

**IGOR FURLAN ABDUCH
JOÃO PEDRO PROSPERO RUIVO**

**CONTROLE DE IMPEDÂNCIAS PARA EXOESQUELETO
ROBÓTICO DE MEMBRO SUPERIOR PARA ESTUDO DE
CONTROLE MOTOR HUMANO**

Monografia apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Bacharel em Engenharia Me-
catrônica.

São Paulo
2012

**IGOR FURLAN ABDUCH
JOÃO PEDRO PROSPERO RUIVO**

**CONTROLE DE IMPEDÂNCIAS PARA EXOESQUELETO
ROBÓTICO DE MEMBRO SUPERIOR PARA ESTUDO DE
CONTROLE MOTOR HUMANO**

Monografia apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Bacharel em Engenharia Me-
catrônica.

Área de Concentração:
Engenharia Mecatrônica

Orientador:
Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero

São Paulo
2012

FICHA CATALOGRÁFICA

Abduch, Igor Furlan

Controle de impedância para exoesqueleto robótico de membro superior para estudo de controle motor humano / I.F.

Abduch, J.P.P. Ruivo. -- São Paulo, 2012.

84 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.

1.Robótica 2.Controle motor 3.Membros superiores I.Ruivo, João Pedro Prospero II.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos III.t.

às nossas famílias, em especial aos nossos pais e irmãos.

Agradecimentos

Agradecemos às nossas famílias, nossa eterna fonte de energia e acalento, por todo o apoio durante todos os dias de nossas vidas.

Agradecemos às nossas companheiras, Renata Isaac e Natasha Tanoue, pela paciência durante nossos dias difíceis.

Agradecemos ao nosso colega Andrey Bugarin por nos ajudar, ensinar e acalmar durante todo nosso caminho.

Agradecemos ao nosso colega Luis Rossi por toda a paciência e ajuda ao longo deste ano.

Agradecemos ao Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero pela oportunidade de nos envolvermos em um projeto diferenciado e inspirador.

“Nossa maior fraqueza está em desistir. O
caminho mais certo para vencer é tentar
mais uma vez.”
(Thomas Edison)

“Sucesso é ir de fracasso em fracasso sem
perder o entusiasmo.”
(Winston Churchill)

RESUMO

Esta monografia trata de um projeto mecatrônico, no qual estão envolvidos projetos mecânicos, eletrônicos e de controle.

O objetivo deste trabalho é desenvolver todos os sistemas necessários para controlar um exoesqueleto de membro superior com um grau de liberdade atuado. Importantes aspectos mecânicos, eletrônicos, de instrumentação e de controle serão abordados ao longo do projeto. Do ponto de vista mecânico, é importante se projetar uma articulação semelhante ao cotovelo humano, ou seja, um grau de liberdade rotativo. Também é de grande relevância o desenvolvimento de uma fixação mecânica capaz de unir os dois sistemas – corpo humano e exoesqueleto – sem prejudicar o funcionamento de nenhum deles. Para a parte eletrônica e de instrumentação, será necessário medir as forças de interação e a posição angular do mecanismo e desenvolver os circuitos para tratamento e amplificação de sinais. Serão utilizados sensores do tipo *strain-gage* para medição da força e sensores do tipo potenciômetro linear rotativo para medição de posição angular. É importante que o mecanismo esteja instrumentado com estes dois tipos de sensores para seja possível controlar o exoesqueleto através da estratégia de controle de impedâncias. Em relação ao controle, será utilizada a teoria de controle de impedâncias e lógicas de funcionamento envolvendo inércia, amortecimento viscoso e rigidez elástica serão implementadas. De acordo com o estudo a ser desenvolvido, o controlador será responsável por auxiliar o movimento do usuário ou perturbá-lo. O estudo do modelo de controle será feito através de testes envolvendo perturbações no sistema e os dados obtidos apresentarão a força de interação, a posição do mecanismo e sinais de EMG. O objetivo final deste projeto é desenvolver uma ferramenta elaborada que viabilize o estudo do controle motor humano.

Palavras-chave: *exoesqueleto, membro superior, instrumentação, controle de impedâncias, eletromiografia, EMG.*

Sumário

Lista de figuras	4
Lista de tabelas	5
1 Introdução	6
1.1 Motivação	6
1.2 Proposta	7
2 Revisão	9
2.1 Estado da arte	9
2.1.1 CADEN-7	10
2.1.2 ARMin II	10
2.1.3 HAL5	11
2.1.4 T52 Enryu Rescue	11
2.1.5 Raytheon's Sarcos XOS 2	13
2.1.6 Power Assist Suit	13
2.2 Revisão bibliográfica	14
2.2.1 Exoesqueletos	14
2.2.2 Sensoriamento	16
2.2.3 Controle de Impedância	17
3 Plataforma disponível	23
3.1 Estrutura mecânica	23
3.2 Lógica de Funcionamento do Robô	25
3.3 Alterações necessárias	26
3.4 Hardware	26
3.4.1 Processador e Placa de Aquisição de Dados	26
3.4.2 Driver	27

3.4.3	Motor Elétrico	28
4	Metodologia	29
4.1	Instrumentação	29
4.1.1	Nova instrumentação do sensor de força	32
4.1.1.1	Solução A	33
4.1.1.2	Solução B	37
4.1.1.3	Solução C	40
4.1.1.4	Considerações e Escolha das Soluções	41
4.1.2	Novos circuitos eletrônicos	43
4.1.2.1	Eletrônica de condicionamento de sinais	43
4.1.2.2	Eletrônica de amplificação do sinal de controle de velocidade	46
4.2	Correções mecânicas da plataforma original	47
4.2.1	Redução da folga mecânica da articulação	47
4.3	Controladores	50
4.3.1	Controle Seguidor	50
4.3.2	Controle de perturbação do movimento	52
4.3.3	Controle para Estudo do Movimento Humano	54
5	Resultados	56
5.1	Testes de calibração e validação	56
5.1.1	Sensor de força	56
5.1.2	Sensor de posição	60
5.2	Experimentos	63
5.2.1	Testes iniciais com o exoesqueleto	64
5.2.1.1	Exoesqueleto com controle seguidor	64
5.2.1.2	Exoesqueleto com controle para perturbação do movimento	67
5.2.2	Testes com sinais EMG	72
5.2.2.1	Testes com o equipamento de eletromiografia	72
5.2.3	Testes com o exoesqueleto e com o equipamento de eletromiografia .	77
6	Conclusão	80
6.1	Sugestões para trabalhos futuros	80
	Referências bibliográficas	82

Anexo A84

Lista de figuras

2.1	CADEN-7	10
2.2	ARMin II	11
2.3	HAL 5	12
2.4	T52 Enryu Rescue	12
2.5	Raytheon's Sarcos XOS 2	13
2.6	Power Assist Suit	14
2.7	Controlador de impedância baseado em posição	20
2.8	Controlador de impedância baseado em força	21
3.1	Estrutura mecânica do exoesqueleto	24
3.2	Antebraço robótico com extensômetros em ponte completa.	24
3.3	Potenciômetro linear acoplado à junta do cotovelo do exoesqueleto.	25
3.4	Lógica de operação do exoesqueleto.	25
3.5	Esquema da placa de aquisição de dados	27
3.6	Detalhe das características mecânicas do motor	28
4.1	Resposta do sensor de posição para uma rotação de 1080 graus.	30
4.2	Resposta do sensor de força original a uma excitação de 1,4kg.	30
4.3	Resposta do sensor de força original a uma excitação de 3,3kg.	31
4.4	Resposta do sensor de força original a uma excitação de 6,5kg.	31

4.5	Dimensões dos alívios sobre o antebraço robótico	33
4.6	Solução A	33
4.7	Distribuição da tensão de flexão – Solução A	34
4.8	Distribuição da tensão de cisalhamento – Solução A	34
4.9	Ponte de Wheatstone completa	35
4.10	Tensão de saída teórica de um extensômetro na Solução A	36
4.11	Solução B	37
4.12	Distribuição da tensão de flexão na superfície do antebraço - Solução B. . .	38
4.13	Distribuição da tensão de cisalhamento na seção mais requisitada do ante- braço - Solução B.	39
4.14	Tensão de saída teórica de um extensômetro na Solução B.	39
4.15	Solução C	40
4.16	Célula de carga não comercial.	41
4.17	Solução A finalizada.	42
4.18	Solução C finalizada.	42
4.19	Projeto elétrico da placa de condicionamento de sinais.	43
4.20	Curva de ganho teórica do filtro de primeira ordem.	45
4.21	Placas de condicionamento de sinais	45
4.22	Placa de circuito impresso para tratamento de sinais.	46
4.23	Circuito amplificado não inversor.	46
4.24	Circuito de amplificação do sinal de controle de velocidade.	47
4.25	Detalhe das juntas esféricas presentes na haste do mecanismo.	48
4.26	Antigo cotovelo mecânico.	48
4.27	Projeto da articulação	49
4.28	Novo cotovelo mecânico fabricado.	49

4.29	Lógica de funcionamento do controle seguidor.	50
4.30	Malha de controle seguidor desenvolvida em Simulink.	51
4.31	Lógica de funcionamento do controle perturbador de movimento.	52
4.32	Malha de controle perturbador de movimento desenvolvido em Simulink. . .	53
4.33	Lógica do controle para estudo do movimento.	54
4.34	Malha de controle para estudo do movimento humano desenvolvido em Simulink.	55
5.1	Resposta do sensor de força à carga de 1,4kg	57
5.2	Resposta do sensor de força à carga de 3,3kg	57
5.3	Resposta do sensor de força à carga de 6,5kg	58
5.4	Extremos de operação do sensor de força instrumentado na célula de carga. .	59
5.5	Histórico de tensão de interação com controle seguidor – Solução A.	60
5.6	Histórico de tensão de interação com controle seguidor – Solução C.	60
5.7	Posições angulares	61
5.8	Velocidades angulares	61
5.9	Acelerações angulares	62
5.10	Resposta do exoesqueleto para sinal de entrada de 5V.	62
5.11	Resposta do exoesqueleto para sinal de entrada de 10V.	63
5.12	Fotografia tirada durante a realização do teste inicial.	64
5.13	Histórico de posição angular durante o experimento 1A.	65
5.14	Histórico de velocidade angular durante o experimento 1A.	65
5.15	Histórico de força de interação durante o experimento 1A.	65
5.16	Histórico de posição angular durante o experimento 1B.	66
5.17	Histórico de velocidade angular durante o experimento 1B.	66

5.18	Histórico de força de interação durante o experimento 1B.	66
5.19	Posição angular do mecanismo durante o teste 2A.	67
5.20	Velocidade angular do mecanismo durante o teste 2A.	68
5.21	Força de interação durante o teste 2A.	68
5.22	Posição angular do mecanismo durante o teste 2B.	69
5.23	Velocidade angular do mecanismo durante o teste 2B.	69
5.24	Força de interação durante o teste 2B.	70
5.25	Rigidez aparente do exoesqueleto nos experimentos 2A e 2B.	71
5.26	Equipamento para aquisição de sinais eletromiográficos	72
5.27	Sondas para captação e unidade receptora <i>wi-fi</i>	73
5.28	Preparação da pele para recebimento de eletrodos	74
5.29	Grupos musculares	74
5.30	Posicionamento dos sensores eletromiográficos (1)	75
5.31	Posicionamento dos sensores eletromiográficos (2)	75
5.32	Sinais eletromiográficos obtidos para os grupos musculares principais. . . .	76
5.33	Sinais eletromiográficos obtidos para os grupos musculares secundários. . .	76
5.34	Usuário utilizando exoesqueleto e equipado com eletrodos eletromiográficos.	78
5.35	Sinais eletromiográficos obtidos para os grupos musculares principais. . . .	78
5.36	Sinais eletromiográficos obtidos para os grupos musculares secundários. . .	79

Lista de tabelas

5.1	Comparação dos ruídos máximos relativos dos sensores de força.	58
5.2	Comparação dos ruídos relativos dos sensores de força.	58

Capítulo 1

Introdução

Este trabalho tem por objetivo desenvolver um robô capaz de auxiliar e de perturbar os movimentos de flexão e de contração da junta do cotovelo humano para que seja possível estudar os efeitos dessas interferências sobre a movimentação humana.

1.1 Motivação

A principal motivação deste trabalho é didática: busca-se desenvolver um sistema para o estudo da movimentação humana. Contudo, compreender a maneira como interferências externas atuam sobre o sistema motor humano pode fornecer informações importantes para o desenvolvimento tecnológico de robôs que atuam em contato direto com seres humanos, dentre os quais, os exoesqueletos. Por exemplo, um possível fator a se considerar é a relação entre a dinâmica do robô e a estrutura do braço humano, o que é feito em (MIRANDA et al., 2012). O robô Ekso, da Ekso Bionics e o robô eLEGS, da Berkeley Bionics são exemplos de exoesqueletos empregados na área da saúde. Esses robôs têm por finalidade auxiliar na reabilitação de pessoas com dificuldades ou deficiências motoras. De acordo com a *World Health Organization* (WHO), mais de 15% da população mundial apresenta algum tipo de deficiência, isto é, estima-se que mais de um bilhão de pessoas no mundo apresente algum tipo de dificuldade física ou mental. Ainda, segundo essa mesma organização, cerca de 110 a 190 milhões de deficientes encontram sérias dificuldades em suas vidas cotidianas, como o preconceito, a falta de cuidado médico adequado e a escassez de centros de reabilitação com tecnologia adequada. Exoesqueletos deste tipo

não se reservam somente a auxiliar pessoas deficientes, mas também idosos, que têm tido crescimento relativo positivo de sua população em diversas regiões do globo. Estima-se que até 2050, essa represente cerca de 22% da população mundial. O robô Raytheon, da Sarcos, é um exemplo de exoesqueleto militar, utilizado para aumentar a capacidade de carga dos soldados e para amplificar suas competências físicas. Devido ao número maior de sobreviventes que as guerras têm na atualidade, um número maior de vítimas de guerra necessita de equipamentos que lhes permita recuperar os movimentos perdidos, seja esta perda temporária ou permanente (DELLON; MATSUOKA, 2007).

1.2 Proposta

Este trabalho trata da instrumentação de um robô do tipo exoesqueleto de membro superior e do desenvolvimento e implantação de um algoritmo de controle que lhe permita auxiliar ou dificultar a movimentação da junta do cotovelo de seu usuário. Ainda, trata da integração dos sistemas elétrico e mecânico do robô e da validação do sistema final produzido. O projeto aqui retratado dá continuidade a trabalhos prévios desenvolvidos pelo Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, de sorte que será realizado sobre o exoesqueleto de membro superior “EXO-C” desenvolvido em (YASUTOMI; MIRANDA, 2011).

A instrumentação do exoesqueleto será feita por meio de sensores de força e de posição angular. O sensor de força tem a função de captar a força de interação entre exoesqueleto e usuário, permitindo identificar a intenção do usuário em flexionar ou contrair seu cotovelo. Serão empregados sensores do tipo extensômetro, ligados em Ponte de Wheatstone completa, instrumentados sobre o antebraço do exoesqueleto. O sensor de posição angular tem a função de fornecer, a cada instante, a posição angular da junta do cotovelo do exoesqueleto. O sinal proveniente deste sensor será utilizado no controle do robô e garantirá a segurança de seu usuário, coibindo movimentos que excedam a faixa aceitável para um ser humano. Será utilizado um potenciômetro linear acoplado à junta do cotovelo robótico.

É importante ressaltar que no início deste projeto, o exoesqueleto utilizado já se encontrava instrumentado com sensores de força e de posição angular. Contudo, como esta

instrumentação não forneceu resultados satisfatórios, teve de ser refeita. O algoritmo de controle será do tipo controlador de impedância e deverá garantir ao robô a capacidade de auxiliar e de perturbar o movimento de seu usuário conforme programação prévia. Controladores de impedância atuam sobre a impedância aparente do sistema controlado e necessitam de sinais de força e de posição para serem implementados, fato que justifica a escolha dos tipos de sensores citados. O controlador será desenvolvido em linguagem Simulink em um processador do tipo PC-104. Ao fim do projeto, serão realizados testes para validação do sistema desenvolvido e para análise da capacidade do mesmo em desempenhar sua função.

Esta monografia encontra-se organizada da seguinte maneira: o Capítulo 2 apresenta o estado da arte dos exoesqueletos e a revisão bibliográfica realizada sobre os principais tópicos abordados no trabalho; o Capítulo 3 apresenta a plataforma disponível para uso no início do projeto e os *hardwares* utilizados na movimentação do exoesqueleto; o Capítulo 4 apresenta a metodologia obedecida no desenvolvimento do projeto; o Capítulo 5 apresenta os resultados obtidos para os testes de validação e para os testes experimentais e o Capítulo 6 apresenta as conclusões obtidas.

Capítulo 2

Revisão

Neste capítulo é apresentado o estado da arte dos exoesqueletos e é realizada uma revisão bibliográfica sobre os principais assuntos abordados neste trabalho: exoesqueletos e controladores de impedância. Ainda, são feitas considerações sobre as técnicas utilizadas no reconhecimento da intenção humana.

2.1 Estado da arte

Nos últimos anos, a constante busca por qualidade de vida e o desenvolvimento de novas tecnologias permitiram que diversos mecanismo exoesqueléticos fossem criados. Com diferentes finalidades, os exoesqueletos podem ser aplicados na reabilitação, na amplificação da capacidade humana, em estudos neuromotores e em teleoperações. Para suprir as exigências que cada uma das aplicações demanda os exoesqueletos atuais podem utilizar atuadores pneumáticos, elétricos ou hidráulicos.

Tendo como base o mecanismo estudado neste projeto, ou seja, um exoesqueleto para membro superior com um grau de liberdade acionado por motor elétrico, são apresentados a seguir os robôs considerados mais relevantes. Para a seleção desses robôs, considerou-se o quão atuais eles são, o quanto suas finalidades se aproximam daquela do robô tratado neste projeto e quais técnicas utilizam na obtenção da intenção humana.

2.1.1 CADEN-7

É um exoesqueleto para membros superiores, empregado na reabilitação fisioterápica, na amplificação da capacidade humana e que pode ainda ser utilizado como mestre em operações a distância. Por apresentar elevado peso, o mecanismo foi construído em uma base fixa e o torque dos motores é transmitido através de cabos de aço.

Dotado de sete graus de liberdade, sensores de posição e mecanismos de segurança, este exoesqueleto permite ao usuário movimentar os ombros (3 graus de liberdade), os cotovelos (1 grau de liberdade), os antebraços (1 grau de liberdade) e os pulsos (2 graus de liberdade) sem riscos (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007).

A Figura 2.1 a seguir apresenta o exoesqueleto descrito.



Figura 2.1: Exoesqueleto para membro superior com 7 graus de liberdade: CADEN-7 (extraído de (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007))

2.1.2 ARMin II

Segundo protótipo do projeto ARMin, ARMin II é um semi-exoesqueleto para membro superior, empregado na reabilitação de pacientes com lesões neurológicas ou ortopédicas. Dotado de sete graus de liberdades, sendo dois deles acoplados, este exoesqueleto pode ser ajustado à pacientes com estruturas corporais distintas.

O mecanismo foi instrumentado com sensores de posição e de força, a fim de viabilizar a implantação de controladores de impedância/admitância (MIHELJ; NEF; RIENER, 2007).

A Figura 2.2 a seguir apresenta o exoesqueleto descrito.

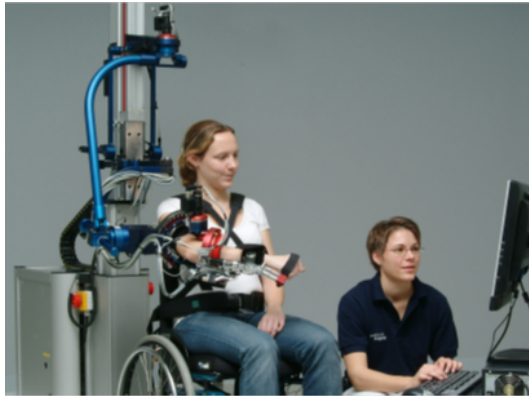


Figura 2.2: Exoesqueleto para reabilitação: ARMin II (extraído de (MIHELJ; NEF; RIENER, 2007)).

2.1.3 HAL5

Último modelo da série de exoesqueletos desenvolvidos pela *Cyberdine*, é a evolução dos modelos HAL3 e HAL4 e faz parte do projeto *Hybrid Assistive Limbs*. É um exoesqueleto para membros superiores e inferiores, dotado de oito articulação acionadas por motores elétricos e foi projetado para auxiliar pessoas com algum tipo de deficiência a realizar as tarefas cotidianas (SANKAI, 2006). Utiliza técnicas de controle por sinais eletromiográficos (EMG) e armazenamento de padrões de movimentação. Os testes com seres humanos estão previstos para o período final do ano 2012.

A Figura 2.3 a seguir apresenta o exoesqueleto descrito.

2.1.4 T52 Enryu Rescue

É um robô de salvamento, controlado por um operador que utiliza um exoesqueleto de 7 graus de liberdade (NISHIDA et al., 2006). Desenvolvido pela *TmSuk*, este mecanismo é inteiramente acionado através de motores hidráulicos e pode sustentar cargas de até uma tonelada utilizando apenas um de seus atuadores.

A Figura 2.4 a seguir apresenta o exoesqueleto descrito.

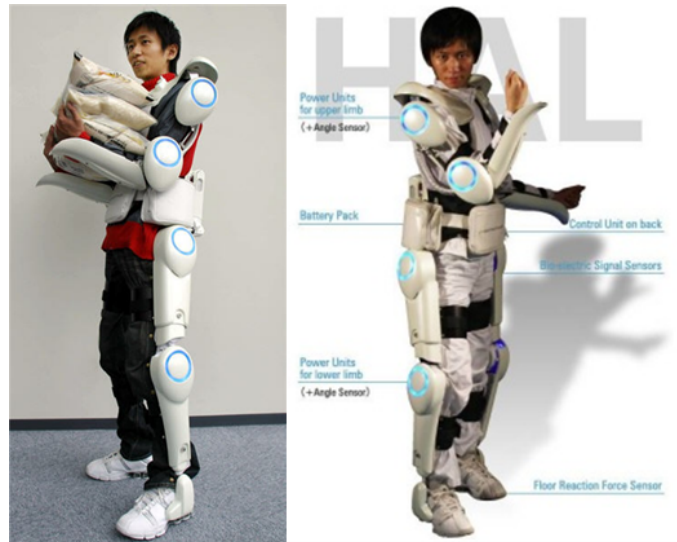


Figura 2.3: Exoesqueleto para membros superiores e inferiores - HAL5 (extraído de (SANKAI, 2006)).

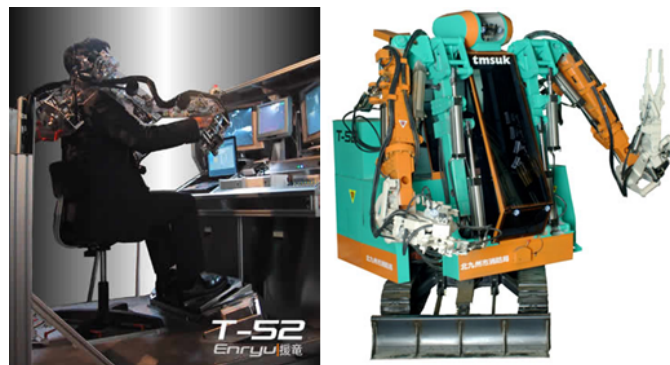


Figura 2.4: Exoesqueleto de salvamento - T52 Enryu Rescue (extraído de (NISHIDA et al., 2006)).

