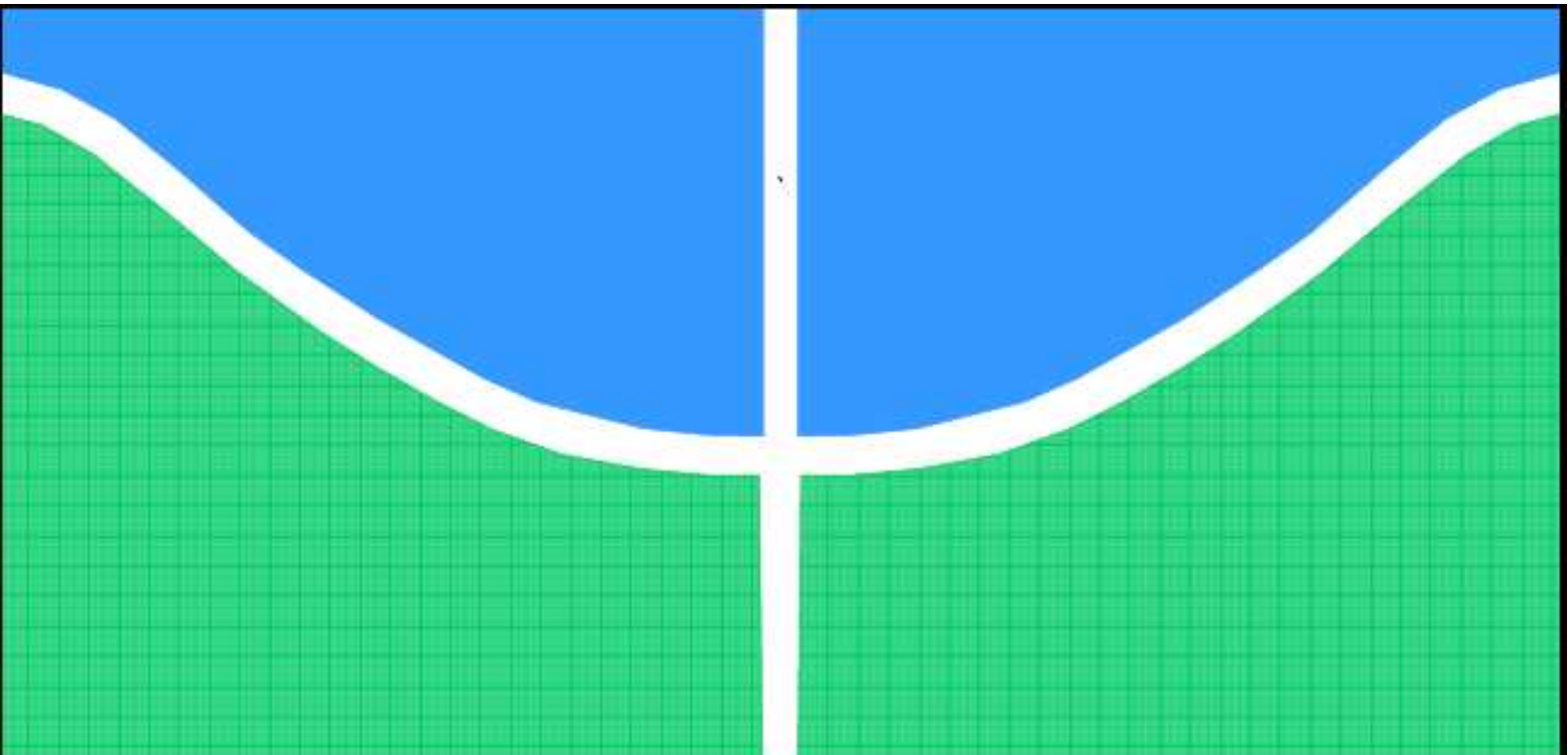




TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**INTERPRETAÇÃO DE SINAIS EMG
PARA JOELHO DE PRÓTESE ROBÓTICA**

Augusto César Coelho Félix

Henrique Augusto Silva Vasconcellos

Brasília, Dezembro de 2008



**ENGENHARIA
MECATRÔNICA**
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**INTERPRETAÇÃO DE SINAIS EMG
PARA JOELHO DE PRÓTESE ROBÓTICA**

Augusto César Coelho Félix
Henrique Augusto Silva Vasconcellos

*Relatório submetido ao Departamento de Engenharia
Mecatrônica como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro de Controle e Automação*

Banca Examinadora

Prof. Geovany Araújo Borges, ENE/UnB
Orientador

Prof. Alberto López Delis, ENE/UnB
Co-orientador

Prof. Lélío Ribeiro Soares Jr., ENE/UNB
Examinador interno

Eng. Glaucio Garcia Scandaroli, ENE/UnB
Examinador interno

Dedicatórias

Dedico esse trabalho à toda minha família e meus amigos que proporcionaram me tornar o que sou hoje.

Henrique Augusto Silva Vasconcellos

Dedico este trabalho a minha família por toda generosidade e dedicação que a mim sempre deram.

Augusto César Coelho Félix

Agradecimentos

Navegar é preciso, como diria tanto os próprios navegadores quanto Pessoa em seus textos, e vejo que é preciso sempre ir em direção a novos portos do conhecimento e aprender neles suas diferentes histórias. Na engenharia não haveria de ser diferente e por isso creio que não existiu melhor lugar para se aprender. Devo por isso a todos aqueles que nestes anos foram exemplos vivos de dedicação, empenho e vontade o meu agradecimento. E do que valeu as noites em claro, as provas de todos semestres, os trabalhos impossíveis senão a certeza de que sempre se pode ir além do que se crê capaz, de aprender a estar preparado para situações extremas. É por Deus que tenho que revelar o meu maior agradecimento, pois sendo a Vontade, o Amor e a Inteligência o seu reflexo imperfeito neste mundo, tudo que luto por conquistar e que tenho é concedido por ele.

Augusto César Coelho Félix

Agradeço primeiramente a minha família pela dedicação e atenção que tiveram comigo durante todo o período de graduação, nos momentos em que estive longe devido às obrigações do curso, e nos momentos em que estive presente. Esforcei-me para recompensar a altura, e assim continuarei a fazer. Agradeço especialmente a todos meus amigos! Aos de velhos tempos de Colégio Militar, inseparáveis, com quem muito aprendemos e aprontamos. Aos bolicheiros da mecatrônica e do LARA, que foram companhia sempre presente nos momentos difíceis e no limiar de bombar, com quem desenvolvemos nosso caráter e força de vontade. A todos os amigos conhecidos nas mais diversas situações, que participaram de forma muito importante na minha vida, dentro e fora da UnB. A Raíza Vasconcelos, ela sabe por quê. E por fim, e mais importante, a Deus que me proporciona experiências através das quais busco ser melhor a cada dia.

Henrique Augusto Silva Vasconcellos

RESUMO

O presente relatório apresenta o desenvolvimento de um sistema de captação de sinais eletromiográficos (EMG) superficiais e geração de trajetória de movimento do joelho de um usuário, para controlar uma prótese robótica para amputados acima do joelho. Primeiramente, foi implementado o sistema de aquisição responsável por filtrar os sinais EMG, de forma que os sinais resultantes sejam compostos apenas pela faixa de frequências úteis. Posteriormente, foi desenvolvido o sistema de instrumentação, que capta os sinais EMG amostrados a taxa de 1kHz e os transmite a um computador através de uma rede RS485 opticamente isolada. Foi desenvolvido um software supervisor que faz requisições de dados, estima os parâmetros do modelo dos sinais EMG e gera as trajetórias de movimentos para a junta do joelho da prótese. Um filtro adaptativo também foi desenvolvido para atenuar o ruído de 60Hz da rede elétrica, podendo ser utilizado tanto no computador, como no sistema de instrumentação, embarcado em seu microcontrolador. As trajetórias geradas no computador são passadas ao sistema controlador de posição das juntas da prótese, que teve suas operações de controle digital embarcadas. Testes de captura de sinais EMG mostraram que o sistema consegue gerar trajetórias satisfatórias quando os sinais EMG apresentam amplitudes maiores que a da linha-base, tipicamente obtidos em esforços musculares concentrados. Sinais obtidos em testes de caminhada não geraram amplitudes suficientemente altas, levando o sistema a gerar trajetórias insatisfatórias.

ABSTRACT

This report presents the development of a system which captures superficial electromyography (EMG) signals and generates the knee movement trajectory from a user, in order to control a robotic prosthesis for an above knee amputee. First, there was developed the acquisition system in order to capture and filter EMG. Subsequently, there was developed the instrumentation system which samples captured EMG signals at the rate of 1kHz and sends them to a personal computer through an optically isolated RS485 network. Supervisory software was developed in order to require data, estimate model parameters of EMG signals and generate the movement trajectory for the prosthesis knee joint controller. An adaptive filter was used to attenuate the 60Hz noise from the electricity distribution system, and could be used either in supervisory software or embedded in the instrumentation system's microcontroller. The computer sends the generated trajectory to the knee joint position controller, which has the position control operations embedded in its microcontroller. EMG capture results presented that the system can generate satisfactory trajectories when the sampled signals has its amplitude significantly bigger than the base-line, typically obtained during hard muscular contractions. At walking evaluation, captured EMG signals did not have amplitudes high enough, leading the system to generate unsatisfactory trajectories.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	1
1.3	OBJETIVOS	2
1.4	PRINCIPAIS RESULTADOS	3
1.5	APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO	3
2	FUNDAMENTOS BÁSICOS	4
2.1	SINAIS NERVOSOS E A CONTRAÇÃO MUSCULAR	4
2.2	ELETROMIOGRAFIA	5
2.2.1	FUNCIONALIDADES DO EMG	6
2.3	ELETRODOS	8
2.3.1	ELETRODO PASSIVO DE SUPERFÍCIE:	8
2.3.2	ELETRODO ATIVO DE SUPERFÍCIE:	8
2.4	RUÍDOS E ARTEFATOS DE MOVIMENTOS	9
2.5	FILTROS ADAPTATIVOS	10
2.6	RELAÇÃO ENTRE MOVIMENTOS E SINAIS EMG	11
2.6.1	INTENÇÃO DE MOVIMENTO PARA CONTROLE DE PRÓTESES	12
2.6.2	OBTENÇÃO DA INTENÇÃO DE MOVIMENTO	12
2.7	CONTROLE BASEADO NO RECONHECIMENTO DE PADRÕES A PARTIR DE SINAIS EMG	14
2.8	MODELOS AUTO-REGRESSIVO	15
2.9	IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS	16
2.9.1	CRITÉRIO DOS MÍNIMOS QUADRADOS PONDERADOS	16
2.9.2	ALGORITMO RECURSIVO COM INVERSÃO EFICIENTE DE MATRIZES	17
2.10	REDES NEURAIS E CLASSIFICAÇÃO MIOELÉTRICA	18
2.10.1	INTRODUÇÃO	18
2.10.2	ARQUITETURA DAS REDES NEURAIS	18
2.10.3	BACKPROPAGATION	19
2.10.4	CRITÉRIO DE PARADA	19
2.10.5	MÉTODO DE LEVENBERG MARQUARDT	20
3	DESENVOLVIMENTO	21
3.1	INTRODUÇÃO	21

