

Robson Kenji Sato
Gabriel Kuboniwa Alves

Sistema de Controle de Motores para Exoesqueleto

São Paulo
2011

Robson Kenji Sato
Gabriel Kuboniwa Alves

Sistema de Controle de Motores para Exoesqueleto

Monografia apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

São Paulo

2011

Robson Kenji Sato
Gabriel Kuboniwa Alves

Sistema de Controle de Motores para Exoesqueleto

Monografia apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Área de concentração:

Engenharia Elétrica – Ênfase em Sistemas
Eletrônicos

Orientador:

Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero

São Paulo

2011

AGRADECIMENTOS

Ao professor Arturo Forner-Cordero, pela orientação do trabalho, pela paciência e pela oportunidade nos dada para área de estudo do projeto.

Agradecemos também ao Dr. João Alcindo pela grande ajuda na instrumentação do projeto.

Agradecemos também à toda a equipe do Laboratório de Biomecatrônica por toda a ajuda dada.

Agradeço à família, pelo suporte e compreensão por todos esses anos de ensino e convivência, mesmo não estando sempre por perto.

Agradeço também aos amigos por estarem comigo nos bons e maus momentos, pelos incentivos, pelas críticas, pelo desenvolvimento que proporcionam.

RESUMO

O objetivo deste trabalho é projetar e implementar um sistema de controle de impedância para exoesqueleto, facilmente controlado pelo usuário e que se movimente de maneira natural (semelhante ao ser humano) sendo confiável e robusto, além de desenvolver e fabricar os circuitos eletrônicos para acondicionamento dos sinais dos sensores e para alimentação de todo o exoesqueleto. É discutido inicialmente sobre a definição e a motivação para os estudos sobre exoesqueletos, e o estágio em que este tipo de solução se encontra. Em seguida, é feita uma análise da teoria de controle necessária para implementação deste sistema. É definido o conceito de impedância mecânica e explicitado como se pode fazer seu controle, e com isso, são propostos modelos e realizadas simulações destes para validar o modelo do controlador de impedância. Passa-se a descrição do projeto eletrônico executado para implementação do sistema de controle. Com as simulações do modelo final, é analisada sua validade, e assim a proposta experimental é implementar esta arquitetura no exoesqueleto para seu controle, e, finalmente é discutido sobre o modelo adotado para o sistema físico e suas restrições.

Palavras-Chave: Exoesqueleto, Controle de Impedância, Membro superior

ABSTRACT

The goal of this work is to design and implement an impedance control system for exoskeleton - easily controlled by user, with natural manner motions (similar to human being), robust and reliable – besides designing and building electronic circuit for sensor signal conditioning and exoskeleton's supply. It is first discussed on definition and motivation for studies of exoskeleton and its currently development stage. Then an analysis is made of control theory necessary to implement this system. It is defined the mechanical impedance concept and explained how its control can be done, and thus, models are proposed and simulations are done to validate impedance controller model. After that, a description of electronic project is made for control system supply and sensors conditioning. With simulations of the final model, its validity is analyzed, and so the experimental proposal is to implement this architecture into exoskeleton for its control, and, finally, it's discussed about model adopted for physical system and its restrains.

Keywords: Exoskeleton, Impedance control, Upper limb

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	10
1 REVISÃO DA LITERATURA.....	12
1.1 Estado da Arte	12
1.2 Modelo do controlador	13
1.2.1 Teoria do modelo de controle de impedâncias	14
2 MATERIAIS E MÉTODOS	16
2.1 Proposta de modelo	16
2.1.1 Modelo 1: Razão entre Inércias	17
2.1.2 Segundo Modelo 2: Equivalência entre Funções de Transferência	28
2.1.3 Modelo 3: Correção de Rigidez usando Erro de Posição.....	35
2.1.4 Modelo 4: Controle de Impedância por Referência de Posição.....	37
3 ARQUITETURA DO SISTEMA	39
3.1 Regulador de tensão para alimentação do PC/104.....	44
3.2 Regulador de tensão para o driver do motor.....	47
3.3 Condicionador do sinal do potenciômetro	51
3.4 Condicionamento do sinal do conjunto strain gauges.....	53
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
4.1 Estimação dos parâmetros.....	54
5 CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS.....	61
REFERÊNCIAS COMPLEMENTARES.....	63

INTRODUÇÃO

Desde o início da percepção de sua existência e de sua razão, o ser humano busca entender o meio que o rodeia e a si próprio, ao mesmo tempo que busca meio de facilitar sua vida.

Conforme é mostrado pela História, nossa sociedade tem desenvolvido métodos e ferramentas para auxiliar no dia-a-dia, visando ultrapassar os limites físicos humanos.

Um dos grandes desafios ainda enfrentado pelo homem é o entendimento completo do seu próprio ser: tanto a psique quanto seu corpo. Somado a isso, a fascinação humana por recriar a natureza, expressa em lendas como o golem da tradição judaica [1], tem motivado vários estudos físicos e comportamentais do ser humano.

Uma das áreas de estudo tem enfoque na biomecânica humana e os mecanismos que permitem o controle e a ampla variação de movimentos realizados pelo corpo, desde o arremesso de uma bola até a manipulação precisa de objetos delicados.

Sob esse enfoque e motivado pelo caráter assistivo que os estudos podem proporcionar para pessoas com deficiências, há várias soluções propostas [2], sendo uma delas o exoesqueleto.

O exoesqueleto significa, literalmente, “esqueleto de fora, externo”. Este termo é empregado na Zoologia para designar a estrutura de sustentação do corpo, presente no artrópodes. Na área de estudos da mecânica humana, o termo é usado para descrever uma estrutura rígida, passiva ou ativa, que sustenta ou atua sobre o membro humano.

Esta solução, voltada para o membro superior, foi desenvolvida no Laboratório de Biomecatrônica como trabalho de formatura dos alunos de graduação de Engenharia Mecatrônica André Yuji Yasutomi e Andrey Bugarin Woiski Miranda [3]. Neste trabalho, foi projetado todo o sistema mecânico do exoesqueleto de membro superior, baseado em modelo biomecânico do braço humano, sendo atuada

a junta no cotovelo. Além do projeto mecânico, foi desenvolvido um projeto mecatrônico em colaboração conosco e foram incluídos sensores e atuadores considerando os requisitos do sistema de controle projetado.

O presente trabalho é complementar ao projeto mecânico realizado, focando no desenvolvimento do sistema de controle e a eletrônica de alimentação, dentro da área de atuação da engenharia eletrônica.

Os objetivos desse trabalho são:

- Criar um sistema de controle para exoesqueleto que possa ser controlado facilmente pelo usuário e que se movimente de maneira natural (semelhante ao ser humano) e que seja confiável e robusto.
- Implementar este controlador sobre o exoesqueleto, integrando um PC/104 junto com um cartão A/D da Diamond para executar os algoritmos de controle.
- Desenvolver e fabricar os circuitos eletrônicos para acondicionar e amplificar os sinais dos sensores, proporcionando um sinal analógico compatível com a entrada do conversor analógico-digital do cartão Diamond.
- Desenvolver e fabricar os circuitos eletrônicos necessários para alimentar os sensores, os amplificadores, o PC/104, o cartão A/D e os motores a partir de uma alimentação de 24V e 10A.

1 REVISÃO DA LITERATURA

Para se iniciar os estudos sobre o tema, é necessário um levantamento sobre o estado da arte, com os projetos até então desenvolvidos, e também uma leitura acerca da teoria envolvida por trás do trabalho.

1.1 Estado da Arte

Com o avanço tanto na área médica quanto na tecnológica, surgem assim novas descobertas sobre o corpo humano, novos materiais, aumento na velocidade de processamento da informação, entre outros. Esses fatores impulsionaram os estudos e desenvolvimento de exoesqueletos robóticos, para as mais variadas tarefas, dentre as quais podemos citar:

- Amplificação da capacidade humana;
- Reabilitação;
- Teleoperação;

Podemos classificar os exoesqueletos conforme os tipos de atuadores utilizados; o número de graus de liberdade (GdL); aplicação. Uma outra forma de classificação adotada para os exoesqueletos é conforme a parte do corpo atuada, que em geral podemos classificar em: membros inferiores, membros superiores, e corpo inteiro. Como exemplos, podemos citar:

1. Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) [4]: é um exoesqueleto de membro inferior baseado antropomorficamente, de uso militar. Sua principal proposta é aumentar a capacidade de carga transportada por soldados a pé, com o mínimo de esforço possível. Possui 7 GdL por perna, das quais 4 são atuados por atuadores hidráulicos lineares.
2. (CADEN)-7 [5]: é um exoesqueleto de membro superior que possui 7 GdL, atuado por motores elétricos. Permite ainda total movimentos das

articulações glenoumeral, do cotovelo e do punho. Suas potenciais aplicações são: dispositivo diagnóstico e terapêutico para fisioterapia; dispositivo assistivo para amplificação da força humana; dispositivo háptico em realidade virtual; e dispositivo para teleoperações.

3. SUEFUL-7 [6]: é um exoesqueleto de membro superior com 7GdL, capaz de auxiliar nos movimentos de flexão/extensão vertical e horizontal do ombro, rotação interna/externa, flexão e extensão do cotovelo, supinação/pronação do antebraço, flexão/extensão do punho e desvio radial/ulnar de indivíduos fisicamente fracos. O método de controle é baseado em sinais de eletromiografia (EMG) e controlador de impedâncias.
4. HAL-5 [7]: exoesqueleto de corpo inteiro, que pode ser alimentado por baterias, tornando-o portátil. A proposta desse projeto é o auxílio a pessoas idosas ou com deficiências físicas para realizarem as atividades do dia-a-dia. O controle do sistema é baseado em sinais de EMG e padrões de movimento.

Para o controle, atualmente, muitos métodos baseiam-se em sinais de EMG, como por exemplo o HAL-5, que utiliza padrões de EMG da perna para determinar a fase da caminhada, além de um controle por feedback baseado nesses sinais; porém outras estratégias de controle são usadas, como controle de força para obter transparência do exoesqueleto pelo usuário [8], ou técnicas de controle mais avançadas, como a técnica de controle do modo de deslizamento utilizada por Rahman [9].

1.2 Modelo do controlador

Para realização de certas tarefas, foram implementados ao longo do tempo estratégias de controle focando em algumas variáveis a serem controladas, como posição, velocidade, força, porém a estratégia adotada no presente trabalho foca no controle de impedâncias do sistema, a ser discutido nos subseqüentes capítulos.

1.2.1 Teoria do modelo de controle de impedâncias

Segundo Hogan [10], os controles de posição e o controle de força não são os mais indicados para muitas das tarefas a serem executadas por manipuladores, sendo esses casos particulares dentre um universo de aplicações que necessitam de relações entre a força aplicada e os movimentos executado, como, por exemplo, a manipulação de um objeto por determinada trajetória, ou ainda para se evitar impactos.

Essa relação entre força e movimento é denominada impedância/admitância que, em analogia à circuitos elétricos, é definida como, no caso da impedância, a relação entre um fluxo como entrada do sistema (corrente, movimento ou velocidade) com a saída do sistema, que no caso é um esforço (tensão, força). A admitância é a inversa da impedância.

Outra consideração a ser feita é sobre o comportamento dos manipuladores, que possuem uma estrutura física - constituída de sensores, atuadores - e uma abstrata, composta pelo controlador. Porém, dada a interação do física do manipulador com o meio, é impossível que o controlador faça com o sistema apresente um comportamento para o ambiente diferente daquele de um sistema físico.

Com as considerações anteriores, sistemas físicos podem ser representados como impedâncias ou admitâncias. Apesar de matematicamente ser possível determinar as interações entre sistemas, o mesmo não pode ser feito fisicamente, e isso restringe o comportamento admitido para o ambiente. Como exemplo, podemos aplicar uma força no ambiente, e como resposta apresentar deslocamento nulo, sendo assim o meio representado por um admitância, porém a inversa não é possível.

Como apresentado por Hogan, todo o ambiente pode ser representado como uma admitância, que aceita como entrada uma força. Assim, ao se interagir com o meio e para garantir a compatibilidade física, o manipulador deve assumir o comportamento de uma impedância.

Devido as diferentes tarefas que um manipulador deve realizar, em especial em se tratando de interações humanas, este necessita adaptar seu comportamento para cumprí-lo, assim deve-se modificar sua impedância.

Como exemplo[11], considera-se um sistema inercial apenas, que recebe o torque do atuador e do ambiente, com a seguinte dinâmica:

$$J\ddot{\theta} = \tau_{\text{atuador}} - \tau_{\text{externo}} \quad (1)$$

Se o atuador não aplicar nenhum torque sobre o sistema:

$$J\ddot{\theta} = -\tau_{\text{externo}} \quad (2)$$

Assumindo que o torque do atuador se dê por algoritmo de *feedback* proporcional ao erro entre o torque externo e um torque de referência:

$$\tau_{\text{atuador}} = P(\tau_{\text{referência}} - \tau_{\text{externo}}) \quad (3)$$

Considerando a referência nula, e combinando as eq. (1) e (3), temos:

$$J\ddot{\theta} = -(P + 1)\tau_{\text{externo}} \quad (4)$$

Definindo $I = J/(P+1)$:

$$I\ddot{\theta} = -\tau_{\text{externo}} \quad (5)$$

Logo, para um observador externo, o controlador modifica o aparente comportamento dinâmico do sistema, sendo possível assim o controle da impedância do sistema.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção será apresentada a metodologia utilizada para se implementar o controle de impedâncias, com hipóteses iniciais admitidas para o sistema, concepção de modelos, respectivos testes de validação dos mesmos e considerações finais para se implementar uma arquitetura de controle tendo em vista as restrições físicas reais do sistema.

2.1 Proposta de modelo

O presente estudo se enfoca nos movimentos humanos do membro superior, que, devido aos mais variados tipos de respostas possíveis que pode apresentar, o controle de impedância será utilizado por ser mais adequado para a interação com o humano.

Foram feitas diversas arquiteturas de controle para a prova de conceito sobre o tema de controle da impedância. Para a validação do modelo do atuador, devem ser levadas em conta as seguintes considerações:

- A resposta obtida do sistema com o controle de impedância deve ser, idealmente, igual a resposta desejada.
- Caso haja um erro entre as respostas, este deve ser de no máximo 10% do valor desejado, e deve ser independente dos parâmetros do usuário.
- O sistema deve apresentar baixa sensibilidade aos erros de estimação dos parâmetros do exoesqueleto.

Para verificar o cumprimento desses requisitos, os testes de conceito utilizados foram a comparação da resposta desejada com a obtida com diferentes usuários, e a comparação entre respostas, para um mesmo usuário, ao se acrescentar erros de estimação dos parâmetros do braço.

Se consideramos que a relação entre torques e deslocamento angular pode ser representado por uma série de termos dependentes da posição (rigidez, K_1),

velocidade (atrito viscoso, C) e da aceleração (inércia, J), obtemos a seguinte equação:

$$J\ddot{\theta} + C\dot{\theta} + K_1\theta = \tau_{\text{atuador}} - \tau_{\text{externo}} \quad (6)$$

onde $\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}$ representam a posição angular, a velocidade e a aceleração do cotovelo, respectivamente, e a diferença entre o torque externo sobre o cotovelo, τ_{externo} , e o torque aplicado pelo motor sobre a junta τ_{atuador} , gera determinado comportamento ao sistema.

Pela teoria [4], deseja-se que o sistema atuado apresente uma dinâmica controlada, devido a um determinado torque. Considerando que τ_{externo} é exercido exclusivamente pelo usuário que veste o exoesqueleto, pode-se obter a equação para o comportamento desejado do sistema:

$$\tau_{\text{externo}} = I\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + K_0(\theta - \theta_0) \quad (7)$$

onde é definido pelo usuário os parâmetros desejados de inércia (I), do atrito viscoso (B), da rigidez (K_0), e a posição angular desejada (θ_0).

Com as equações anteriores, verifica-se que o atuador desempenha o papel de controlar o comportamento do sistema para um determinado torque aplicado sobre ele. Logo, deve-se determinar qual o torque necessário do atuador que o exerce para que o sistema apresente o comportamento desejado com τ_{externo} .

2.1.1 Modelo 1: Razão entre Inércias

Das eq. (5) e (6), pode-se determinar relações entre as inércias desejada e do sistema.