2.1.5 Raytheon's Sarcos XOS 2

Desenvolvido pela *Raytheon Sarcos*, este exoesqueleto para membros superiores e inferiores utiliza servo motores hidráulicos e tem como objetivo amplificar as capacidades humanas (KARLIN, 2011). Este mecanismo é uma evolução do XOS1, desenvolvido em 2008, apresentando menor peso, possuindo sensores de posição e de força conectados via *Ethernet* a um computador central onde toda a lógica de controle está implementada e conferindo ao usuário a capacidade de sustentar até 200kg.

A Figura 2.5 a seguir apresenta o exoesqueleto descrito.



Figura 2.5: Exoesqueleto para amplificação da capacidade humana - Raytheon's Sarcos (extraído de (KARLIN, 2011)).

2.1.6 Power Assist Suit

Desenvolvido no Japão, *Kanagawa Institute of Technology*, é um exoesqueleto para membros superiores e inferiores, acionado por atuadores pneumáticos, especialmente projetado para amplificar a capacidade humana (YAMAMOTO et al., 2004). Instrumentado com sensores de posição e força, e dotado de um controlador embarcado, este mecanismo é capaz de auxiliar o usuário a manter os membros em uma determinada posição sem realizar esforço excessivo.

Todos os cálculos necessários para gerar os sinais de controle são feitos baseados em equações da mecânica estática.

A Figura 2.6 a seguir apresenta o exoesqueleto descrito.

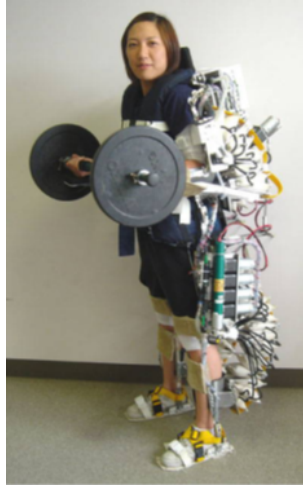


Figura 2.6: Exoesqueleto para amplificação da capacidade humana. - Power Assist Suit (extraído de (YAMAMOTO et al., 2004)).

2.2 Revisão bibliográfica

2.2.1 Exoesqueletos

De acordo com (LENZI et al., 2012), exoesqueletos são robôs equipáveis ou portáteis por seres humanos e que têm a função de auxiliar a movimentação destes. Estendendo-se tal definição, pode-se afirmar que exoesqueletos podem ser usados, também, para dificultar a movimentação humana. Assim, a utilização destes robôs torna-se uma solução natural ao problema tratado.

Ainda que o desenvolvimento de exoesqueletos capazes de reproduzir perfeitamente o movimento do braço humano não tenha sido alcançado, muitos estudos têm sido realizados no sentido de criar membros superiores robóticos que auxiliem seres humanos em suas tarefas diárias (LENZI et al., 2012; RAHMAN et al., 2006). Tendo-se em vista que um dos principais desafios a serem superados no projeto de exoesqueletos é a criação de uma interface inteligente entre robô e homem, capaz de captar as intenções deste em se mover (DELLON; MATSUOKA, 2007), duas técnicas capazes de detectar tais intenções foram consideradas neste trabalho: a detecção por meio de sinais eletromiográficos (EMG) e a detecção por meio de sensoriamento.

Sinais eletromiográficos (EMG) são sinais biológicos frequentemente utilizados para

se obter a intenção de movimento humano, vez que representam sua atividade muscular em tempo real (RAHMAN et al., 2006). Músculos em repouso (isto é, que não estão contraídos) não devem produzir sinais eletromiográficos, ao passo que músculos ativos devem produzi-los.

Há duas formas de se obter o eletromiograma (isto é, o registro temporal dos sinais EMG) de determinado músculo: a forma intramuscular, invasiva, e a forma superficial, não-invasiva.

A forma intramuscular tem a vantagem de fornecer melhores sinais de ativação muscular (GOPURA; KIGUCHI; LI, 2009), mas necessita de pessoal médico especializado para ser realizada, além de envolver procedimentos dolorosos e riscos de infecção ao indivíduo analisado.

Na forma superficial, a aquisição dos sinais EMG é feita sobre a superfície da pele através de eletrodos adesivos ou de eletrodos de gel seco. A fixação dos eletrodos sobre a pele humana é uma etapa importante do processo e alguns cuidados devem ser tomados no momento do posicionamento desses eletrodos sobre a epiderme humana: a pele deve estar devidamente higienizada para receber o eletrodo, de forma que a aderência deste seja a ideal; as dimensões do eletrodo e seu local de aplicação devem ser escolhidos de forma coerente de forma a captar adequadamente os sinais EMG dos músculos desejados e também a minimizar interferências externas.

Diferentemente da detecção de intenção por meio de sensores, o uso de sinais EMG permite que a detecção de intenção seja realizada antes que o movimento humano tenha início, vez que estes sinais podem ser percebidos na superfície da pele cerca de 20 a 80ms antes de a contração muscular ocorrer. Ainda, o uso de sinais EMG descarta a necessidade de se desenvolver um modelo matemático do membro estudado e da dinâmica de interação deste com o meio com o qual interage (LENZI et al., 2012).

Ainda que se disponha do equipamento necessário para aquisição e tratamento de sinais EMG, a detecção de intenção do usuário por meio de sensores foi preferida. Essa decisão foi tomada tendo-se em vista a extensão e os prazos do projeto.

2.2.2 Sensoriamento

O sensoriamento do exoesqueleto tem a função de detectar a intenção de movimento do usuário e de medir a posição angular da junta do robô, fornecendo os sinais necessários para o controle do mesmo.

Para o sensoriamento da força de interação entre homem e robô, foram adotados extensômetros. Extensômetros são transdutores que têm sua resistência elétrica interna alterada quando deformados, de modo que, a partir da variação da resistência elétrica de um extensômetro é possível estimar-se o módulo e o sentido da força que provocou tal deformação.

Neste trabalho, estes sensores serão empregados em Ponte de Wheatstone completa.

Os principais fatores que levaram à adoção de extensômetros para o sensoriamento de força foram:

- Extensômetros não necessitam de grandes deformações para produzirem medições aceitáveis de força;
- Extensômetros possuem baixo custo, barateando o processo de instrumentação e facilitando a manutenção do exoesqueleto;
- Possui-se um estoque de extensômetros disponível para uso no projeto.

Para o sensoriamento de posição angular da junta do cotovelo robótico foram considerados três sensores: potenciômetros lineares, *encoders* absolutos e sensores inerciais.

Em potenciômetros lineares, a posição angular pode ser estimada a partir de um sinal analógico produzido pelo sensor. Este sinal deve ser tratado por meio de eletrônica de condicionamento e convertido por meio de um conversor analógico-digital antes de ser inserido no processador. A precisão alcançada por meio desses sensores depende do nível de ruído alcançado após seu sinal ser condicionado.

Os *encoders* absolutos, por sua vez, são sensores digitais, de sorte que os sinais por ele produzidos não necessitam ser condicionados antes de serem inseridos no processador. A precisão alcançada por meio desses sensores depende do número de *bits* que o mesmo possui.

Por fim, considerou-se a adoção de sensores inerciais para a medição da posição angular da junta do exoesqueleto. Dispõe-se de sensores inerciais de modelo *VN100*, possuindo três acelerômetros, três giroscópios, três magnetômetros e um processador interno de 32 *bits* que permitem o estudo da orientação tridimensional do braço robótico. Utilizando-se um sensor inercial fixado ao braço robótico e acoplado-se outro sensor no antebraço do exoesqueleto, é possível obter não apenas a posição angular da junta do cotovelo do robô, mas também a aceleração angular e a velocidade angular da mesma. O sinal produzido pelo sensor é digital e pode ser inserido diretamente no processador.

As considerações realizadas levaram à escolha de potenciômetros lineares para sensoramento da posição angular da junta robótica. Os seguintes fatores levaram a tal decisão:

- Têm-se experiência prática no uso de sensores de potenciômetros lineares;
- Esses sensores são baratos e podem ser facilmente substituídos, facilitando a manutenção do exoesqueleto;
- Dispõe-se de sensores deste tipo com dimensões ideais para aplicação no projeto;

2.2.3 Controle de Impedância

De acordo com (ARAÚJO; TANNURI; FORNER-CORDERO, 2012), controladores de impedância podem ser incorporados a robôs que atuem em contato direto com humanos e/ou com o ambiente. Como sugere o nome, o controle de impedância tem a função de manipular a impedância mecânica aparente do sistema controlado. Como impedância mecânica, entende-se a relação entre uma força F aplicada a um sistema e a velocidade v por ela produzida. Assim, a impedância mecânica Z de um sistema qualquer é descrita por:

$$Z = \frac{F}{v} \quad (2.1)$$

A partir do conceito de impedância mecânica, define-se o conceito de admitância

mecânica. A admitância mecânica Y de um sistema qualquer é escrita por:

$$Z = \frac{v}{F} \quad (2.2)$$

Em sistemas lineares, a admitância mecânica do sistema pode ser escrita como o inverso da impedância mecânica deste mesmo sistema, isto é, vale a igualdade $Y = Z^{-1}$. Contudo, essa relação não é necessariamente válida para sistemas não lineares, já que existem sistemas que podem ser descritos unicamente por uma admitância mecânica ou unicamente por uma impedância mecânica. Sistemas de admitância pura aceitam forças, mas não podem ser movidos, enquanto que sistemas de impedância pura não aceitam forças, mas podem ser movidos. Neste trabalho, busca-se controlar a impedância aparente do sistema formado pela associação de um membro superior humano com o exoesqueleto. Fisicamente, controlar a impedância deste sistema é equivalente a controlar sua massa aparente, a viscosidade aparente e a rigidez aparente (AREVALO; GARCIA, 2010). A Equação 2.3 descreve a dinâmica de interação entre exoesqueleto e usuário.

$$\tau_a - \tau_{ex} = I_e \ddot{\theta} + C_e \dot{\theta} + K_e \theta \quad (2.3)$$

Na equação acima, τ_a e τ_{ex} são os torques exercidos pelo atuador e pelo usuário sobre a junta do cotovelo robótico, respectivamente. I_e , C_e e K_e são, nessa ordem, a inércia, a viscosidade e a rigidez do exoesqueleto. A impedância aparente, percebida pelo usuário ao tentar interagir com o exoesqueleto é descrita na equação 2.4.

$$\tau_{ex} = I(\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_0) + B(\dot{\theta} - \dot{\theta}_0) + K(\theta - \theta_0) \quad (2.4)$$

Na equação acima, I , B e K são a inércia aparente, a viscosidade aparente e a rigidez aparente do sistema controlado, respectivamente; enquanto que $\ddot{\theta}_0$, $\dot{\theta}_0$ e θ_0 são a aceleração angular, velocidade angular e posição angular de equilíbrio do exoesqueleto. Assim, manipulando-se os parâmetros I , B , K , $\ddot{\theta}_0$, $\dot{\theta}_0$ e θ_0 , controla-se a impedância aparente do robô.

Para ilustrar o modo como um controlador é capaz de modificar a impedância aparente de determinado sistema, um exemplo didático é fornecido (HOGAN, 1987): suponha

um mecanismo que pode ser completamente descrito por sua massa M e que se encontra submetido às forças F_a , proveniente de seu atuador e F_{ex} , proveniente do ambiente. Admita que essas forças atuam em sentidos opostos. A dinâmica do mecanismo é dada por:

$$M \ddot{x} = F_a - F_{ex} \quad (2.5)$$

Suponha agora que o atuador seja controlado por meio de um controlador proporcional. A nova dinâmica do mecanismo passa a ser:

$$F_a = C(F_{ref} - F_{ex}) \quad (2.6)$$

onde C é a constante proporcional de controle e F_{ref} é a força de referência. Substituindo 2.6 em 2.5, tem-se:

$$M \ddot{x} = CF_{ref} - F_{ex}(1 + C) \quad (2.7)$$

Supondo $F_{ref} = 0$ e simplificando a Equação 2.7, tem-se:

$$\frac{M \ddot{x}}{(1 + C)} = -F_{ex} \quad (2.8)$$

Se o mecanismo deixasse de ser controlado por meio do atuador ($F_a = 0$), sua dinâmica passaria a ser descrita por:

$$M \ddot{x} = -F_{ex} \quad (2.9)$$

Comparando-se as equações 2.8 e 2.9, nota-se que a inércia aparente do sistema foi modificada por meio de um sistema de controle, deixando de ser M e passando a ser $\frac{M}{1+C}$. Ainda que o exemplo mostrado considere um sistema bastante simplificado em relação ao sistema tratado neste trabalho, tem função didática de demonstrar que a impedância aparente de um mecanismo pode ser modificada por meio de um controlador.

Existem duas abordagens principais a serem consideradas na implementação de controladores de impedâncias para robôs: o controle de impedância baseado em posição e o

controle de impedância baseado em força (AREVALO; GARCIA, 2010).

O controle de impedância baseado em posição é geralmente utilizado em robôs cujos torques aplicados pelos atuadores das juntas não podem ser estimados com facilidade. Para que esse controlador possa ser implantado, é necessária que se conheça, a cada instante, a posição de cada articulação do robô e a força de contato de seu. A Figura 2.7 ilustra o princípio de funcionamento de um controlador de impedância baseado em posição.

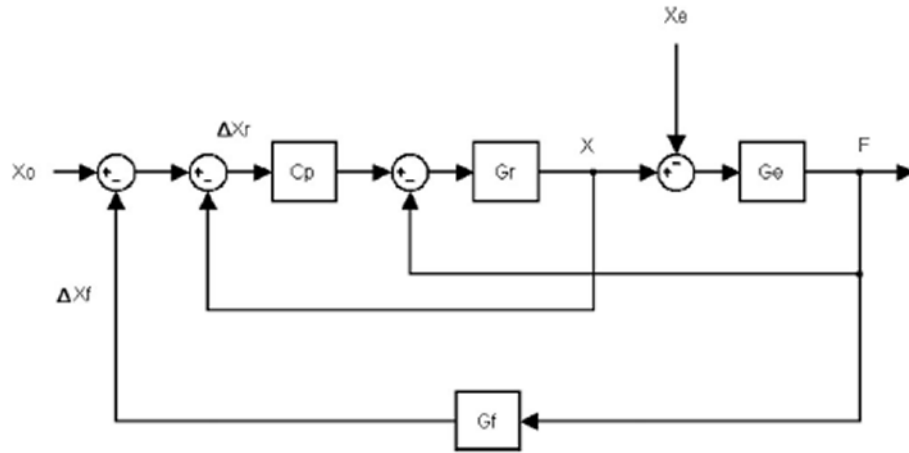


Figura 2.7: Esquema de controlador de impedância baseado em posição (extraído de (AREVALO; GARCIA, 2010)).

Na Figura 2.7, C_p representa a lógica do controle de posição, G_r descreve a dinâmica do robô, G_e descreve a dinâmica do ambiente e G_f é a dinâmica de realimentação, que relaciona a força de contato no efetuador a uma correspondente posição da junta. O sinal de entrada do controlador, Δx_r , é dado pela diferença entre a posição de referência e a posição real x da articulação controlada. Por sua vez, a posição de referência é dada pela diferença entre a posição desejada, x_c , e a posição de realimentação, x_f . Esse controlador atua de forma a minimizar o erro de posicionamento inserido na malha de posição e, por consequência, aproximar a impedância do sistema àquela desejada.

O controle de impedância baseado em força requer sensores de força em cada uma das juntas do robô. A Figura 2.8 ilustra o princípio de funcionamento de um controlador de impedância baseado em força.

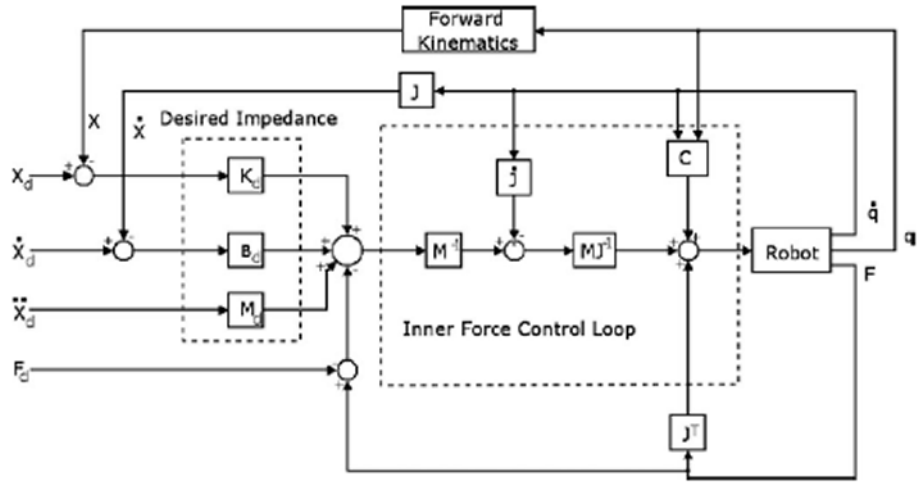


Figura 2.8: Esquema de controlador de impedância baseado em força (extraído de (AREVALO; GARCIA, 2010)).

Na Figura 2.8, \ddot{x}_d , \dot{x}_d , x_d e F_d são a aceleração, a velocidade, a posição e a força desejadas para as juntas controladas, respectivamente. K_d , B_d e M_d são, nesta ordem, as matrizes de rigidez, de amortecimento e de massa desejadas para as juntas do robô e M é a matriz de massa real das mesmas. Por fim, q , \dot{q} e F são a posição angular, a velocidade angular e a força de contato das juntas do robô e J é a Matriz Jacobiana das juntas do robô. Este controlador busca minimizar os erros de força de contato, de posição e de velocidade, dados respectivamente por $F_d - F$, $x_d - x$ e $\dot{x}_d - \dot{x}$, de forma a atingir a impedância desejada para as juntas do mecanismo.

O laço interno de força atua no sentido de produzir um torque de saída para uma dada força de contato nas juntas. Sendo F_r tal força, obtém-se as acelerações estimadas de cada junta através da equação:

$$\ddot{x}_r = F_r M^{-1} \quad (2.10)$$

As acelerações \ddot{x}_r são então comparadas às acelerações reais de cada junta, dadas pela equação:

$$\ddot{x} = \dot{q} \dot{J} \quad (2.11)$$

Finalmente, a partir dessa diferença, dada por $(\ddot{x}_r - \ddot{x})$, calcula-se o torque a ser

aplicado pelo atuador por meio da equação:

$$\tau_a = (\ddot{x}_r - \ddot{x}) \cdot M J^{-1} + F J^t + C \dot{q} \quad (2.12)$$

Na Equação 2.12, $F J^t$ refere-se à força de contato real entre robô e usuário e $C \dot{q}$ refere-se à força de Coriolis, à força centrífuga e à força gravitacional que atuam sobre o robô.

Neste trabalho, será utilizada uma forma simplificada de controle de impedância baseado em força.

Considerando-se os estudos realizados, nota-se que o controlador de impedância surge como uma solução natural para o problema tratado. Métodos de controle mais convencionais, como controle por posição ou controle por força não seriam eficazes neste projeto. A técnica de controle de posição ignora a possibilidade de existirem forças externas que impeçam a movimentação do robô, como barreiras e obstáculos, enquanto que a técnica de controle de força ignora possíveis deslocamentos da junta devido à ação de forças externas (HOGAN, 1987).

Capítulo 3

Plataforma disponível

Este capítulo descreve a plataforma mecânica utilizada neste projeto, ilustra a lógica de funcionamento do robô e destaca as principais alterações que tiveram de ser realizadas sobre esta plataforma para que os objetivos do trabalho pudessem ser atingidos. Ainda, exhibe os *hardwares* utilizados na movimentação do robô.

3.1 Estrutura mecânica

A Figura 3.1 abaixo ilustra as principais peças da estrutura mecânica do exoesqueleto. O mecanismo é composto por duas barras de alumínio, utilizadas como braço (1) e antebraço (2) do robô; dois fixadores (3) feitos de fibra de carbono e espuma; um fuso (4) e uma castanha (5), usados para transmitir o movimento do motor à junta robótica e um motor elétrico (6), responsável por movimentar o robô.

Adicionalmente, foram instrumentados sensores de força e de posição angular sobre o exoesqueleto. O sensor de força é implementado por extensômetros, dispostos em Ponte de Wheatstone completa, colados sobre o antebraço robótico; o sensor de posição angular é um potenciômetro linear encaixado à junta do cotovelo do exoesqueleto (Figuras 3.2 e 3.3).

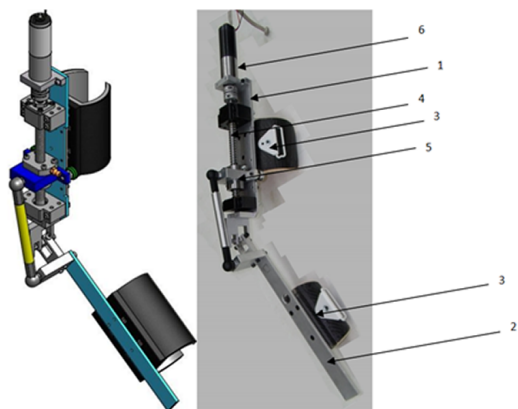


Figura 3.1: Modelo esquemático e fotografia do mecanismo desenvolvido no laboratório (extraído de (YASUTOMI; MIRANDA, 2011)).

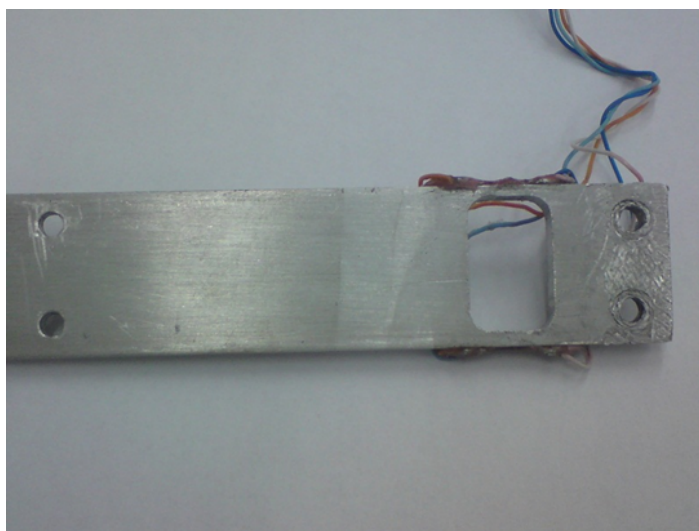


Figura 3.2: Antebraço robótico com extensômetros em ponte completa.

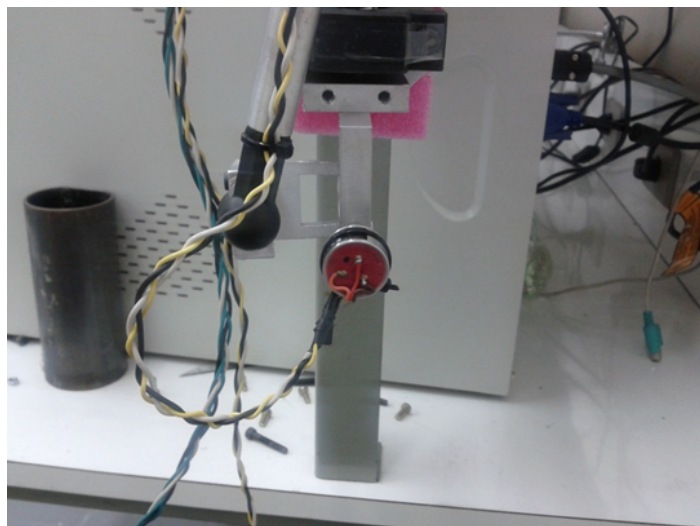


Figura 3.3: Potenciômetro linear acoplado à junta do cotovelo do exoesqueleto.