3.2	PRÓTESE	22
3.3	PLACA DE AQUISIÇÃO.....	23
3.4	SISTEMA DE INSTRUMENTAÇÃO.....	25
3.4.1	CAPTAÇÃO DOS SINAIS EMG	25
3.4.2	REDE RS485	27
3.4.3	ISOLAMENTO DE REFERÊNCIAS.....	28
3.4.4	SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO	29
3.5	CONTROLADOR DE JUNTAS	29
3.5.1	CONTROLE DO JOELHO	30
3.5.2	CONTROLE DO TORNOZELO.....	31
3.6	PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO.....	32
3.7	PROCESSAMENTO DE SINAIS	33
3.7.1	MÍNIMOS QUADRADOS RECURSIVO COM MODELO AUTO-REGRESSIVO.....	33
3.7.2	ESTRUTURA DA REDE.....	34
3.7.3	TREINAMENTO E VALIDAÇÃO	35
3.8	SOFTWARE SUPERVISÓRIO.....	35
4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	38
4.1	INTRODUÇÃO	38
4.2	CAPTURE DE SINAIS DE EMG	38
4.2.1	FUNCIONAMENTO DO FILTRO ADAPTATIVO	38
4.2.2	ZONA ÓTIMA	39
4.2.3	ELETRODOS E FIOS.....	39
4.2.4	CAPTURE.....	39
4.3	TREINAMENTO E VALIDAÇÃO	42
4.4	EXPERIMENTO DE MARCHA.....	43
4.5	CONSUMOS DE ENERGIA	45
5	CONCLUSÕES	46
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48
	ANEXOS.....	50
I	DIAGRAMAS ESQUEMÁTICOS	51
II	DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD	58

LISTA DE FIGURAS

2.1	Pulso de um neurônio quando ativado [1].	4
2.2	Estrutura das fibras musculares [1].	5
2.3	Representação de um sinal de EMG, formado pela soma (superposição) de 25 MU-APT's geradas matematicamente [2].	6
2.4	Prótese robótica de mão controlada por EMG [3].	7
2.5	Sinais captados em diferentes posições dos eletrodos na fibra muscular [2].	9
2.6	Sinais EMG m1 e m2 captados juntamente com ruído n, induzido nas entradas. [2].	13
2.7	Modelo do Perceptron[4]	18
2.8	Rede MLP com camada Intermediária	19
3.1	Caixa com circuitos desenvolvidos para captação dos sinais EMG, estabelecimento do barramento RS485, comunicação com PC e interface com o usuário.	21
3.2	Diagrama geral da arquitetura implementada.	22
3.3	Foto atual da prótese robótica.	23
3.4	Placa de aquisição desenvolvida.	24
3.5	Placa de Instrumentação.	26
3.6	microcontrolador ARM SAM7.	27
3.7	Rede RS485.	28
3.8	Esquemático do isolamento da referência do PC com a referência do sistema de instrumentação.	29
3.9	Placa do Controlador de Juntas.	30
3.10	Diagrama de blocos da arquitetura de controle do joelho.	30
3.11	Modelo físico da perna adotado para controle do joelho [4].	31
3.12	Movimentos possíveis do tornozelo da prótese [5].	32
3.13	Diagrama de blocos do funcionamento da Rede RS485 entre os dispositivos.	33
3.14	Esquemático do Processamento do Sinal de EMG.	34
3.15	Fluxograma proposto para o software supervisor.	36
3.16	Sinal visualizado nos Osciloscópio referente ao envio de dados.	37
4.1	Espectro de Frequência do sinal de EMG antes e depois da utilização do filtro adaptativo.	38
4.2	Localização dos Músculos usados na captura de sinais.	40
4.3	Linha base do sinal de EMG.	41
4.4	Sinais capturados.	41
4.5	Treinamento da Rede.	42

4.6	Sinais da marcha realizada para o treinamento da rede neural.	43
4.7	Sinais da marcha realizada para a validação.	44
4.8	Resultados do treinamento e da validação.	44
I.1	Circuitos dos sensores da placa do pé.	52
I.2	Circuitos da placa de controle das juntas.	53
I.3	Circuitos da placa de aquisição.	54
I.4	Circuitos do sistema de instrumentação.	55
I.5	Circuitos do sistema de instrumentação (continuação).	56
I.6	Circuitos e conexões da caixa EMG.	57

LISTA DE TABELAS

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

k	amostra	
t	tempo	[s]
g	aceleração da gravidade	[m/s ²]

Símbolos Gregos

θ	ângulo de referência	[rad]
δ	Impulso de Dirac	

Subscritos

Sobrescritos

Siglas

Amp-Op	Amplificador Operacional
A/D	Analógico - Digital
D/A	Digital - Analógico
CI	Circuito Integrado
CMRR	Taxa de rejeição em modo comum (<i>Common Mode Rejection Ratio</i>)
EMG	Eletromiografia/Eletromiográfico
MLP	Perceptron Multi-camadas (<i>Multi-Layer Perceptron</i>)
MUAP	Motor Unit Action Potential
MUAPT	Motor Unit Action Potential Train
LARA	Laboratório de Robótica e Automação
LM	Levenberg Marquardt
LS	Mínimos Quadrados (<i>Least Squares</i>)
PC	Computador Pessoal (<i>Personal Computer</i>)
PI	Proporcional e Integral
UNB	Universidade de Brasília
PWM	Modulação por largura de pulso (<i>Pulse Width Modulation</i>)
USART	Transmissor/Receptor Universal Síncrono e Assíncrono (<i>Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter</i>)

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

A Engenharia de Reabilitação é a aplicação sistemática das ciências da engenharia para projetar, desenvolver, adaptar, testar, avaliar, aplicar, e fornecer soluções tecnológicas para solucionar problemas confrontados por indivíduos com deficiência em áreas funcionais, tal como mobilidade, comunicação, audição, visão e cognição, e em atividades associadas com trabalho, vida independente, educação e integração na comunidade [6].

A robótica de reabilitação é uma das linhas de pesquisa desenvolvida no Laboratório de Automação e Robótica (LARA), e do Grupo de Processamento Digital de Sinais (GPDS), da Universidade de Brasília (UnB). O trabalho com próteses robóticas vem sendo desenvolvido desde 2005 através de vários projetos acerca de um modelo de prótese. Esta prótese é destinada a amputados acima do joelho, e conta com 3 graus de liberdade, duas relativas às articulações do tornozelo, que se orienta paralelamente ao solo, e uma relativa à articulação do joelho, que é ativada por meio do tratamento de sinais de eletromiografia.

Numa visão geral foi desenvolvido as placas de controle e acionamento dos motores, bem como o protótipo mecânico da prótese em [7], desenvolvido o controlador de junta para prótese em [8], proposta de módulo sensorial para estimação de postura com relação ao solo da prótese em [9], foi desenvolvido estratégias de controle, foi feito a adaptação da prótese para um modelo comercial, bem como o estudo do sistema de identificação utilizando redes neurais em [4], controle da orientação do pé em [5]. Além de outros trabalhos desenvolvidos no sentido de tratamentos de sinais EMG [10], [1].

1.2 Definição do problema

Próteses passivas de pernas são eficazes para locomoção em ambientes planos, pois sua movimentação reside basicamente nas ações de balanço do corpo. Porém, em situações em que se faz necessária a aplicação de maiores esforços e movimentos mais complexos, como a locomoção em terrenos inclinados e em escadas, uma prótese ativa é mais adequada [7].

Para movimentar a prótese, é necessário um sistema responsável por captar sinais do usuário e, através do processamento destes sinais estima-se a trajetória do movimento, ou seja, que movimentos ele deseja realizar com sua perna. Com esta trajetória gerada pela intenção de movimento, pode-se realizar o controle da prótese ativa. Uma prótese ideal deve responder a intenção de movimento do usuário de forma mais rápida possível, eficiente e de forma suave, pois neste sistemas erros podem levar a quedas ou acidentes, podendo prejudicar a saúde de seu usuário.

Todo o controle de movimento do pé também já foi realizado, de forma que o plano de sua superfície fique sempre paralelo ao plano do chão. Para o joelho, já foi implementado um controlador, mas este ainda não recebe a referência para qual ângulo deve se movimentar, a intenção de movimento do joelho. Os controladores funcionam com período de amostragem de 10ms, tempo suficiente para realizar as movimentações sem causar desequilíbrio ou atrasos.