Com base na eq. (7), podemos reescrevê-la como:

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{I} [\tau_{\text{externo}} - B\dot{\theta} + K_0(\theta_0 - \theta)] \quad (8)$$

Conforme [10], e substituindo a eq.(8) em (6) obtém-se:

$$\tau_{\text{atuador}} = \tau_{\text{externo}} \left(1 + \frac{J}{I}\right) + \left(C - \frac{J}{I}B\right)\dot{\theta} + \left(K_1 - \frac{J}{I}K_0\right)\theta + \frac{J}{I}K_0\theta_0 \quad (9)$$

Baseado na eq. (6), criou-se em Simulink um modelo do sistema, parametrizado como uma impedância J_x , B_x , K_{1x} , que, junto com o torque externo, representa o ambiente. Da eq. (9), obtemos um modelo de atuação para o manipulador. Logo, um modelo da interação entre o manipulador e o ambiente, Figura 1, foi concebido com o intuito de analisar o comportamento do cotovelo do exoesqueleto com o atuador.

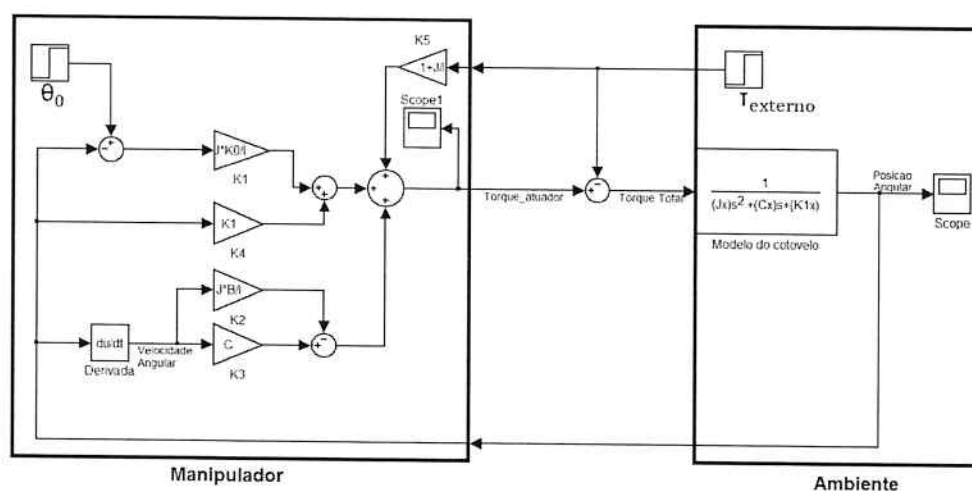


Figura 1 – Primeiro modelo de controle de impedância atuando sobre o sistema do braço¹

Os parâmetros J , C , K_1 são, respectivamente, o momento de inércia, atrito viscoso e rigidez estimados do sistema, e J_x , C_x , K_{1x} são os valores reais do sistema. Os parâmetros I , B , K_0 , θ_0 são os parâmetros para a impedância que se deseja obter para o sistema.

Para efeito de comparação e estudo da impedância desejada no sistema, criou-se um modelo, ilustrado na Figura 2, com os parâmetros I , B , K_0 , segundo T_{externo} e a posição de referência θ_0 .

¹ Durante o texto, o modelo do ambiente sofre mudanças apenas por conveniência ilustrativa.

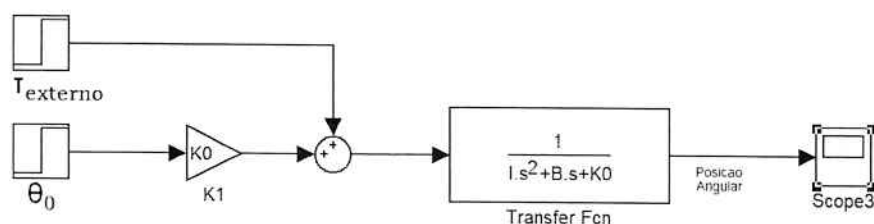


Figura 2 – Modelo da resposta desejada

Para a obtenção dos parâmetros, será realizado um teste que consiste em soltar o antebraço da estrutura, perpendicular à linha da gravidade, e utilizar a medição da junta do cotovelo. Para estudo da resposta esperada para este experimento, foi concebido o modelo da Figura 3.

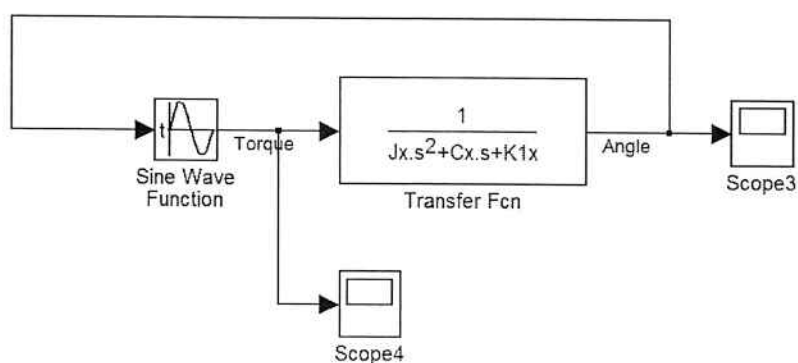


Figura 3 – Simulação para a resposta esperada para teste de obtenção de valores de impedância

Para as simulações, os parâmetros estimados [12] de dois sujeitos, em 3 repetições de exercícios, conforme Tabela 1, foram usados para a impedância do sistema.

Tabela 1 – Parâmetros de impedância mecânica do cotovelo J, C, K estimados para sujeito 1

Repeticion	Inercia [N.m.s ² /rad]	Viscosidad [N.m.s/rad]	Rigidez [N.m/rad]
1	0.0946	1.7730	9.8768
2	0.1120	2.5365	8.6590
3	0.2074	1.8768	8.9270

Fonte: "Ruiz Olaya, A.F. - Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor"

Tabela 2 – Parâmetros de impedância mecânica do cotovelo J, C, K estimados para sujeito 1

Repetición	Inercia [N.m.s ² /rad]	Viscosidad [N.m.s/rad]	Rigidez [N.m/rad]
1	0.2553	3.9087	9.4251
2	0.1631	3.4272	23.2004
3	0.1159	2.1448	13.0318

Fonte: "Ruiz Olaya, A.F. - *Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor*"

Baseados nesses dados, obtiveram-se as respostas do modelo controlado do sistema, utilizando para os parâmetros do exoesqueleto os valores obtidos das 3 repetições de cada um dos sujeitos. Os resultados dos ângulos do sistema e do torque do atuador são apresentados nas Figuras 4 a 14. Para esse teste foram utilizados os seguintes valores de torque, posição e impedância:

$$T_{\text{externo}} = 0;$$

$$\Theta_0 = \pi/2;$$

$$I = 1;$$

$$B = 0,5;$$

$$K_0 = 2;$$

Tais valores para a impedância e de torque foram adotados de forma a se obter uma resposta desejada subamortecida sem torque, com o objetivo de enfatizar diferenças entre respostas. O valor de posição foi adotado de forma a estar dentro dos limites do exoesqueleto.

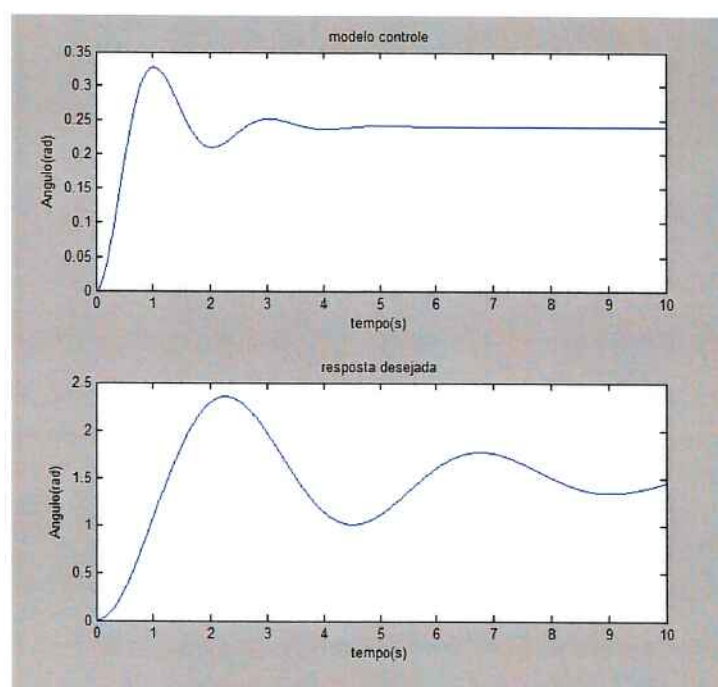


Figura 4 – Respostas obtida e esperada do sistema, para $J_x = 0,0946$, $C_x = 1,7730$ e $K_{1x} = 9,8768$

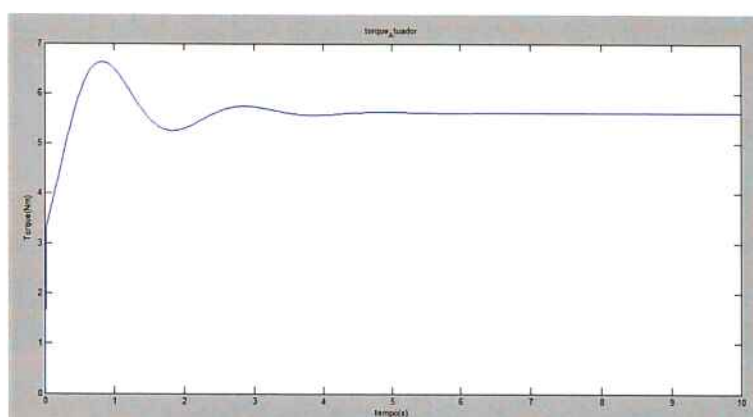


Figura 5 – Torque do modelo de controle, para $J_x = 0,0946$, $C_x = 1,7730$ e $K_{1x} = 9,8768$

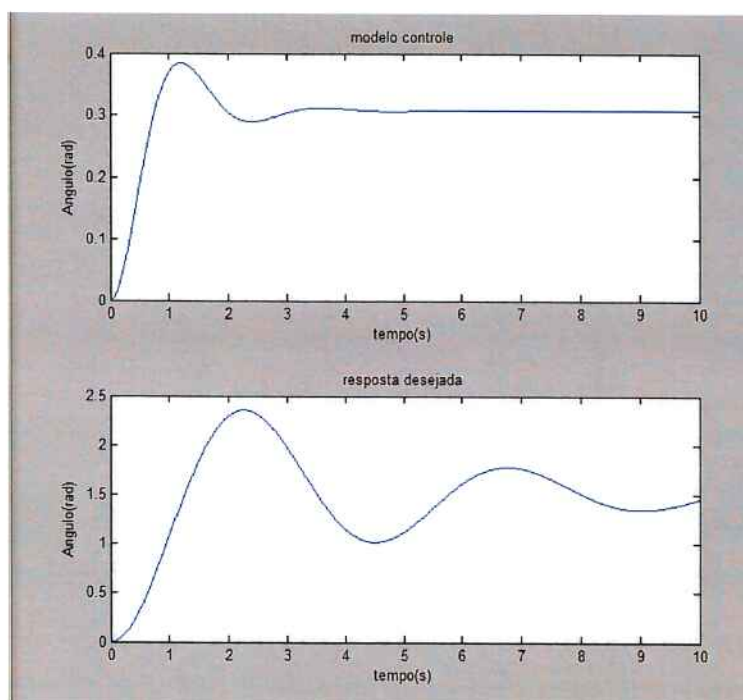


Figura 5 – Respostas obtida e esperada do sistema, para $J_x = 0,1120$, $C_x = 2,5365$ e $K_{1x} = 8,6590$

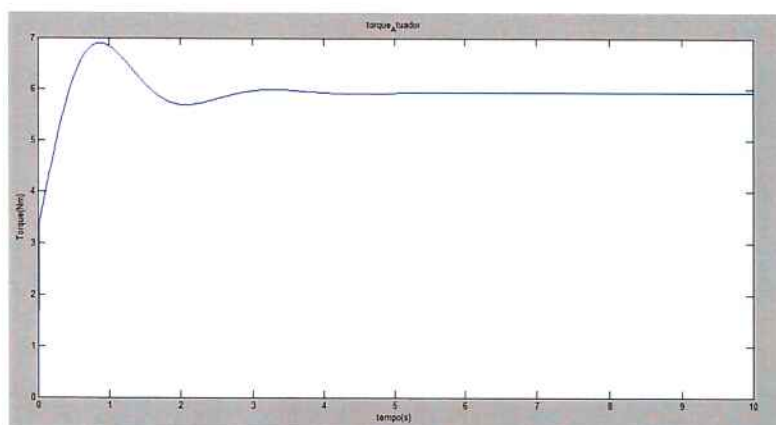


Figura 6 – Torque do modelo de controle, para $J_x = 0,1120$, $C_x = 2,5365$ e $K_{1x} = 8,6590$

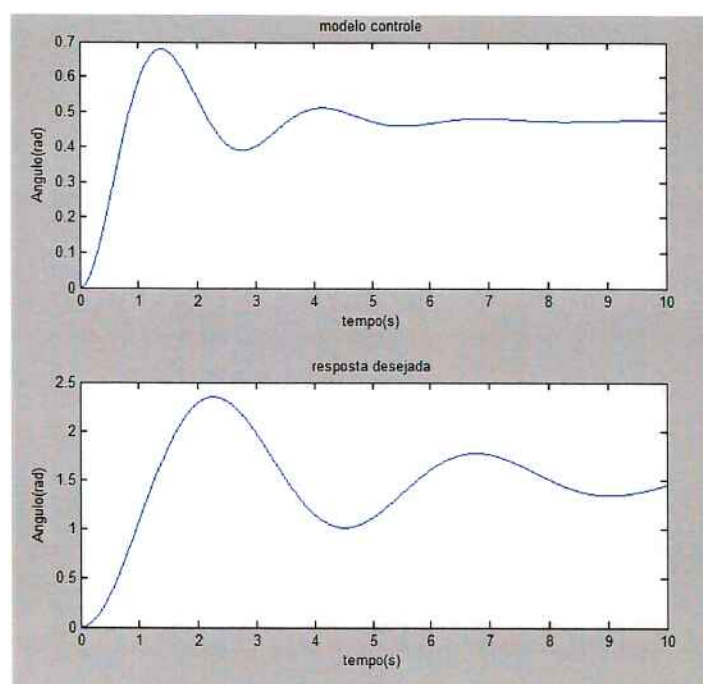


Figura 7 – Respostas obtida e esperada do sistema, para $J_x = 0,2074$, $C_x = 1,8768$ e $K_{1x} = 8,9270$

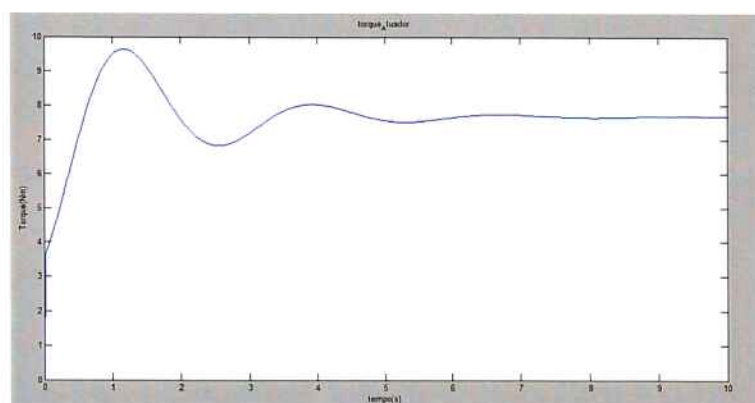


Figura 8 – Torque do modelo de controle, para $J_x = 0,2074$, $C_x = 1,8768$ e $K_{1x} = 8,9270$