Vale notar que os extensômetros são colados próximos a um alívio usinado sobre o antebraço robótico. Este alívio tem a função de aumentar a deformação mecânica da peça naquela região, amplificando a variação da resistência elétrica dos extensômetros e, por consequência, aumentando a sensibilidade do transdutor.

3.2 Lógica de Funcionamento do Robô

A Figura 3.4 abaixo ilustra a lógica de funcionamento do exoesqueleto, desde a aquisição de sinais dos sensores até a movimentação da junta robótica.

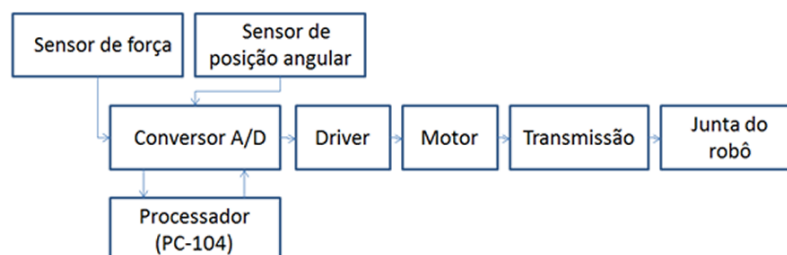


Figura 3.4: Lógica de operação do exoesqueleto.

Inicialmente, os sinais dos sensores de força e de posição angular são processados em uma placa de condicionamento de sinais, na qual são amplificados e filtrados, tornando-se compatíveis com a faixa de tensão de operação do conversor analógico-digital. Depois de

condicionados, os sinais são convertidos em sinais digitais por meio de um conversor A/D e encaminhados a um processador do tipo PC-104, onde são utilizados como entradas na malha de controle. O sinal de controle deixa o processador e é convertido em sinal analógico por meio de um conversor D/A, passando então para *driver* do motor elétrico, movimentando este. Por fim, o motor elétrico move a junta do robô por meio de um sistema de transmissão formado por fuso, castanha e pela ulna mecânica do exoesqueleto. O controle do robô é feito através de um sinal de tensão enviado ao *driver*.

3.3 Alterações necessárias

As alterações necessárias no início do projeto se referiam à realização de uma nova instrumentação para o exoesqueleto, já que a instrumentação original foi considerada insatisfatória; e à fabricação de um novo cotovelo robótico, vez que o cotovelo original apresentava uma folga mecânica indesejável.

As soluções para esses problemas são abordadas em detalhes no Capítulo 4 desta monografia.

3.4 Hardware

3.4.1 Processador e Placa de Aquisição de Dados

O processador contém a lógica de controle do exoesqueleto. Para que os sinais analógicos vindos dos sensores possam ser inseridos no processador, precisam ser convertidos em sinais digitais por meio da placa de aquisição de dados. Esta placa também tem a função de converter os sinais digitais vindos do processador em sinais analógicos. O dispositivo utilizado neste trabalho possui as seguintes características:

- Fabricante: Diamond Systems;
- Modelo: MM-16-AT PC/104 Analog I/O Module;
- Número de entradas: 16 entradas analógicas (podem ser utilizadas como entradas diferenciais) e 8 entradas digitais;

- Número de saídas: 4 saídas analógicas e 8 saídas digitais;
- Frequência máxima de amostragem: 100 kHz;
- Número de *bits*: 16.

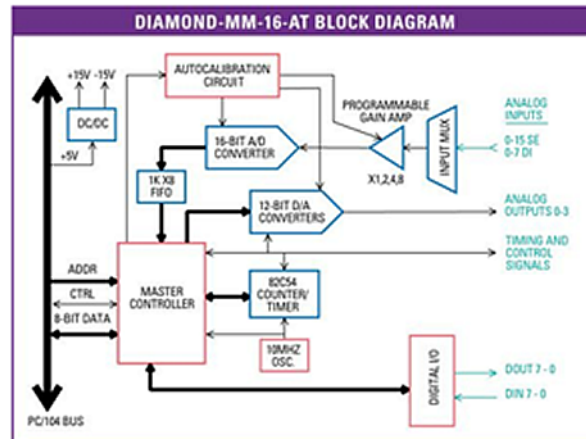


Figura 3.5: Esquema da placa de aquisição de dados (extraído de www.diamondsystems.com).

3.4.2 Driver

O *driver* tem a função de enviar sinais elétricos para a movimentação do motor a partir dos sinais elétricos recebidos do processador. O dispositivo utilizado neste trabalho possui as seguintes características:

- Fabricante: Faulhaber;
- Modelo: SC2804S;
- Corrente máxima (CC): 5 A;
- Corrente máxima de pico: 20 A;
- Velocidade máxima controlável: 65000 rpm.

3.4.3 Motor Elétrico

O motor é o componente que permite que o robô se movimente. A rotação do eixo do motor elétrico move o antebraço mecânico através de um sistema de transmissão formado pelo fuso, pela castanha, e pela ulna mecânica. O dispositivo utilizado neste trabalho possui as seguintes características:

- Fabricante: Faulhaber;
- Modelo: DC-MicroMotors Graphite Commutation 3257012 CR;
- Corrente máxima: 4,6 A;
- Tensão nominal: 12 V.

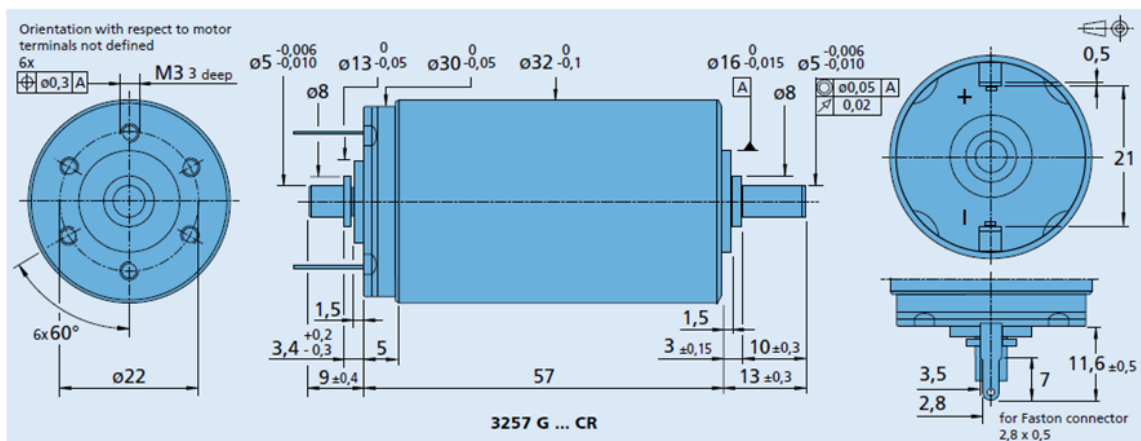


Figura 3.6: Detalhe das características mecânicas do motor (extraído de www.faulhaber.com).

Capítulo 4

Metodologia

Este capítulo aborda as diversas etapas executadas ao longo do projeto. Descreve os esforços realizados no sentido de reinstrumentar o exoesqueleto, de diminuir a folga mecânica do cotovelo robótico, de desenvolver sua eletrônica de condicionamento de sinais, de desenvolver o circuito de amplificação para o sinal de controle de velocidade e de projetar seus algoritmos de controle.

4.1 Instrumentação

Como primeiro passo, decidiu-se analisar as respostas produzidas pelos sensores de força e de posição angular do exoesqueleto, a fim de se compreender quais fatores tornavam a instrumentação original do mesmo insatisfatória. O estudo da resposta do potenciômetro linear foi realizado da seguinte forma: o sinal de posição angular foi adquirido e armazenado por meio do processador enquanto o eixo do transdutor era rotacionado manualmente. O resultado obtido está ilustrado na Figura 4.1.

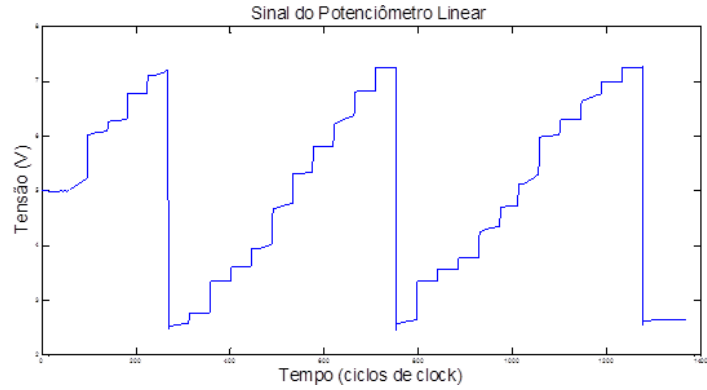


Figura 4.1: Resposta do sensor de posição para uma rotação de 1080 graus.

A Figura 4.1 permite notar que o sensor de posição angular fornece um sinal satisfatório, já que, por simples inspeção visual, nota-se que o mesmo não possui grau de ruído significativo. O estudo da resposta do sensor de força foi realizado da seguinte forma: uma das extremidades do antebraço robótico foi engastada e sua extremidade livre foi submetida a cargas constantes de 1,4kg, 3,3kg e 6,5kg (as cargas foram pesadas em uma balança digital com precisão de décimos de quilogramas) enquanto os sinais eram armazenados por meio do processador. Os resultados seguem ilustrados nas Figuras 4.2, 4.3 e 4.4.

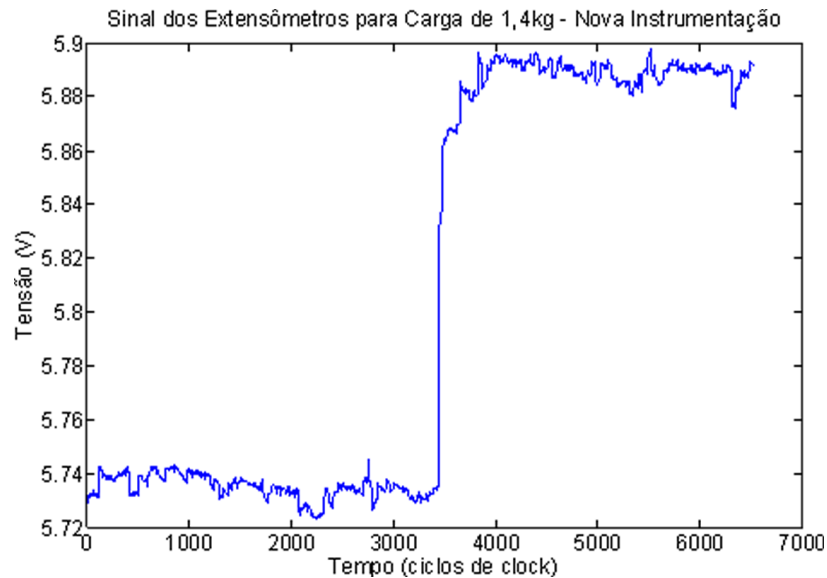


Figura 4.2: Resposta do sensor de força original a uma excitação de 1,4kg.

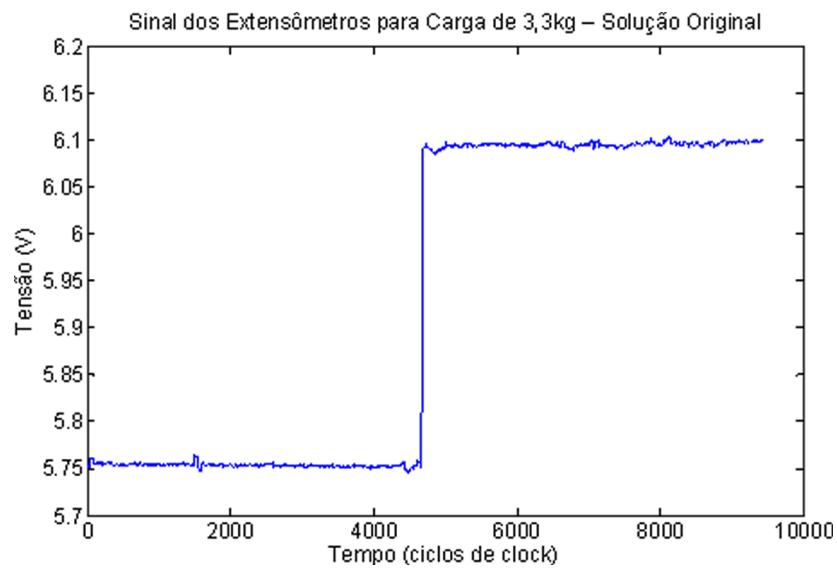


Figura 4.3: Resposta do sensor de força original a uma excitação de 3,3kg.

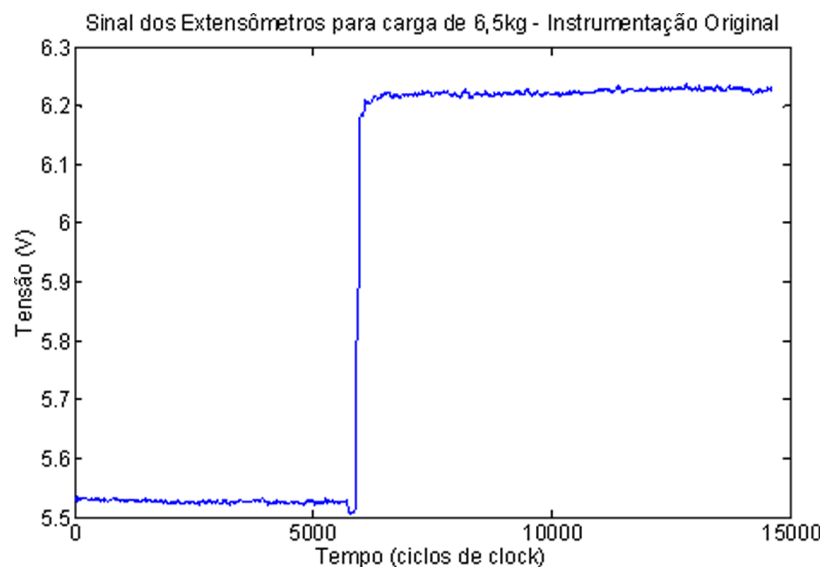


Figura 4.4: Resposta do sensor de força original a uma excitação de 6,5kg.

Os graus de ruído relativo máximo observados nas Figuras 4.2, 4.3 e 4.4 apresentaram valores significativos e valem aproximadamente 13%, 4,5% e 4,5%, respectivamente. Ainda, o estudo sugere que o nível de ruído relativo máximo aumenta para cargas menores, fato que pode instabilizar o sistema de controle do exoesqueleto, pondo em risco não só a viabilidade do projeto, mas a integridade física do usuário do robô. Foi realizado também o estudo da relação sinal ruído (SNR) do sensor de força. Os valores SNR obtidos para cargas de 1,4kg, 3,3kg e 6,5kg foram de 63,28dB, 67,30dB e 77,17dB, respectivamente. O estudo mostrou que a melhor relação sinal ruído foi alcançada para a carga de 3,3kg, seguida pelos resultados obtidos com 6,5kg e 1,4kg. Os valores de ruído relativo máximos e as relações sinal ruído foram calculados por meio das Equações 4.1 e 4.2, respectivamente.

$$ruido\% = \frac{Amplitude_{ruido}}{Amplitude_{sinal}} \quad (4.1)$$

$$ruido_{SNR} = 20\log\left(\frac{Amplitude_{sinal}}{Amplitude_{ruido}}\right)dB \quad (4.2)$$

Os resultados observados indicaram que o sensor de posição angular forneceu resultados aceitáveis, não necessitando ser reinstrumentado, mas que a instrumentação do sensor de força deveria ser refeita. Ainda, o módulo dos sinais provenientes do sensor de força apresentava valor de muito inferior ao visado, destacando a necessidade de se refazer a eletrônica de condicionamento de sinais.

4.1.1 Nova instrumentação do sensor de força

Visando estudar o efeito que as dimensões do alívio do antebraço robótico exerciam sobre o sinal de saída do sensor de força, usinou-se um alívio maior sobre a peça. A Figura 4.5 ilustra qualitativamente a variação das dimensões do alívio realizado no exoesqueleto.

Depois de usinado, o antebraço robótico foi submetido novamente ao teste de carga, semelhante àquele anteriormente explicado. Contudo, devido ao aumento excessivo das dimensões do alívio, a peça sofreu deformação plástica. Diante das circunstâncias, novas soluções para a instrumentação do sensor de força foram estudadas. As soluções encontradas constam nas subseções a seguir.

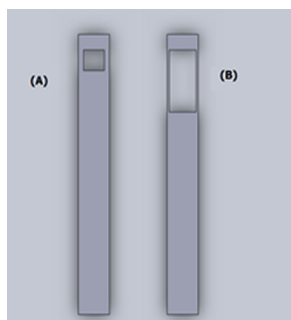


Figura 4.5: Dimensões dos alívios sobre o antebraço robótico: (A) alívio original; (B) alívio realizado.

4.1.1.1 Solução A

Esta solução, aqui chamada de *Solução A* encontra-se ilustrada na Figura 4.6 abaixo.

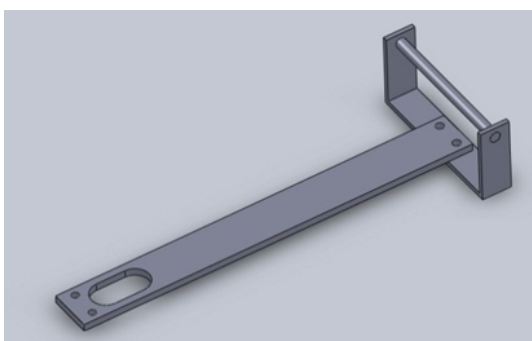


Figura 4.6: Ilustração da Solução A

Consta de uma barra de alumínio com um alívio mecânico usinado em uma de suas extremidades e com um suporte que recebe a mão do usuário. Esse suporte visa facilitar o acoplamento do exoesqueleto ao braço humano e, ainda, concentrar o ponto de aplicação de força do usuário sobre o robô. Esta solução possui a maior dimensão de sua seção transversal paralela à linha de ação da gravidade.

Tendo-se projetado qualitativamente a solução, prosseguiu-se para o estudo da distribuição de tensões mecânicas através da estrutura do antebraço. Os resultados do estudo seguem representados nas Figuras 4.7 e 4.8.

A Figura 4.7 ilustra a tensão de flexão sobre uma das superfícies do antebraço mecânico na situação em que a peça tem uma de suas extremidades engastada e a extremidade livre submetida a uma carga de 60N. Este valor foi escolhido empiricamente, acreditando-se

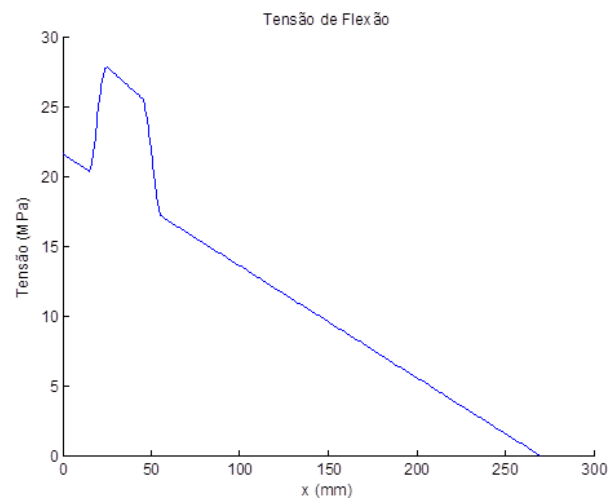


Figura 4.7: Distribuição da tensão de flexão na superfície do antebraço – Solução A

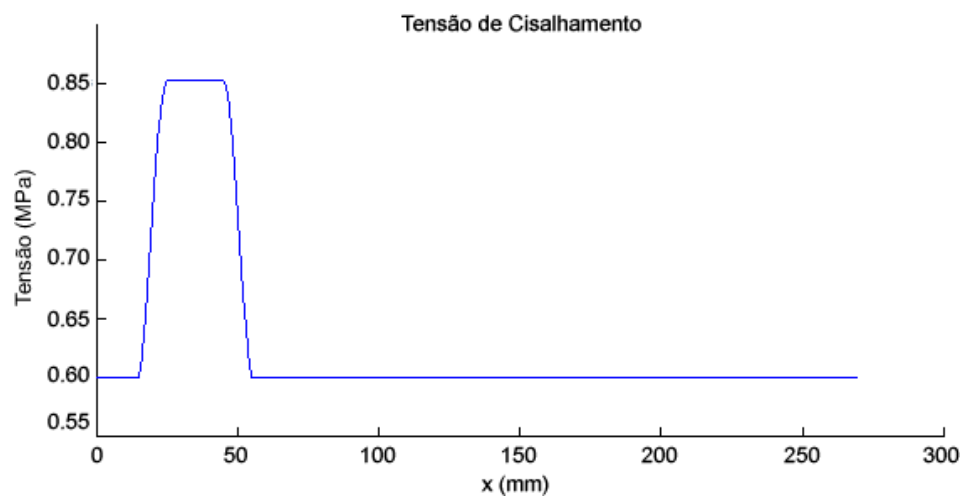


Figura 4.8: Distribuição da tensão de cisalhamento na superfície mais requisitada - Solução A.

ser uma carga considerável no auxílio ou na perturbação do movimento humano.

A Figura 4.8 ilustra a tensão de cisalhamento na superfície mais solicitada do antebraço.

Foi realizada ainda uma estimativa da variação de tensão de saída do sensor de força em função da posição de colagem dos extensômetros sobre o antebraço do robô. A variação da tensão de saída de um conjunto de extensômetros dispostos em Ponte de Wheatstone completa (Figura 4.9) é dada por:

$$\Delta V = \frac{V_0}{4R_0}(\Delta R_1 - \Delta R_2 + \Delta R_3 - \Delta R_4) \quad (4.3)$$

e

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{GF \cdot \sigma}{E} \quad (4.4)$$

Na equação 4.4, GF é a sensibilidade do extensômetro, σ é a tensão mecânica à qual o extensômetro encontra-se submetido e E é o módulo de elasticidade do substrato ao qual o extensômetro está colado.

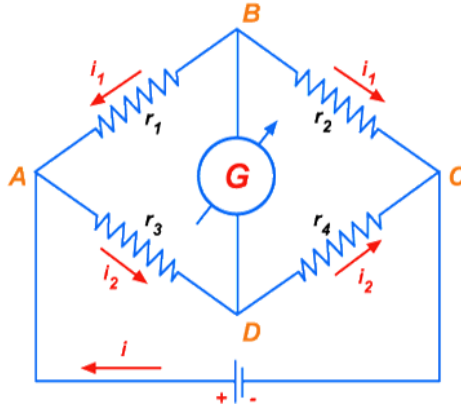


Figura 4.9: Ponte de Wheatstone completa (extraído de cepa.if.usp.br).

Assim, a Figura 4.10 ilustra a tensão de saída teórica de um extensômetro em função de sua posição de colagem no antebraço.