O sistema deve ser composto então por: um estimador das intenções de movimento, de controladores de posição das juntas, da prótese e uma rede de comunicação entre estes diversos dispositivos. A prótese ativa de perna, desenvolvida em trabalhos anteriores, tem 3 graus de liberdade que possibilitam a movimentação das juntas do joelho e do tornozelo, adequada a deficientes amputados acima do joelho.

Para estimar a trajetória do joelho do usuário pelo sinal de EMG, que foi a flexão da parte tíbia com relação ao fêmur, foi necessário desenvolver um meio eficaz e de fácil utilização do usuário. Para essa tarefa foi adotado o processamento de sinais eletromiográficos de grupos musculares da coxa, cuja principal vantagem é que o usuário pode controlar o sistema de acordo sua intenção sem a necessidade de operar este com as mãos [11], usando geralmente grupos musculares localizados acima da lesão e que tenham relação direta com o movimento desejado.

O processamento dos sinais e a geração da trajetória de movimento da junta do joelho é feito através do reconhecimento de padrões dos sinais por uma rede neural, que pode ser treinada para diversas situações diferentes ou usuários diferentes. O caminho de adaptação à prótese é o inverso do tradicional, onde o paciente era treinado para usar uma determinada prótese. Neste caso, o uso de técnicas de reconhecimento de padrões aliados a uma estratégia de controle bem definida permitem que a prótese se adapte ao paciente [1].

Por fim, é necessário realizar a integração de todos os dispositivos responsáveis pela movimentação através de um meio de comunicação com imunidade a ruídos suficiente para que nenhum pacote de dados seja perdido ou corrompido, uma vez que os dados relativos a intenção de movimento e ao controle das juntas são críticos, e podem gerar acidentes em caso de erros. Portanto, foi desenvolvido uma rede RS485 com cabos blindados entre os dispositivos e cuja transferência de dados evita a interpretação de eventuais dados corrompidos para atender essa necessidade.

1.3 Objetivos

O objetivo do trabalho é acionar a junta do joelho da prótese, utilizando uma trajetória de movimento gerada através do processamento de sinais de eletromiografia. Para isso, é necessário criar a estrutura que irá capturar os sinais miográficos, amplificá-los, transmiti-los, filtrá-los e gerar

trajetória de movimento, integrar essa estrutura aos outros sistemas existentes, de forma a acionar o motor e fechar a malha de controle.

1.4 Principais Resultados

O resultado principal deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema capaz de captar sinais eletromiográficos, atenuar os ruídos de 60Hz da rede elétrica, implementar uma rede de comunicação RS485 e gerar a trajetória de movimento do joelho do usuário através de sinais de dois grupos musculares antagônicos da coxa. Adicionalmente, outros sistemas já implementados foram integrados e complementados, de forma a tornar possível movimentar controladamente a junta do joelho da prótese de perna robótica através desta trajetória de movimento. Os sistemas descritos formam o acionamento dos motores do pé na mesma placa de acionamento do joelho, a rede 485 se comunicando com o PC e o sistema de captura de EMG e trabalhos de processamento de sinais.

1.5 Apresentação do manuscrito

No capítulo 2 se encontram todos os conceitos básicos a cerca da eletromiografia e a teoria utilizada na realização do projeto. No capítulo 3 é apresentado todo o trabalho desenvolvido: a criação e implementação dos circuitos e sistemas de obtenção da trajetória de movimento através dos sinais eletromiográficos, e a integração e adaptação de todos os sistemas relativos a prótese robótica e seu controle. No capítulo 4 são apresentados e discutidos os resultados obtidos dos experimentos com o sistema de captura de sinais eletromiográficos, da filtragem do sinal, de seu processamento e da obtenção da intenção de movimento, assim como os resultados do processo de integração dos sistemas da prótese, seu controle e do gasto de energia do sistema. No capítulo 5 são apresentadas as conclusões decorrentes das análises sobre os experimentos realizados e sobre o trabalho de forma geral, e também são apresentadas sugestões para trabalhos futuros. Por fim, o anexo I apresenta os esquemáticos de todos os circuitos utilizados ou adaptados para implementação do projeto, e no anexo II consta uma descrição de todo conteúdo presente no CD do projeto.

Capítulo 2

Fundamentos Básicos

2.1 Sinais Nervosos e a Contração Muscular

Esta sessão refere-se ao estudo feito no trabalho de [1], neste está dito que a célula nervosa ou neurônio, como outras células biológicas, é delimitada por uma membrana celular semipermeável, responsável pela capacidade de transmitir informações. Os impulsos nervoso gerados pelo sistema nervoso central são conduzidos do corpo celular para outros neurônios, até que atinjam uma unidade motora, no caso do sistema de locomoção.

Os impulsos nervosos apresentam um baixo nível de tensão, entorno de 100 mV, e funcionam de forma pulsada, conforme ilustrado na figura 2.1. Conforme os pulsos são recebidos por um neurônio, provindos de outros neurônios, este dispara seu pulso caso seja atingido um determinado limiar de energia acumulada. Após esse disparo, o neurônio necessita de um certo tempo até que possa pulsar novamente, denomina-se o período refratário. Durante esse intervalo de tempo o neurônio não consegue gerar outro pulso, independente dos potenciais recebidos em sua entrada.

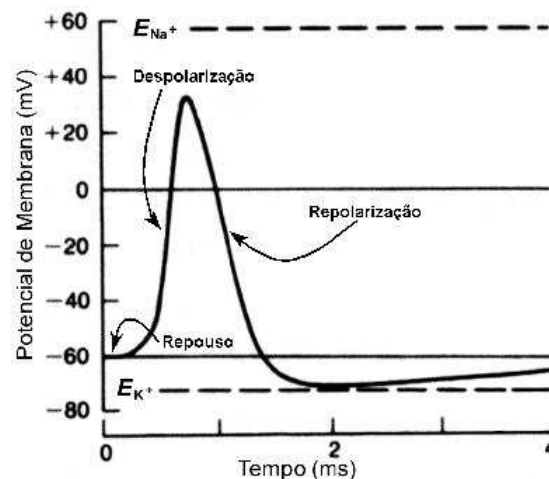


Figura 2.1: Pulso de um neurônio quando ativado [1].

Os grupos musculares por sua vez são compostos por fibras constituídas por dois tipos de filamentos sobrepostos de forma alternada, como mostrado na figura 2.2 e são parcialmente cobertos

por tecido nervoso. Quando um potencial de ação muscular provindo de neurônios percorre a fibra, a permeabilidade desta se altera fazendo com que os filamentos deslizem um em direção ao outros, gerando dessa forma uma contração da fibra. As contrações de várias fibras de um determinado grupo muscular caracteriza o movimento de contração do músculo. Quando o potencial de ação muscular reduz ou cessa, ocorre o efeito contrário, o de relaxamento das fibras e do músculo.

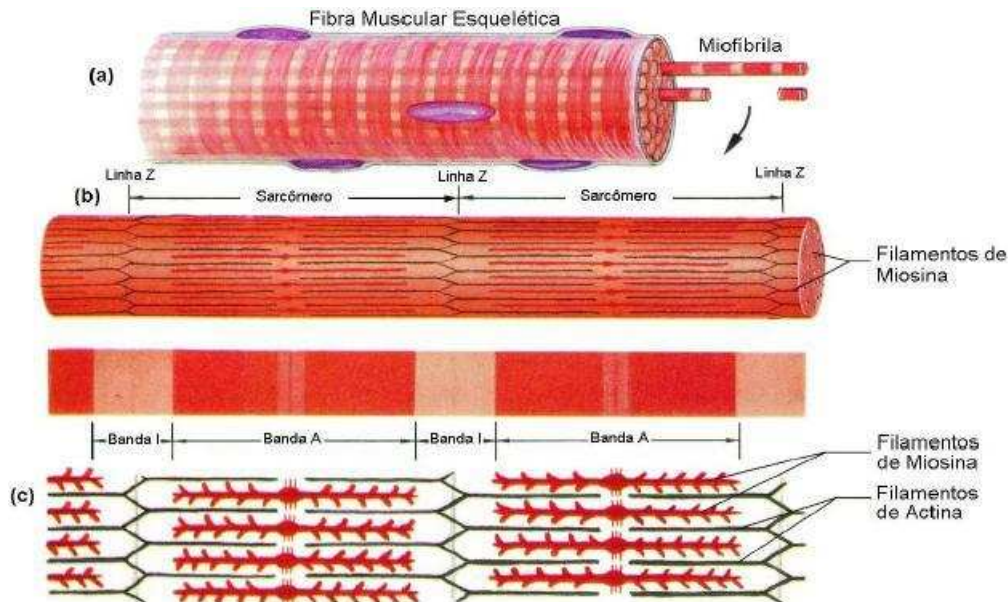


Figura 2.2: Estrutura das fibras musculares [1].

2.2 Eletromiografia

Eletromiografia lida com a detecção, análise e o uso de sinais elétricos resultantes da contração dos músculos [2]. Quando os potenciais de ação percorrem as fibras musculares, geram um campo eletromagnético nas redondezas das fibras. Um eletrodo, localizado dentro deste campo, é capaz de detectar o potencial elétrico referente a uma contração muscular, o sinal eletromiográfico (EMG) [1]. Portanto, sinal EMG é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração do músculo. É um sinal que é afetado por propriedades da anatomia, da fisiologia do músculo e do sistema nervoso.

A unidade motora consiste de uma α -motoneurônio e todas as fibras musculares que são inervadas pelo motoneurônio. O sinal elétrico liberado pela ativação das fibras musculares de uma unidade motora, na vizinhança dos eletrodos, é chamado de *Motor Unit Action Potential* (MUAP). Para sustentar uma contração muscular, a unidade motora deve ser ativada repetidamente. O resultado da sequência de MUAP's é chamada de *Motor Unit Action Potential Train* (MUAPT). As MUAPT podem ser completamente descritas pelos intervalos de pulsos e a forma de onda da MUAP.