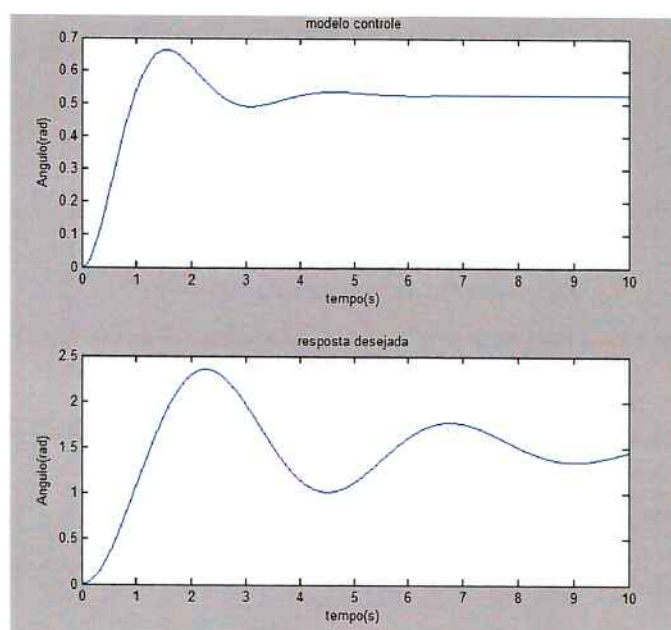


Figura 9 – Respostas obtida e esperada do sistema, para $J_x = 0,2553$, $C_x = 3,9087$ e $K_{1x} = 9,4251$

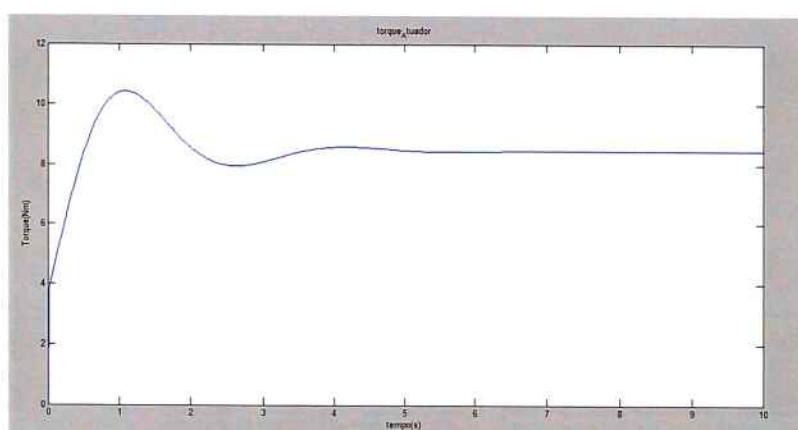


Figura 10 – Torque do modelo de controle, para $J_x = 0,2553$, $C_x = 3,9087$ e $K_{1x} = 9,4251$

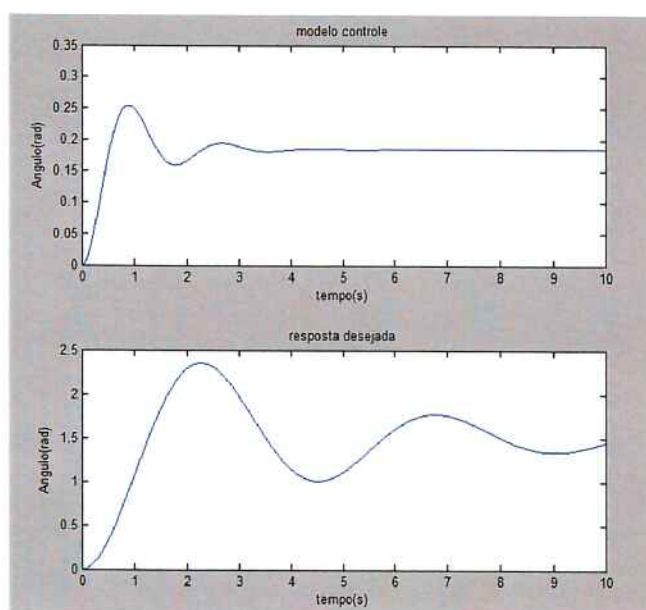


Figura 11 – Respostas obtida e esperada do sistema, para $J_x = 0,1631$, $C_x = 3,4272$ e $K_{1x} = 23,2004$

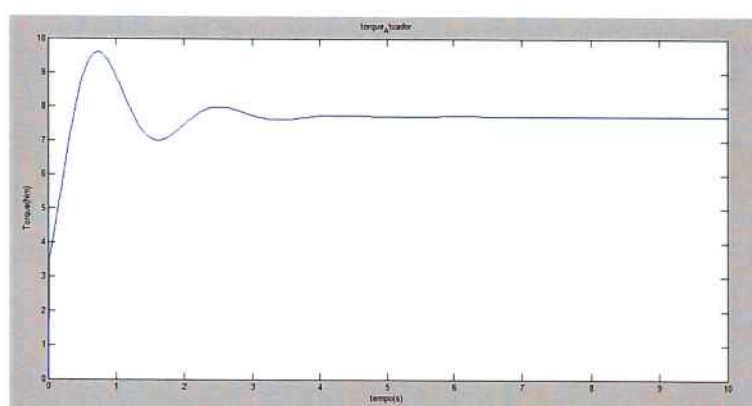


Figura 12 – Torque do modelo de controle, para $J_x = 0,1631$, $C_x = 3,4272$ e $K_{1x} = 23,2004$

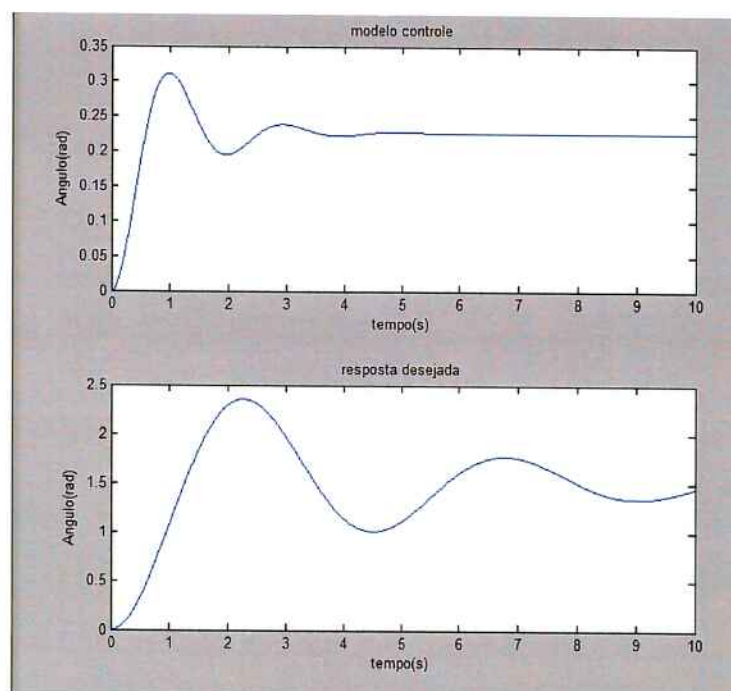


Figura 13 – Respostas obtida e esperada do sistema, para $J_x = 0,1159$, $C_x = 2,11448$ e $K_{1x} = 13,0318$

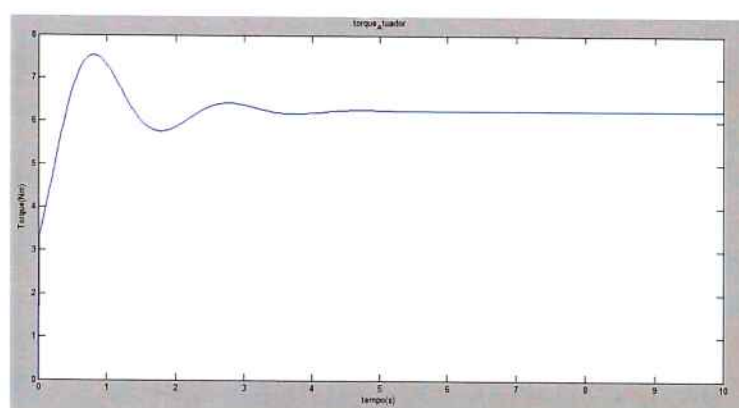


Figura 14 – Sujeito Torque do modelo de controle, para $J_x = 0,1159$, $C_x = 2,11448$ e $K_{1x} = 13,0318$

Percebe-se pelos gráficos que as respostas obtidas diferem muito da desejada, além de variar o comportamento conforme os parâmetros J_x , C_x e K_{1x} mudam. Logo, a malha de controle é muito suscetível a variações do braço, o que é extremamente indesejável, pois, segundo as duas primeiras considerações feitas para a prova de conceito, deve apresentar comportamento semelhante a desejada, com erro independente dos parâmetros do cotovelo, e, portanto, deve apresentar tolerância a mudança de usuário

Outro motivo que justifica a necessidade de tolerância com relação ao usuário é o fato de não aplicarmos para esse trabalho, visto o estágio inicial dos projetos do

laboratório, as medidas de EMG do bíceps e do tríceps, pois o atrito viscoso e a rigidez do braço são variáveis que podem ser estimados em função da atividade elétrica desses músculos [5], como pode ser observado nas Figuras 15 e 16

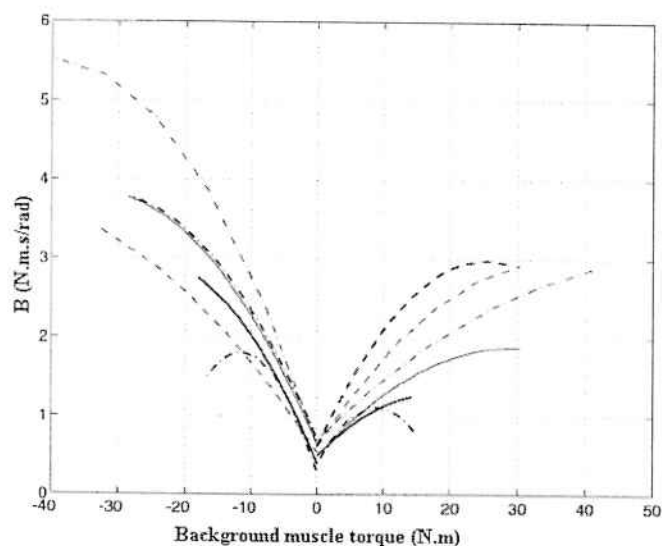


Figura 15 – Viscosidade do cotovelo em função do torque muscular. Fonte: "Ruiz Olaya, A.F. - *Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor*"

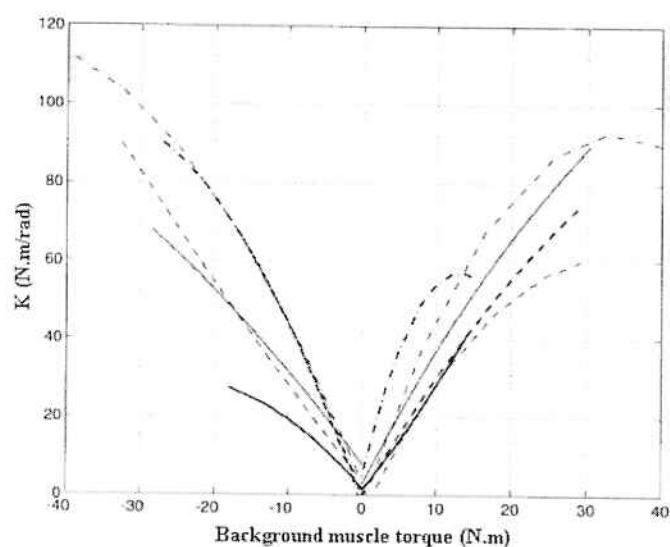


Figura 16 – Rigidez do cotovelo em função do torque muscular. Fonte: "Ruiz Olaya, A.F. - *Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor*"

Os resultados das simulações sugerem que é necessário reformular a malha de controle com o intuito de se conseguir melhor comportamento frente a mudança de usuário.

2.1.2 Segundo Modelo 2: Equivalência entre Funções de Transferência

Para essa segunda abordagem, fizeram-se análises dos diagramas de bloco da resposta desejada e da malha de controle, e de suas funções de transferência.

Reescrevendo a eq. (7) como:

$$\phi(s) = \frac{1}{Is^2 + Bs + K_0} [T_{\text{externo}}(s) + K_0 \frac{\theta_0}{s}] \quad (10)$$

$$D(s) = \frac{1}{Is^2 + Bs + K_0} \quad (11)$$

$$\phi(s) = D(s) [T_{\text{externo}}(s) + K_0 \frac{\theta_0}{s}] \quad (12)$$

Logo, a eq. (12) pode ser representada pelo diagrama de bloco, conforme Figura 17:

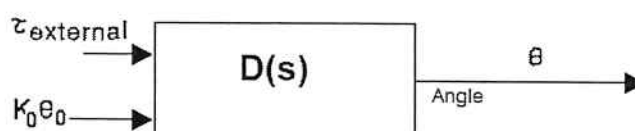


Figura 17 – Diagrama de bloco da resposta desejada

Considerando-se o diagrama de bloco da resposta de uma malha de feedback de controle, conforme Figuras 18:

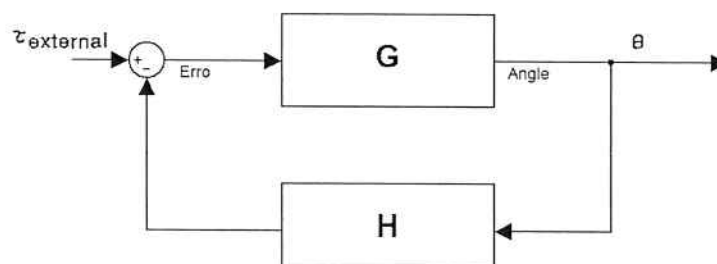


Figura 18 – Diagrama de bloco do sistema controlado por feedback

A resposta do sistema da Figura 18 é dada por:

$$\phi(s) = \frac{G(s)}{1+G(s)H(s)} [T_{\text{externo}}(s) + K_0 \frac{\theta_0}{s}] \quad (13)$$

Utilizando dos diagramas de blocos das Figuras 17 e 18, as equações (6), (7) e (12), e fazendo as devidas manipulações, temos que o torque que o atuador deverá efetuar é:

$$\tau_{\text{atuador}} = (I - J)\ddot{\theta} + (B - C)\dot{\theta} + (K_0 - K)\theta + K_0\theta_0 \quad (14)$$

Com isso, o segundo modelo é representado conforme Figura 19:

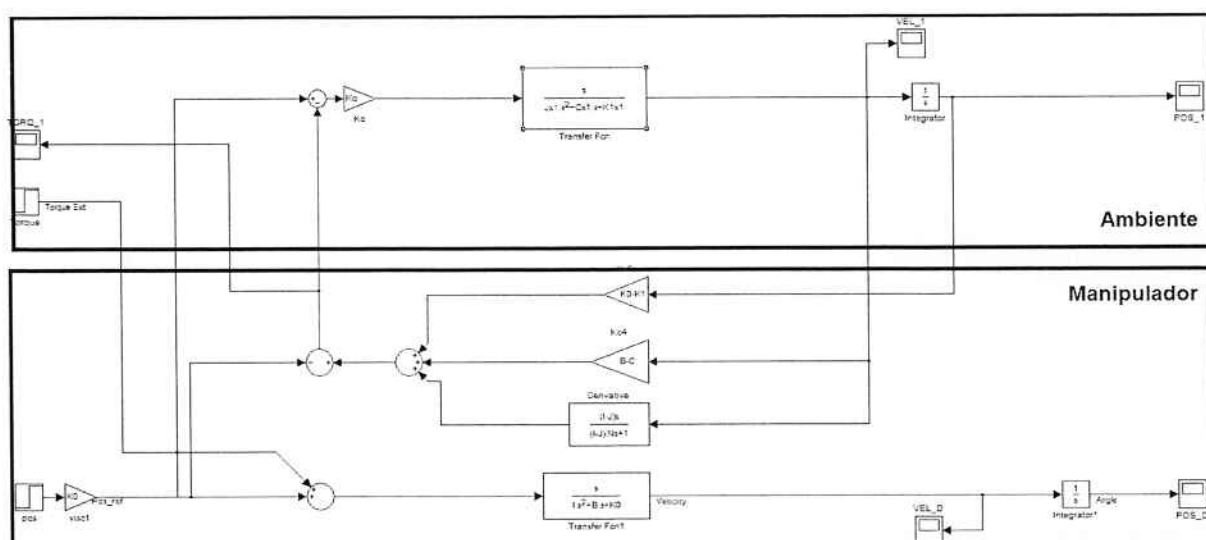


Figura 19 - Segundo modelo de controle de impedância atuando sobre o sistema do braço

Pela arquitetura montada no Simulink, é necessário que, com a medida de posição, e derivando-a, obtemos o torque a ser aplicado pelo atuador sobre o exoesqueleto para que este apresente o comportamento desejado, caracterizando o controle de impedância.