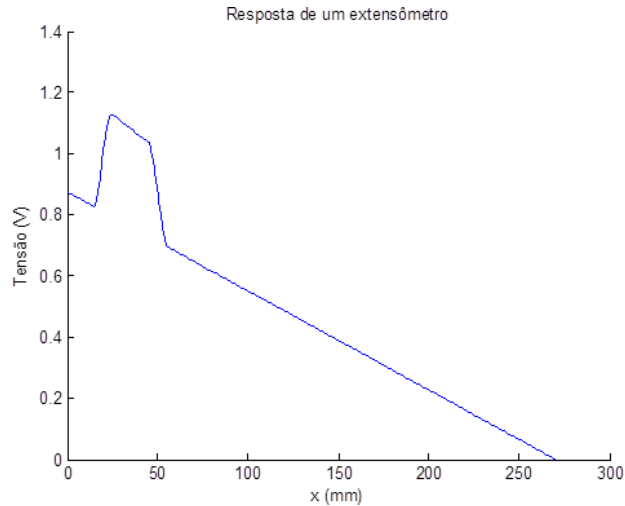


Figura 4.10: Tensão de saída teórica de um extensômetro na Solução A.

O estudo feito sobre a variação de tensão teórica do sensor de força pressupõe que:

1. O antebraço mecânico é feito de alumínio e possui módulo de elasticidade de 70 MPa;
2. Os extensômetros possuem sensibilidade de 2,1;
3. O antebraço tem uma de suas extremidades engastada e a extremidade livre submetida à carga de 60 N;
4. Dispõe-se de um circuito elétrico capaz de amplificar em 1000 vezes o sinal provindo dos extensômetros.

Tendo sido feita a análise mecânica da solução, restava selecionar os sensores a serem utilizados. Os critérios considerados na seleção dos extensômetros foram:

1. Dimensões dos sensores, de forma a não excederem as dimensões da região do antebraço à qual seriam colados;
2. Máxima tensão admissível da Ponte de Wheatstone, de forma a suportarem a tensão nela dissipada.

As considerações realizadas levaram à seleção do sensor *1-LY13-3/350*, da fabricante *HBM* (www.hbm.com). Contudo, devido à indisponibilidade comercial do sensor, fo-

ram selecionados *1-LY11-3/350*, da mesma fabricante. Estes sensores são autocompensados para aço, diferentemente dos sensores inicialmente visados, autocompensados para alumínio. Contudo, de acordo com (DALLY; RILEY; CONNELL, 1987), este fator é relevante somente em casos nos quais os extensômetros se destinam a aplicações térmicas, o que não ocorre neste projeto.

As instruções para colagem dos sensores sobre o substrato são descritas em (DALLY; RILEY; CONNELL, 1987).

4.1.1.2 Solução B

Esta solução, aqui denominada *Solução B*, encontra-se ilustrada na Figura 4.11

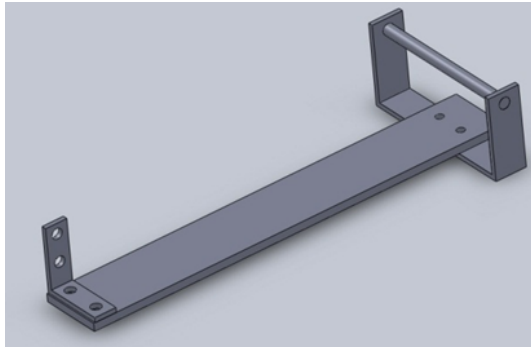


Figura 4.11: Ilustração da Solução B.

Consta de uma barra de alumínio com uma peça para acoplamento no braço robótico em uma de suas extremidades e com um suporte para a mão do usuário na outra extremidade. Diferentemente do antebraço proposto na *Solução A*, este antebraço possui a menor dimensão de sua seção transversal paralela à linha de ação da gravidade. A ideia principal visada nesta solução é a de aumentar a deformação mecânica na região de colagem do sensor de força sem que seja necessária a abertura de um alívio mecânico sobre o antebraço. Tendo-se projetado qualitativamente a solução, prosseguiu-se para o estudo da distribuição de tensões mecânicas através da estrutura do antebraço. Ainda, foi feita uma estimativa da variação da tensão de saída de um extensômetro em função de sua posição de colagem no antebraço. Os resultados do estudo seguem representados nas Figuras 4.12, 4.13 e 4.14.

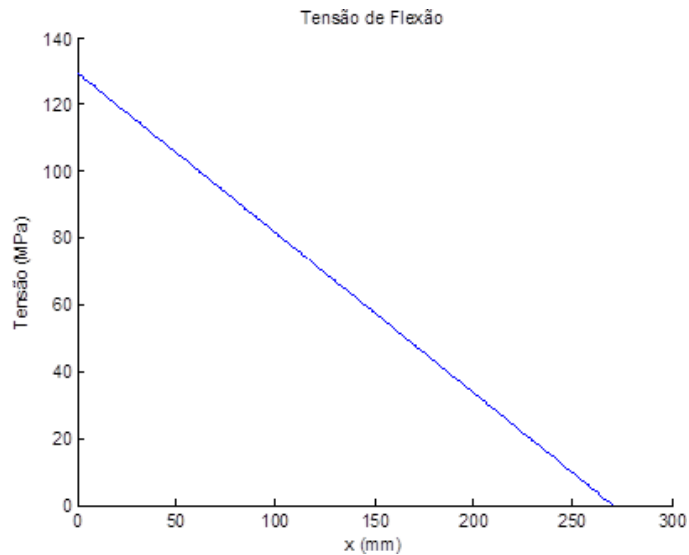


Figura 4.12: Distribuição da tensão de flexão na superfície do antebraço - Solução B.

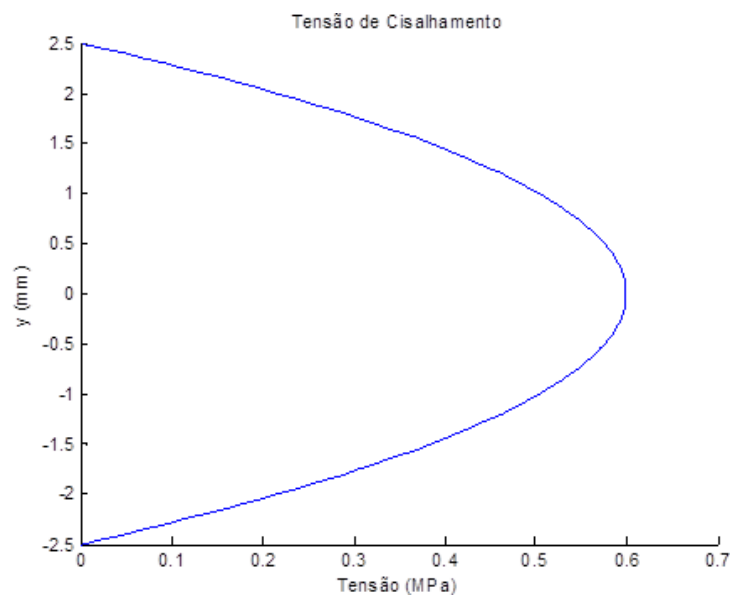


Figura 4.13: Distribuição da tensão de cisalhamento na seção mais requisitada do antebraço - Solução B.

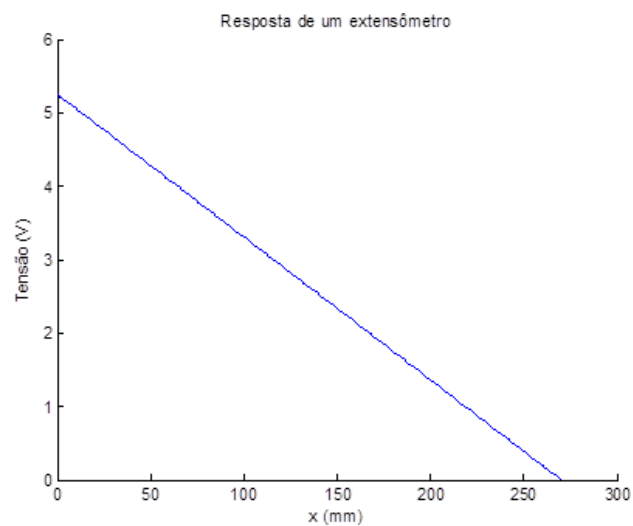


Figura 4.14: Tensão de saída teórica de um extensômetro na Solução B.

A Figura 4.12 ilustra a tensão de flexão sobre uma das superfícies do antebraço mecânico na situação em que a peça tem uma de suas extremidades engastada e a extremidade livre submetida a uma carga de 60 N.

A Figura 4.13 ilustra a tensão de cisalhamento sobre a seção mais solicitada do antebraço.

A Figura 4.14 ilustra a variação de tensão de saída teórica de um extensômetro em função da sua posição de colagem sobre o antebraço. As considerações realizadas para esse estudo foram as mesmas descritas para a *Solução A*.

Os extensômetros adotados para essa solução foram os mesmos adotados para a *Solução A*.

4.1.1.3 Solução C

Esta solução, denominada *Solução C* encontra-se ilustrada na Figura 4.15.

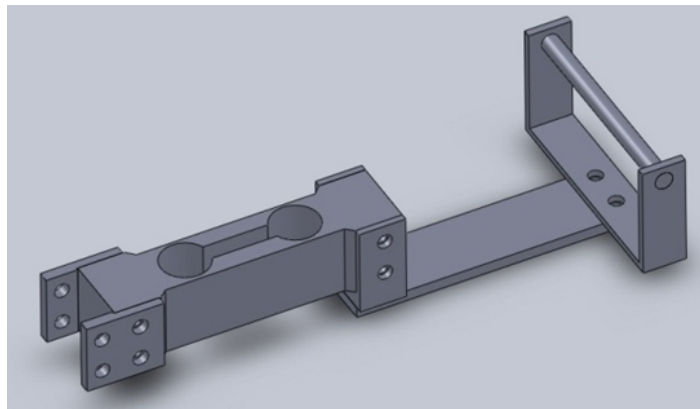


Figura 4.15: Ilustração da Solução C.

Consta do acoplamento de uma célula de carga não comercial à estrutura do antebraço mecânico. Diferentemente das outras soluções, esta solução adota uma estrutura dedicada à medir deformações, descartando a necessidade de se colar os extensômetros sobre a peça que compõe o antebraço mecânico. Vez que esta não é uma célula de carga comercial, não se dispõe de dados técnicos da mesma. Ainda que esta solução dispense a seleção e instrumentação de novos extensômetros, requer idealização e fabricação de um novo aparato mecânico que possibilite acoplar a célula de carga ao braço do exoesqueleto.

A célula de carga utilizada na Solução C segue exibida na Figura 4.16.



Figura 4.16: Célula de carga não comercial.

4.1.1.4 Considerações e Escolha das Soluções

O estudo da distribuição de tensões mecânicas nas peças não torna nenhuma das soluções propostas inviáveis, já que se dispõe de materiais comerciais que atendem a todos os requisitos de resistência das mesmas. Contudo, vez que se dispunha do material adequando para a construção da *Solução A*, mas não da *Solução B*, que requer materiais com limites de resistência mais elevados, decidiu-se pela *Solução A*. Ainda, decidiu-se adotar, também, a *Solução C*. O intuito de adotar ambas as *Soluções A e C* é o de comparar o desempenho de um sensor de força construído sob supervisão profissional com o desempenho de um sensor de força construído por pessoas sem experiência na área de sensoriamento e instrumentação e que não contaram com supervisão profissional.

Assim, foram adotadas as *Soluções A e C*. As Figuras 4.17 e 4.18 ilustram os antebraços finalizados.

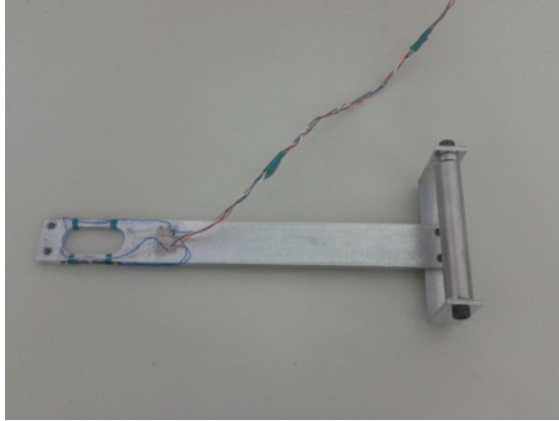


Figura 4.17: Solução A finalizada.

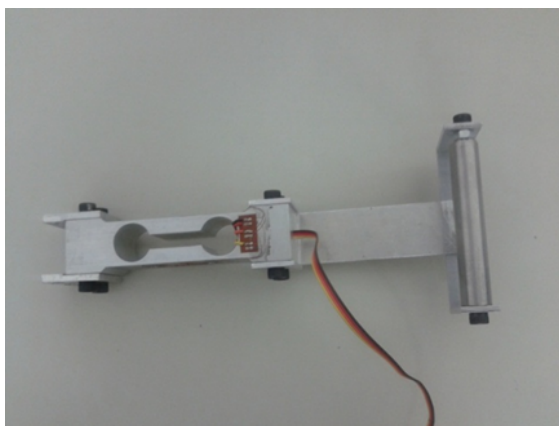


Figura 4.18: Solução C finalizada.

4.1.2 Novos circuitos eletrônicos

4.1.2.1 Eletrônica de condicionamento de sinais

A fim de melhorar a qualidade dos sinais provenientes dos sensores instrumentados, a eletrônica de condicionamento de sinais foi projetada novamente. A placa de condicionamento tem a função de amplificar e de filtrar os sinais elétricos provenientes dos sensores. O projeto elétrico desenvolvido segue ilustrado na Figura 4.19.

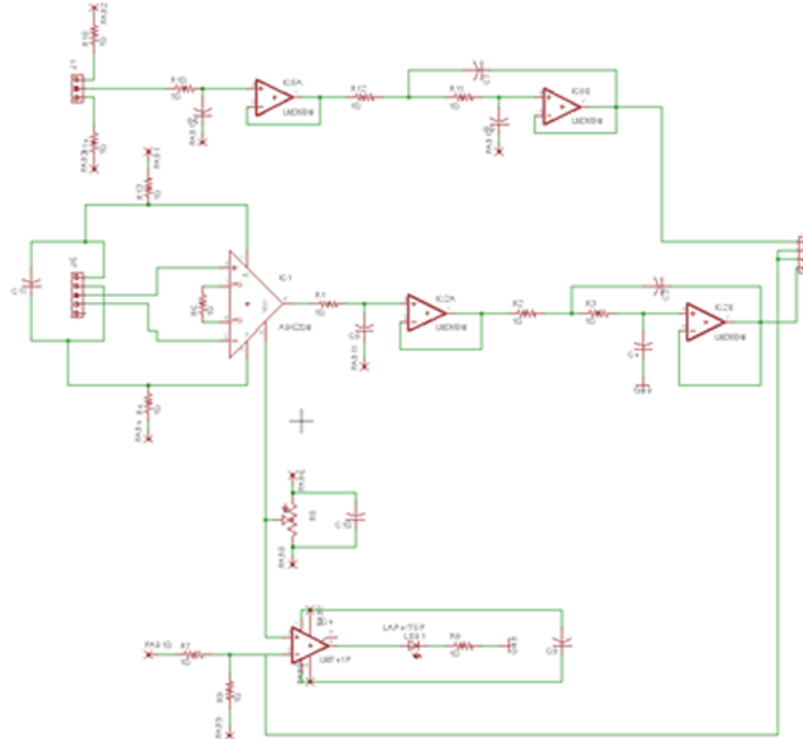


Figura 4.19: Projeto elétrico da placa de condicionamento de sinais.

Uma vez que a resposta dos extensômetros produz variações de tensão da ordem de milivolts, a amplificação de sinal do sensor de força é necessária. Esta amplificação é feita por meio do amplificador operacional *AD620*, da *Analog Devices* (<http://www.analog.com>), que permite amplificar o sinal em até 1000 vezes. A escolha do ganho de amplificação G é feita por meio de um resistor de resistência R_g ligado entre dois terminais do circuito integrado e deve obedecer a seguinte equação:

$$R_g = \frac{49,4k\Omega}{G - 1} \quad (4.5)$$

Assim, a fim de se alcançar o ganho máximo, deve-se selecionar um resistor de aproximadamente $49,4\Omega$. Uma vez que este valor de resistência não é disponível comercialmente, foram utilizados dois resistores, de 100Ω e 120Ω , em paralelo, alcançando-se um valor de resistência de $54,5\Omega$ e um ganho de, aproximadamente, 907.

Uma vez que o antebraço mecânico pode fletir em dois sentidos, é necessário que a tensão de referência do sensor de força esteja na metade do curso de tensão da placa, isto é, sendo V_r a tensão de referência deste sensor, e $-V_{cc}$ e $+V_{cc}$ as tensões de alimentação da placa, deve valer a Equação 4.6, abaixo.

$$V_r = \frac{+V_{cc} + (-V_{cc})}{2} \quad (4.6)$$

A fim de se verificar quando foi atingido o nível de tensão de referência ideal, utilizou-se um componente comparador ligado a um led. A tensão proveniente do potenciômetro é comparada com a tensão de referência e, se for superior a esta, satura positivamente um amplificador operacional, fazendo com que o led acenda. Caso contrário, o amplificador operacional é saturado em $-V_{cc}$ e o led é apagado. A tensão de referência buscada é aquela limiar à mudança de estado do led.

O sinal proveniente do sensor de posição angular não necessita ser amplificado, já que é da ordem de volts.

Para a filtragem dos sinais de ambos os sensores, foram projetados filtros analógicos do tipo passa baixas por meio do software FilterPro, oferecido gratuitamente pela *Texas Instruments* (<http://www.ti.com>). Visto que a frequência de movimentação humana é em geral inferior a 5 Hz (HALL, 2005), e visando manter a simplicidade do circuito e um reduzido tempo de atraso, foram projetados filtros de 1ª ordem e com frequência de corte de 15 Hz, de forma a extrapolar a frequência máxima usual de 5 Hz. A curva de ganho teórica do filtro projetado é exibida na Figura 4.20. O ganho e a fase reais dizem respeito ao filtro implementado com componentes comerciais, e o ganho e fase originais dizem respeito ao filtro originalmente calculado pelo software.

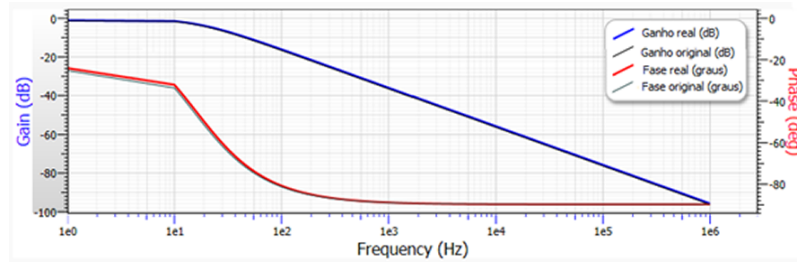


Figura 4.20: Curva de ganho teórica do filtro de primeira ordem.

Os componentes *LM358*, da *Texas Instruments*, foram utilizados como amplificadores operacionais para realização do filtro.

A Figura 4.21 ilustra a placa de condicionamento de sinais disponível antes do início deste projeto e a nova placa de condicionamento de sinais projetada.

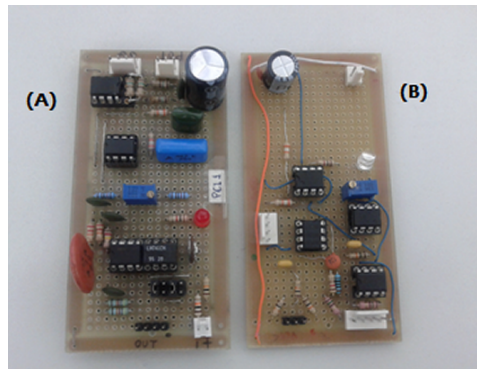


Figura 4.21: Placas de condicionamento de sinais: (A) original; (B) nova.

A nova placa de condicionamento de sinais foi realizada em uma placa furada para montagem de circuitos eletrônicos e, tendo sido validada, foi produzida, também, em circuito impresso, buscando-se eliminar quaisquer curtos circuitos indesejados que pudessem surgir no circuito da placa furada. A Figura 4.22 ilustra o circuito impresso de condicionamento de sinais.

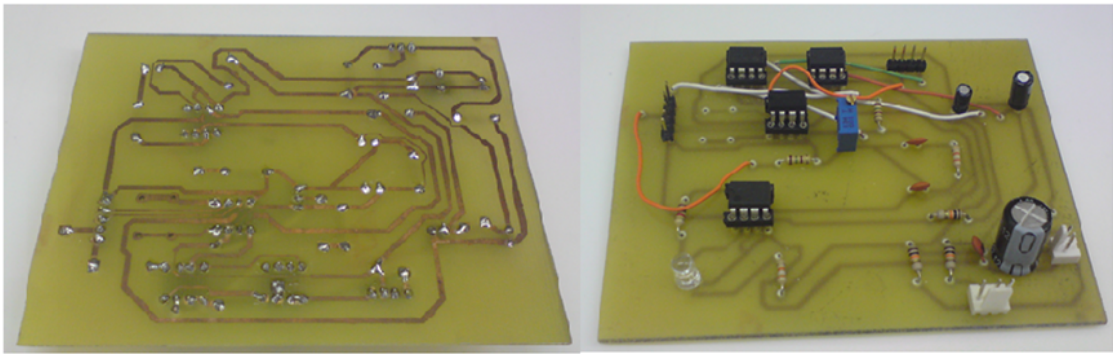


Figura 4.22: Placa de circuito impresso para tratamento de sinais.

4.1.2.2 Eletrônica de amplificação do sinal de controle de velocidade

Foi necessário desenvolver um circuito para a amplificação do sinal de controle de velocidade do *driver*. O *driver* utilizado aceita entradas de até 10 V em sua porta de *setpoint* de velocidade, mas o conversor A/D que comunica o processador ao driver é capaz de fornecer saídas de até 5 V, somente. Assim, houve a necessidade de se ampliar em duas vezes o sinal vindo do processador para que o exoesqueleto pudesse atingir sua velocidade máxima de operação. Utilizando-se um componente LM358, foi implementado o circuito de amplificação mostrado na Figura 4.23.

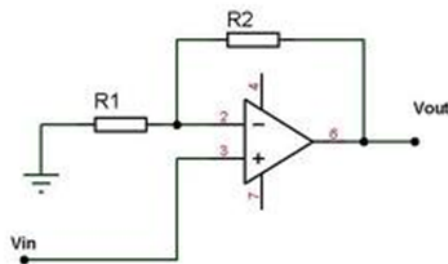


Figura 4.23: Circuito amplificado não inversor.

A Figura 4.23 apresenta um circuito amplificador não inversor. O ganho desse amplificador é determinado escolhendo-se valores de R_1 e R_2 , por meio da seguinte fórmula:

$$A = 1 + \frac{R_1}{R_2} \quad (4.7)$$

onde A é o ganho desejado. Os valores de R_1 e R_2 foram escolhidos de modo a fornecer um ganho de valor 2. O circuito de amplificação do sinal de controle de velocidade foi construído sobre uma placa de circuito furada e encontra-se ilustrado na Figura 4.24.

