensões) [1] e C_3 e $C_4 = 15$ Ns/m (amortecimentos aproximados da maca)[3].

O veículo a ser utilizado foi baseado no modelo Renault Master L2h2, utilizado para ambulâncias, e, assumindo a massa de apenas meio carro, obtemos $m_1 = 1800$ kg [6]. Além disso, do mesmo veículo pode-se obter o valor aproximado das distâncias dos centros de massa do próprio veículo e da maca até os pontos de atuação dos amortecedores e molas, sendo estes $a = 1,8$ m; $b = 1,8$ m; $c = 0,5$ m; $d = 0,5$ m; $e = 0,5$ m; $f = 1,5$ m.[6]

Considerando a massa média de uma maca de ambulância aproximadamente 30 kg [3], adicionada da massa média de uma pessoa, estimada razoavelmente em 70 kg, e, temos $m_2 = 100$ kg.

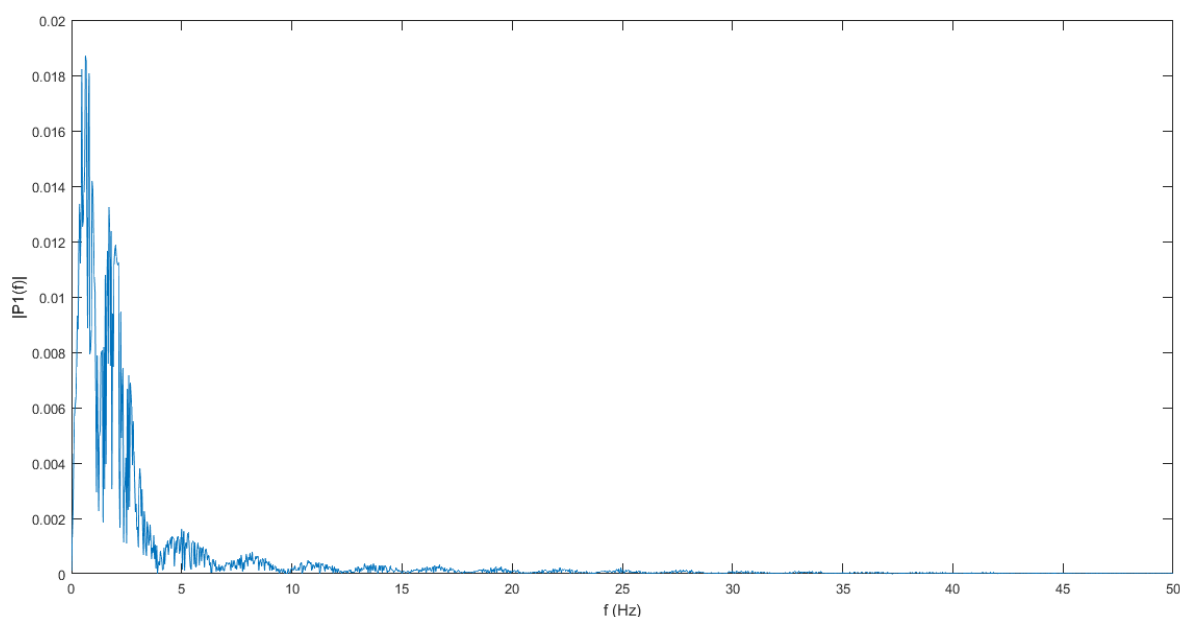
O momento de inércia J_2 foi obtido a partir da aproximação da maca por uma placa retangular no plano bidimensional de análise, e o valor de J_1 foi obtido a partir da análise de diversos momentos de inércia para modelos de meio carro, tendo sido escolhido aquele que mais se assemelha ao de meia ambulância. Foram obtidos $J_1 = 4860$ kgm² e $J_2 = 18,5$ kgm².