Realizando os mesmos testes feitos para o primeiro modelo, as respostas apresentaram comportamento idêntico ao desejado, cumprindo a primeira e a segunda considerações feitas. Para verificar se o controlador atende a terceira consideração, realizou-se testes de sensibilidade da resposta conforme erro de estimação de cada parâmetro do braço, e a análise da influência isolada de cada um sobre a resposta do sistema completo.

Para se obter novamente uma resposta subamortecida do sistema, porém com um maior amortecimento e menor tempo de subida para redução de tempo de simulação, e ainda para verificar o efeito sem torque, os seguintes valores para os parâmetros da resposta desejada foram utilizados:

$$T_{\text{externo}} = 0;$$

$$\Theta_0 = 0,2;$$

$$I = 1;$$

$$B = 2;$$

$$K_0 = 10;$$

Os testes foram feitos variando-se de $\pm(10\%$ a $30\%)$ os parâmetros J_x , C_x , e K_{1x} do sistema. Com o objetivo de saber a resposta do sistema para cada parâmetro, e propor um refinamento da malha de controle, a divergência foi aplicada para cada um isoladamente.

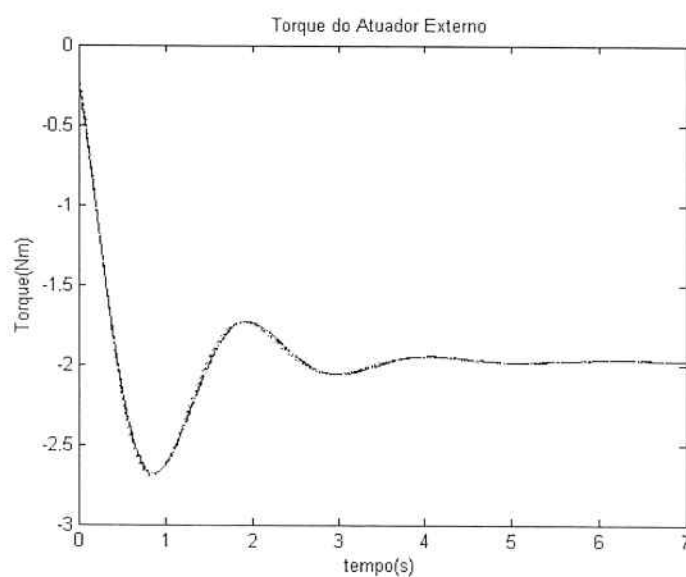


Figura 20 – Torque do atuador, para variações positivas de 10~30% de J_x (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de J_x (pontilhado)

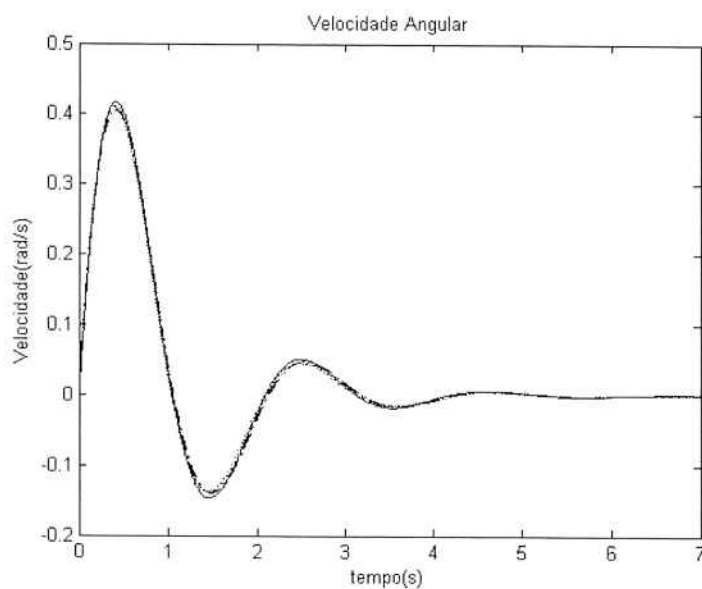


Figura 21 – Velocidade do braço, para variações positivas de 10~30% de J_x (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de J_x (pontilhado), e resposta desejada (linha sólida)

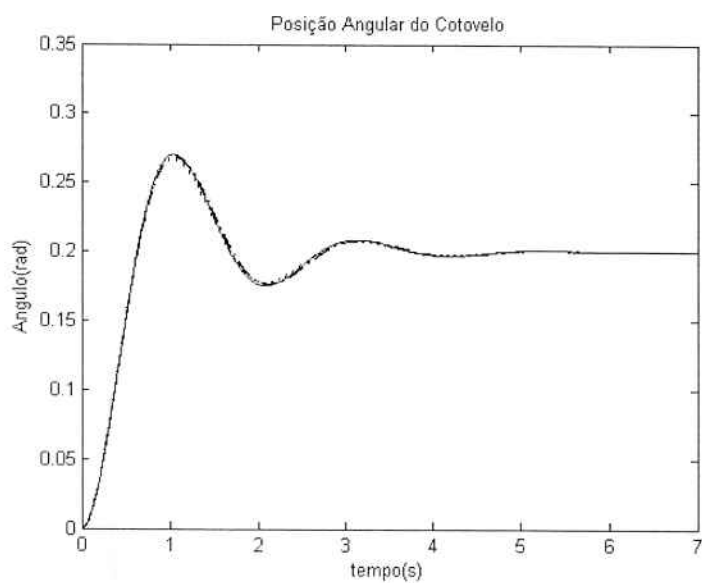


Figura 22 – Posição do braço, para variações positivas de 10~30% de J_x (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de J_x (pontilhado), e resposta desejada (linha sólida)

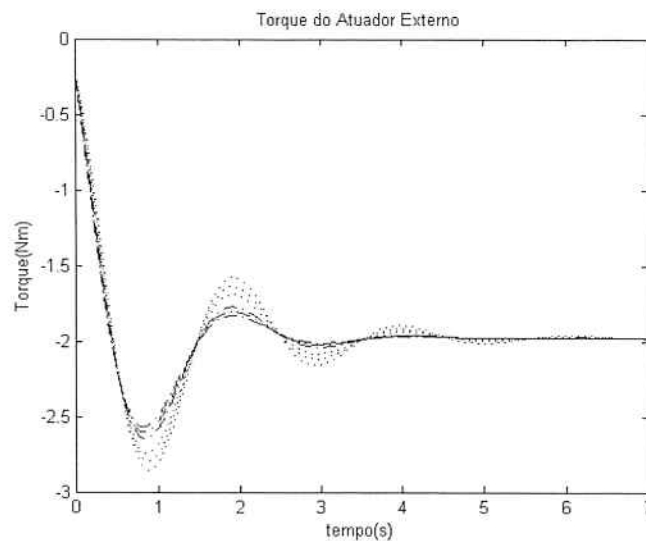


Figura 23 – Torque do atuador, para variações positivas de 10~30% de C_x (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de C_x (pontilhado)

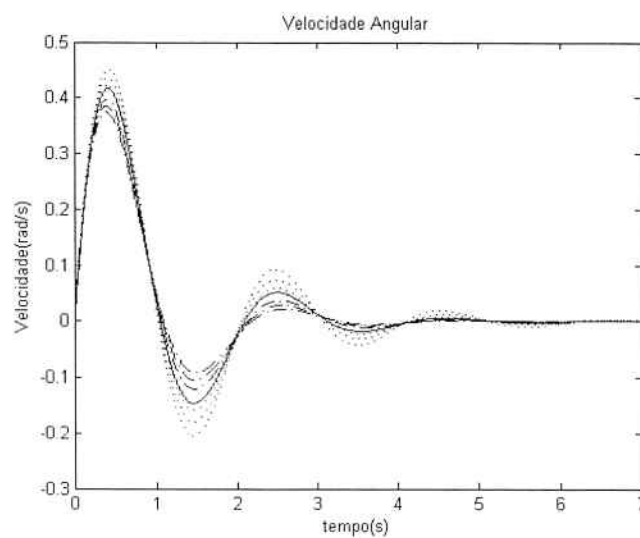


Figura 24 – Velocidade do braço, para variações positivas de 10~30% de C_x (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de C_x (pontilhado), e resposta desejada (linha sólida)

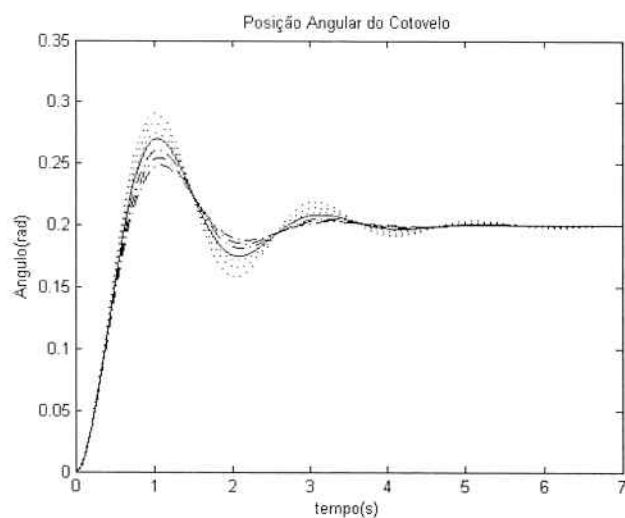


Figura 25 – Posição do braço, para variações positivas de 10~30% de C_x (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de C_x (pontilhado), e resposta desejada (linha sólida)

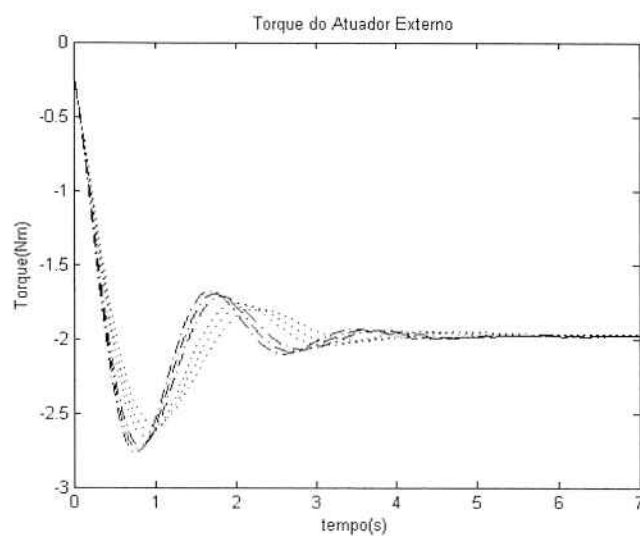


Figura 26 – Torque do atuador, para variações positivas de 10~30% de K_{1x} (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de K_{1x} (pontilhado)

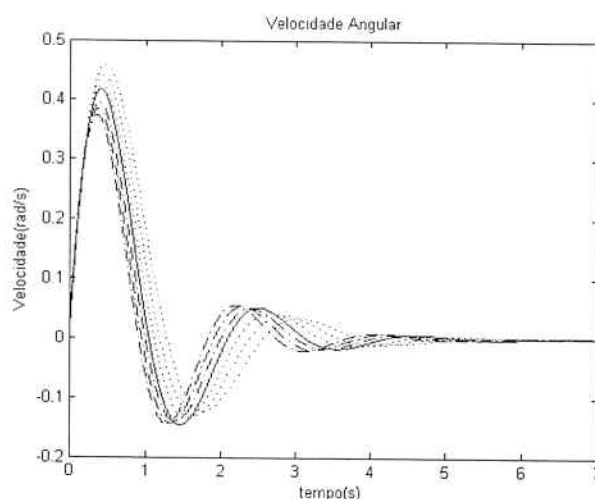


Figura 27 – Velocidade do braço, para variações positivas de 10~30% de K_{1x} (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de K_{1x} (pontilhado) , e resposta desejada (linha sólida)

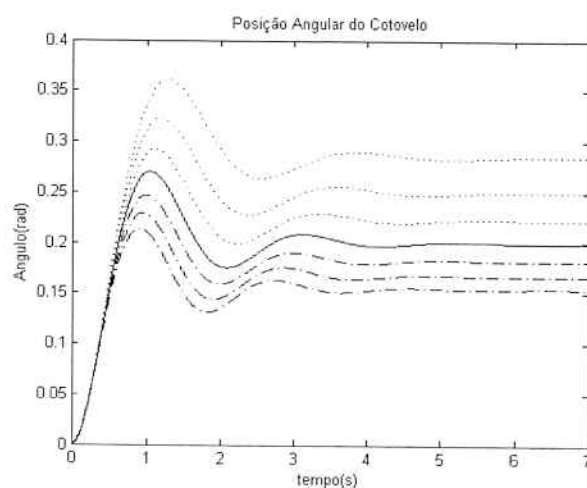


Figura 28 – Posição do braço, para variações positivas de 10~30% de K_{1x} (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de K_{1x} (pontilhado) , e resposta desejada (linha sólida)

Analisando os resultados, podemos concluir que:

- O erro da estimação da inércia possui pouca influência sobre o sistema a resposta, acompanhando o resposta desejada.
- O erro para a viscosidade do sistema gera variação nas oscilações presentes na resposta desejada, estando em fase com este. Esta variação é inversamente proporcional ao erro do parâmetro.

- O erro da rigidez estimada gera, além da característica do erro de viscosidade, erro na resposta estacionária e também uma defasagem da resposta.

Logo, verifica-se a necessidade do refinamento deste modelo para atender à terceira consideração, a insensibilidade de erro de estimativa de parâmetros.

2.1.3 Modelo 3: Correção de Rigidez usando Erro de Posição

Com base no comportamento da resposta do sistema às variações de cada parâmetro, optou-se por corrigir o valor da rigidez K_1 , multiplicando-a pelo erro entre o ângulo do cotovelo medido e a resposta esperada, pois este parâmetro apresentou as maiores influências sobre a resposta do sistema, assim, temos que:

$$e_p = \theta_d - \theta_m \quad (15)$$

$$E_p = K_v e_p \quad (16)$$

$$\tau_{\text{atuador}} = (I - J)\ddot{\theta} + (B - C)\dot{\theta} + (K_0 - KE_p)\theta - K_0\theta_0 \quad (17)$$

Onde e_p é o erro de posição entre o ângulo desejado (θ_d) e o medido (θ_m), K_v é uma constante de amplificação do erro.

A figura 29, ilustra a solução adotada.