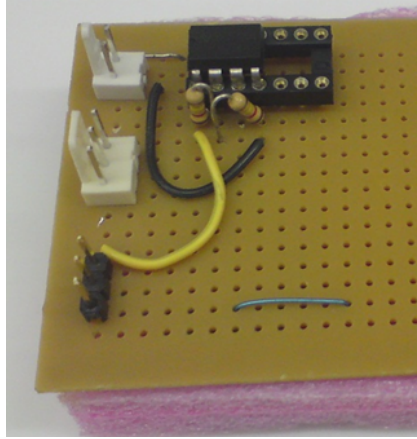


Figura 4.24: Circuito de amplificação do sinal de controle de velocidade.

4.2 Correções mecânicas da plataforma original

4.2.1 Redução da folga mecânica da articulação

Após a construção dos novos antebraços do robô, partiu-se para o tratamento da folga mecânica presente no cotovelo do exoesqueleto. Essa folga era originada por duas fontes distintas: a diferença entre o diâmetro do eixo do cotovelo mecânico e o diâmetro do furo onde este se alojava; e as juntas esféricas presentes na haste metálica que transmite o movimento da castanha para o antebraço. A Figura 4.25 ilustra tais juntas.

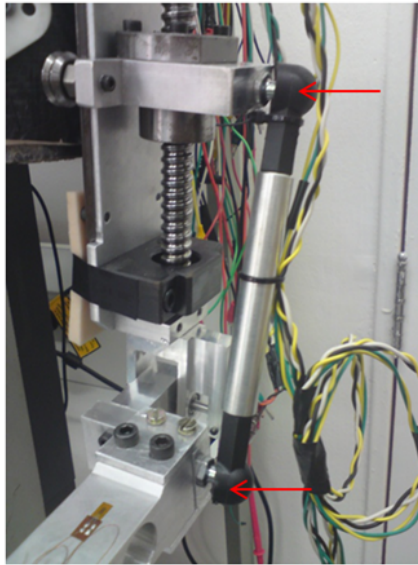


Figura 4.25: Detalhe das juntas esféricas presentes na haste do mecanismo.

Ainda, notou-se que a junta universal utilizada no protótipo original, com um de seus graus de liberdade travado (visando realizar apenas função de junta rotativa), mostrava sinais de desgaste no travamento e permitia ao antebraço movimentar-se em direções indevidas. O cotovelo mecânico presente na plataforma original pode ser visualizado na Figura 4.26.

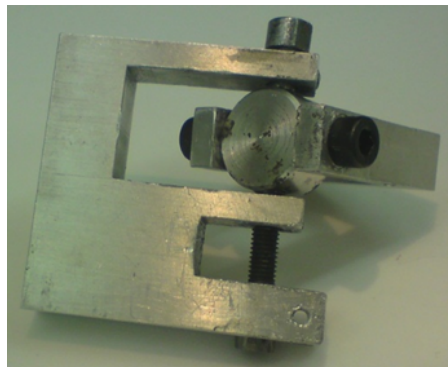


Figura 4.26: Antigo cotovelo mecânico.

A junta universal observada no cotovelo mecânico original visava garantir conforto ao usuário, mas sua utilização passou a prejudicar a mecânica do exoesqueleto. Assim, tendo-se em vista a necessidade de garantir ao exoesqueleto somente um grau de liberdade e considerando-se que a utilização de uma junta universal, ainda que com um de seus graus de liberdade travado, descaracterizaria o mecanismo do robô, optou-se pelo projeto e pela

fabricação de um novo cotovelo mecânico.

Com o objetivo de eliminar uma das fontes de folga mecânica, isto é, a folga entre o eixo e o cotovelo robótico, a nova solução foi concebida com dois mancais de esferas nas extremidades do eixo de rotação e um parafuso para acoplar o eixo à parte móvel da articulação. As Figuras 4.27 e 4.28 apresentam o projeto da nova articulação e o detalhe do acoplamento entre eixo e parte móvel do cotovelo e a peça fabricada, respectivamente.

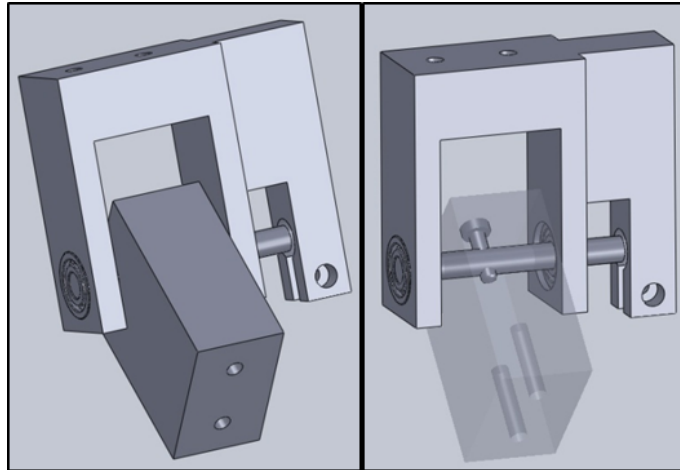


Figura 4.27: Projeto da articulação (esquerda) e detalhe do acoplamento do eixo à parte móvel do cotovelo mecânico (direita).

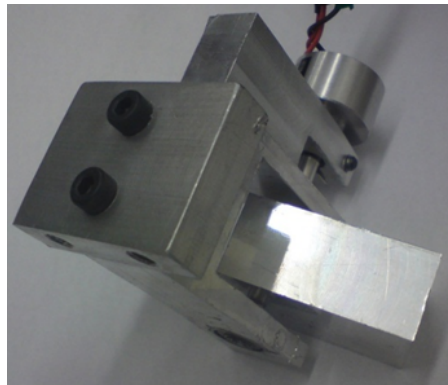


Figura 4.28: Novo cotovelo mecânico fabricado.

Em ensaios realizados após a fabricação da nova articulação foi possível notar por inspeção visual que a folga mecânica havia sido reduzida e que o novo cotovelo restringia o movimento do antebraço a um único grau de liberdade. Com a fabricação do novo cotovelo, a folga mecânica foi reduzida de cerca de 5° para cerca de 3° .

Buscando eliminar a folga mecânica restante, juntas de revolução foram encomendadas para substituir as atuais juntas esféricas utilizadas no robô. Contudo, como as juntas rotativas não haviam sido entregues até a confecção deste texto, não foi possível integrá-las ao exoesqueleto.

4.3 Controladores

A fim de validar a instrumentação desenvolvida para o exoesqueleto e de desenvolver um controlador capaz de perturbar a movimentação do cotovelo humano, três malhas de controle foram desenvolvidas. A primeira malha desenvolvida implementa um controle seguidor, a segunda malha implementa um controle capaz de perturbar o movimento humano, e a terceira malha combina as duas anteriores, dando origem a um controle para o estudo do movimento humano. Uma vez que se dispõe de um *driver* capaz de controlar somente a velocidade, adaptou-se a teoria estudada de controles de impedância, que utilizam controle de torque.

4.3.1 Controle Seguidor

O controle seguidor tem a função de fazer com que o exoesqueleto acompanhe a movimentação humana, de modo a perturbá-la o mínimo possível. É implementado por meio de um controle de força que busca manter nula a força entre o robô e seu usuário. A Figura 4.29 ilustra a lógica de funcionamento do controle seguidor e a Figura 4.30 ilustra a malha de controle desenvolvida em Simulink.

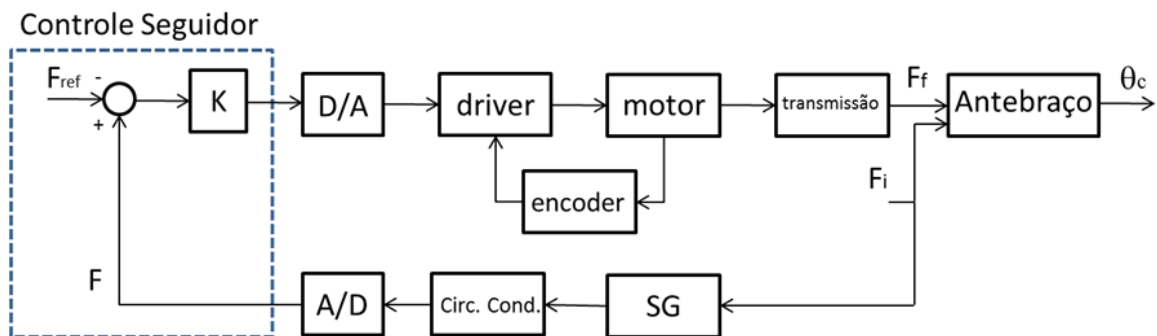


Figura 4.29: Lógica de funcionamento do controle seguidor.

Na malha da Figura 4.29, F_{ref} é o sinal de tensão que representa a força de referência e F é o sinal de tensão que representa a força de interação entre robô e usuário, medido pelo sensor de força e filtrado a partir do circuito de condicionamento. A diferença entre os dois sinais é multiplicada por um ganho K e o sinal resultante é convertido em sinal analógico e enviado ao driver, movimentando o motor. Os sinais F_f e F_i são, respectivamente, a força que o fuso do robô exerce sobre seu antebraço e a força de contato entre o antebraço humano e o antebraço robótico. Finalmente, o sinal θ_c representa a posição angular do cotovelo do exoesqueleto.

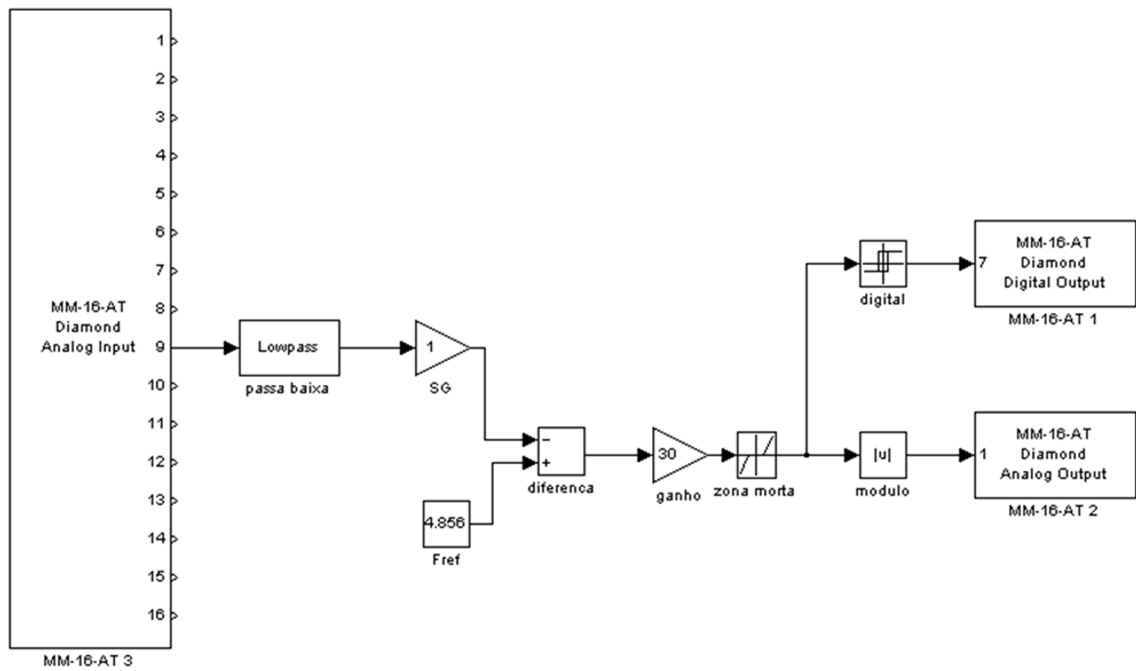


Figura 4.30: Malha de controle seguidor desenvolvida em Simulink.

Conforme se pode notar na Figura 4.30, o sinal proveniente do sensor de força é captado na porta número 9 (nove) do conversor A/D, filtrado por meio de um filtro digital passa baixa do tipo *Butterworth* (frequência de corte 10 Hz) e então comparado com uma força de referência. A força de referência é a força para a qual a interação entre usuário e robô é nula, de sorte a manter o exoesqueleto parado. O sinal resultante dessa diferença é então multiplicado por um ganho e inserido num bloco de zona morta (dead zone). Como a interferência do peso do antebraço robótico sobre o sensor de força varia com sua posição e, visando tornar o controle menos sensível a pequenas forças de interação entre usuário e exoesqueleto, decidiu-se pela utilização do bloco de zona morta (dead zone), que garante uma saída nula para forças de interação pequena, também sendo

útil na anulação do efeito de ruídos. Finalmente, o sinal resultante é separado em um sinal digital, que informa ao driver o sentido de rotação do motor e um sinal analógico, sempre positivo, que informa ao driver a velocidade com a qual a rotação do motor deve se dar. Os valores de F_{ref} , do ganho do controlador e da largura da zona morta foram escolhidos de modo empírico.

Este controlador foi utilizado na etapa de experimentação, descrita no Capítulo 6.

4.3.2 Controle de perturbação do movimento

O controle de perturbação do movimento tem a função de perturbar o movimento do usuário do exoesqueleto. É implementado por meio de um controle de impedância, utilizando os sinais providos dos sensores de força e de posição. A Figura 4.31 ilustra a lógica de funcionamento do controle de perturbação do movimento e a Figura 4.32 ilustra a malha de controle desenvolvida em Simulink.

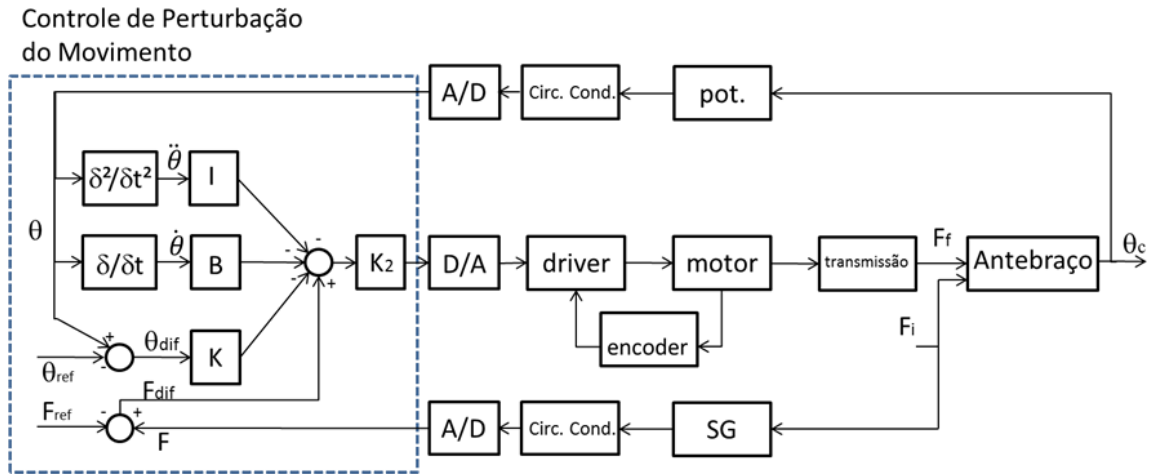


Figura 4.31: Lógica de funcionamento do controle perturbador de movimento.

Na malha da Figura 4.31, F_{ref} e F são sinais analógicos aos vistos na Figura 4.29; θ_{ref} é o sinal de tensão que representa a posição de referência do cotovelo robótico e θ é o sinal de tensão que representa a posição atual do cotovelo robótico, medido pelo sensor de posição e filtrado a partir do circuito de condicionamento. Este sinal é derivado duas vezes, dando origem aos sinais $\dot{\theta}$ e $\ddot{\theta}$, que representam a velocidade angular e a aceleração angular da junta do cotovelo do exoesqueleto, respectivamente. Os sinais θ_{dif} , $\dot{\theta}$ e $\ddot{\theta}$ são então multiplicados respectivamente por K , B e I , que representam, nessa

ordem, a rigidez, viscosidade e inércia desejadas do robô e por fim são comparados com o sinal F_{dif} . A diferença é multiplicada por um ganho K_2 , convertida em sinal analógico e enviada ao *driver*, movimentando o motor. Os sinais F_f , F_i e θ_c são análogos aos explicados anteriormente.

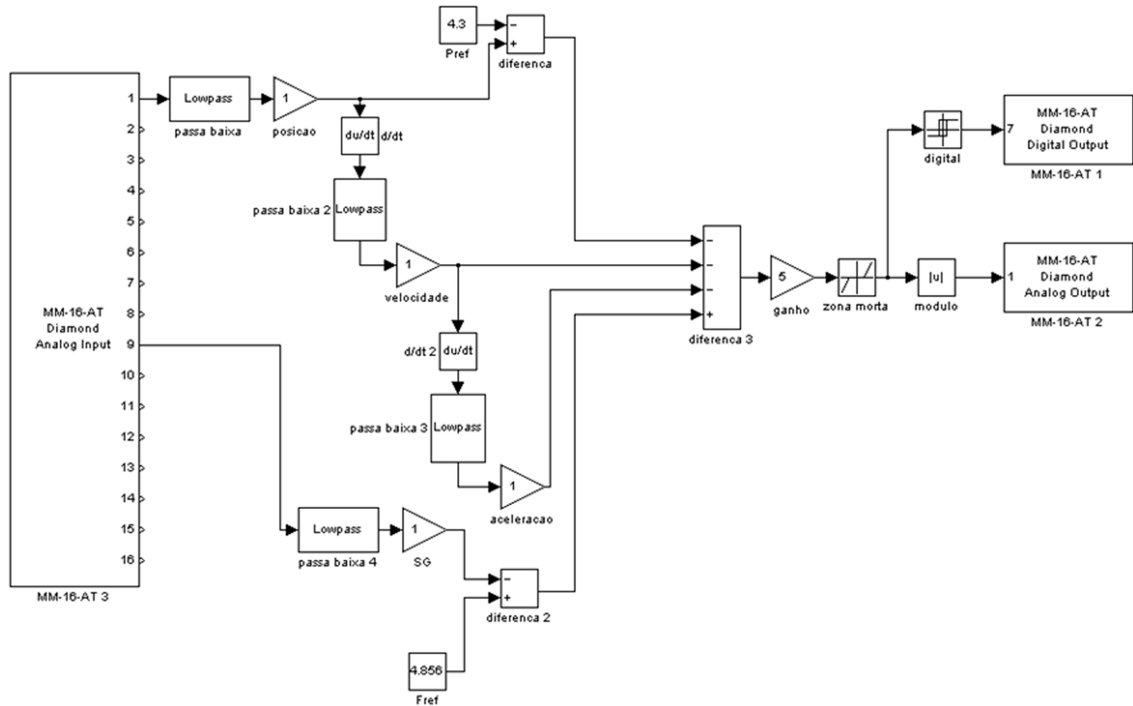


Figura 4.32: Malha de controle perturbador de movimento desenvolvido em Simulink.

Conforme se pode notar na Figura 4.32, o sinal proveniente do sensor de posição é captado na porta número 1 (um) do conversor A/D, filtrado por meio de um filtro digital similar àquele citado e então derivado duas vezes, de forma a produzir sinais de velocidade e de aceleração. Note que após cada derivação, o sinal é filtrado novamente. O sinal de posição é comparado com a posição de referência e então multiplicado por um ganho K , que representa a rigidez desejada para o exoesqueleto. Analogamente, os sinais de velocidade e de aceleração são multiplicados por B e I , respectivamente, ganhos que representam a viscosidade e a inércia desejadas para o exoesqueleto. Esses sinais, somados, compõem a impedância aparente desejada do braço robótico. O sinal de força é captado na porta número 9 (nove) do conversor A/D e também é filtrado digitalmente. Este sinal é então comparado com uma força de referência e então com a impedância aparente desejada do robô. O sinal resultante é modulado por meio de um ganho e então decomposto em um sinal digital e um sinal analógico, que são enviados ao *driver*.

Este controle, em conjunto com o controle seguidor, foi utilizado para produzir um controle para o estudo do movimento humano.

4.3.3 Controle para Estudo do Movimento Humano

O controle de estudo do movimento humano tem a função de permitir o estudo do comportamento da junta do cotovelo humano quando submetido a uma perturbação. É implementado a partir do controle seguidor e do controle de perturbação do movimento.

A Figura 4.33 ilustra a forma como o controle para estudo do movimento humano atua.

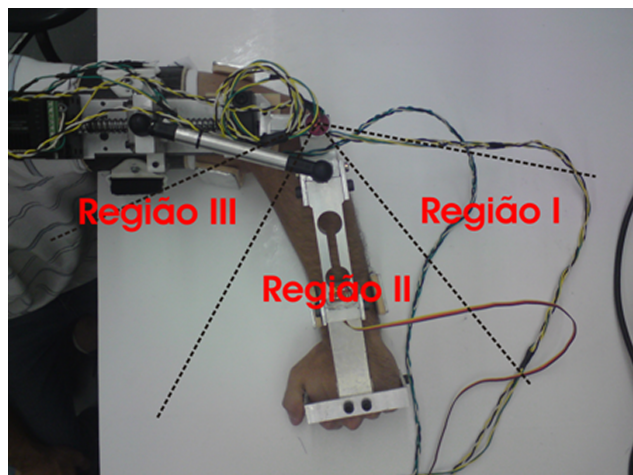


Figura 4.33: Lógica do controle para estudo do movimento.

Vale notar que, na Figura 4.33, a área de alcance do antebraço robótico é dividida em três regiões, I, II e III. Cada uma dessas regiões possui uma lógica de controle distinto. Enquanto nas regiões I e III é utilizada uma malha de controle seguidor semelhante àquela retratada, a região II utiliza uma malha de controle capaz de perturbar o movimento humano. Contudo, esta lógica só é seguida enquanto o usuário realizar movimentos de flexão com seu braço; quando realizar movimentos de extensão, o exoesqueleto apresentará comportamento de seguidor.

A Figura 4.34 ilustra a malha de controle desenvolvida em Simulink.

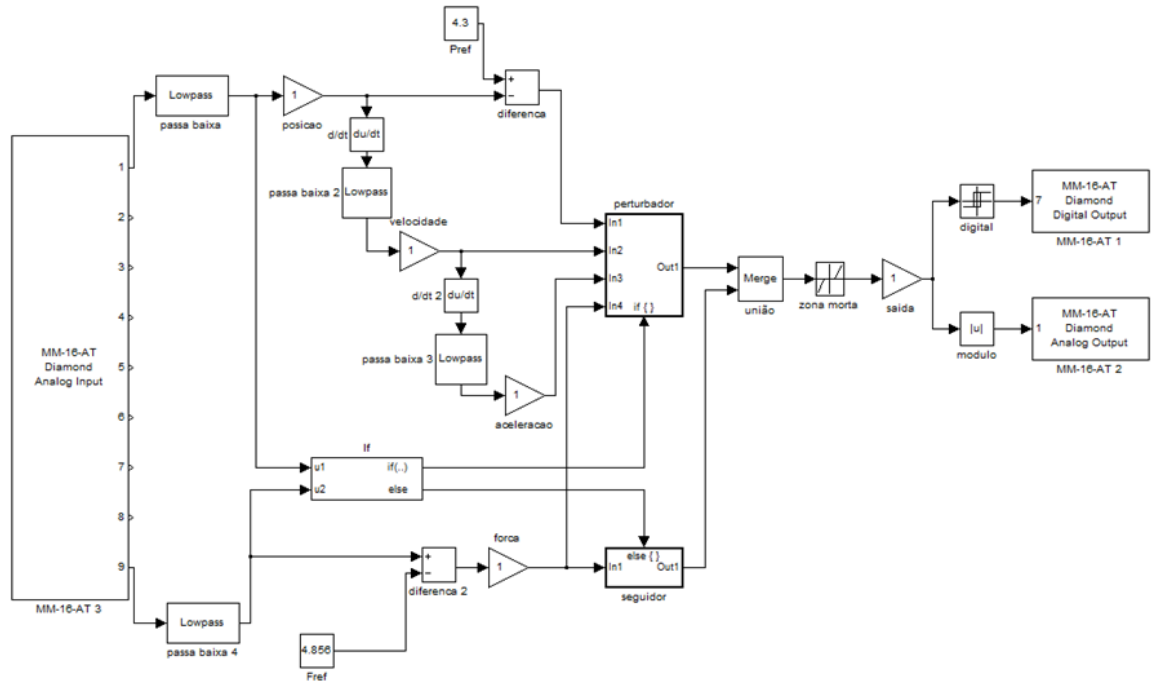


Figura 4.34: Malha de controle para estudo do movimento humano desenvolvido em Simulink.