Matematicamente o intervalo entre pulsos pode se expresso por uma sequência de Impulsos de Dirac $\delta_i(t)$ convolucionados com um filtro $h(t)$ que representa a forma da MUAP. A MUAPT representada por $u_i(t)$ pode ser expressa como:

$$u_i(t) = \sum_{k=1}^n h_i(t - t_k) \quad (2.1)$$

em que $t_k = \sum_{l=1}^k x_l$ para $k, l = 1, 2, 3, \dots, n$, t_k representa a localização no tempo da MUAP, x representa o intervalo de impulsos, n é o número total de intervalos de impulsos da MUAPT, e i , k e l são inteiros que denotam eventos específicos.

O Sinal de EMG pode ser sintetizado como a soma linear das MUAPTs, representada pela figura 2.3, e pode ser representado pela equação:

$$m(t, F) = \sum_{i=1}^p u_i(t, F) \quad (2.2)$$

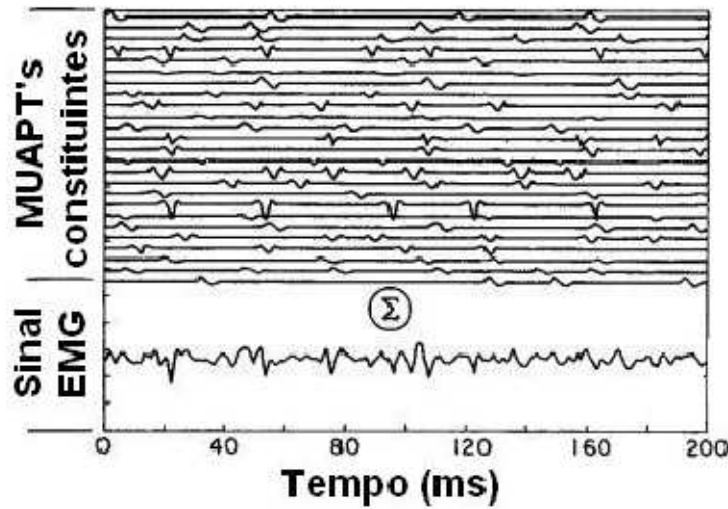


Figura 2.3: Representação de um sinal de EMG, formado pela soma (superposição) de 25 MUAPT's geradas matematicamente [2].

Em que F representa a força aplicada na ativação do músculo. Algumas análises podem ser feitas a partir dessa expressão, como o valor médio retificado, o valor médio quadrático (RMS) e variações do sinal de EMG retificado. O sinal de eletromiografia pode ser considerado complexo e não-estacionário devido a natureza irregular dos disparos da unidade motora e também ao grande número de pulsos sobrepostos que o compõe. Suas características são dependentes de uma série de fatores externos, tais como o nível e a duração das contrações, seu estado momentâneo ser dinâmico ou estático, fadiga, dentre outras peculiaridades. Sinais mioelétricos superficiais, principalmente os de alta contração, muitas vezes são considerados como processos Gaussianos com valor médio 0 [11].

2.2.1 Funcionalidades do EMG

A análise de sinais EMG de grupos musculares específicos proporciona a composição de estudos para uma grande variedade de aplicações, como nas áreas de anatomia, reabilitação, fisioterapia,

medicina, educação física, dentre outras [1]. Essas análises são proporcionadas através do uso de informações como a estimação de força produzida por um músculo, fadiga e tempos de ativação.

Com seu uso na área clínica é possível estudar lesões, fraquezas, fadiga e paralisia de uma unidade motora ou de um grupo muscular. Um tipo de análise similar mais conhecida é o eletrocardiograma, que se baseia no registro e análise dos diversos pulsos elétricos gerados pela atividade do coração. Na educação física, é possível obter dados para melhorar o condicionamento físico de atletas e as rotinas de treinamento mais adequadas e menos agressivas aos esportistas.

O uso de EMG em tecnologias de reabilitação está se ampliando, de forma que há um número crescente de estudos e projetos desenvolvidos com base na interpretação eletromiográfica. Dentre eles se destacam [1]:

- **Extração da intenção de movimento para movimentação de próteses de membros:** através da captura eletromiográfica de grupos musculares de movimentação de um membro e sua análise, é possível estimar a intenção de movimento do usuário para aquele membro. Desta forma é obtido um sinal de referência para que um sistema de prótese controlado possa executar ações, e até mesmo substituir membros de pessoas amputadas;

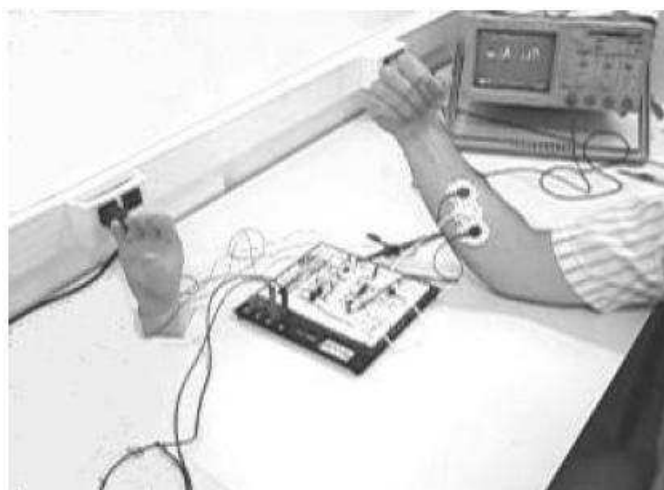


Figura 2.4: Prótese robótica de mão controlada por EMG [3].

- **Estimulação elétrica neuro-muscular:** a captura de sinais eletromiográficos pode servir como realimentação ou como determinante do intuito da realização de movimentos pré-determinados em sistemas de estimulação elétrica neuro-muscular. Esse tipo de sistema tem como finalidade excitar grupos musculares com descargas elétricas, para que esses realizem movimentos em pessoas que sofreram lesões medulares e não conseguem estimular determinando músculos ou membros. Com os sinais eletromiográficos é possível criar uma realimentação de controle, monitorando a intensidade da atividade muscular que o sistema de estimulação está submetendo os músculos do paciente. Outra possibilidade é ativar a estimulação neuro-muscular através da captação de sinais EMG em outros músculos que não tenham sido afetados pela lesão.
- **Comunicação para pacientes com traumatismo crânio-encefálico:** a perda de mo-

bilidade e sensibilidade em pessoas que sofreram traumatismos crânio-encefálicos ocorre em vários níveis, de forma que o caso mais comum e o mais grave é aquele onde o indivíduo perde quase todos os movimentos do corpo, inclusive os da cabeça e da língua, remanescendo apenas os movimentos dos globos oculares. Com a captura da movimentação dos olhos, ou da atividade muscular por ela responsável e as piscadas é possível compor um sistema que permita ao paciente se comunicar, ou operar um sistema através de um cursor, como por exemplo um mouse, sensível aos movimentos dos olhos.

2.3 Eletrodos

Eletrodos são as unidades condutoras que conseguem transmitir o potencial elétrico entre dois meios, no caso entre o organismo e os fios condutores. Existem dois tipos de eletrodos que são utilizados para capturar sinal de EMG: de Superfície e os Invasivos. Os eletrodos são utilizados geralmente sozinhos ou em pares.

Apesar do uso de eletrodos invasivos ser um modo de captação mais fiel e com melhor resolução, devido a estarem em contato direto com os fluídos corporais, esse método apresenta diversas desvantagens devido a constante necessidade de excelente esterilização, apresentar o perigo de quebra de fios e agulhas dentro do músculo, e também o grande incômodo que gera ao paciente [1].

Eletrodos superficiais são menos agressivos ao paciente e são mais fáceis de se colocar ou retirar, porém só é possível captar o sinal de músculos superficiais e de grupos suficientemente grandes, de forma a não sofrerem interferência de outros grupos adjacentes [1]. É recomendado a raspagem dos pêlos para que esses não influenciem negativamente o posicionamento e as medições.

2.3.1 Eletrodo Passivo de Superfície:

Os eletrodos passivos mais simples consistem em um disco de prata que adere à pele. O contato elétrico é melhorado utilizando algum tipo de gel ou pasta entre o eletrodo e a pele. A impedância pode ser diminuída reduzindo-se a camada de pele morta com sua camada de óleo protetora.

A intensidade do sinal capturado varia em função das flutuações de temperatura, da acumulação de suor, da mudança da concentração do eletrolítico presente no gel e do movimento relativo entre o eletrodo e a pele.

2.3.2 Eletrodo Ativo de Superfície:

O eletrodo ativo de superfície foi desenvolvido para eliminar a necessidade de preparação da pele e meio condutor. Esse tipo de eletrodo é tanto resistivamente quanto capacitivamente acoplado à pele. Os eletrodos capacitivamente acoplados à pele têm a vantagem de não necessitar de meio condutor. Esses eletrodos não têm uma vida útil longa, devido a suas propriedades dielétricas serem susceptíveis a mudanças com a presença de transpiração e erosão da substância dielétrica.

O posicionamento dos eletrodos superficiais é um fator crucial para que se possa captar os sinais EMG num nível suficientemente alto, para que possam ser tratados. Na figura 2.5 estão

representados os sinais obtidos para diferentes posicionamentos ao longo da fibra muscular. Para seu correto posicionamento devem ser levados em conta as seguintes recomendações [2]:

- o eletrodo deve ser posicionado entre um ponto motor e um tendão, ou então entre dois pontos motores, de um mesmo grupo muscular, para propiciar um sinal EMG mais forte;
- não deve ser posicionado nem em cima nem perto do tendão do músculo, pois nesses pontos a amplitude do sinal é reduzida e pode ocorrer a captação de sinais EMG de outros grupos musculares próximos (*crosstalk*);
- não deve estar sobre o ponto motor, pois nestes pontos é onde se localiza a zona de inervação (zona de maior densidade nervosa), que fornecendo um sinal instável;
- não deve estar nas bordas externas dos músculos, devido a susceptibilidade de interferências de outros grupos musculares (*crosstalk*);
- o eletrodo de referência deve estar localizado mais longe possível do grupo muscular escolhido e em uma zona neutra, evitando outros sinais EMG, tal como sobre uma articulação ou osso.