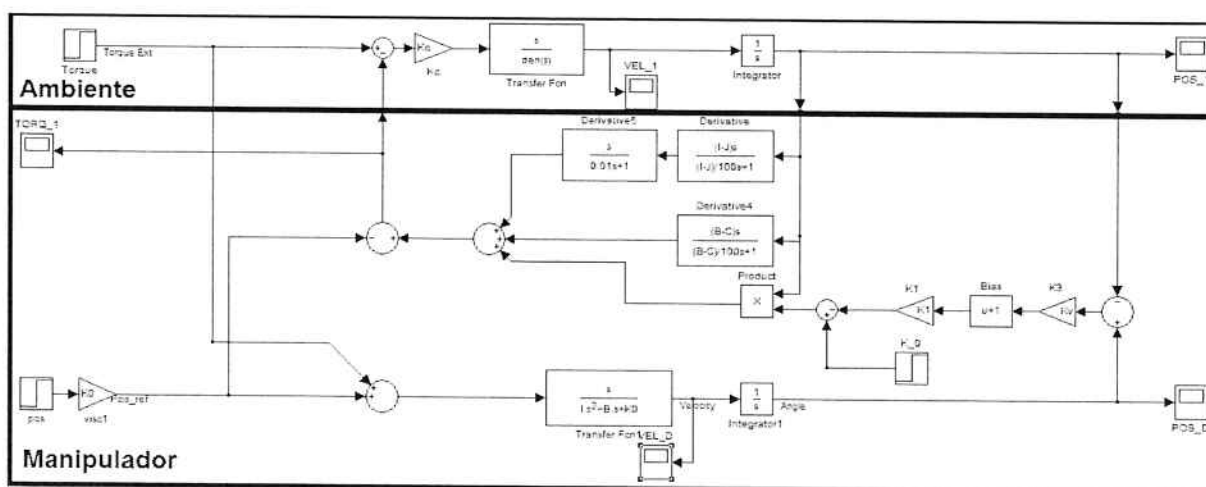


Figura 29 - Terceiro modelo de controle de impedância atuando sobre o sistema do braço

Realizaram-se os mesmos teste de sensibilidade utilizados para o segundo modelo e os seguintes resultados foram obtidos:

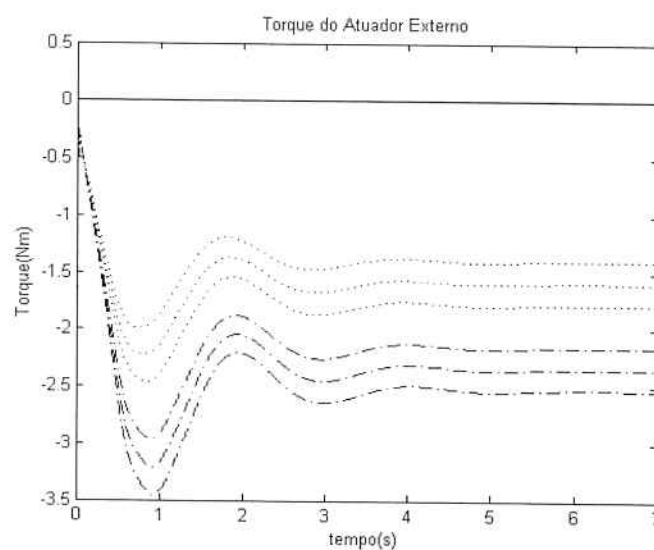


Figura 30 – Torque do atuador, para variações positivas de 10~30% de K_{1x} (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de K_{1x} (pontilhado) , e torque externo (linha sólida)

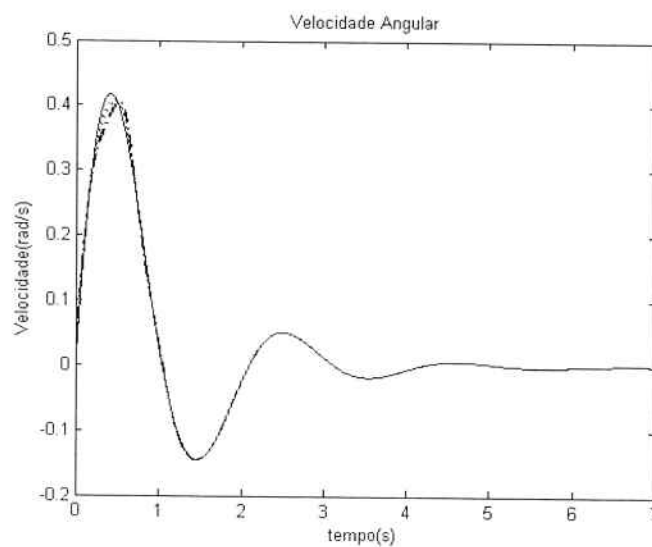


Figura 31 – Velocidade do braço, para variações positivas de 10~30% de K_{1x} (traço e ponto) e variações negativas de 10~30% de K_{1x} (pontilhado) , e resposta desejada (linha sólida)

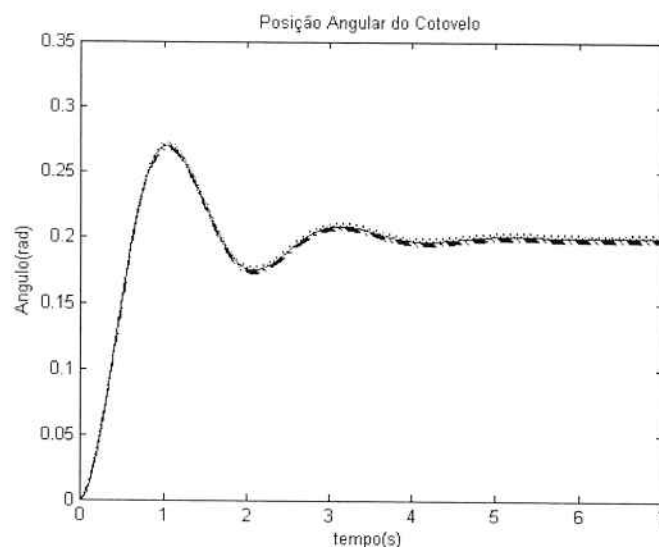


Figura 32 – Posição do braço, para variações positivas de 10~30% de K_{1x} (azul) e variações negativas de 10~30% de K_{1x} (verde) , e resposta desejada (vermelho)

2.1.4 Modelo 4: Controle de Impedância por Referência de Posição

Até este ponto, considerou-se que todo o torque externo aplicado sobre a estrutura do exoesqueleto era devido a interação do usuário com a estrutura mecânica, o que é um caso particular.

Uma situação mais genérica é o caso onde, além do torque aplicado pelo usuário, há o torque devido a uma carga manipulada pelo exoesqueleto, podendo ser de uma ordem de grandeza maior que a do usuário, constituindo assim o torque externo total sobre o sistema.

Como o protótipo do exoesqueleto se encontra em sua fase de prova e estudo de conceito, o sensor de força implementado mensura a força total aplicada sobre ele, não distinguindo o torque do usuário. Assim, um novo modelo, cuja dinâmica com a impedância desejada é gerada através de referências de posição, é proposta, com base nas considerações iniciais para validação do modelo, e considerando torques externos como perturbações que desviam o comportamento do sistema da condição desejada.

Considerando o Driver da Faulhaber como um controlador proporcional-integral (PI), modifica-se a arquitetura do terceiro modelo, realimentando com o sinal do torque medido a entrada do driver.

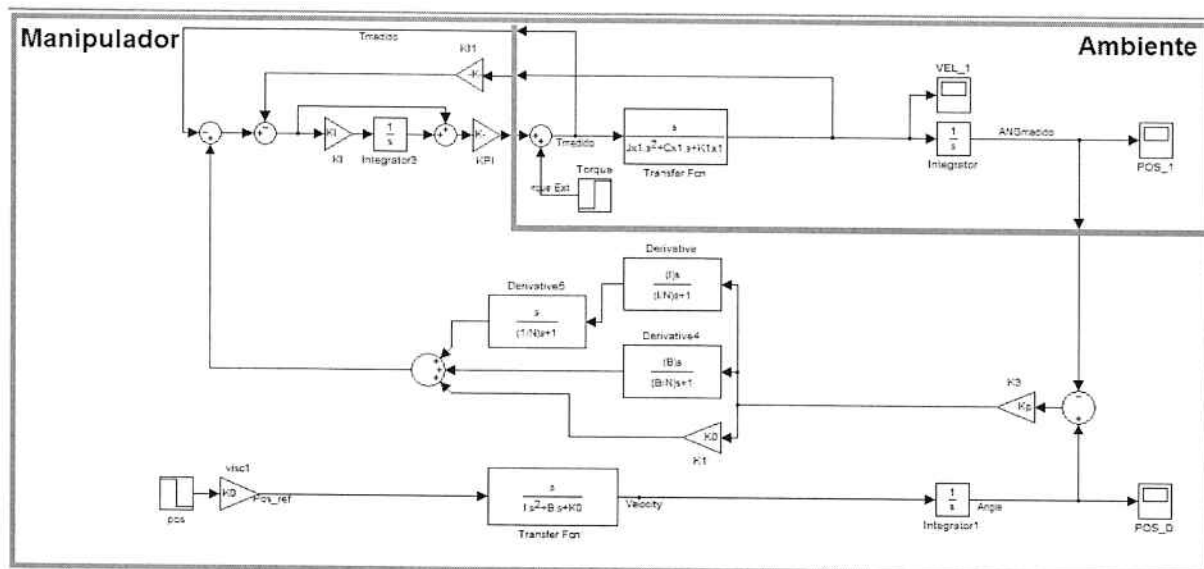


Figura 33 - Quarto modelo de controle de impedância atuando sobre o sistema do braço

3 ARQUITETURA DO SISTEMA

Para se obter um sistema portátil, o sistema deverá contar com uma fonte de energia própria, o que será obtido por meio de uma bateria. O hardware onde o algoritmo de controle será implementado deverá ser integrado ao sistema de alimentação, e este conjunto deverá ser integrado ao exoesqueleto de membro superior. A figura 34 representa a arquitetura do sistema.

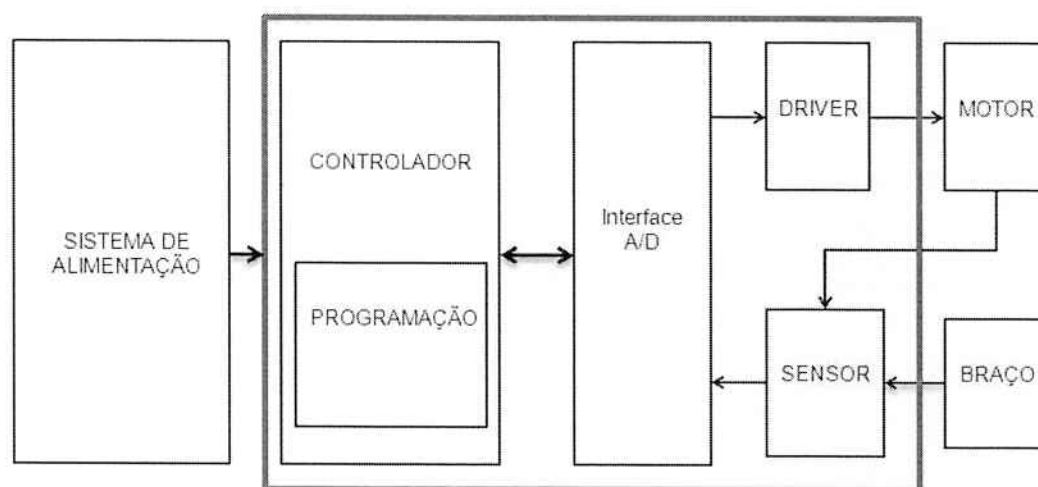


Figura 34: Arquitetura do sistema de exoesqueleto

Será dada uma breve explicação de cada um dos blocos constituintes do sistema.

- Braço/motor: Trata-se do conjunto integrado do braço do exoesqueleto, com apenas a articulação do cotovelo, com um motor. Este motor, ao ser devidamente acionado, executa a função de variar o ângulo da articulação do cotovelo do exoesqueleto. Este conjunto é o resultado do desenvolvimento de um projeto de formatura de alunos da Mecatrônica e será tomado como ponto de partida para o nosso projeto. A figura 35 é uma foto de um protótipo que foi utilizado para testes.

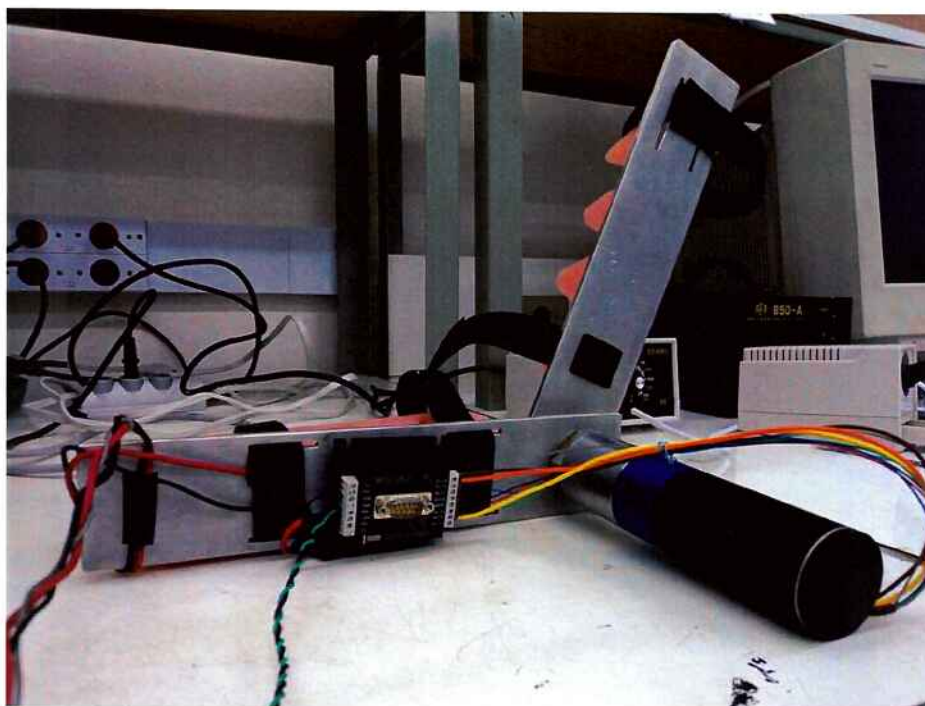


Figura 35 - Foto de um protótipo do conjunto de braço e motor do exoesqueleto

Deve-se observar que o protótipo da figura 35 é apenas preliminar e que será utilizado para testes. Para se obter o sistema final, diversos refinamentos serão realizados. Em particular, um motor menor será utilizado, o que permitirá obter um sistema com maior grau de portabilidade. O motor utilizado no protótipo final será o FAULHABER 3257024CR.

- Sistema de alimentação: Como o objetivo é desenvolver um sistema portátil de exoesqueleto, será necessário desenvolvermos um sistema de alimentação à bateria. Este sistema de alimentação será responsável por fornecer energia para o controlador e para o driver que acionará o motor. Deverá ainda ser capaz de informar ao controlador o nível de carga da bateria para que este último seja capaz de efetuar as devidas ações para interromper o funcionamento do motor de maneira segura.

- Sensores: Devem ser utilizados sensores de pressão acoplados ao exoesqueleto. Também será necessário o uso de sensores para obter a posição angular do motor. A leitura desses sensores será informada ao controlador.

- Driver: Como o controlador não é capaz de fornecer a potência necessária para acionar o motor, torna-se necessário o uso de um driver. O driver será o elemento responsável por aplicar tensão no motor de acordo com o nível desejado pelo controlador. A figura 36 é uma foto do driver que está sendo utilizado no protótipo.



Figura 36 - Driver utilizado no protótipo

- Controlador: Trata-se do elemento responsável pela implementação do algoritmo de controle. Deverá ser capaz de efetuar a leitura dos sensores e executar a ação de controle adequada de acordo com a leitura e com o seu estado, informando ao driver o nível de tensão que deve ser aplicado ao motor.

Será utilizado um computador PC/104 Advantech PCM-3362 (figura 37) em conjunto com uma placa de aquisição DIAMOND-MM-16-AT (figura 38).

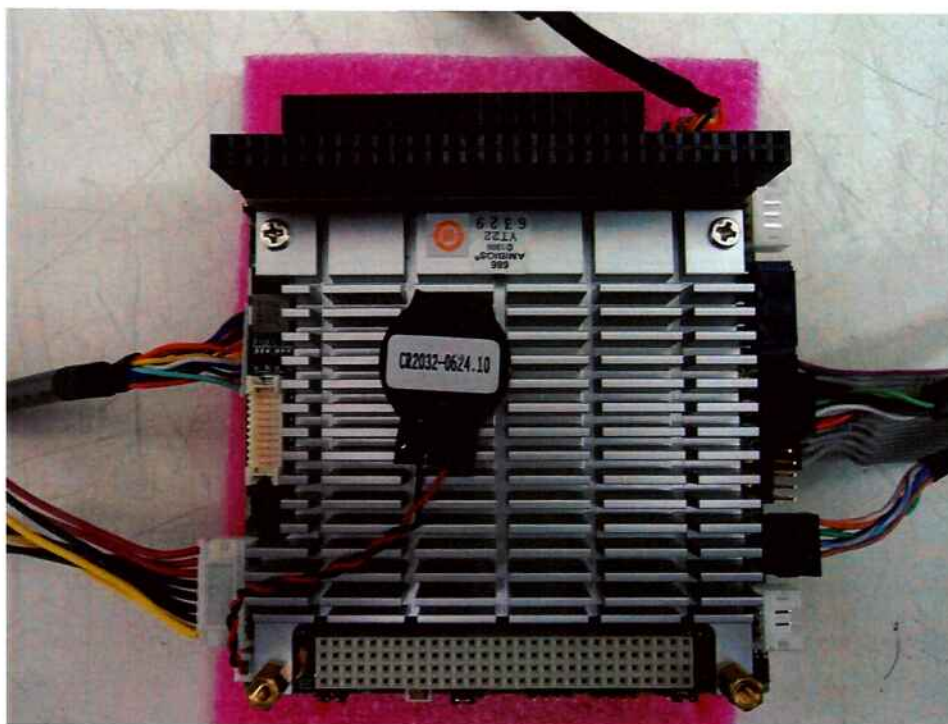


Figura 37 - Foto da placa do computador PC/104 – Advantech PCM-3362



Figura 38 - Foto da placa de aquisição DIAMOND-MM-16-AT

O computador PC/104 será utilizado como controlador e sua programação será feita via Matlab (ferramenta Simulink).