Conforme se pode notar na Figura 4.34, o sinal proveniente do sensor de posição é captado na porta número 1 (um) do conversor A/D, filtrado por meio de um filtro digital similar àquele citado e então derivado duas vezes, de forma a produzir sinais de velocidade e de aceleração. Além disso, após cada derivação, o sinal é filtrado novamente. O sinal de posição é inserido num bloco de caso (*if*), que analisa em qual das regiões do espaço do exoesqueleto se encontra (região I, II ou III) e responde de acordo. Caso o antebraço se encontre nas regiões I ou III, o fluxo de controle segue para um bloco que implementa o controle seguidor. Caso contrário, o fluxo de controle segue para um bloco que implementa o controle de perturbação do movimento. O sinal de saída é modulado por meio de um ganho e então decomposto em um sinal digital e um sinal analógico, que são enviados ao *driver*.

Este controlador foi utilizado na etapa de experimentação, descrita no Capítulo 6.

Capítulo 5

Resultados

Este capítulo dedica-se a apresentar os resultados dos testes de validação realizados sobre a nova instrumentação do exoesqueleto e sobre os novos circuitos eletrônicos de condicionamento de sinais e de amplificação do sinal de controle de velocidade. Ainda, exibe os resultados experimentais obtidos.

5.1 Testes de calibração e validação

5.1.1 Sensor de força

Os primeiros testes visaram validar a instrumentação das duas soluções encontradas para o sensoramento da força de interação entre usuário e exoesqueleto (Solução A e Solução C, conforme descritas nas Seções 4.1.1.1 e 4.1.1.3). Para tanto, o teste de cargas foi realizado para cada uma das soluções: enquanto uma das extremidades dos antebraços foi mantida engastada, a outra foi submetida a cargas constantes de 1,4 kg, 3,3 kg e 6,5kg.

As figuras 5.1, 5.2 e 5.3 comparam o desempenho das duas novas soluções desenvolvidas com o desempenho da instrumentação de força antiga.

Os fatores de conversão de tensão elétrica, em volts, para força, em newtons, é de 44,3 N/V para a Solução A e 11,4 N/V para a Solução C.

Os ruídos relativos das Soluções A e C foram analisados a partir das Equações 4.1 e 4.2. Os resultados da análise encontram-se nas Tabelas 5.1 e 5.2.

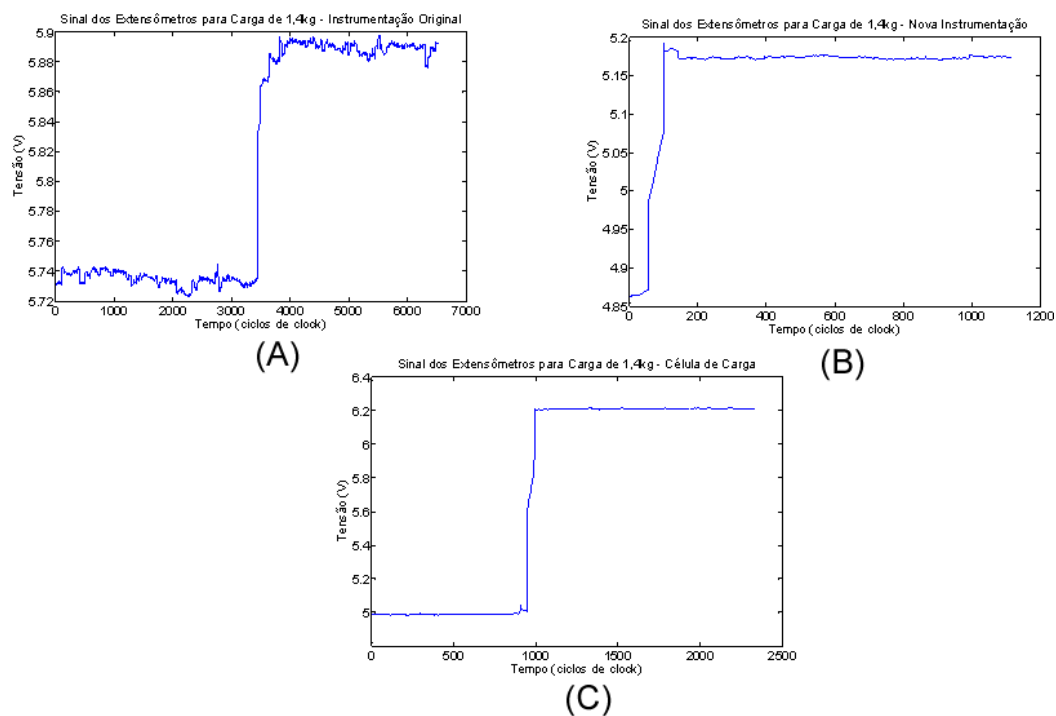


Figura 5.1: Resposta do sensor de força à carga de 1,4 kg: (A) com instrumentação antiga; (B) com a Solução A; (C) com a Solução C.

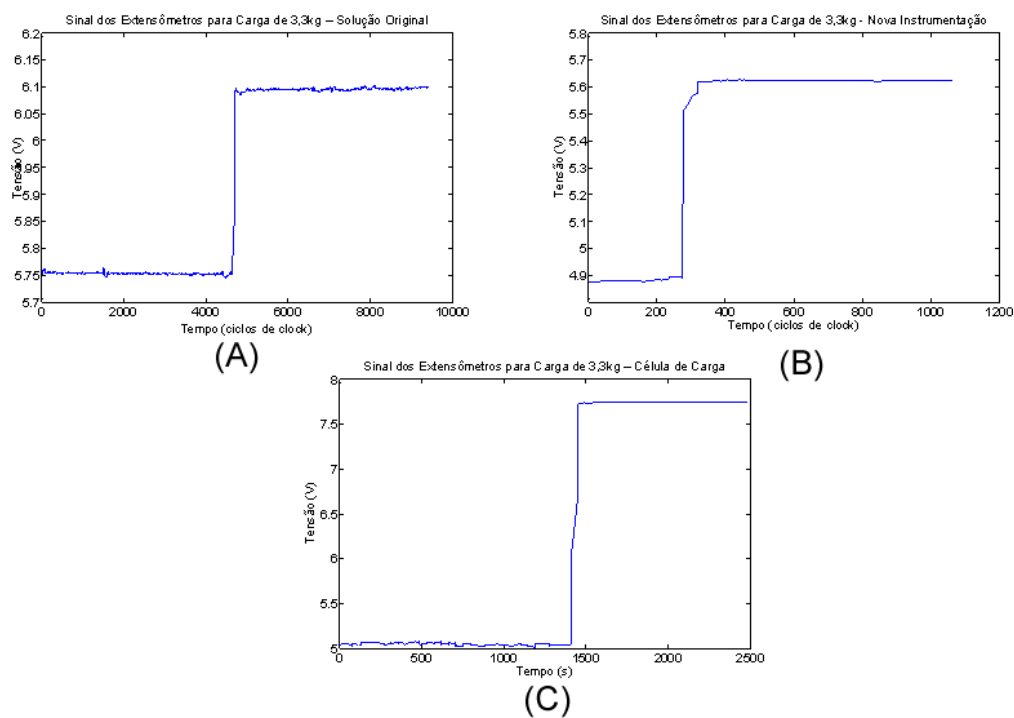


Figura 5.2: Resposta do sensor de força à carga de 3,3 kg: (A) com instrumentação antiga; (B) com a Solução A; (C) com a Solução C.

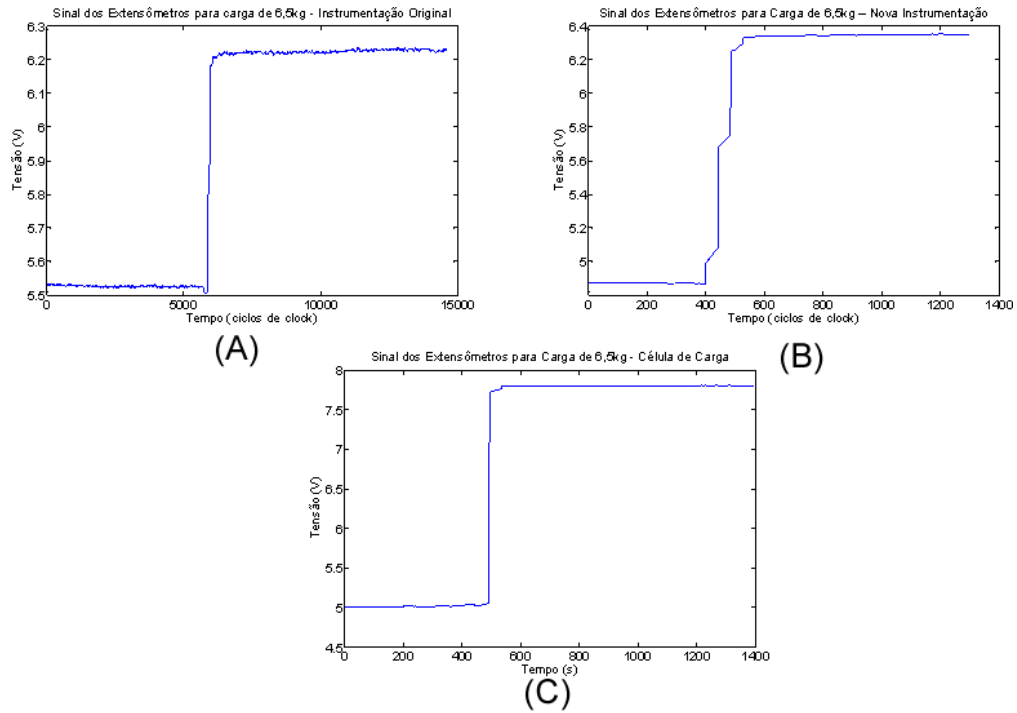


Figura 5.3: Resposta do sensor de força à carga de 6,5 kg: (A) com instrumentação antiga; (B) com a Solução A; (C) com a Solução C.

Cargas	Ruído máximo relativo		
	Instrumentação antiga	Solução A	Solução C
1,4 kg	13%	2,3%	0,5%
3,3 kg	4,5%	0,8%	0,1%
6,5 kg	4,5%	0,8%	0,1%

Tabela 5.1: Comparação dos ruídos máximos relativos dos sensores de força.

Cargas	Relação Sinal Ruído - SNR (dB)		
	Instrumentação antiga	Solução A	Solução C
1,4 kg	63,28	68,92	69,01
3,3 kg	67,68	71,23	73,88
6,5 kg	62,55	67,30	77,17

Tabela 5.2: Comparação dos ruídos relativos dos sensores de força.

Nota-se que os resultados obtidos com as Soluções A e C superam em todos os casos os resultados alcançados com a instrumentação de força antiga. Ainda, os resultados obtidos através da Solução C são melhores em comparação com os resultados obtidos pela Solução A. O estudo mostra que foi possível realizar uma medição de força adequada mesmo quando os extensômetros foram colados diretamente sobre o antebraço mecânico. Assim, ainda que seja preferível a utilização de uma estrutura dedicada à medição de deformações (como é o caso da célula de carga), esta não é imprescindível na medição da força de interação entre robô e usuário.

Analisando-se as figuras, notou-se ainda que a solução com a célula de carga (Solução C) saturou em 8 V para as cargas de 3,3 kg e 6,5 kg. Isto significa que o sensor está muito sensível, e que produz grandes variações de tensão para pequenas cargas. Este problema pode ser contornado instalando-se um jumper na placa de condicionamento de sinais que permita alterar o fator de ganho fornecido pelo amplificador operacional. Notou-se ainda que o sensor não saturou em 10 V, como se poderia esperar. Isso se deve ao fato de que os componentes AD620 e LM358 não são *rail-to-rail*, isto é, não conseguem fornecer tensões de saída correspondentes aos valores máximos de alimentação (0 e 10 V). A figura 5.4 ilustra a faixa de tensões alcançadas forçando-se manualmente a extremidade livre do antebraço da Solução C.



Figura 5.4: Extremos de operação do sensor de força instrumentado na célula de carga.

As tensões alcançadas foram de, aproximadamente, 0 V, no limite inferior e 8 V, no limite superior, para uma tensão de referência de 4,5 V. Isto equivale a uma saturação superior de 40 N e uma saturação inferior de 52 N.

A fim de se analisar o desempenho do sensor de força com o exoesqueleto equipado ao corpo humano, o histórico da força de interação entre o robô e seu usuário foi adquirido

enquanto este executava movimentos de flexão e extensão com seu antebraço. Para que o usuário fosse capaz de movimentar o exoesqueleto, o controle seguidor foi utilizado. Os históricos dos sinais de saída dos sensores de força foram armazenados para ambas as Soluções A e C e seguem ilustrados nas Figuras 5.5 e 5.6.

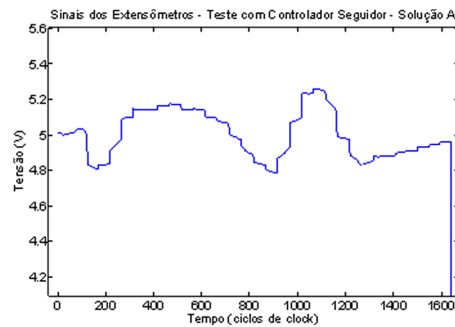


Figura 5.5: Histórico de tensão de interação com controle seguidor – Solução A.

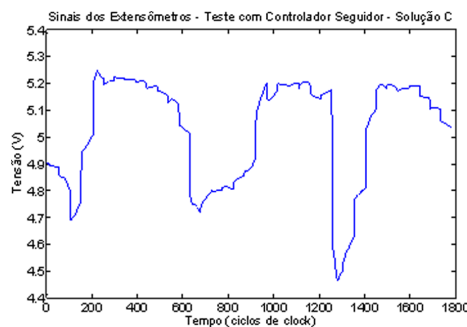


Figura 5.6: Histórico de tensão de interação com controle seguidor – Solução C.

Notou-se que o usuário foi capaz de movimentar o exoesqueleto com facilidade, e os níveis de tensão se mantiveram entre 4,7V e 5,3V para a Solução A e entre 4,5V e 5,2V para a Solução C.

5.1.2 Sensor de posição

Foi testada, ainda, a resposta do sensor de posição. O exoesqueleto foi movimentado com uma excitação de entrada de formato de onda quadrada e os sinais de posição angular, velocidade angular e aceleração angular foram adquiridos por meio do processador. A velocidade angular foi calculada a partir do sinal de posição angular, filtrado por um filtro passa baixa e então derivado. Analogamente, a aceleração angular foi calculada a

partir do sinal de velocidade angular, filtrado por um filtro passa baixa e então derivado. As figuras 5.7, 5.8 e 5.9 abaixo comparam o desempenho alcançado com a nova placa de condicionamento de sinais com o desempenho da placa de condicionamento original.

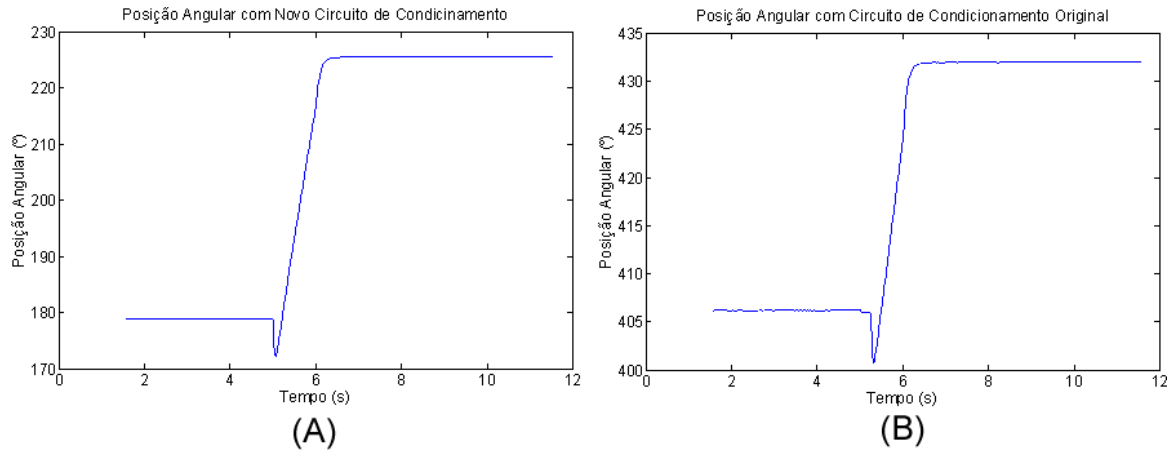


Figura 5.7: (A) Posição angular com nova placa de condicionamento; (B) Posição angular com placa de condicionamento original.

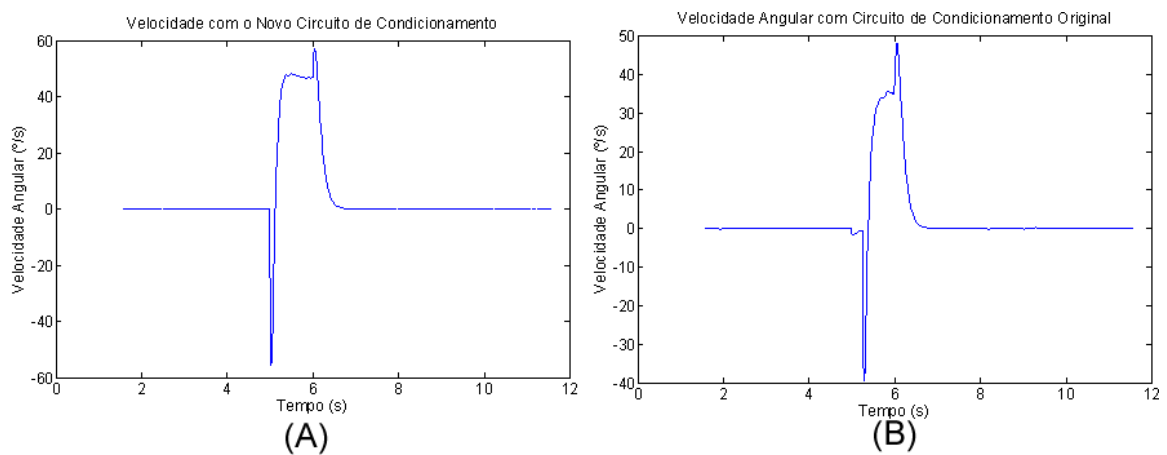


Figura 5.8: (A) Velocidade angular com nova placa de condicionamento; (B) Velocidade angular com placa de condicionamento original.

Nota-se que os resultados alcançados com ambas as instrumentações são semelhantes e satisfatórios. Os picos observados nos sinais são provocados pela brusca variação da tensão de controle enviada ao *driver*, inerente de um sinal do tipo onda quadrada.

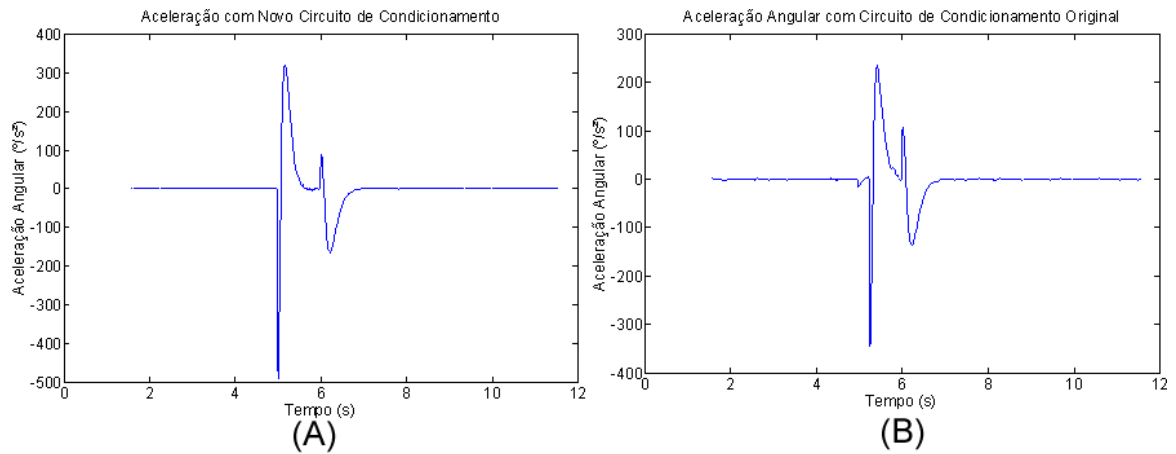


Figura 5.9: (A) Aceleração angular com nova placa de condicionamento; (B) Aceleração angular com placa de condicionamento original.

A fim de analisar a alteração que o circuito de amplificação do sinal de controle de velocidade surtia sobre a velocidade de movimentação do exoesqueleto, realizou-se o seguinte teste: o robô foi excitado por meio de uma onda quadrada durante 1 segundo, período no qual desempenhou sua velocidade máxima, primeiramente sem amplificação de sinal de controle de velocidade (tensão máxima de 5 V) e então com o circuito de amplificação (10 V). Os sinais obtidos seguem mostrados nas Figuras 5.10 e 5.11.

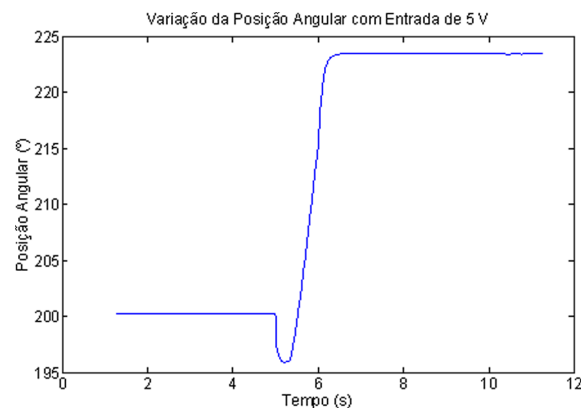


Figura 5.10: Resposta do exoesqueleto para sinal de entrada de 5V.

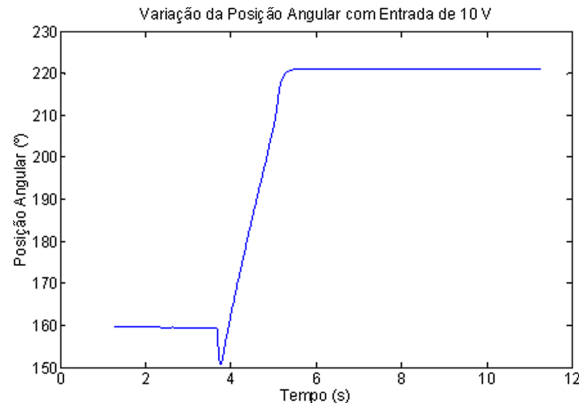


Figura 5.11: Resposta do exoesqueleto para sinal de entrada de 10V.