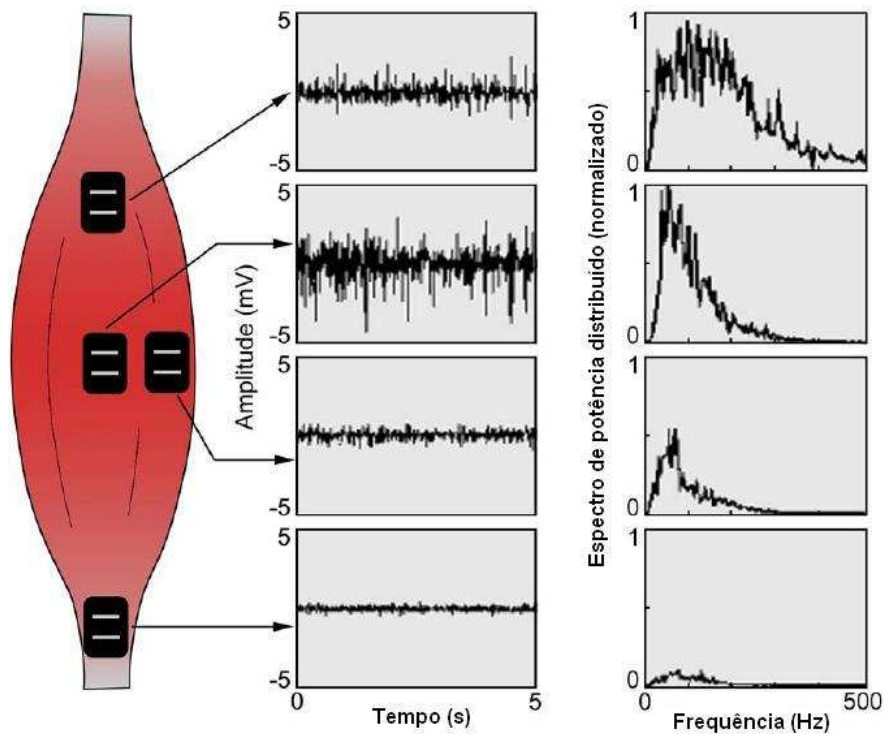


Figura 2.5: Sinais captados em diferentes posições dos eletrodos na fibra muscular [2].

2.4 Ruídos e artefatos de movimentos

Como os sinais eletromiográficos são sinais de baixa amplitude de tensão, estes são muito susceptíveis a terem seus sinais degradados por ruídos e interferências externas. Quando é feita a captura de sinais miográficos com amplitude na faixa de mV e uV, o ruído é um fator que pode

comprometer consideravelmente o funcionamento do sistema, visto que ele é amplificado junto com o sinal de EMG. A simples interferência eletromagnética gerada pela rede de alimentação elétrica urbana pode gerar níveis de tensão de alguns mili-Volts nos fios que ligam os eletrodos ao sistema de captura. Desta forma o sinal EMG utilizável é aquele que apresenta um valor acima dos níveis de ruído e interferências que o sistema é submetido. Assim é adequado analisar a origem e as características de determinadas interferências.

Além dos ruídos da rede elétrica, há também “artefatos” de movimento induzidos pela movimentação do eletrodo junto a pele, e também devido a movimentação dos cabos de captação [1]. Dentre os elementos interferentes destacam-se:

- **Ruído do Ambiente:** Ruídos gerados por emissores de radiação eletromagnética, tal como transmissões de rádios e televisão, fios elétricos, bulbos de luz, lâmpadas fluorescentes e seus reatores, e , principalmente, devido à frequência de 60 Hz da rede de transmissão de energia. Estas interferências podem ser reduzidas, e até eliminadas, utilizando filtros e sistemas de proteção nos elementos sensíveis. Uma inconveniência é que a filtragem do sinal de 60Hz não é a melhor prática, uma vez que esta componente apresenta grande quantidade de informação em sinais EMG.
- **Ruído inerente aos sistemas de detecção e gravação:** Todo equipamento eletrônico gera um ruído elétrico, inclusive os utilizados para tratar os sinais EMG. As componentes desse ruído variam de 0 Hz até milhares de Hz. Esse ruído não pode ser eliminado, mas pode ser reduzido com a utilização equipamentos eletrônicos de alta eficiência e com a composição adequada dos circuitos.
- **Interferência Devido ao Movimento:** ocorre devido, principalmente, aos movimentos dos cabos que conectam os eletrodos aos amplificadores. Pode ser reduzido por um projeto eficiente do circuito do eletrodo e sua fixação. A fim de retirar ao máximo esse sinal, os cabos são trançados e são mais curtos quanto possível.
- **Instabilidade Inerente ao Sinal:** na frequência de 0 até 20 Hz o corpo humano ativa os músculos e torna esse intervalo de frequência particularmente instável.

2.5 Filtros adaptativos

Como já descrito na sessão sobre eletromiografia, os sinais EMG são altamente suscetíveis a alguns tipos de ruídos, principalmente os ruídos de 60Hz, originados pela rede elétrica. O espectro de frequências típico de um sinal de EMG sobre influência dos ruídos da rede elétrica, apresenta componente de grande amplitude na frequência de 60Hz e também nas harmônicas de frequências múltiplas de 60Hz.

Quanto maior a relação ruído/sinal, menos os passos posteriores da captura e processamentos serão eficientes. Portanto, a etapa de filtragem do sinais EMG deve ser eficiente a ponto de retirar a maior parte do ruído presente no sinal. Três abordagens foram tomadas para retirar o ruído de 60Hz.

- Filtro notch embarcado analogicamente em hardware.
- Filtro butterworth notch implementado digitalmente.
- Filtro notch adaptativo implementado digitalmente.

O filtro mantém um estimador em tempo real da interferência de 60Hz, e o ruído presente no instante t pode ser estimado a partir de duas estimativas prévias [12].

$$e(nT) = 2N \cdot e(nT - T) - e(nT - 2T) \quad (2.3)$$

Onde T é o período de amostragem e $N = \cos(2\pi 60T)$. A saída do filtro é gerada subtraindo-se a estimativa do ruído $e(t)$, a partir do sinal de entrada $x(t)$.

$$f(nT) = [x(nT) - e(nT)] - [x(nT - T) - e(nT - T)]$$

Se $f(t) > 0$, a estimativa corrente do ruído é baixa. Assim, o fator d é ajustado pelo incremento para o próximo estimado:

$$e(nT) := e(nT) + d$$

Se $f(t) < 0$, a estimativa corrente do ruído é alta, e neste caso o fator d é ajustado pelo decremento para o próximo estimado:

$$e(nT) := e(nT) - d$$

O fator d representa uma quantidade cuja escolha é empírica e é realizada com base em testes. A mesma é pequena quando é comparada com a faixa dinâmica do conversor A/D. Quando d é grande, o filtro se adapta mais rapidamente e atenua uma faixa de frequência mais larga. Quando d é pequeno, o filtro se adapta mais lentamente e atenua uma faixa de frequência mais estreita.

2.6 Relação entre movimentos e sinais EMG

O sinal de eletromiografia contém uma série de informações que podem ser interpretadas de diversas maneiras, a fim de se compor a estimação da intenção de movimento de uma pessoa. Os sistemas de interpretação podem ser simples, como os que relacionam a realização de movimentos pré-determinados quando detectada a contração de algum grupo muscular, ou podem ser até sistemas complexos e mais abrangentes que avaliam várias propriedades da atividade muscular de vários grupos motores para compor uma intenção de movimento contínua.

Como pessoas debilitadas ou amputadas são capazes de gerar atividades musculares em outros grupos musculares, ou em grupos musculares relacionados aos órgãos lesados, é possível através

do sinal capturado neste outro grupo muscular efetuar o controle de diversos tipos de sistemas de reabilitação, tais como próteses robóticas ativas, cadeiras de rodas motorizadas, teclados virtuais, estimulação elétrica neuro-muscular, dentre outros. A principal desvantagem desta prática reside no fato de que esse tipo de controle não tem uma realimentação sensorial intrínseca, uma vez que a pessoa debilitada não consegue ter ciência de todas variáveis do processo. [11].

2.6.1 Intenção de movimento para controle de próteses

Devido a existência de um grande número de pessoas com membros amputados, a engenharia de reabilitação se tornou uma das frentes de pesquisas de maior expressão, com grande enfoque no desenvolvimento comercial de próteses. Atualmente, é possível analisar sinais EMG de grupos musculares relacionados aos movimentos da mão, dedos, antebraço, braço, perna e outras juntas importantes e compor uma estimação de seus movimentos. Especialmente nesses sistemas, a falta de uma interface interativa e bidirecional entre o usuário e o sistema da prótese é o maior problema enfrentado para compor um sistema altamente confiável, uma vez que falhas podem gerar consequências graves ao usuário [11].

Como exemplo da gravidade dessa característica, é posto um exemplo conhecido como a situação "da mão pegando um copo de café quente": uma pessoa normal com sua mão biológica consegue pegar um copo de café e apertar ele suficientemente forte para levantá-lo e não quebrá-lo. Isso ocorre devido ao corpo humano conseguir notar rapidamente, através do sistema nervoso, que o objeto está firmemente preso à mão sem aplicar uma força muito grande. Isso não ocorreria no caso de uma pessoa amputada com uma prótese de mão, que não conseguiria ter ciência de que o objeto já está agarrado, e da força que a mão está aplicando no copo. No caso então, o copo poderia cair no chão ou quebrar na mão, com a possibilidade de queimar o usuário com o café quente e também danificar a prótese [1].