Precisa-se registrar a posição e a força de interação com o braço humano. Além disso, precisa-se de uma fonte de alimentação estável. Para medir a posição (o ângulo da articulação) foi escolhido um potenciômetro de precisão. Para medir as forças de interação um conjunto com strain gauges.

Como o objetivo de implementar o controlador em um exoesqueleto real atualmente em desenvolvimento no Laboratório de Biomecatrônica precisamos projetar e fabricar uma serie de circuitos eletrônicos.

3.1 Regulador de tensão para alimentação do PC/104

O PC/104 necessita de uma fonte de alimentação de 5V capaz de fornecer uma corrente de 3A. Como a bateria utilizada fornece 22,2V foi necessário projetar um regulador de tensão para alimentar o PC/104. A figura 39 representa o circuito desse regulador.

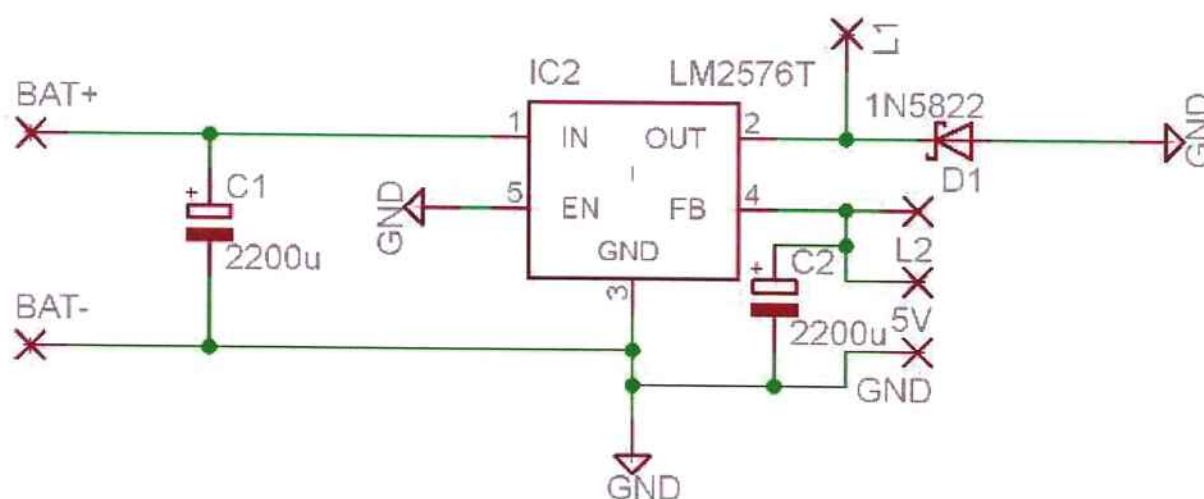


Figura 39 – Esquemático do regulador de tensão

O circuito integrado LM2576T-5 fornece uma tensão regulada de 5V e até 3A de corrente de saída. Entre os pinos L1 e L2 foi colocado um indutor de 100 μ H.

As figura 40, 41 e 42 mostram o layout da placa de circuito (PCI) impresso e as fotos da PCI confeccionada.

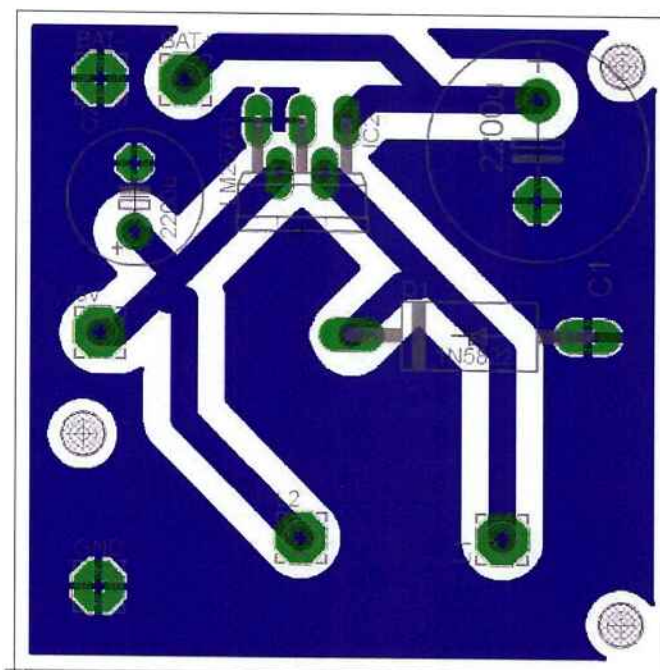


Figura 40 – Layout da PCI do regulador do PC/104

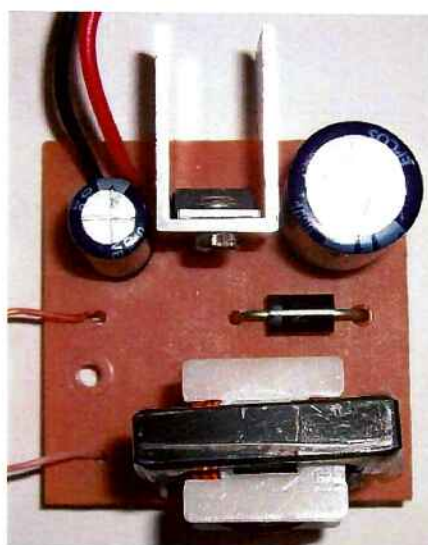


Figura 41 – Foto da parte superior do regulador

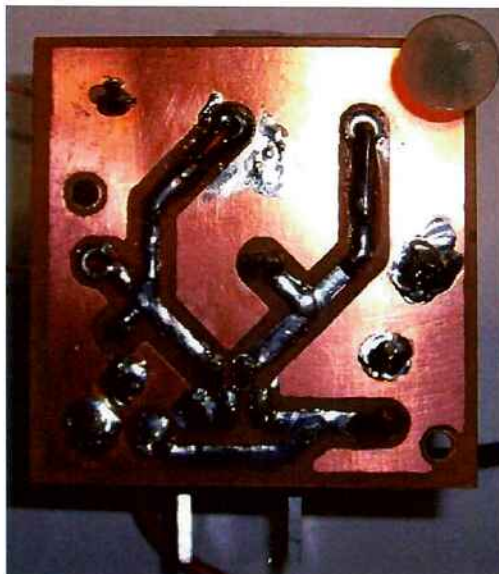


Figura 42 – Foto da parte inferior do regulador

3.2 Regulador de tensão para o driver do motor

O driver do motor opera com tensão de 12V e até 8A de corrente. Para obter essa tensão a partir da bateria foi projetado o circuito representado na figura 43.

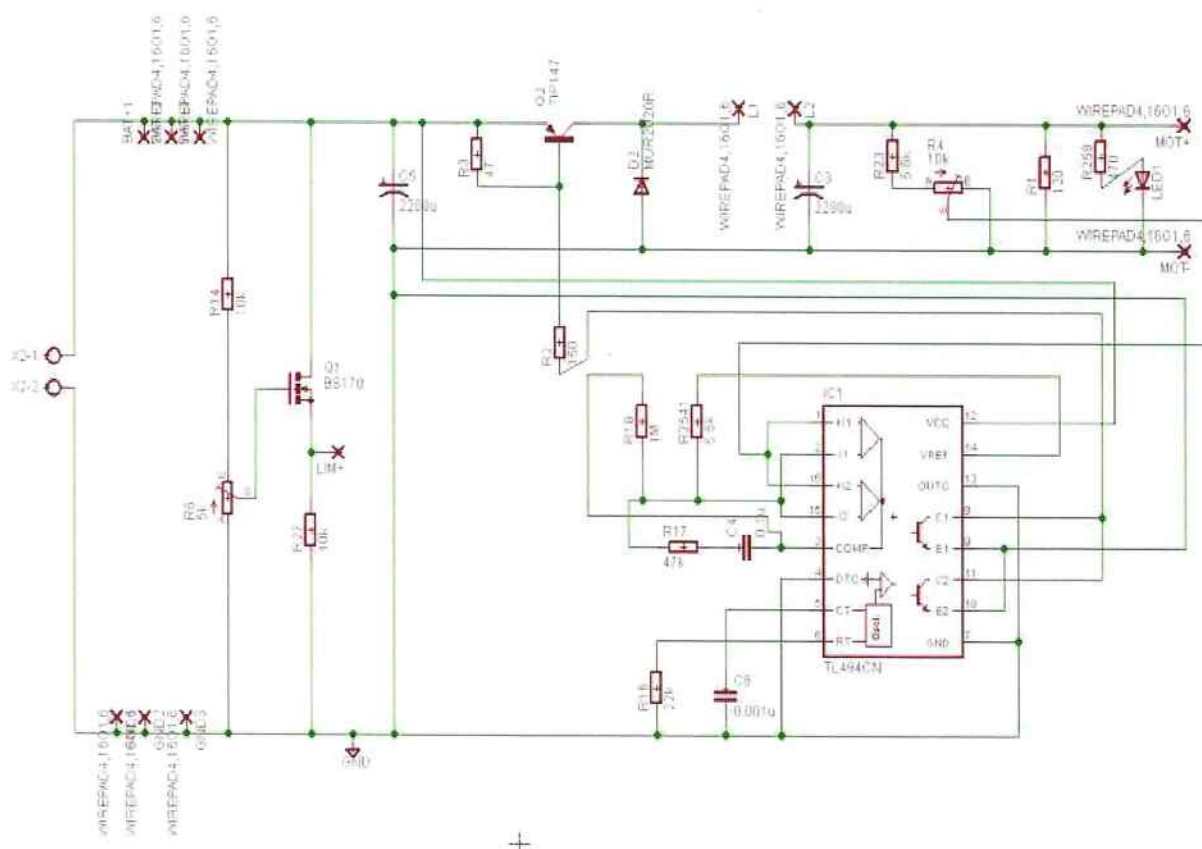


Figura 43 – Esquemático do regulador para o driver do motor

Como o driver necessita de um fornecimento de corrente de até 8A, não foi possível encontrar um circuito integrado que executasse essa função. Por isso foi usada a técnica de fonte chaveada [10]. O circuito integrado TL494CN monitora periodicamente a saída, comparando-a com a tensão de referência, e controlando a condução do transistor de potência TIP147 de modo a manter a tensão de saída constante. Entre os períodos de condução do transistor, a energia armazenada no capacitor e no indutor de saída é usada para alimentar a carga. Durante a condução esses elementos voltam a armazenar energia para o próximo ciclo. Esses elementos foram dimensionados de forma a fazer com que a ondulação da tensão de saída fique dentro do limite imposto pelo fabricante do driver. A figura 44 mostra o layout da PCB onde o regulador do driver foi implementado.

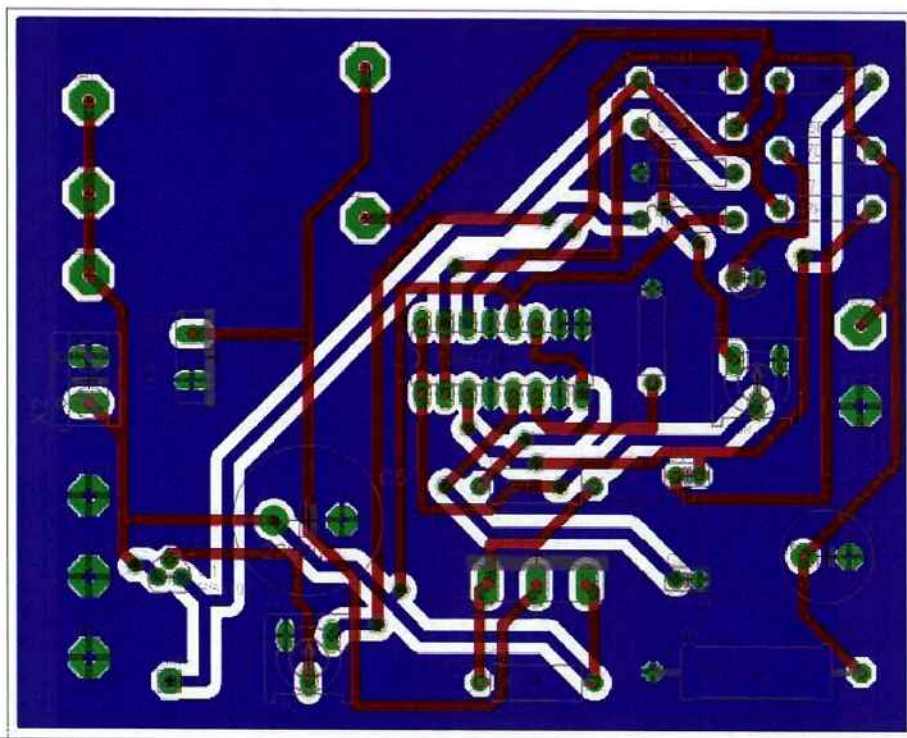


Figura 44 – Layout da PCI do regulador do driver

Note foi necessário usar trilhas em ambas as faces da placa. As figuras 45 e 46 mostram fotos da placa confeccionada.

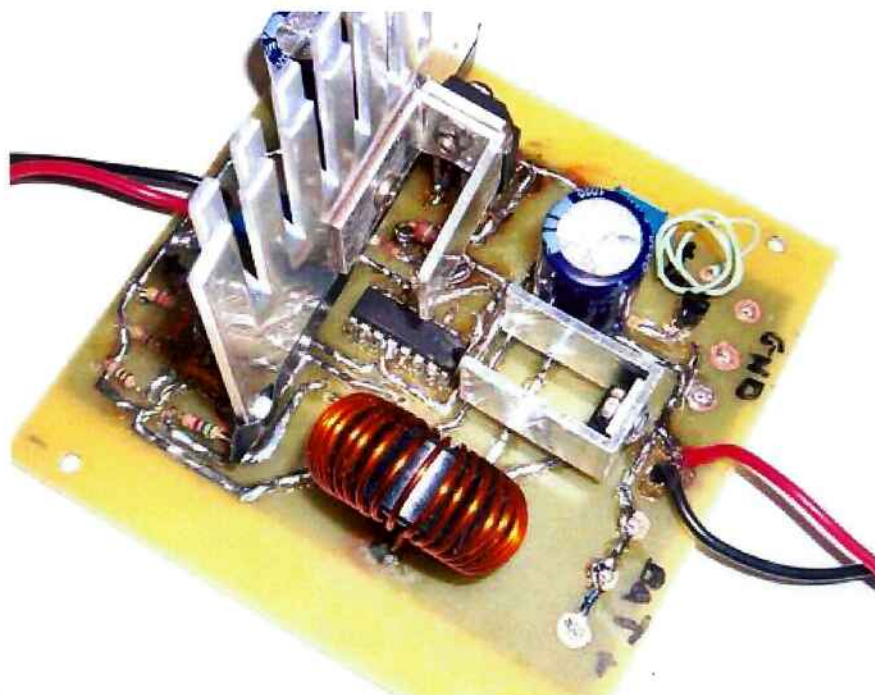


Figura 45 – Foto da parte superior da PCI do regulador do driver

Note a adição do grande dissipador para garantir a refrigeração do transistor de potência.

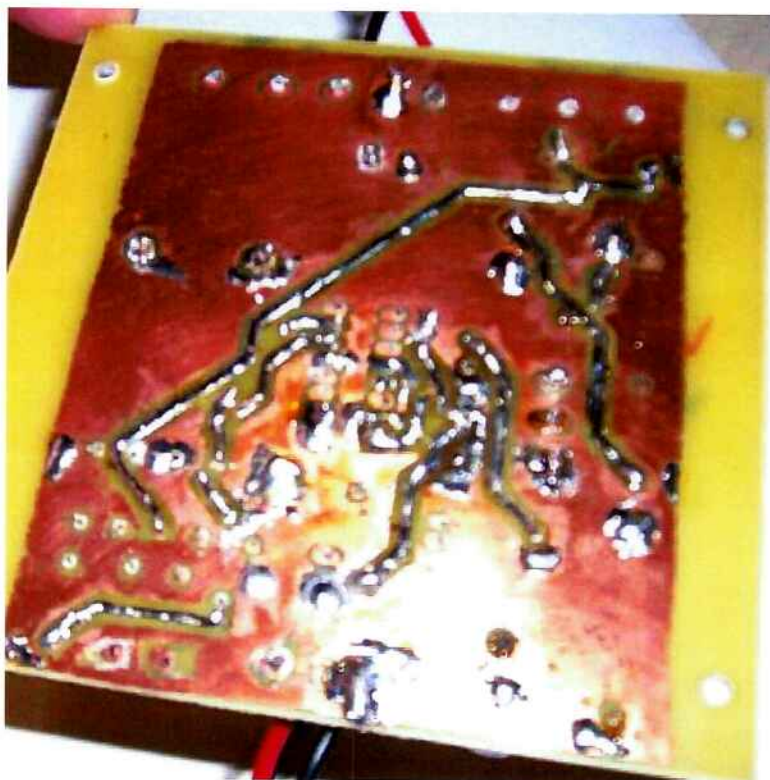


Figura 46 – Parte inferior da PCI do regulador do driver

O conjunto dos reguladores do PC/104 e do driver foi colocado em uma caixa refrigerada por um ventilador, conforme mostra a figura 47.