A análise dos dados permitiu notar que a velocidade foi, de fato, alterada, passando de cerca de $35^\circ/s$ para cerca de $45^\circ/s$. A velocidade alcançada aproxima-se da velocidade máxima calculada para o robô durante sua fase de projeto (YASUTOMI; MIRANDA, 2011). Conforme explicado anteriormente, os picos observados nos sinais são provocados pelo tipo de onda utilizada para excitar o exoesqueleto.

5.2 Experimentos

Uma vez validadas a montagem mecânica e a instrumentação do exoesqueleto, deu-se início a etapa de experimentação. Todos os algoritmos de controle utilizados nos experimentos foram descritos anteriormente nessa monografia (Capítulo 4). Todos os experimentos foram realizados utilizando-se o antebraço descrito na Solução C (Capítulo 4) e encontram-se divididos em três grupos:

1. Testes iniciais com o exoesqueleto: validação do funcionamento
2. Testes iniciais com o equipamento de eletromiografia: validação do funcionamento
3. Testes com o exoesqueleto e com o equipamento de eletromiografia: análise comportamental

Os experimentos foram realizados com uma pessoa saudável que participou do desenvolvimento do projeto. Para que se possa fazer testes com mais indivíduos, está sendo encaminhado um pedido a um Comitê de Ética em Pesquisa.

5.2.1 Testes iniciais com o exoesqueleto

Os objetivos visados nesta série de testes foram o de validar o funcionamento dos algoritmos de controle desenvolvidos e o de analisar o desempenho do exoesqueleto. Consta de testes que envolvem o uso do algoritmo de controle seguidor e do algoritmo de controle para perturbação do movimento.

5.2.1.1 Exoesqueleto com controle seguidor

Com estes testes verificou-se a capacidade do exoesqueleto em acompanhar o movimento do braço humano quando este desempenha sua velocidade máxima.

O robô foi programado com o controle seguidor de força.

Um dos integrantes do grupo vestiu o exoesqueleto e, sobre uma plataforma de teflon devidamente lubrificada (a fim de se reduzir o atrito de contato) foi instruído a realizar movimentos de flexão e extensão do braço o mais rapidamente possível. A Figura 5.12 a seguir apresenta a situação explicada anteriormente.

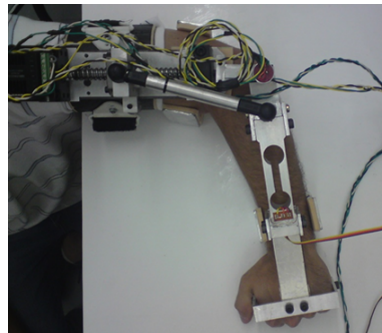


Figura 5.12: Fotografia tirada durante a realização do teste inicial.

O teste foi repetido duas vezes. Em um dos testes, o circuito de amplificação do sinal de velocidade do exoesqueleto não foi utilizado, e este manteve velocidade máxima de cerca de $35^\circ/s$ (Teste 1A); no outro teste, o circuito foi utilizado e o robô alcançou velocidade máxima de aproximadamente $45^\circ/s$ (Teste 1B).

As figuras 5.13, 5.14, 5.15, 5.16, 5.17 e 5.18 apresentam os históricos de posição angular, velocidade angular e força de interação para os dois testes.

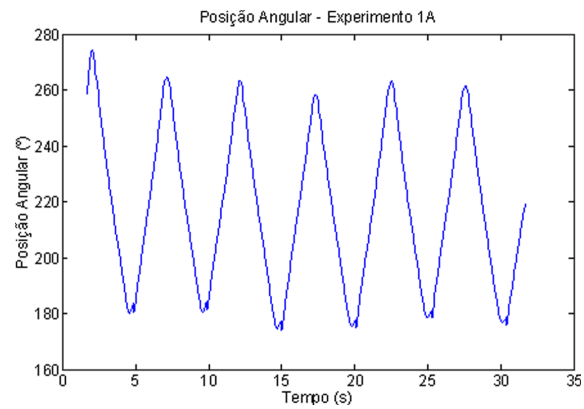


Figura 5.13: Histórico de posição angular durante o experimento 1A.

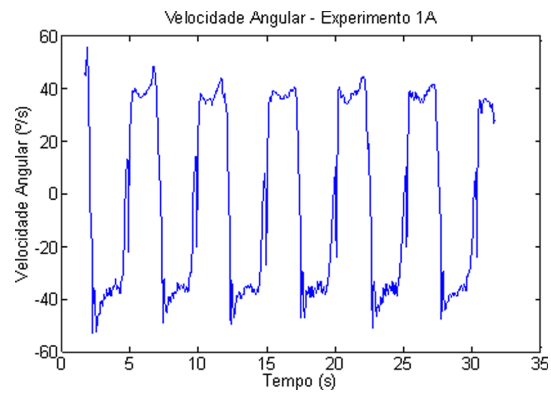


Figura 5.14: Histórico de velocidade angular durante o experimento 1A.

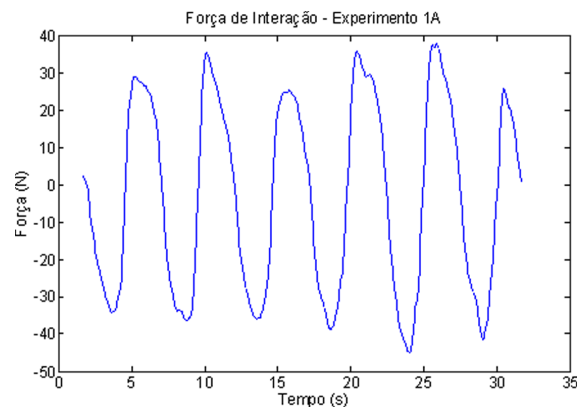


Figura 5.15: Histórico de força de interação durante o experimento 1A.

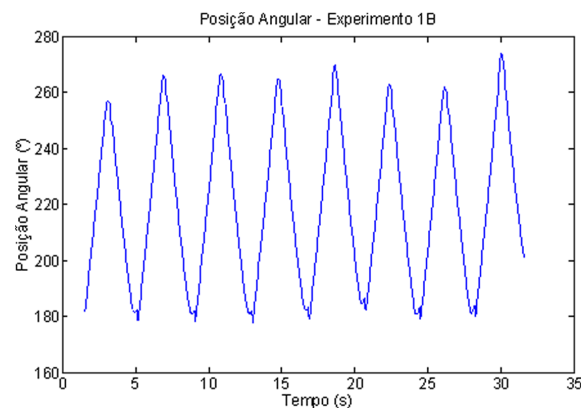


Figura 5.16: Histórico de posição angular durante o experimento 1B.

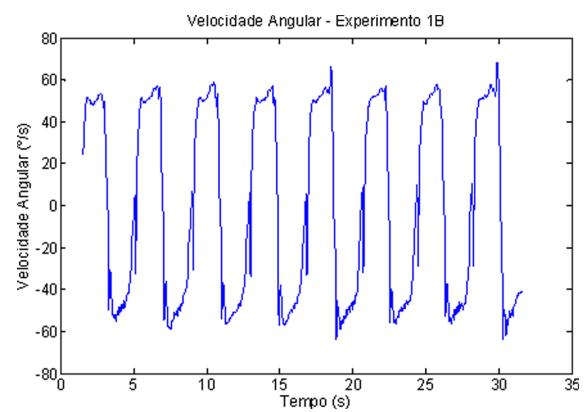


Figura 5.17: Histórico de velocidade angular durante o experimento 1B.

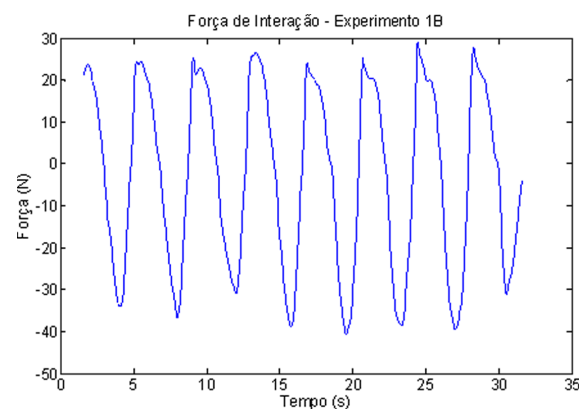


Figura 5.18: Histórico de força de interação durante o experimento 1B.

De acordo com o relato do usuário que realizou o experimento, foi possível sentir uma força resistente que se opunha ao movimento durante ambos os testes. Partindo-se do pressuposto que o controle seguidor de força não deve perturbar o movimento do usuário, concluiu-se que nem mesmo quando o equipamento desenvolve sua velocidade máxima é capaz de acompanhar a velocidade máxima do movimento humano. Algumas maneiras de se aumentar a velocidade máxima do exoesqueleto seriam:

- Aumentar a corrente elétrica do motor;
- Diminuir a relação de redução imposta pela transmissão.

5.2.1.2 Exoesqueleto com controle para perturbação do movimento

Com estes testes verificou-se a capacidade do exoesqueleto de perturbar o movimento humano. O robô foi programado com o controle para estudo do movimento humano. A inércia escolhida para o teste foi de uma rigidez pura, de ordem de grandeza de $1N/^{\circ}$, e a velocidade máxima do robô foi de aproximadamente $35^{\circ}/s$.

Foram realizados dois testes. No primeiro dos testes, o usuário foi instruído a realizar, sobre uma plataforma de teflon devidamente lubrificada, movimentos lentos de flexão e extensão com seu braço (Teste 2A). No outro teste, o experimento foi repetido, mas o usuário foi instruído a mover-se com a máxima velocidade possível (Teste 2B).

As figuras 5.19, 5.20 e 5.21 exibem, respectivamente, os históricos de posição, de velocidade e de força de interação obtidos para o primeiro teste.

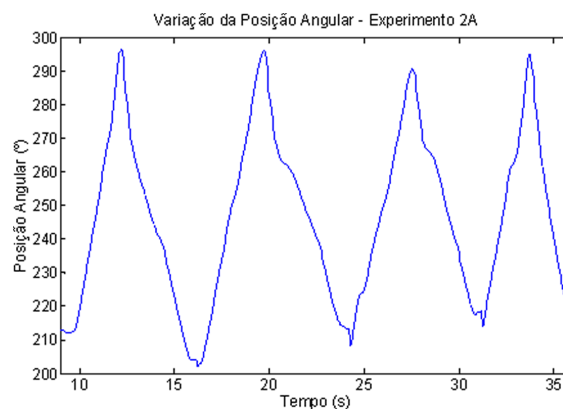


Figura 5.19: Posição angular do mecanismo durante o teste 2A.

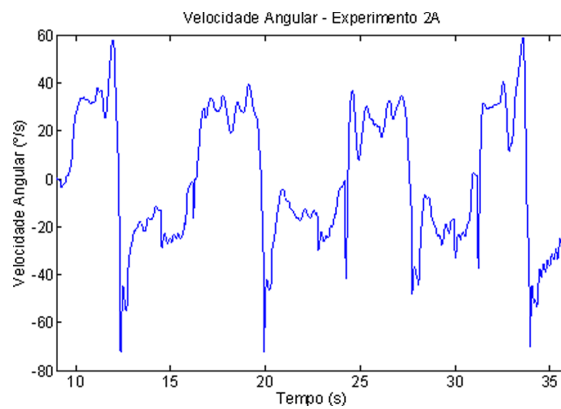


Figura 5.20: Velocidade angular do mecanismo durante o teste 2A.

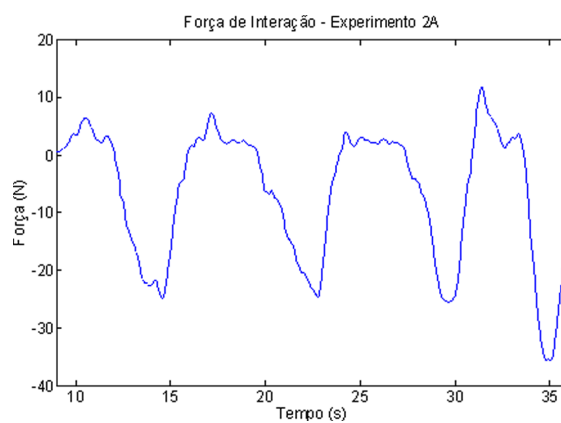


Figura 5.21: Força de interação durante o teste 2A.

Neste experimento, o exoesqueleto atuou como seguidor para forças crescentes (extensão) e como perturbador de movimento para forças decrescentes (flexão). Experimentos semelhantes no sentido de que busca-se mudar a impedância aparente de um exoesqueleto de membro superior são descritos em (RUIZ et al., 2006). Na Figura 5.21 é possível notar que o exoesqueleto foi capaz de atrapalhar o movimento humano: enquanto o robô atua como seguidor, a força de interação permanece inferior a 14 N; no sentido do movimento perturbado pelo exoesqueleto, a força de contato entre usuário e robô aumenta em módulo, alcançando o valor de 42 N (valor absoluto).

Os picos observados no sinal do histórico de velocidade angular (Figura 5.20) se devem à rápida variação da tensão de controle enviada ao *driver*.

As Figuras 5.22, 5.23 e 5.24 exibem, respectivamente, os históricos de posição, de velocidade e de força de interação obtidos para o segundo teste.

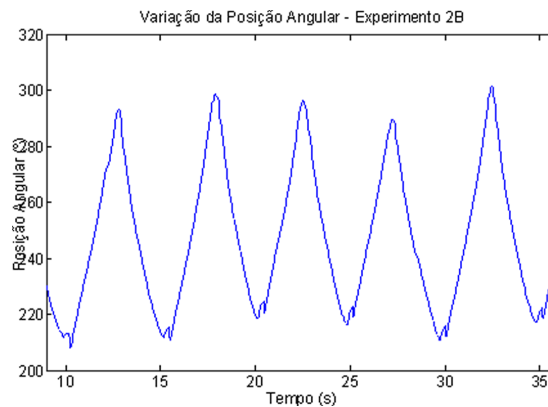


Figura 5.22: Posição angular do mecanismo durante o teste 2B.

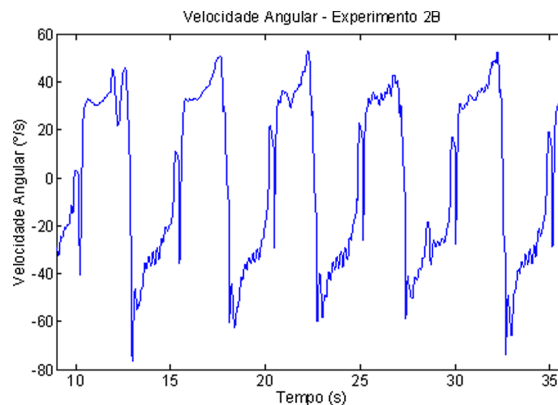


Figura 5.23: Velocidade angular do mecanismo durante o teste 2B.

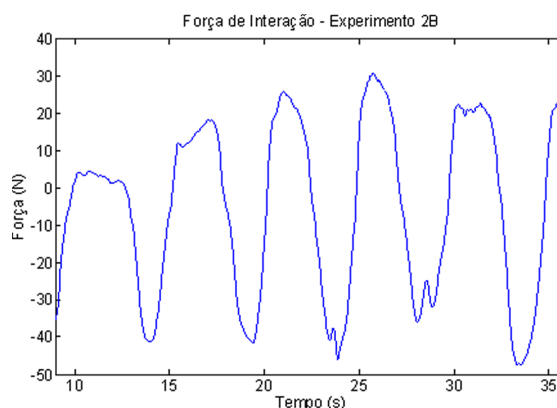


Figura 5.24: Força de interação durante o teste 2B.

Os resultados obtidos neste teste foram semelhantes aos obtidos no Teste 2A, mas fornecem algumas informações adicionais.

Neste experimento, o exoesqueleto atuou como seguidor para forças crescentes (extensão) e como perturbador de movimento para forças decrescentes (flexão).

Analisando-se os históricos de posição do teste 2A, é possível notar regiões nas quais o exoesqueleto perturba o movimento humano, fenômeno que transparece como uma atenuação da inclinação da curva de posição angular. Contudo, no teste 2B, essa atenuação característica da perturbação do movimento torna-se menos visível e, em alguns casos, impossível de ser notada. Isso significa que para altas velocidades, com a dada impedância aparente escolhida para o robô, a principal perturbação passa a ser o limite de velocidade do exoesqueleto, e não o torque de oposição que o motor braço mecânico desempenha. Essa análise condiz com relatos do usuário que participou do experimento, que constatou que a perturbação imposta pelo robô tornava-se menos aparente para movimentos rápidos do braço humano.

Observando-se o histórico de velocidade obtido no teste 2B e, comparando-o àquele obtido no teste 2A, nota-se que a velocidade máxima atingida em ambos os sentidos de movimento são próximas. Isto é, ainda que o teste 2B tenha sido realizado com uma velocidade de movimento superior àquela desempenhada no teste 2A, a velocidade máxima alcançada em ambos é quase a mesma, o que sugere que a velocidade máxima alcançada é, na realidade, a velocidade máxima do exoesqueleto. Deve-se recordar que os picos observados no sinal do histórico de velocidade angular (Figura 5.23) são causados pela

abrupta variação da tensão de controle enviada ao *driver*.

O histórico da força de interação é condizente com a conclusão obtida a partir da observação dos históricos de velocidade. Enquanto o robô atua como seguidor, a tensão que representa a força de interação alcança valor máximo de 36 N e, no sentido do movimento perturbado pelo exoesqueleto, alcança 55 N. Isto significa que o exoesqueleto ainda foi capaz de perturbar o movimento humano no sentido desejado. Contudo, comparando-se os históricos de força de interação alcançados durante a fase de seguidor do robô em ambos os experimentos, o valor máximo observado no experimento 2B é consideravelmente superior àquele observado no experimento 2A. Daí conclui-se que a velocidade do exoesqueleto foi, de fato, o fator limitante para o movimento humano.

O histórico de posição registrado mostrou que, mesmo com a limitação de velocidade do exoesqueleto, o usuário foi capaz de realizar mais ciclos de movimento no teste 2B em comparação ao teste 2A.

Por fim, verificou-se se o exoesqueleto perturbava o movimento da maneira esperada. Para tanto, buscou-se obter graficamente a rigidez aparente escolhida para o robô, dividindo-se o sinal de força de perturbação exercida pelo exoesqueleto pelo sinal de posição angular da junta do cotovelo robótico. Os resultados obtidos para os dois experimentos foram semelhantes e seguem ilustrados na Figura 5.25.

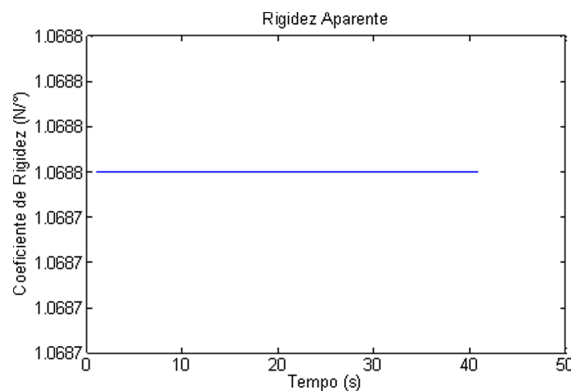


Figura 5.25: Rigidez aparente do exoesqueleto nos experimentos 2A e 2B.

O resultado confirma que o robô foi capaz de manter uma perturbação de rigidez constante e de módulo desejado durante os experimentos.

5.2.2 Testes com sinais EMG

Ainda que o desenvolvimento de um controle por sinais eletromiográficos não seja tratado neste trabalho, decidiu-se pelo estudo das atividades musculares de cada músculo envolvido na movimentação da junta do cotovelo humano. Este estudo tem duas finalidades: fornecer dados para o futuro desenvolvimento de uma malha de controle baseada em sinais EMG e analisar a interferência do exoesqueleto sobre estes sinais.

5.2.2.1 Testes com o equipamento de eletromiografia

O objetivo desta fase de testes foi o de validar o funcionamento do equipamento de eletromiografia disponível no laboratório de Biomecatrônica (Figura 5.26). Para tanto, os sinais EMG dos músculos envolvidos na movimentação da junta do cotovelo da pessoa estudada foram adquiridos enquanto essa fazia movimentos de contração máxima voluntária com seu braço.



Figura 5.26: Equipamento para aquisição de sinais eletromiográficos (figura retirada de (Vários autores,)).

O equipamento da marca BTS Bioengineering, mostrado na Figura 5.27, é composto por 16 sondas para captação de sinais, uma unidade móvel para recebimento de dados via *wi-fi* e um software para programação do sistema e aquisição de dados.



Figura 5.27: Sondas para captação de sinal EMG (direita) e unidade móvel receptora *wi-fi* (esquerda).

As sondas, não invasivas, devem ser posicionadas nos grupos musculares do paciente a ser estudado. Todos os sinais de contração e relaxamento dos músculos são captados pelos sensores e enviados para a central de recebimento de dados via tecnologia *wi-fi*. Uma vez conectada ao computador, esta central é capaz de transferir todos os dados obtidos durante o experimento.

De acordo com (FRERIKS; HERMENS, 2000), algumas precauções devem ser tomadas para que a utilização do equipamento apresente resultados confiáveis, como a preparação da pele do paciente para posterior fixação dos eletrodos e o posicionamento correto das sondas ao longo dos músculos a serem estudados.

A obtenção de sinais eletromiográficos estáveis e pouco ruidosos está diretamente relacionada ao contato dos sensores com a pele do usuário. Buscando-se obter sinais EMG de boa qualidade, as seguintes medidas foram tomadas:

- Remoção local dos pelos (Figura 5.28, esquerda).
- Assepsia da região com álcool (Figura 5.28, direita).
- Utilização de gel condutor (presente nos eletrodos)

Visando-se estudar apenas os músculos envolvidos na movimentação da junta do cotovelo, os sensores foram posicionados sobre os seguintes grupos musculares: *biceps brachii* e *triceps brachii* (grupos principais) e *trapezius descendens* e *erector spinae* (grupos secundários).

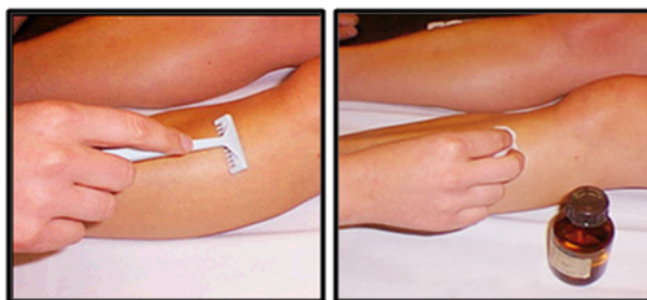


Figura 5.28: Preparação da pele para recebimento de eletrodos: à esquerda, remoção local dos pelos, à direita, assepsia da região com álcool (retirada de (FRERIKS; HERMENS, 2000)).

Os músculos citados acima e o posicionamento correto dos sensores são mostrados na Figura 5.29 (FRERIKS; HERMENS, 2000).