Este problema pode ser contornado com o treinamento de seu usuário, para que este se acostume com a prática de algumas ações e consiga, de forma natural, controlar a prótese eficazmente. Como alternativa, há a possibilidade de se desenvolver dispositivos de alta precisão e resposta rápida entre a prótese e o usuário, que tornem seu controle mais fácil ou até mesmo automático, se adaptando ao usuário. O uso de sensores inerciais, de pressão, e de outros tipos de sensores, aplicados ao sistema através de fusão sensorial, podem realizar esta realimentação sensorial, possibilitando um controle mais eficiente e confiável [11].

2.6.2 Obtenção da intenção de movimento

A captação de sinais eletromiográficos para uso de controle de próteses é muito mais adequada de se realizar com eletrodos superficiais devido a suas características de não agressão ao paciente, e de fácil colocação ou troca. Como os sistemas de prótese tem como finalidade executar movimentos, o potencial de gerar lesões e ferimentos ao usuário com uso de eletrodos invasivos é agravado, tornando seu uso desaconselhado.

Os sinais geralmente são obtidos por dois tipos de configurações: a monopolar e a bipolar. Na primeira, o sinal obtido é a diferença de potencial elétrico entre um ponto motor e um ponto de

referência. A segunda configuração é ilustrada pela figura 2.6. Nela são capturadas duas diferenças de potenciais com relação a uma referência, e estes dois sinais são subtraídos. Isso proporciona a eliminação de ruídos captados, uma vez que estes estão presentes em ambos os sinais e são idealmente iguais, fazendo com que estes sejam cancelados na subtração, sobrando então apenas a diferença de potencial dos dois pontos de captura da unidade motora [1].

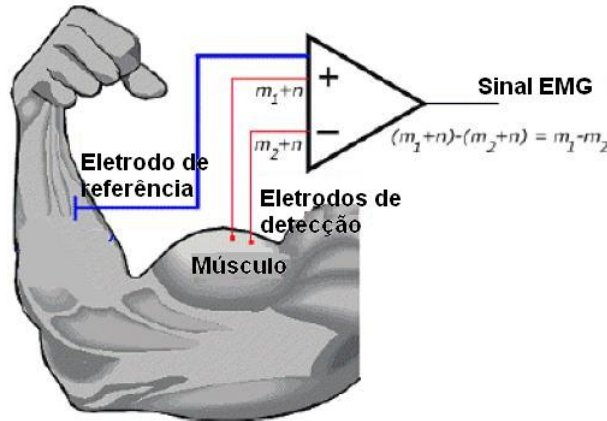


Figura 2.6: Sinais EMG m_1 e m_2 captados juntamente com ruído n , induzido nas entradas. [2].

Na figura 2.6 está demonstrado o funcionamento do amplificador diferencial. O potencial de ação gerado pelos nervos se propagam pelos músculos em taxas de frequências altas, geralmente acima de 40Hz. Os sinais EMG captados superficialmente à pele sofrem alterações devido às propriedades das diversas camadas da pele e da interface desta com o eletrodo, que atuam como filtros. Disto resulta que os sinais eletromiográficos colhidos desta forma apresentam potenciais de tensão com picos de amplitude entre $50\mu V$ e $5mV$, e com componentes de frequência que variam desde o nível contínuo, até cerca de 500Hz, apresentando maior espectro de potência nas frequências entre 50 a 150 Hz [1]. Devido a baixa amplitude desses sinais, eles geralmente são tratados de forma a atenuar ruídos e os artefatos de movimento, e também são amplificados a níveis que tornem mais fácil realizar suas capturas para serem analisados e tratados.

Um maior número de sinais captados e analisados conferem ao sistema maior confiabilidade e precisão, e em contrapartida cresce a complexidade do sistema e seus requisitos para processamento e análise. Como os eletrodos conseguem captar sinais EMG superficiais de vários grupos musculares próximos, responsáveis por um mesmo conjunto de movimentos, é possível realizar a análise para reconhecimento da intenção de movimento com um número reduzido de sinais. Muitos projetos desenvolvidos utilizam dois grupos musculares antagônicos, responsáveis por movimentos opostos de um mesmo membro, ou então apenas um grupo muscular, responsável por um movimento simples de um membro.

Após adquirir os sinais EMG desejados e aplicar alguns tratamentos sobre seus sinais é feita então a extração da intenção de movimento. As técnicas mais tradicionais são baseadas em métodos simples, porém com o atual nível de desenvolvimento da micro-eletrônica e de micro-controladores poderosos é possível empregar diversas técnicas mais avançadas de processamento dos sinais, como filtros digitais, estimativas de modelo e até métodos de inteligência artificial, tal como redes neurais, lógica fuzzy, dentre outras [11]. As técnicas utilizadas podem ser divididas em duas classes

principais:

- **Técnicas baseadas no reconhecimento de padrões:** os sinais passam por procedimentos que visam reconhecer determinados padrões, discriminá-los, e classificá-los em categorias pré-definidas. Com o tratamento de cada padrão reconhecido é possível compor uma saída estimada que se comporte de forma mais fiel com relação àquela que seria a intenção do usuário;
- **Técnicas não-baseadas no reconhecimento de padrões:** são técnicas mais simples e menos versáteis, onde geralmente a intenção de movimento é obtida a partir de uma sequência de comandos pré-definidos e sua atuação é limitada a movimentos pré-programados, ou então sistemas onde análise de sinal é mais simples como o chaveamento do acionamento quando o sinal ultrapassa um determinado limiar de tensão.

2.7 Controle baseado no reconhecimento de padrões a partir de sinais EMG

A principal vantagem de realizar o controle mioelétrico baseado no reconhecimento de padrões reside no seu potencial de gerar respostas altamente precisas quando comparado com os outros métodos desenvolvidos até hoje. Em contra-partida, os processos necessários para proporcionar as análises decorrentes necessitam de uma capacidade de processamento e levam tempos muito mais longos para poder efetuar as operações com sucesso. A disponibilidade de micro-controladores cada vez mais potentes e rápidos tem tornado cada vez mais propício o desenvolvimento dessas técnicas, uma vez que os sistemas de próteses necessitam ser controlados a taxas rápidas suficientes para não gerar acidentes ao usuário.

Os procedimentos para realizar o controle baseado no reconhecimento de padrões são divididos em 4 tipos principais [11]:

- **Segmentação de dados:** é a operação inicial, que tem por finalidade separar o conjunto de dados que serão aplicados às etapas seguintes do sistema para o reconhecimento de padrões. Há diversas técnicas para formar os segmentos, como a captura de janelas adjacentes ou sobrepostas, e a captura de segmentos contínuos. Cada técnica tem suas peculiaridades e devem ser ajustadas a fim de proporcionar uma extração de características mais eficiente. Devido a requisitos de tempo real, cada segmento deve ser processado e gerar sua respectiva ação de controle em um tempo menor que 300ms [11];
- **Extração de características:** cada segmento é incluído em uma etapa de processamento que visa extrair características determinadas conforme a técnica utilizada, como por exemplo características de estrutura, de frequência, de fenômenos, características no domínio do tempo, dentre outras. Quanto melhor for a extração de características, melhor poderá ser a classificação;
- **Classificação:** as características extraídas de cada segmento são separadas em classes distintas pré-determinadas, que funcionam de diferentes maneiras para compor o reconhecimento

de padrões. Pode-se então trabalhar o sistema para levar em consideração as características mais importantes e relevar as perturbações, proporcionando que o reconhecimento dos padrões seja mais eficiente. O classificador deve ser robusto e inteligente para se adaptar as variações de condições geradas pela complexidade biológica dos sinais e pelas influências das condições físicas e fisiológicas que o sistema trata. Redes neurais, lógica Fuzzy e aproximações probabilísticas são as técnicas com grande potencial de desenvolvimento para realizar as operações de classificação, com a tecnologia atual;

- **Controle:** leva em consideração as características classificadas e os esquemas de controle para gerar a ação de controle. Como o controle a partir de sinais mioelétrico apresenta deficiência de realimentação, esta deve ser incorporada ao controlador de outra maneira para que o controle possa ser realizado de forma eficaz. Para tanto, outros dispositivos sensores podem compor o sistema de controle para melhorar o desempenho deste. Pós-processamentos também podem ser realizados para evitar mudanças abruptas e gerar saídas mais suaves.

As 4 etapas descritas acima são necessárias para processar os sinais, mas há arquiteturas em que estes dois ou mais destes segmentos se fundem, compondo uma arquitetura mista. A utilização de sistemas inteligentes para compor o controle leva a uma situação de grande importância para a aceitação da prótese pelo paciente, uma vez que a prótese tem condições de se adaptar a este, ao contrário da maioria dos métodos tradicionais de obtenção de intenção de movimento, em que o usuário tem que ser treinado para conseguir efetuar as ações de controle. Com isso o aprendizado ocorre de ambas as partes, e essa maior facilidade resulta numa maior aceitação dos pacientes do que nos meios tradicionais [11].

Em contra-partida, a necessidade de maior capacidade de processamento das informações corre no sentido contrário da necessidade de respostas de controle suaves, contínuas e rápidas o suficiente para não apresentar atrasos perceptíveis ao usuário. Portanto, é preciso medir a complexidade do sistema a se implementar, que pode gerar saídas mais precisas, com as necessidades de resposta em tempo real.

2.8 Modelos Auto-Regressivo

Na sessão Controle a partir de sinais EMG foi descrito o método de extração de características do sinal como forma de determinar características intrínsecas a um sinal, que no caso do presente projeto, trata-se de sinais de eletromiografia. Dessa forma considera-se que este sinal pode ser descrito por um modelo auto-regressivo de ordem p , $AR(p)$, conforme a equação 2.4. Em que X_t representa um sinal no instante atual.

$$X_t = c + \sum_{i=1}^p \phi_i X_{t-i} + \varepsilon_t \quad (2.4)$$

Em que $\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n$ são os parâmetros do modelo, c é uma constante e ε_t é o ruído branco. A fim de simplificar o modelo, os autores normalmente omititem a constante, assim será considerado neste projeto $c = 0$.