APÊNDICE 3 – TABELA DE FREQUÊNCIAS ISO 2631

Frequência (centro da banda de 1/3 de oitava)	Aceleração (m/s^2)								
	Tempo de Exposição								
	24 h	16 h	8 h	4 h	2,5 h	1 h	25 min	16 min	1 min
1,0	0,100	0,150	0,224	0,355	0,50	0,85	1,25	1,50	2,0
1,25	0,100	0,150	0,224	0,355	0,50	0,85	1,25	1,50	2,0
1,6	0,100	0,150	0,224	0,355	0,50	0,85	1,25	1,50	2,0
2,0	0,100	0,150	0,224	0,355	0,50	0,85	1,25	1,50	2,0
2,5	0,125	0,190	0,280	0,450	0,63	1,06	1,6	1,9	2,5
3,15	0,160	0,236	0,355	0,560	0,8	1,32	2,0	2,36	3,15
4,0	0,200	0,300	0,450	0,710	1,0	1,70	2,5	3,0	4,0
5,0	0,250	0,375	0,560	0,900	1,25	2,12	3,15	3,75	5,0
6,3	0,315	0,475	0,710	1,12	1,6	2,65	4,0	4,75	6,3
8,0	0,40	0,60	0,900	1,40	2,0	3,35	5,0	6,0	8,0
10,0	0,50	0,75	1,12	1,80	2,5	4,25	6,3	7,5	10
12,5	0,63	0,95	1,40	2,24	3,15	5,30	8,0	9,5	12,5
16,0	0,80	1,18	1,80	2,80	4,0	6,70	10	11,8	16
20,0	1,00	1,50	2,24	3,55	5,0	8,5	12,5	15	20
25,0	1,25	1,90	2,80	4,50	6,3	10,6	16	19	25
31,5	1,60	2,36	3,55	5,60	8,0	13,2	20	23,6	31,5
40,0	2,00	3,00	4,50	7,10	10,0	17,0	25	30	40
50,0	2,50	3,75	5,60	9,00	12,5	21,2	31,5	37,5	50
63,0	3,15	4,75	7,10	11,2	16,0	26,5	40	45,7	63
80,0	4,00	6,00	9,00	14,0	20	33,5	50	60	80

Observação: Os valores acima definem o limite em termos de valor eficaz de vibração de frequência simples (senoidal) ou valor eficaz da banda de um terço de oitava para a vibração distribuída.

Os valores de tempo toleráveis para malha aberta encontram-se nos tempos referentes aos valores hachurados em verde. Os valores de tempo toleráveis para malha fechada encontram-se nos tempos referentes aos valores hachurados em amarelo.



Espectro de frequências para a aceleração vertical sofrida pelo paciente nos cenários 1 e 2. Nota-se que as frequências dominantes são abaixo de 5 Hz.

APÊNDICE 4 – EQUAÇÕES NÃO LINEARES

$$m_1 \ddot{x}_1 + K_1(x_1 - u_1(t) - b \sin \theta_1) + K_2(x_1 - u_2(t) + a \sin \theta_1) + K_3(x_1 - x_2 - e \sin \theta_1 + d \sin \theta_2) + \\ + K_4(x_1 - x_2 - f \sin \theta_1 - c \sin \theta_2) + C_1(\dot{x}_1 - b \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 - \dot{u}_1(t)) + C_2(\dot{x}_1 + a \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 - \dot{u}_2(t)) + \\ + C_3(\dot{x}_1 - \dot{x}_2 - e \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + d \cos \theta_2 \dot{\theta}_2) + C_4(\dot{x}_1 - \dot{x}_2 - f \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 - c \cos \theta_2 \dot{\theta}_2) = 0$$

$$J_1 \ddot{\theta}_1 + K_1 b \cos \theta_1 (-x_1 + u_1(t) + b \sin \theta_1) + K_2 a \cos \theta_1 (x_1 - u_2(t) + a \sin \theta_1) + K_3 e \cos \theta_1 (x_1 - x_2 - e \sin \theta_1 + d \sin \theta_2) + \\ + K_4 f \cos \theta_1 (x_1 - x_2 - f \sin \theta_1 - c \sin \theta_2) + C_1 b \cos \theta_1 (-\dot{x}_1 + b \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + \dot{u}_1(t)) + C_2 a \cos \theta_1 (\dot{x}_1 + a \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 - \dot{u}_2(t)) + \\ + C_3 e \cos \theta_1 (\dot{x}_1 - \dot{x}_2 - e \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + d \cos \theta_2 \dot{\theta}_2) + C_4 f \cos \theta_1 (\dot{x}_1 - \dot{x}_2 - f \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 - c \cos \theta_2 \dot{\theta}_2) = 0$$