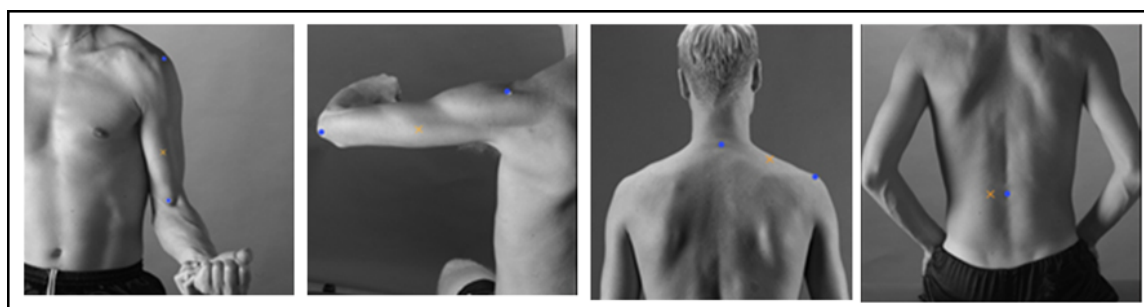


Figura 5.29: Grupos musculares *bíceps brachii*, *tríceps brachii*, *trapezius descendens* e *erector spinae*, respectivamente, e posicionamento adequado do sensor EMG para cada grupo muscular (retirada de (FRERIKS; HERMENS, 2000)).

O posicionamento das sondas sobre a pessoa estudada foi realizado de forma simétrica sobre ambos os lados de seu corpo. As Figuras 5.30 e 5.31 ilustram as sondas já posicionadas sobre os grupos musculares citados.

Após a fase de preparação e montagem iniciou-se o teste de validação. O teste consistiu na realização de movimentos de contração máxima de cada grupo muscular separadamente e os resultados obtidos seguem representados nas Figuras 5.32 e 5.33.

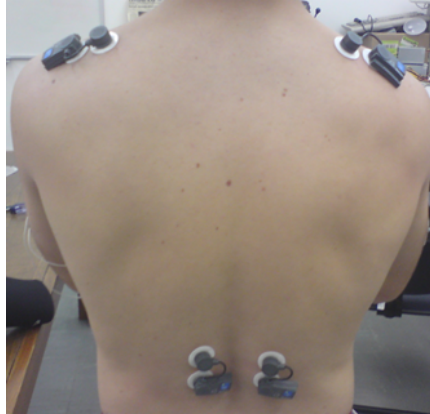


Figura 5.30: Posicionamento dos sensores eletromiográficos nos grupos musculares *trapezius descendens* e *erector spinae*.



Figura 5.31: Posicionamento dos sensores eletromiográficos nos grupos musculares *bíceps brachii* e *tríceps brachii*.

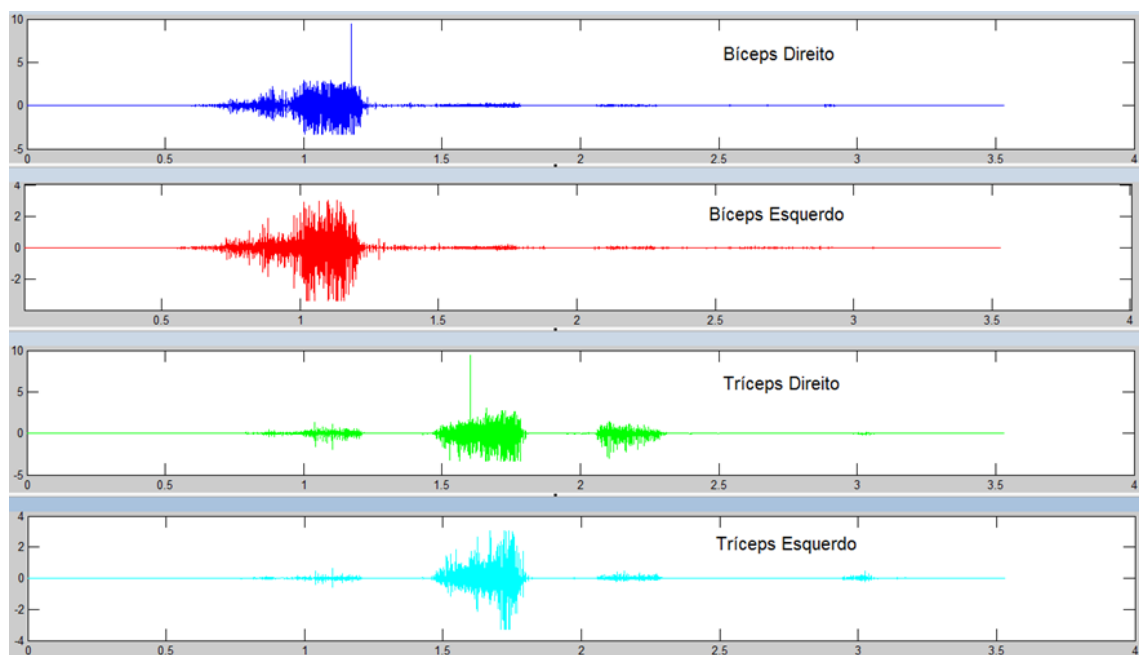


Figura 5.32: Sinais eletromiográficos obtidos para os grupos musculares principais.

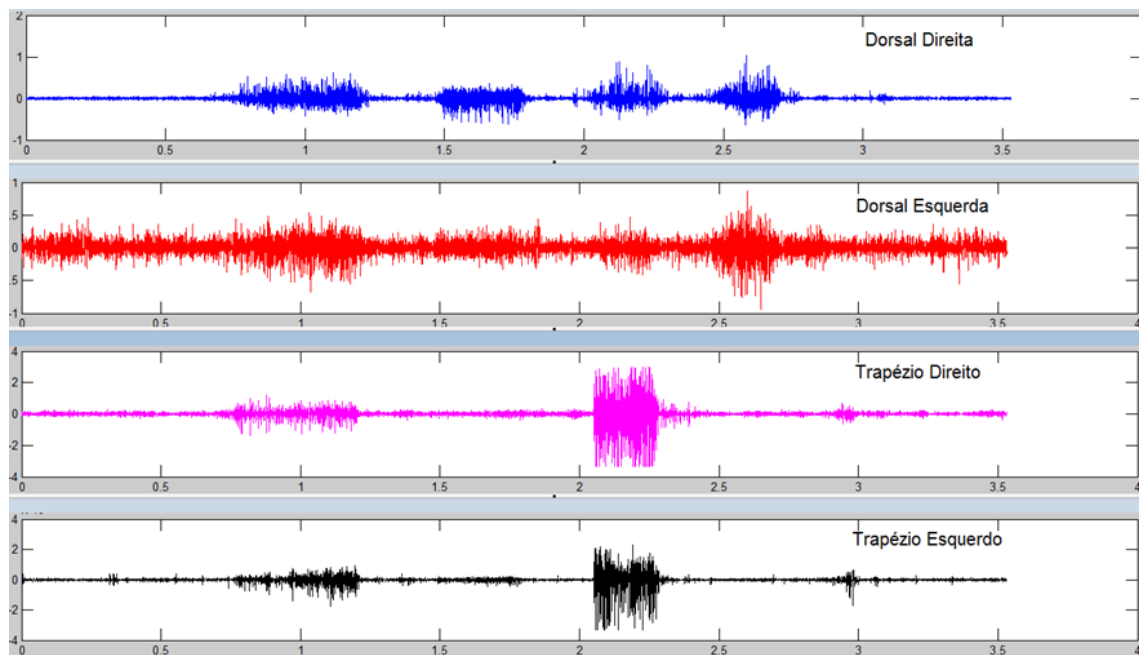


Figura 5.33: Sinais eletromiográficos obtidos para os grupos musculares secundários.

Comparando os resultados obtidos para cada hemisfério de um mesmo grupo muscular fica evidente que o comportamento observado em todos os casos é semelhante, apresentando apenas pequenas variações de amplitude causadas por uma possível assimetria no posicionamento dos sensores ou até mesmo uma assimetria do próprio grupo muscular.

O gráfico referente ao grupo muscular *erector spinae* esquerdo (Figura 5.33) apresentou nível de ruído superior aos demais, fenômeno que pode ser explicado por uma possível má aderência do eletrodo sobre a região. Ainda assim, o espectro deste grupo muscular se mantém semelhante a seu correspondente no hemisfério direito.

A partir da análise dos dados obtidos através deste experimento foi possível concluir que o equipamento de eletromiografia encontrava-se em bom funcionamento, podendo ser utilizado neste trabalho.

5.2.3 Testes com o exoesqueleto e com o equipamento de eletromiografia

O objetivo deste procedimento foi o de verificar possíveis alterações no comportamento dos grupos musculares do usuário durante a utilização do exoesqueleto. Nesta etapa do projeto realizou-se um experimento utilizando os sensores eletromiográficos e o exoesqueleto conjuntamente.

Uma vez equipado com o exoesqueleto e com as sondas para obtenção dos sinais EMG, o usuário foi submetido ao mesmo teste de contração máxima já explicado. Durante toda a análise o exoesqueleto permaneceu imóvel, ainda que o motor estivesse energizado. O intuito de se manter o motor ligado foi o de verificar possíveis interferências deste sobre os sinais EMG.

A Figura 5.34 exemplifica a situação descrita.

A preparação do usuário contou com posicionamento de eletrodos eletromiográficos nos dois hemisférios do corpo, esquerdo e direito, ainda que o exoesqueleto fosse equipado apenas no lado esquerdo do corpo.

Esta configuração permite uma comparação dos sinais musculares do lado equipado com exoesqueleto com os sinais musculares do lado livre. Os sinais obtidos foram divididos

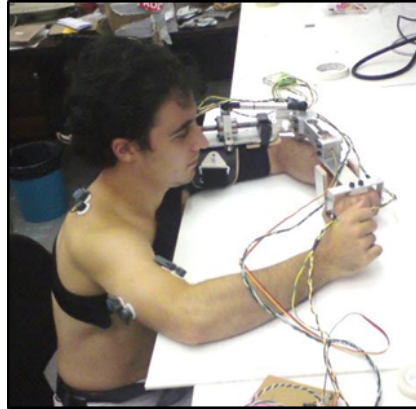


Figura 5.34: Usuário utilizando exoesqueleto e equipado com eletrodos eletromiográficos.

entre grupos musculares principais e secundários e encontram-se ilustrados nas Figuras 5.35 e 5.36.

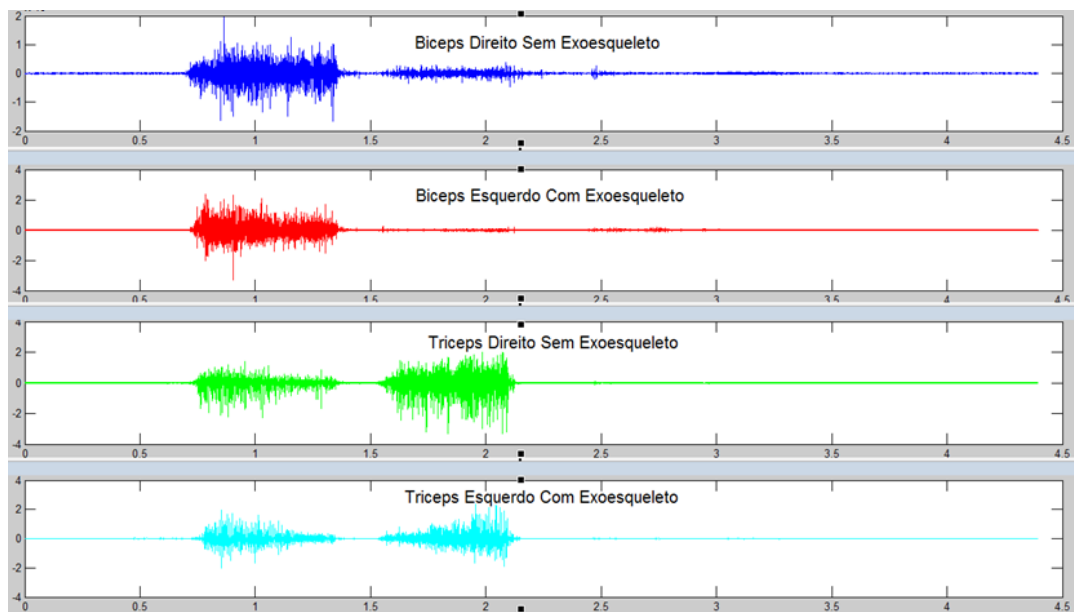


Figura 5.35: Sinais eletromiográficos obtidos para os grupos musculares principais.

Separados por grupo muscular, todos os sinais elétricos obtidos foram comparados dois a dois (lado direito e lado esquerdo) e notou-se que o comportamento dos músculos manteve o padrão observado no experimento feito sem exoesqueleto em ambos os hemisférios do corpo.

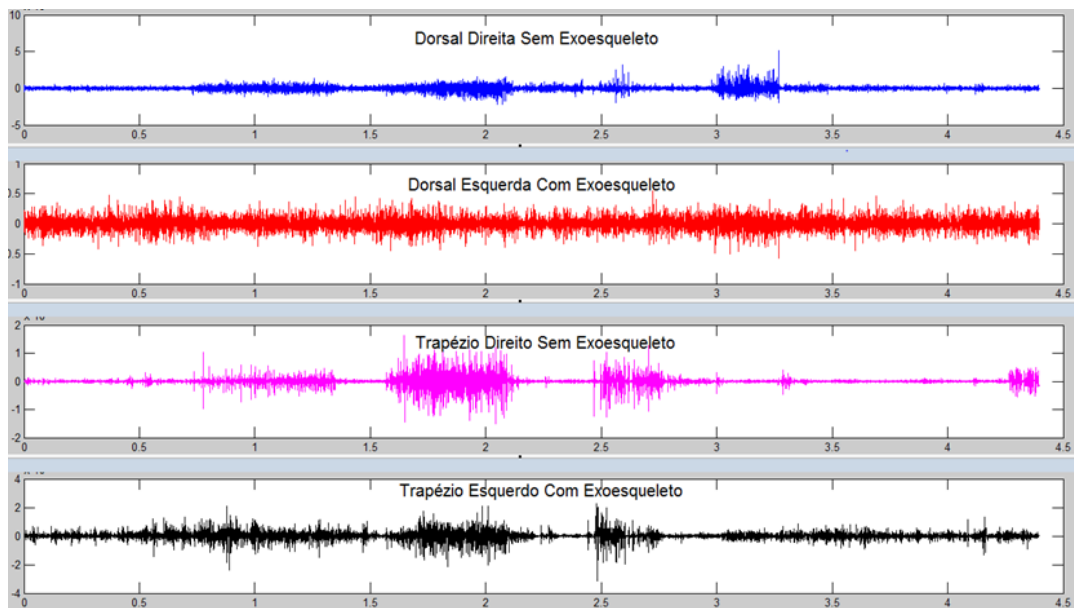


Figura 5.36: Sinais eletromiográficos obtidos para os grupos musculares secundários.

Uma segunda comparação, levando em conta os sinais do mesmo braço com e sem exoesqueleto, mostrou uma pequena diferença de amplitude nos sinais. É possível que tal variação se deva às diferentes posturas que o corpo humano assumiu durante a captação dos sinais EMG: os dados obtidos sem interferência do exoesqueleto foram capturados enquanto o usuário permanecia de pé, com postura ereta; os dados obtidos sob interferência do exoesqueleto foram capturados enquanto o usuário permanecia sentado, com o braço apoiado sobre uma superfície lisa.

Partindo-se da análise feita, conclui-se que o mecanismo não adiciona perturbações significativas ao sistema motor do usuário, e, assim, os dados obtidos podem ser utilizados para a produção de um controlador baseado em sinais EMG. Assim, é necessário que seja feito um teste no qual os sinais EMG do braço sejam adquiridos enquanto este se movimenta acoplado ao exoesqueleto.

Capítulo 6

Conclusão

O trabalho desenvolvido, relatado nesta monografia, produziu resultados positivos e atingiu seus principais objetivos. Este trabalho foi de cunho puramente mecatrônico, visto que envolveu etapas de projeto mecânico, eletrônico e de controle.

A nova instrumentação de força e de posição do robô se mostrou superior à instrumentação originalmente encontrada no robô e foi capaz de condicionar os sinais adequadamente, possibilitando o funcionamento das malhas de controle desenvolvidas para o robô.

Os experimentos realizados com o exoesqueleto mostraram que a malha de controle desenvolvida para estudar o movimento humano foi capaz de seguir a movimentação humana e de perturbá-la de um modo controlado, dentro das limitações de projeto do exoesqueleto.

Por fim, mostrou-se que a interferência do robô sobre sensores para aquisição de sinais eletromiográficos é aceitável para os movimentos executados, de sorte que é possível utilizar os dados coletados durante os experimentos para o desenvolvimento de um controlador baseado em sinais EMG.

6.1 Sugestões para trabalhos futuros

Segue abaixo uma lista com algumas sugestões de atividades a serem realizadas em trabalhos futuros.

- Ampliação do número de graus de liberdade do exoesqueleto;
- Aumento da velocidade máxima alcançada pelo robô;
- Minimização das folgas mecânicas, de forma a produzir um equipamento mais preciso;
- Instrumentação de um novo sensor de força, a fim de se poder medir cargas externas sobre o exoesqueleto;
- Desenvolvimento de um controle baseado em sinais EMG;
- Produção de um exoesqueleto mais leve.

Referências Bibliográficas

ARAUJO, A.; TANNURI, E.; FORNER-CORDERO, A. *Simulation of model-based impedance control applied to a biomechatronic exoskeleton with shape memory alloy actuators*. [S.l.]: IEEE, 2012. 1567–1572 p.

AREVALO, J. C.; GARCIA, E. Impedance control for legged robots: An insight into the concepts involved. *Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, IEEE, n. C, 2010.

DALLY, W. J.; RILEY, F. W.; CONNELL, G. K. M. *Instrumentation for engineering measurements*. [S.l.: s.n.], 1987.

DELLON, B.; MATSUOKA, Y. *Prosthetics, exoskeletons, and rehabilitation [Grand Challenges of Robotics]*. [S.l.]: IEEE, 2007. 30–34 p.

FRERIKS, B.; HERMENS, H. J. *European Recommendations for Surface Electromyography*. [S.l.]: Everards advertising and multimedia – Enschede, Holanda, 2000.

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K.; LI, Y. L. Y. *SUEFUL-7: A 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control*. [S.l.]: Ieee, 2009. 1126–1131 p.

HALL, L. A. Method for the acquisition of arm movement data using accelerometers. *Entregue ao Department of Mechanical Engineering in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Bachelor of Science in Mechanical Engineering*, Massachusetts Institute of Technology, 2005.

HOGAN, N. *Stable Execution of contact Tasks Using Impedance Control*. 1987.

KARLIN, S. *Raiding Iron Man's closet [Geek Life]*. [S.l.]: IEEE, 2011.

- LENZI, T. et al. Intention-based emg control for powered exoskeletons. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 59, p. 2180–2190, 2012.
- MIHELJ, M.; NEF, T.; RIENER, R. Armin ii - 7 dof rehabilitation robot: mechanics and kinematics. *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Ieee, n. April, p. 4120–4125, 2007.
- MIRANDA, A. et al. *Bioinspired mechanical design of an upper limb exoskeleton for rehabilitation and motor control assessment*. [S.l.]: IEEE, 2012. 1776–1781 p.
- NISHIDA, T. et al. *Development of Pilot Assistance System with Stereo Vision for Robot Manipulation*. 2006.
- PERRY, J. C.; ROSEN, J.; BURNS, S. *Upper-Limb Powered Exoskeleton Design*. [S.l.]: IEEE, 2007. 408–417 p.
- RAHMAN, M. H. et al. Robotic exoskeleton for rehabilitation and motion assist. *2006 International Conference on Industrial and Information Systems*, IEEE, n. August, p. 241–246, 2006.
- RUIZ, A. F. et al. *Exoskeletons for Rehabilitation and Motor Control*. [S.l.]: IEEE, 2006. 601–606 p.
- SANKAI, Y. *Leading Edge of Cybernics: Robot Suit HAL*. [S.l.]: Ieee, 2006.
- Vários autores. *BTS Technology*. Disponível em: <<http://www.btsbioengineering.com>>.
- YAMAMOTO, K. et al. *Stand alone wearable power assisting suit - sensing and control systems*. [S.l.]: IEEE, 2004. 661–666 p.
- YASUTOMI, Y. A.; MIRANDA, W. B. A. *Exoesqueleto Robótico de membro superior para estudo de controle motor humano*. [S.l.]: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2011.

Anexo A

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Controlador CI-EX %%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Program for real time data acquisition

if ~strcmp(xpctargetping, 'success')
    error('Connection with target cannot be established');
end

[filesim,pathfilesim]=uigetfile('*.mdl')           % Get file name and path

open_system(filesim) % load simuklink model

set_param(filesim(1:end-4),'RTWVerbose','off'); % Configure for a non-Verbose
build.
rtwbuild(filesim(1:end-4));                        % Build model

tg = xpc;                                           % Create an xPC Target Object
tg.SampleTime = 0.001;                            % Set sample time to 0.001s
tg.StopTime    = 45;                              % Set stop time to a high value (45s)
start(tg);                                         % Start model execution

posicao = getsignalid(tg, 'POS');                   % Get index of signal 'POS'
velocidade = getsignalid(tg, 'VEL');               % Get index of signal 'VEL'
```

```

aceleracao = getsignalid(tg, 'ACE'); % Get index of signal 'ACE'
forca = getsignalid(tg, 'forca');      % Get index of signal 'forca'
saida = getsignalid(tg, 'Saida'); % Get index of signal 'Saida'

sc = addscope(tg, 'host');              % Define (add) a host scope object
sc2 = addscope(tg, 'host');
sc3 = addscope(tg, 'host');
sc4 = addscope(tg, 'host');
sc5 = addscope(tg, 'host');

addsignal(sc, posicao);                  % Add signals to signal list of
scope object
addsignal(sc2, velocidade);
addsignal(sc3, aceleracao);
addsignal(sc4, forca);
addsignal(sc5, saida);

sc.NumSamples = 3000;                  % Set number of samples
sc.Decimation = 10;                   % Set decimation factor
sc.TriggerMode = 'Freerun';           % Set trigger mode

sc2.NumSamples = 3000;
sc2.Decimation = 10;
sc2.TriggerMode = 'Freerun';

sc3.NumSamples = 3000;
sc3.Decimation = 10;
sc3.TriggerMode = 'Freerun';

sc4.NumSamples = 3000;
sc4.Decimation = 10;
sc4.TriggerMode = 'Freerun';

sc5.NumSamples = 3000;

```

```

sc5.Decimation = 10;
sc5.TriggerMode = 'Freerun';

start(sc);
start(sc2);
start(sc3);
start(sc4);
start(sc5);

% Wait until all scope-objects have 'finished' acquiring all data.
while (~strcmpi(sc.Status,'finished') || ~strcmpi(sc2.Status,'finished')
      || ~strcmpi(sc3.Status,'finished') || ~strcmpi(sc4.Status,'finished')
      || ~strcmpi(sc5.Status,'finished'));
end;

% Create time vector, and plot the scopes acquired data

t = sc.Time;                                % Upload time vector
plot(t,sc.Data);                            % Plot data
title('Posição Circuito Original');

figure;
plot(t,sc2.Data);
title('Velocidade Circuito Original');

figure;
plot(t,sc3.Data);
title('Aceleração Circuito Original');

figure
plot(t,sc4.Data);
title('Força Circuito Original');

```

```
figure
plot(t,sc5.Data);
title('Saída Circuito Original');

stop(tg);                                % Stop model
```