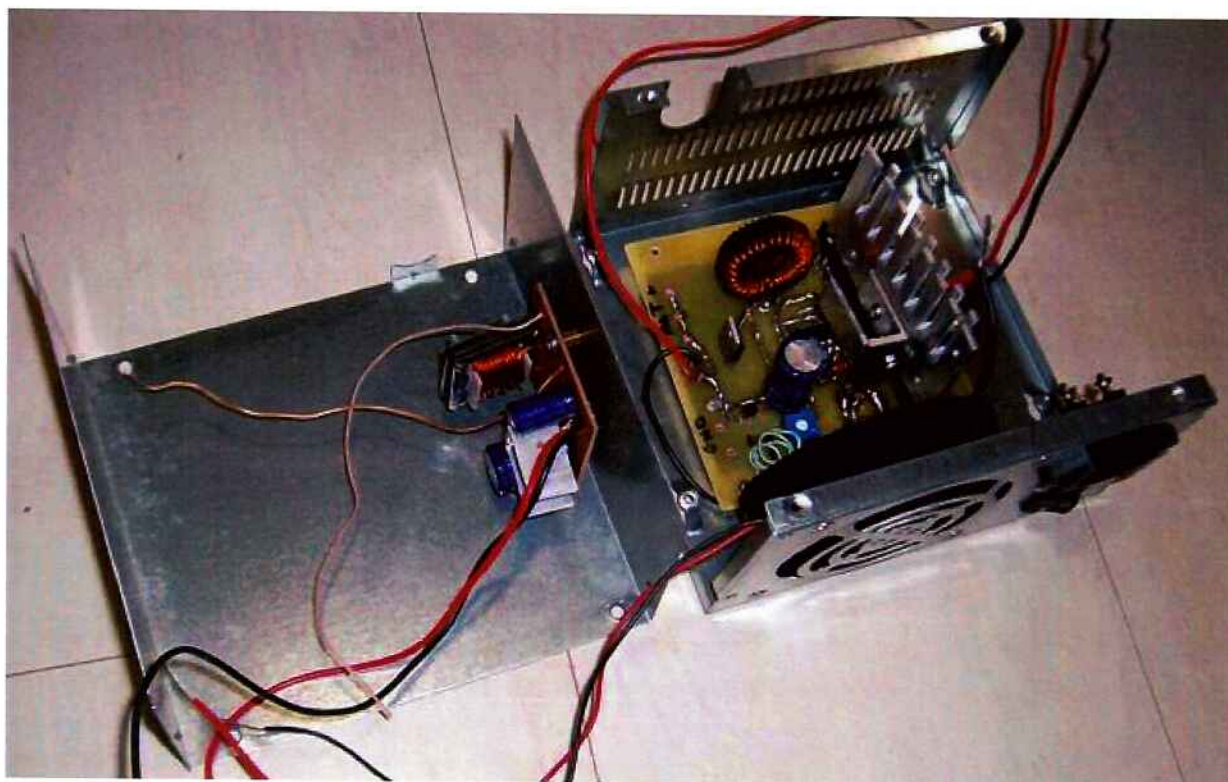


Figura 47 – Conjunto de reguladores acondicionados em uma caixa ventilada

3.3 Condicionador do sinal do potenciômetro

Para se efetuar a isolação do sinal proveniente do potenciômetro (usada para detecção da posição angular da junta do cotovelo do exoesqueleto) foi projetado o seguinte circuito.

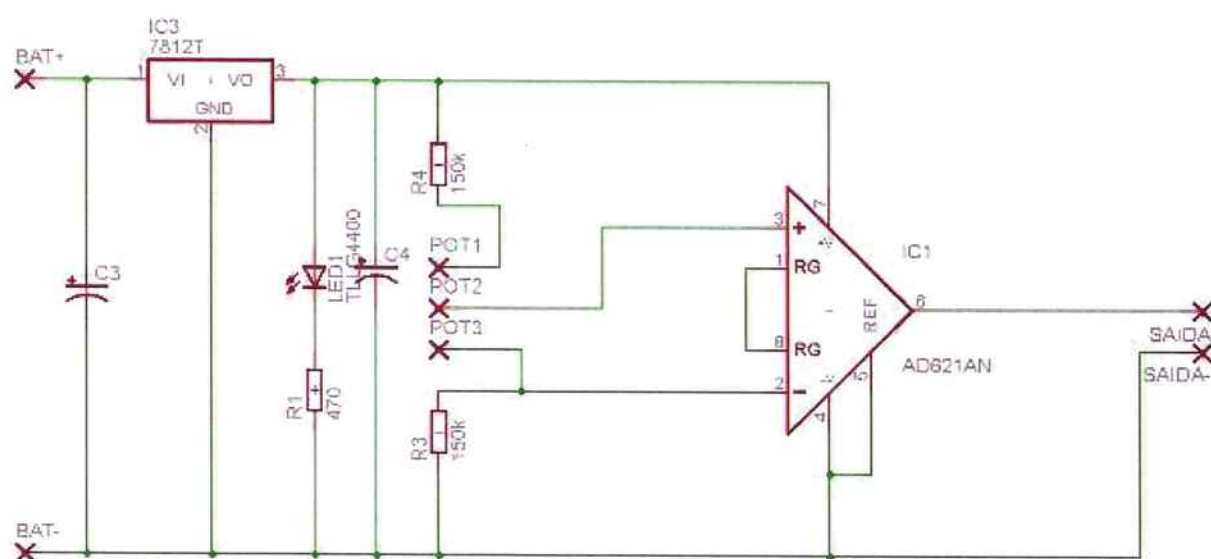


Figura 48 – Esquemático do condicionador do sinal do potenciômetro

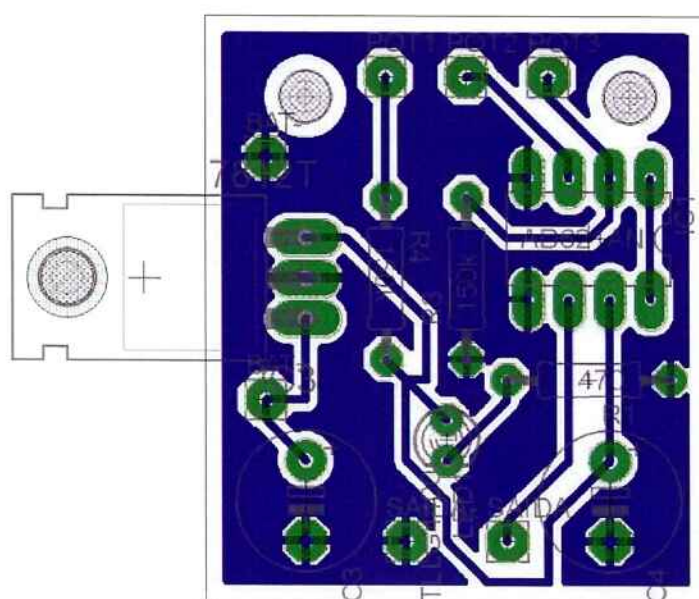


Figura 49 – Layout da PCI

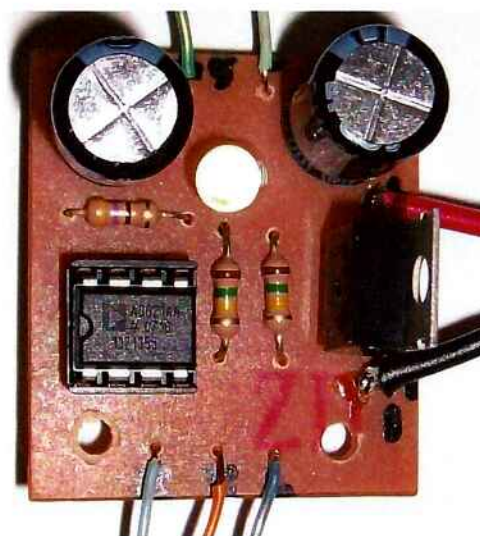


Figura 50 – Foto da parte superior do condicionador do potenciômetro

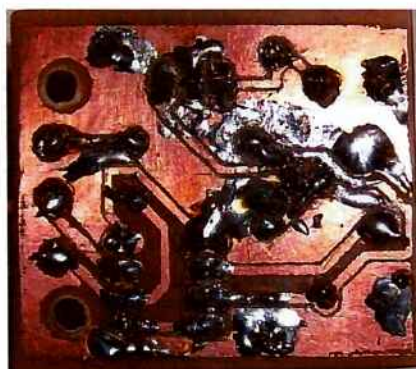


Figura 51 – Foto da parte inferior do condicionador do potenciômetro

3.4 Condicionamento do sinal do conjunto strain gauges

O sinal proveniente dos strain gauges deve ser amplificado e filtrado para que possa ser interpretado pela placa de aquisição do PC/104 com o mínimo de erro. Para isso foi projetado o circuito representado no esquemático da figura 52.

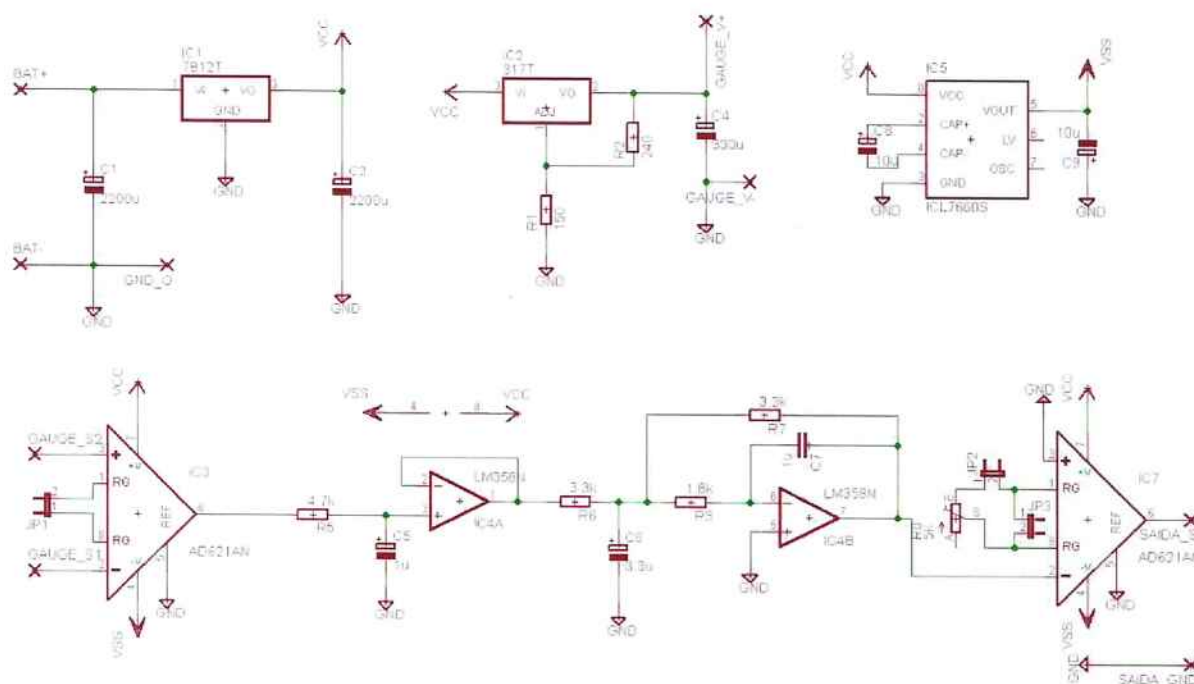


Figura 52 – Esquemático do condicionador dos strain gauges

Este circuito tem a função de alimentar o conjunto de strain gauges, amplificar seu sinal e realizar uma filtragem do tipo “passa-baixas” para remover interferências do sinal. Como a variação do strain gauges é da ordem de 0,1mV, ampliou-se este sinal 50000 vezes, e para eliminar o ruído da rede elétrica, o filtro passa-baixa foi configurado para ter uma frequência de corte de 27 Hz, devido aos 60 Hz da rede e seus múltiplos.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com base nas restrições físicas impostas pelos componentes do exoesqueleto, foi concebido o quarto modelo de controle, e assim realizou-se os testes para sensibilidade ao erro de estimativa, cujos resultados são analisados e discutidos nesta seção

4.1 Estimação dos parâmetros

Foram realizados os testes de sensibilidade para o quarto modelo do controlador, temos, nas mesmas condições paramétricas dos testes aplicados no segundo modelo. Além de verificar a robustez do sistema, aplicou-se um torque externo de 40 Nm para a análise da resposta do sistema para perturbações.

Assim, foram obtidos os gráficos do torque do atuador e da perturbação (Figuras (34), (37) e (40)), os gráficos de velocidade (Figuras (35), (38) e (41)), e o de posição do sistemas (Figuras (35), (39) e (42)).

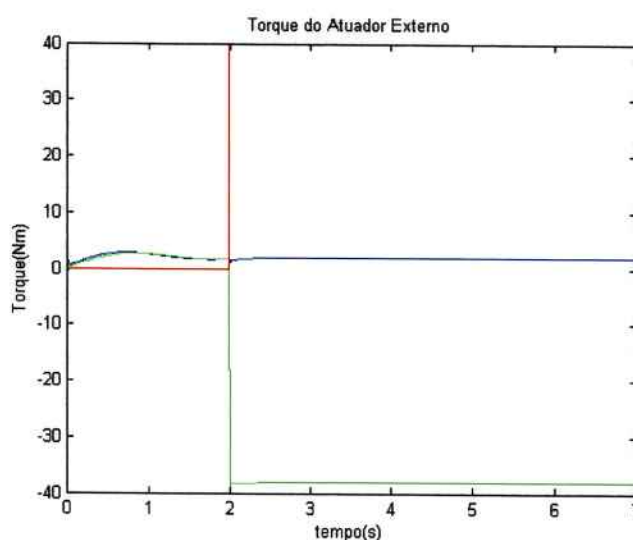


Figura 53 – Torque do atuador, para variações positivas de 10~30% de J_x (azul) e variações negativas de 10~30% de J_x (verde), e Torque de Perturbação (vermelho)

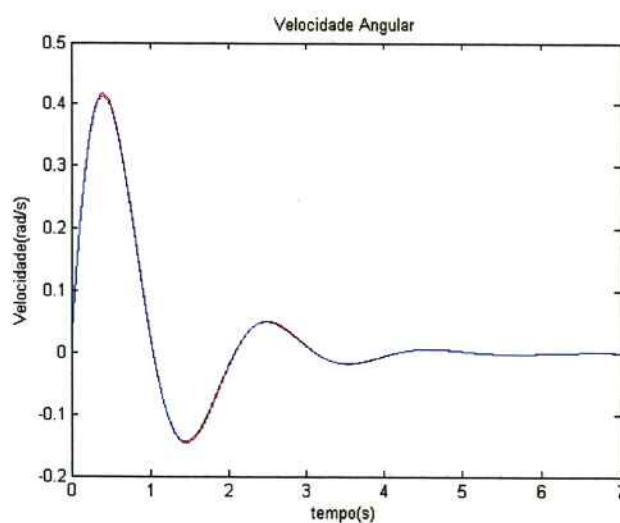


Figura 54 – Velocidade do braço, para variações positivas de 10~30% de J_x (azul) e variações negativas de 10~30% de J_x (verde) , e resposta desejada (vermelho)