2.9 Identificação de Sistemas

Seja um sistema linear e invariante no tempo que possa ser representado pela equação 2.4 considerando $c = \varepsilon_t = 0$ e , é possível representá-la por 2.5.

$$\hat{y}(t|\theta) = \varphi^T(t)\theta \quad (2.5)$$

Em que

$$\varphi = \begin{bmatrix} -y(t-1) & \cdots & -y(t-n) & u(t-1) & \cdots & u(t-m) \end{bmatrix}^T \quad (2.6)$$

$$\theta = \begin{bmatrix} a_1 & \cdots & a_n & b_1 & \cdots & b_m \end{bmatrix}^T \quad (2.7)$$

É razoável considerar que para valores de θ que façam a equação 2.5 gerar valores o mais próximos possíveis das relações de entrada e saída, definido como Z^N , façam com que este θ represente de forma satisfatória o modelo do sistema. Podendo definir matematicamente este conceito como sendo o $\min_{\theta} V_N(\theta, Z^N)$. A partir do qual desenvolve-se o conceito dos mínimos quadrados descritos nas sessões que se seguem.

2.9.1 Critério dos Mínimos Quadrados Ponderados

Por meio do conceito acima exposto é possível desenvolver o critério dos mínimos quadrados. Em que dado um conjunto de dados $Z^N = \left\{ y(1), u(1), \cdots, y(N), u(N) \right\}$ é possível construir o vetor de regressão representado pela equação abaixo:

$$V_N(\theta, Z^N) = \frac{1}{N} \cdot \sum_{t=1}^N \frac{1}{2} [y(t) - \varphi(t)^T \theta]^2 \quad (2.8)$$

Seja θ definido como o vetor usado para paramerizar o modelo, $\varphi(t)$ como sendo o vetor de regressão no instante t .

$$\hat{\theta}_t = \arg \min_{\theta} \sum_{k=1}^t \beta(t, k) \cdot [y(k) - \varphi^T(k)\theta]^2 \quad (2.9)$$

Em que

$$\hat{\theta}_N^{LS} = \left[\sum_{k=1}^t \beta(t, k) \varphi(t) \varphi^T(k) \right]^{-1} \cdot \sum_{k=1}^t \beta(t, k) \varphi(k) y(k) \quad (2.10)$$

O que faz com que

$$\hat{\theta}_t = \overline{R}^{-1}(t) f(t) \quad (2.11)$$

$$\bar{R}(t) = \sum_{k=1}^t \beta(t, k) \varphi(t) \varphi^T(k) \quad (2.12)$$

$$f(t) = \sum_{k=1}^t \beta(t, k) \varphi(k) y(k) \quad (2.13)$$

Por meio da equação 2.9 verifica-se a existência de um valor de θ tal que o seu valor minimize V^N que é a variância do sinal estimado e o medido, consistindo esse o princípio dos métodos dos mínimos quadrados.

2.9.2 Algoritmo Recursivo com Inversão Eficiente de Matrizes

O algoritmo recursivo consiste no acréscimo do termo λ chamado de fator de esquecimento. Consiste em fazer com que os sinais antigos tenham uma menor influência na saída atual do sistema. Uma simplificação que foi utilizada considera que $\beta(t, k) = \lambda^{t-k}$. Isso pode ser feito, pois é considerado um decaimento exponencial do peso dos sinais.

Utilizou-se o método da *Inversão Eficiente de Matriz* para definir os parâmetros do sistema. Esse método é assim chamado por considerar $P(t) = \bar{R}^{-1}(t)$. Após aplicar o lema de inversão de matrizes encontrou-se as equações abaixo [13].

$[A + BCD]^{-1} = A^{-1} - A^{-1}B[DA^{-1}B + C^{-1}]^{-1}DA^{-1}$, na equação $\bar{R}(t) = \lambda(t)\bar{R}(t-1) + \varphi(t)\varphi^T(t)$. Por meio de algumas manipulações algébricas chegou-se as relações descritas abaixo.

$$P(t) = \frac{1}{\lambda(t)} \cdot \left[P(t-1) - \frac{P(t-1)\phi(t)\phi^T(t)P(t-1)}{\lambda(t) + \phi^T(t)P(t-1)\phi(t)} \right] \quad (2.14)$$

$$L(t) = \frac{P(t-1)\phi(t)}{\lambda + \phi^T(t)P(t-1)\phi(t)} \quad (2.15)$$

$$\hat{\theta} = \hat{\theta}(t-1) + L(t) \left[y(t) - \phi^T(t) \cdot \hat{\theta}(t-1) \right] \quad (2.16)$$

O algoritmo dos mínimos quadrados recursivos, *RLS*, é baseado no método dos mínimos quadrados *LS*, porém como este não é adequado para ser utilizado em tempo real, por causa da inversão de matriz $\bar{R}^{-1}$ visto na equação 2.11 calculada a todo instante, então é sugerido um método recursivo para estimar o valor dos coeficientes do filtro sem a necessidade de realizar a inversão matricial todo momento. Um algoritmo RLS adequado deve obter coeficientes exponenciais, de forma a remover gradualmente os efeitos de dados antigos e permitir o rastreamento de variações lentas nas características do sinal [1]. É importante utilizar um método dos mínimos quadrados que possa otimizar o cálculo de $\hat{\theta}$, evitando operações matemáticas que tornem o processamento de dados pesado.

2.10 Redes neurais e classificação mioelétrica

2.10.1 Introdução

Redes Neurais Artificiais ou simplesmente Redes Neurais é uma técnica computacional capaz de gerar um modelo matemático que adquire conhecimento por meio da experiência se assemelhando a estrutura neural de um organismo inteligente. Haykin [14] menciona que uma Rede Neural é um processador paralelamente distribuído, constituída de unidades de processamento simples, que têm a propensão natural para armazenar conhecimento experimental e torná-lo disponível para o uso. Através de um processo de aprendizado é possível alterar os padrões de interconexão entre os elementos da rede, tal como acontece no sistema nervoso biológico [15]. As primeiras publicações a respeito de Redes Neurais dos anos quarenta e já nos anos 80 foi introduzido por Rumelhart, Hinton e Williams o método *Backpropagation* para definição dos pesos da rede.

2.10.2 Arquitetura das Redes Neurais

O neurônio é representado na figura 2.7. φ_i representa os dados de entrada do perceptron. w_i representa os pesos sinápticos da rede, em que esses parâmetros variam no treinamento da rede. f_i é chamado de função de ativação.

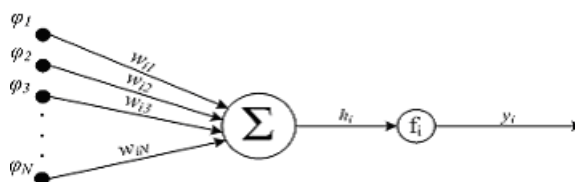


Figura 2.7: Modelo do Perceptron[4]

As redes multi camadas são também conhecidas como *MultiLayer Perceptron* ou simplesmente MLP. Esse tipo de rede apresenta um poder computacional maior do que aquelas apresentadas sem camadas intermediárias. As redes MLP podem tratar com dados que não são linearmente separáveis. A precisão obtida e a implementação de uma rede neural depende do número de nós utilizados nas camadas intermediárias, outro problema é definir a função de ativação.

O projeto de uma rede MLP requer que seja considerado três aspectos:

- Definir o número de camadas oculta.
- Definir o número de neurônios nas camadas oculta.
- Definir os pesos sinápticos que interconectam os neurônios nas diferentes camadas da rede.

Os dois primeiros aspectos determinam a complexidade do modelo escolhido, onde a presença de uma camada oculta influencia na relação entrada-saída da rede. Essas camadas extraem uma série de informações estatísticas de alguns processos desconhecidos responsáveis pelo comportamento

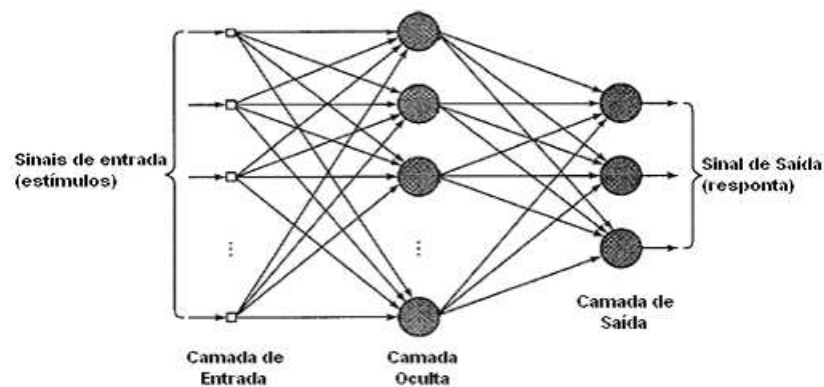


Figura 2.8: Rede MLP com camada Intermediária

dos dados da entrada, de forma que a rede busca minimizar o erro do sinal gerado com sua saída ajustando os pesos da rede. O terceiro aspecto se refere ao uso de métodos de treinamento da rede, onde o algoritmo bastante conhecido na literatura é o algoritmo de retro-propagação do erro, conhecido como *Backpropagation Algorithm*.