$$m_2 \ddot{x}_2 + K_3(x_2 - x_1 + e \sin \theta_1 - d \sin \theta_2) + K_4(x_2 - x_1 + f \sin \theta_1 + c \sin \theta_2) + C_3(\dot{x}_2 - \dot{x}_1 + e \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 - d \cos \theta_2 \dot{\theta}_2) + \\ + C_4(\dot{x}_2 - \dot{x}_1 + f \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + c \cos \theta_2 \dot{\theta}_2) = 0$$

$$J_2 \ddot{\theta}_2 + K_3 d \cos \theta_2 (-x_2 + x_1 - e \sin \theta_1 + d \sin \theta_2) + K_4 c \cos \theta_2 (x_2 - x_1 + f \sin \theta_1 + c \sin \theta_2) + \\ + C_3 d \cos \theta_2 (-\dot{x}_2 + \dot{x}_1 - e \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + d \cos \theta_2 \dot{\theta}_2) + C_4 c \cos \theta_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_1 + f \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + c \cos \theta_2 \dot{\theta}_2) = 0$$

APÊNDICE 6 – FUNÇÕES DE TRANSFERÊNCIA

ITAE - Função de transferência utilizada

Equação característica literal de malha fechada para o sistema reduzido de quinta ordem, $p(s)$, utilizada no seguidor de referências, para a determinação dos ganhos, com $\omega_n = 12 \text{ rad/s}$:

$$p(s) = (0.0000122 * Kd + 1) * s^5 + (0.0136589 * Kd + 0.0000122 * Kp + 8.1870517) * s^4 + (0.1095747 * Kd + 0.0000121 * Ki + 0.0136589 * Kp + 118.8769252) * s^3 + (1.4570339 * Kd + 0.0136589 * Ki + 0.1095747 * Kp + 101.9830726) * s^2 + (0.1095747 * Ki + 1.4570339 * Kp + 1075.7622004) * s + 1.4570339 * Ki$$

Função de transferência de malha aberta cuja entrada é $FA1$ e a saída é θ_2 :

$$\frac{\theta_2(s)}{FA1(s)} = \frac{0,0136s^6 + 0,2038s^5 + 3,657s^4 + 23,4s^3 + 185,7s^2 + 323,9s + 1901}{s^8 + 15,18s^7 + 281,6s^6 + 1923s^5 + 16670s^4 + 43810s^3 + 281300s^2 + 267200s + 1401000}$$

Função de transferência numérica em malha fechada para a obtenção da resposta do sistema à excitação degrau, sem pré-compensador, utilizando $\omega_n = 12 \text{ rad/s}$:

$$T(s) = \frac{\theta_2(s)}{r(s)} = \frac{0,01712s^5 + 19,59s^4 + 603,7s^3 + 7971s^2 + 6,646 * 10^4s + 2,448 * 10^5}{1,017 * s^5 + 27,78s^4 + 722,5s^3 + 8073s^2 + 6,754 * 10^4s + 2,488 * 10^5}$$

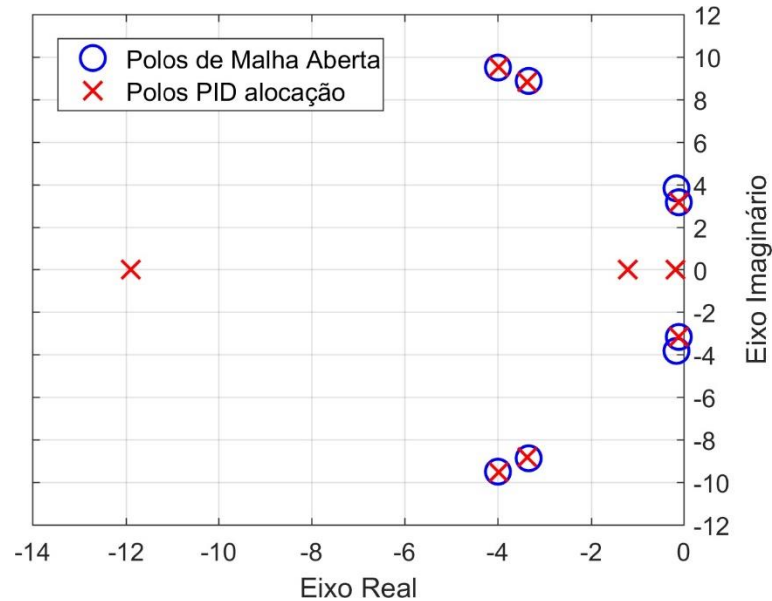
Função de transferência numérica final, com pré compensador, para a obtenção da resposta do sistema à excitação degrau, utilizando $\omega_n = 12 \text{ rad/s}$:

$$T(s) = \frac{2,448 * 10^5}{1,017 * s^5 + 27,78s^4 + 722,5s^3 + 8073s^2 + 6,754 * 10^4s + 2,488 * 10^5}$$