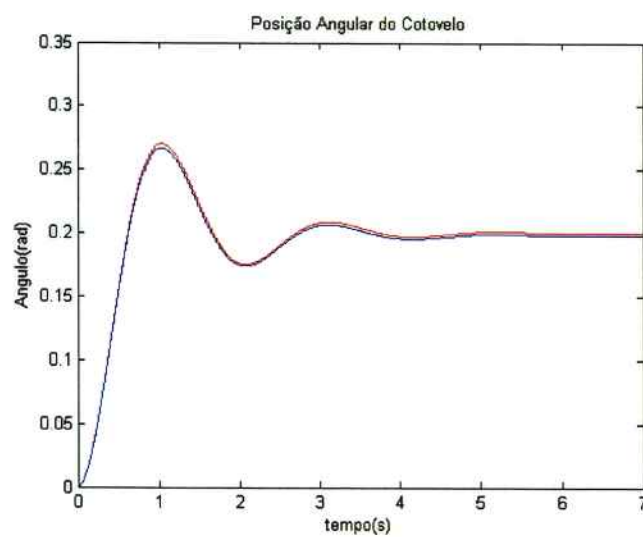


Figura 55 – Posição do braço, para variações positivas de 10~30% de J_x (azul) e variações negativas de 10~30% de J_x (verde) , e resposta desejada (vermelho)

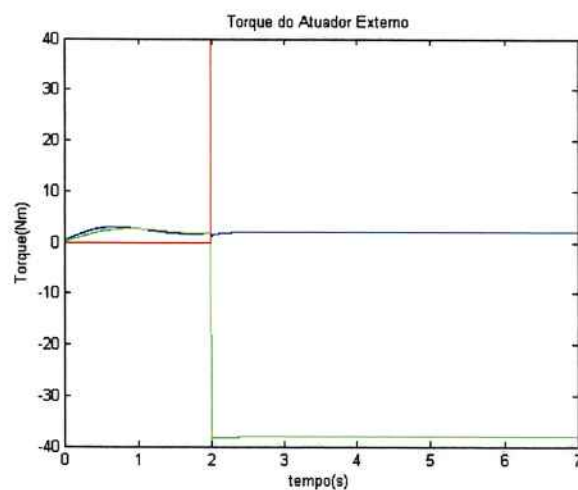


Figura 56 – Torque do atuador, para variações positivas de 10~30% de C_x (azul) e variações negativas de 10~30% de C_x (verde)

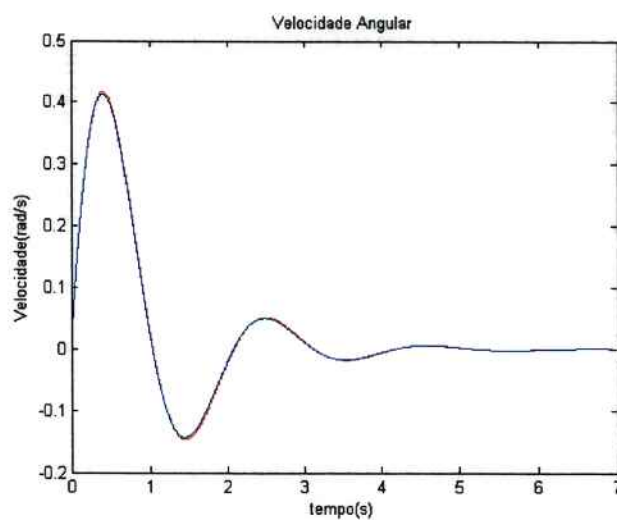


Figura 57 – Velocidade do braço, para variações positivas de 10~30% de C_x (azul) e variações negativas de 10~30% de C_x (verde), e resposta desejada (vermelho)

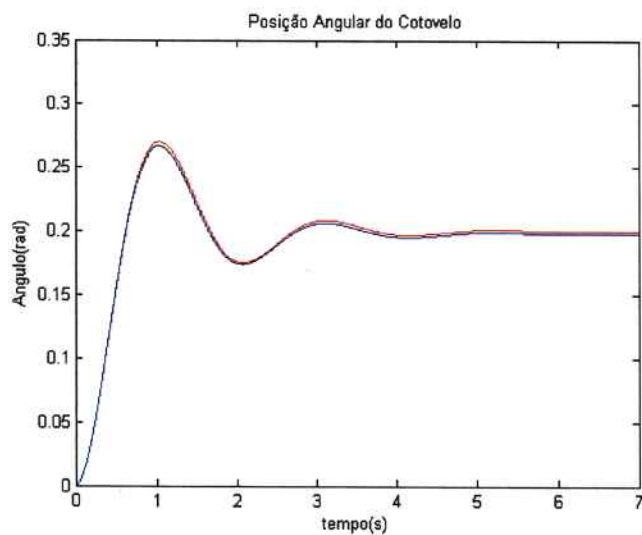


Figura 58 – Posição do braço, para variações positivas de 10~30% de C_x (azul) e variações negativas de 10~30% de C_x (verde) , e resposta desejada (vermelho)

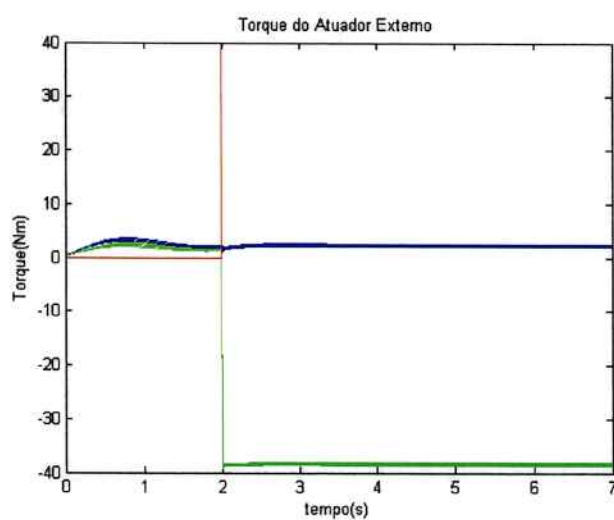


Figura 59 – Torque do atuador, para variações positivas de 10~30% de K_{1x} (azul) e variações negativas de 10~30% de K_{1x} (verde)

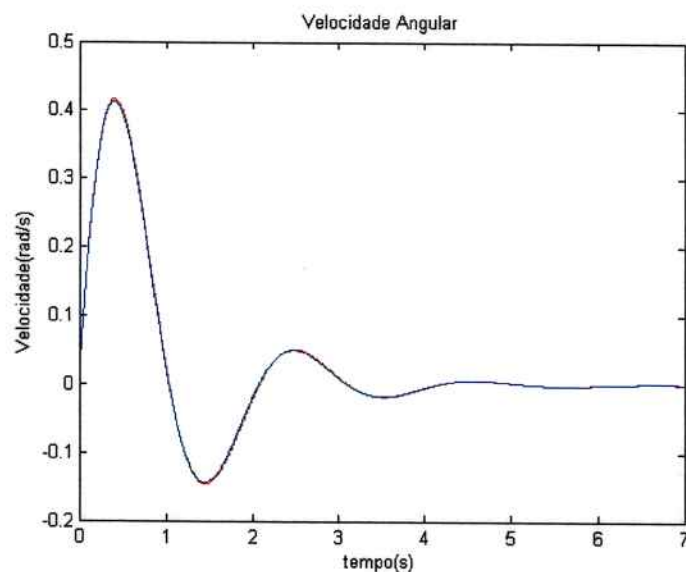


Figura 60 – Velocidade do braço, para variações positivas de 10~30% de K_{1x} (azul) e variações negativas de 10~30% de K_{1x} (verde) , e resposta desejada (vermelho)

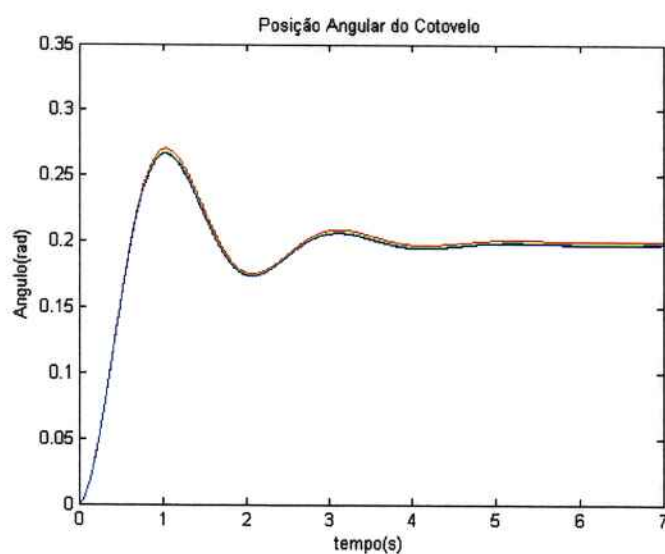


Figura 61 – Posição do braço, para variações positivas de 10~30% de K_{1x} (azul) e variações negativas de 10~30% de K_{1x} (verde) , e resposta desejada (vermelho)

Pelos resultados, observa-se que mesmo com erro de estimativas, o comportamento do sistema atuado com o controlador de impedâncias segue a resposta desejada, com um erro de resposta relativamente baixo.

Pode-se perceber também que o comportamento para erros positivos das estimativas diferem da resposta dos erros negativos. A arquitetura e o programa que executam os comandos e valores das variáveis foram revistos, e não se detectou a possível causa dessa disparidade. Com isso, é necessário analisar essa diferença comportamental, pois a resposta do torque para variações positivas é desejada devido por não apresentar variação brusca, o que corresponderia a altas correntes no motor.

Os valores adotados para a impedância desejada foram aqueles que causariam uma resposta subamortecida do sistema. Com isso, pode-se analisar possíveis atraso/avanço na fase do sistema, como observado nos testes do segundo modelo. Em geral, a resposta desejada será amortecida ou superamortecida para garantir a estabilidade dos movimentos.

Vale ressaltar que houve uma diferença entre os requisitos iniciais propostos em Projeto de Formatura 1 e os propostos para Projeto de Formatura 2, pois no 1º semestre adotaram-se muitos requisitos iniciais dentre os quais haviam aqueles fora do escopo de Engenharia Elétrica, como requisitos mecânico (massa total do sistema), e outros que dependiam de restrições dos componentes (velocidade angular, carga máxima). Assim, restringiram-se os requisitos do projeto para atender ao real escopo deste trabalho.

5 CONCLUSÃO

Pelos modelos, a resposta do sistema controlado é próxima da resposta desejada, com um erro baixo em relação aos valores de posição. Isso comprova que o controlador modifica o comportamento do sistema, controlando assim a impedância do manipulador, além de demonstrar que é robusto em relação à mudança de usuários e também de erros de parametrização. Assim, o cotovelo apresenta uma dinâmica aparente definida pelo controlador.

Alguns dos objetivos implícitos nesse projeto foram a concepção conjunta do sistema completo, com a integração das partes desenvolvidas por grupos diferentes, e a aprendizagem de aspectos de fabricação dos elementos mecânicos, como por exemplo os extensômetros que dependiam das dimensões e da posição a serem colocados na peça.

A proposta inicial de analisar, estudar, desenvolver uma arquitetura de controle e provar sua aplicabilidade foi atingida, porém vale ressaltar que um refinamento e uma aplicação prática do assunto é necessário, pois nas considerações deste trabalho, considerou-se o sistema linear pelas simplificações adotadas, como atuação em um único eixo, desprezando forças de Coriolis e da gravidade, além do próprio comportamento não linear do braço humano e do projeto mecânico desenvolvido.

Esses estudos e trabalhos serão realizados a posteriori, como assuntos a serem atingidos na pós-graduação e/ou por outros membros do Laboratório de Biomecatrônica.

REFERÊNCIAS

- [1] RAPPOPORT, A. S.; ***The Folklore of the Jews***. London: Soncino Press, 1937. pp. 195-203

- [2] COOK, A., HUSSEY, S.; ***Assistive Technologies: Principles and Practice*** (2nd ed.). Mosby. ISBN 0-323-00643-4.

- [3] YASUTOMI, A. Y.; MIRANDA, A. B. W.; ***Exoesqueleto Robótico de Membro Superior para Estudo de Controle Motor Humano***. Monografia para obtenção do diploma de Engenheiro Mecatrônico. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2011.

- [4] ZOISS, A.; KAZEROONI, H.; CHU, A.; ***On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)***. Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on, 2-6 Aug. 2005, pp. 3465-3472.

- [5] PERRY, J.C.; ROSEN, J.; BURNS, S.; ***Upper-Limb Powered Exoskeleton Design***. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. Vol. 12, nº 4, August 2007, pp.408-417.

- [6] GOPURA, R.A.R.C.; KIGUCHI, K.; LI, Y.; ***SUEFUL-7: A 7DOF Upper-Limb Exoskeleton Robot with Muscle-Model-Oriented EMG-Based Control***. Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on, 10-15 Oct. 2009, pp. 1126 – 1131

- [7] SANKAI, Y.; ***Leading Edge of Cybernics: Robor Suit HAL***. SICE-ICASE, 2006. International Joint Conference, Oct. 2006, pp. P-1 - P-2

- [8] VERTECHY, R.; *et al*; ***Development of a new exoskeleton for upper limb rehabilitation***. Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on, pp. 188-193, 23-26 June 2009

- [9] RAHMAN, M.H. *et al*; ***Development and Control of a Wearable Robot for Rehabilitation of Elbow and Shoulder Joint Movements***. IECON 2010 - 36th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society, pp. 1506-1511, 2010.

[10] HOGAN, N.; ***Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part I – Theory, Part II – Implementation, Part III – Applications.*** Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, pp. 1-24, 1985

[11] Hogan, N.; ***Stable execution of contact tasks using impedance control.*** Robotics and Automation. Proceedings. 1987 IEEE International Conference on, Mar 1987, 1047 – 1054 p.

[12] RUIZ, A.F.; FORNER-CORDERO, A.; ROCON, E.; PONS, J.L.; ***Exoskeletons for Rehabilitation and Motor Control***, 2006. BioRob 2006. Proceedings of the First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics: 2006, Page(s): 601 – 606

[13] PRESSMAN, A.; BILLINGS, K.; MOREY, T.; ***Switching Power Supply Design***, 3rd Ed ISBN-10: 0071482725 | ISBN-13: 978-0071482721 | Publication Date: March 26, 2009 | Edition: 3

REFERÊNCIAS COMPLEMENTARES

"The Future of Exoskeletons: Lighter Loads, Limbs and More" by Larry Greenemeier, Scientific American, September 21, 2007

"Real-Life Iron Man: A Robotic Suit That Magnifies Human Strength", April 30, 2008, by Larry Greenemeier, Scientific American, April 30, 2008

"Trouble walking? Try Honda's new exoskeleton legs", November 10, 2008 by Larry Greenemeier, Scientific American. November 10, 2008

FLASH, T.; HOGAN, N. (1985) ***The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model***. *The Journal of Neuroscience* Vol. 5, No 7. pp. 1688-1703 July 1985

HOGAN, N.; STERNAD, D. (2009) ***Sensitivity of Smoothness Measures to Movement Duration, Amplitude, and Arrests***. *Journal of Motor Behavior*, Vol. 41, No. 6, 2009

ROHRER, B. et al.(2002); ***Movement Smoothness Changes during Stroke Recovery***. *The Journal of Neuroscience*, September 15, 2002, 22(18):8297–8304

<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/ibd2009/matriz.htm> (acessado em março de 2011).

"Why PC/104? The Need for an Embedded-PC Standard". <http://www.pc104.org/technology/index.html> Acessado em 20/05/11.

Copiadora Universitaria

De: Copiadora Charlie [copiadora.charlie@terra.com.br]
Enviado em: terça-feira, 13 de dezembro de 2011 16:30
Para: copyuni@uol.com.br
Assunto: PARA ARY - FOLHAS PARA SEREM TROCADAS NO TCC (WALTER)
Anexos: FOLHA PARA SEREM TROCADAS NA MONOGRAFIA Walter Luiz daCunha.docx;
FOLHA PARA SEREM TROCADAS NA MONOGRAFIA Walter Luiz daCunha.pdf

Ary conforme combinamos segue em anexo as folhas p/ imprimir e trocar no tcc, por favor

Subject: [Norton AntiSpam]FOLHAS PARA SEREM TROCADAS NO TCC

Boa tarde Murilo!

Como conversamos , segue as fls. para serem trocadas.
Lembrando que vai precisar da ESPIRAL amanhã envio o arquivo em PDF.
Desculpe o transtorno e obrigado.

Walter