Função de transferência de malha fechada para o controlador PID de rejeição de distúrbios.

$$T(s) = \frac{0,01s^7 + 0,1487s^6 + 2,62s^5 + 16,21s^4 + 122,7s^3 + 162s^2 + 950,7s^1}{s^9 + 35,18s^8 + 581s^7 + 7195s^6 + 4,964 * 10^4s^5 + 2,931 * 10^5s^4 + 6,332 * 10^5s^3 + 2,231 * 10^6s^2 + 1,627 * 10^6s^1 + 2,377 * 10^5}$$

Figura A4 - Pólos de malha fechada para o PID de rejeição de distúrbios



A Figura A4 mostra a posição dos pólos em malha aberta e os pólos em malha fechada com o controlador PID de rejeição de distúrbios. Destaca-se a inclusão de um novo polo situado mais à esquerda no plano real “x” imaginário e a redução de pares imaginários o que leva a uma oscilação menor do sistema.

Função de transferência cuja entrada é FA_2 e saída é x_2

$$Gp_2(s) = \frac{x_2(s)}{FA_2(s)}$$

$$= \frac{0,01s^6 + 0,1487s^5 + 2,62s^4 + 16,21s^3 + 122,7s^2 + 162s + 950,7}{s^8 + 15,18s^7 + 281,6s^6 + 1923s^5 + 16670s^4 + 43810s^3 + 281300s^2 + 267200s + 1401000}$$

APÊNDICE 7 – GRÁFICOS DE ARFAGEM

Figura A5 – Ângulo de arfagem para perfil com alocação de polos

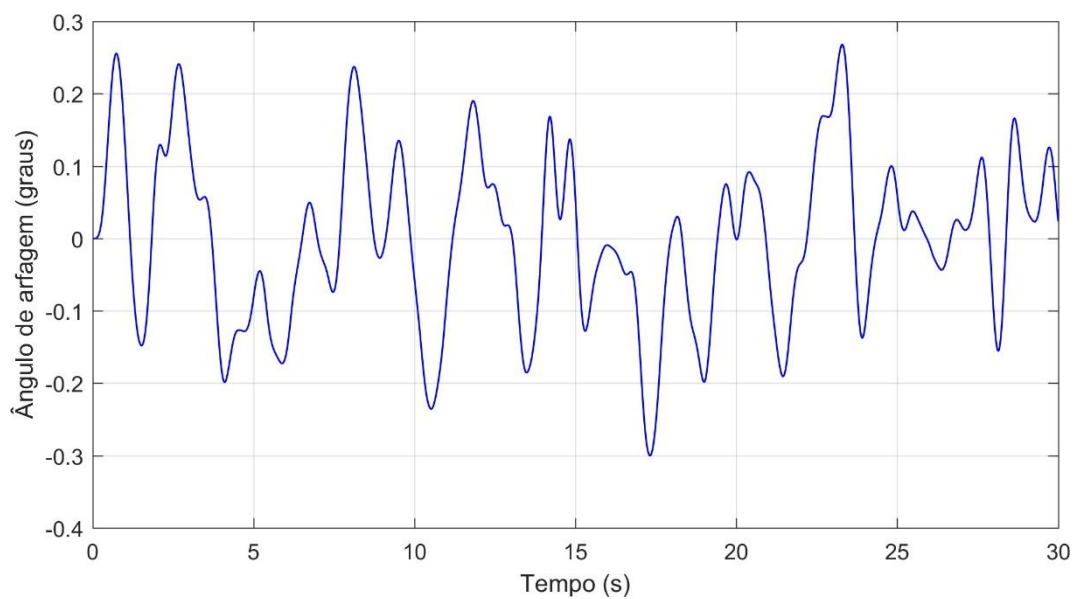


Figura A6 – Ângulo de arfagem para lombada com alocação de polos