2.10.3 Backpropagation

Entender o funcionamento deste algoritmo permite que se entenda os fundamentos de definição dos pesos para a rede. O funcionamento do algoritmo backpropagation se baseiam na heurística do aprendizado por correção de erro, em que o erro é retro-propagado da camada de saída para as camadas intermediárias da Rede [16]. O algoritmo do backpropagation consiste em dois passos através das camadas da Rede, sendo um direto e o outro reverso:

- No passo direto um padrão de atividade do processo a ser aprendido é aplicado aos nós da entrada do MLP e o seu efeito se propaga através da rede, camada por camada, produzindo na camada de saída a resposta do MLP à excitação aplicada. Durante o passo direto os pesos sinápticos são todos fixos;
- Durante o passo reverso os pesos sinápticos são ajustados de acordo com a regra de aprendizado por correção de erro. Especificamente, a resposta do MLP à excitação é subtraída de um padrão de resposta desejado para aquela excitação aplicada, de forma a produzir um sinal de erro. Este sinal de erro é então, propagado de volta através dos mesmo neurônios utilizados no passo direto, mas no caminho contrário do fluxo de sinal nas conexões sinápticas – daí o nome *backpropagation*. Os pesos sinápticos são, então, ajustados de forma que a resposta do MLP aproxime-se mais do padrão da resposta desejado.

2.10.4 Critério de Parada

O critério de parada no treinamento de uma Rede MLP é relativo, isso pois o algoritmo *backpropagation* pode não convergir para o mínimo global. Utiliza-se normalmente o critério de parada de quando o erro atingiu um valor baixo o suficiente ou a razão de variação do erro atingiu um

valor suficientemente baixo. A segunda condição pode demonstrar que a rede convergiu para um mínimo local e não global.

2.10.5 Método de Levenberg Marquardt

O método *Levenberg-Marquardt* (LMA) possibilita uma solução numérica para o problema de minimização de uma função, geralmente não-linear. Ele é a mescla de dois outros métodos, Algoritmo de *Gauss-Newton* (GNA) e o Método do Gradiente Descendente. Nas comparações efetuadas neste algoritmo com outros, os resultados têm mostrado que o LM é muito eficiente e agil. Embora sua complexidade computacional seja alta para cada iteração, isso é compensado pela sua alta eficiência, fundamentalmente quando se precisa de alta precisão [17].

Capítulo 3

Desenvolvimento

3.1 Introdução

Dando continuidade aos trabalhos de pesquisa acerca da robótica de reabilitação com a prótese de perna, foi proposta a implementação de um sistema que gera a trajetória do movimento do joelho do usuário através de sinais de eletromiografia e, adicionalmente, que os sistemas já desenvolvidos nos projetos anteriores fossem integrados de forma a funcionarem corretamente em conjunto, podendo realizar movimentações e marchas.



Figura 3.1: Caixa com circuitos desenvolvidos para captação dos sinais EMG, estabelecimento do barramento RS485, comunicação com PC e interface com o usuário.

Portanto, foi desenvolvido um sistema capaz de capturar sinais de eletromiografia, filtrá-los em software embarcado, e transmiti-los para o computador, mostrado na figura 3.1. Este último é responsável por fazer a extração dos parâmetros que caracterizam este sinal, e utilizá-los para o treinamento e a validação da rede neural, bem como enviá-los para o microcontrolador responsável pelo controle da junta. Com a intenção de movimento, resultado da rede neural, é feito o controle digital do sistema físico da junta do joelho utilizando um controlador PI, e o motor é acionado para realizar a movimentação da junta do joelho da prótese. A arquitetura geral do sistema está representada pelo diagrama de blocos na figura 3.2.

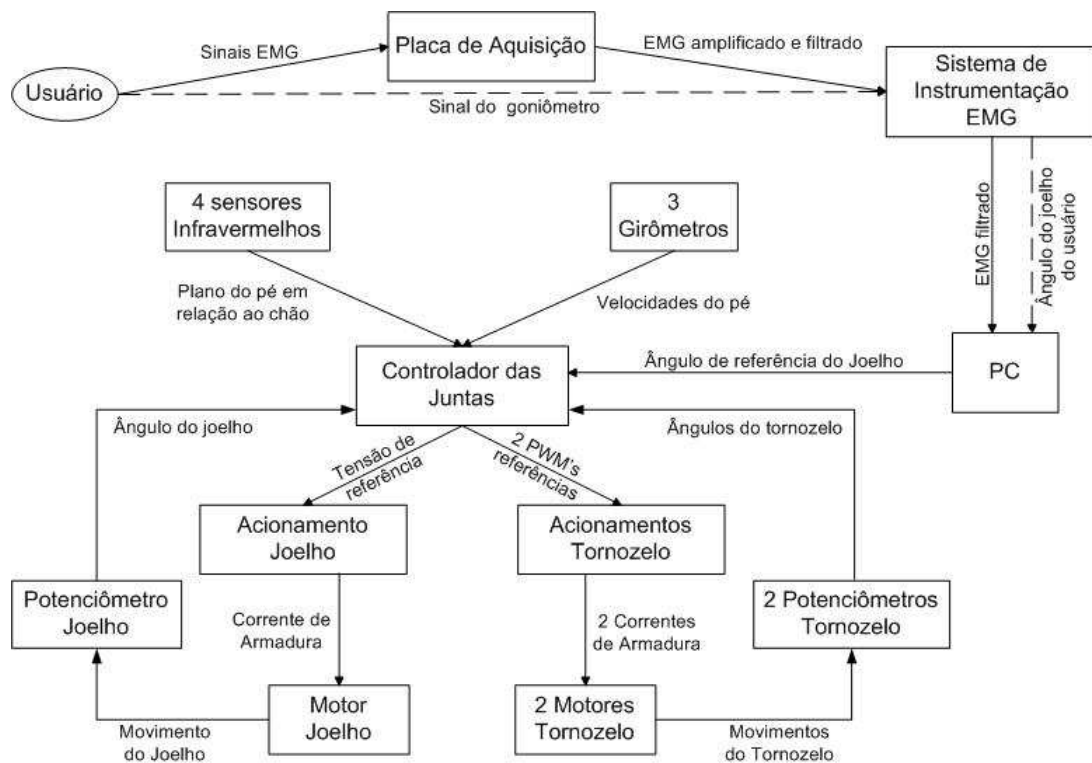


Figura 3.2: Diagrama geral da arquitetura implementada.

3.2 Prótese

A prótese de perna existente é um modelo para pessoas amputadas acima do joelho, o que significa que a articulação do joelho faz parte da prótese, e sua foto atual é mostrada na figura 3.3. O sistema mecânico da prótese já passou por diversas modificações, como em [4] e [7], sempre evoluindo para compor um sistema mais próximo de uma perna biológica real e que apresente melhores características, tais como menor peso e menores atritos nas juntas, a fim de realizar seu controle com maior eficiência e menores esforços.

O sistema mecânico atual possui três graus de liberdade, sendo um referente ao movimento do joelho, e os outros dois aos movimentos do tornozelo. Para atuação nestes graus de liberdade, há um motor de corrente contínua acoplado a cada eixo correspondente, sendo que os motores do tornozelo e do joelho passam por uma caixa de redução. Tendo sido realizado por [5] o controle dos motores do pé a fim de deixá-los sempre paralelos ao solo.

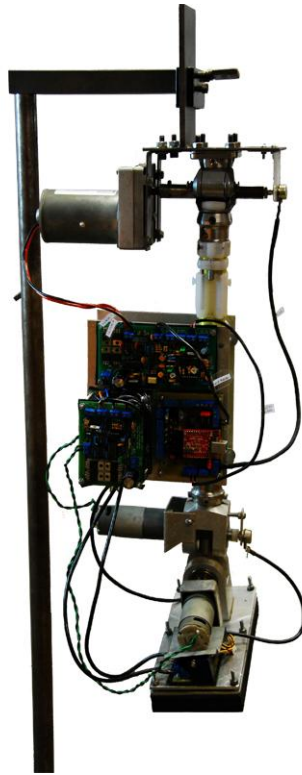


Figura 3.3: Foto atual da prótese robótica.

3.3 Placa de Aquisição

O processo de captura de sinais de eletromiografia é um procedimento importante para o sucesso de todos os passos posteriores no trabalho. A amplitude do sinal de EMG pode variar de 0 até 10mV, pico-a-pico, ou 0 até 1.5mV (rms) e a energia do sinal está concentrada na faixa de 50 até 150 Hz [2]. O sinal de EMG tem informações de valor desprezível a partir de 500 Hz e antes de 20 Hz o sinal não contém informações úteis, sendo considerado ruído artefato.

A captura do sinal de EMG é feita usando a configuração diferencial dos eletrodos, o que ajuda a reduzir os ruídos nos sinais processados resultantes. Essa configuração tem a característica de retirar a zona comum de dois sinais, restando apenas a diferença de tensão teórica entre estes. Devido às características dos componentes dos amplificadores é praticamente impossível obter a diferenciação perfeita entre esse dois sinais, por tanto deve-se ter a Razão de Rejeição de Modo Comum (Common Mode Rejection Ratio - CMRR) idealmente infinita, ou mais alta o possível. Um CMRR de 32000 ou 90 dB geralmente é suficiente para suprimir estranhos ruídos elétricos. O sinal resultante é amplificado para pode ser melhor digitalizado por conversores, necessitando dessa forma de um sistema de amplificação diferencial bastante acurado.

A placa de aquisição de sinais de EMG foi resultado do estudo desenvolvido por A. L. Delis [10], mostrada na figura 3.4. Na placa de aquisição de dados o amplificador de instrumentação INA118 foi utilizado para amplificar e realizar a diferenciação dos sinais de EMG de mesmo canal, em uma primeira etapa. Suas vantagens são o seu baixo consumo, tendo alto CMRR de até 110dB, e apresenta corrente quiescente de 35uA, o que possibilita seu uso em sistemas com bateria. Nas

outras etapas de amplificação e de filtragem, o amplificador operacional utilizado foi o TL064CN, por apresentar características mais adequadas do que os amplificadores padrões mais conhecidos, tais como: menores não-linearidades, maior taxa de slew-rate e maior CMRR. Na placa de aquisição foi implementado o controle de ganho pelo uso de potenciômetro digital, que no entanto não está sendo utilizado nessa etapa do projeto. Mais detalhes podem ser encontrados no anexo do trabalho, em I.3.

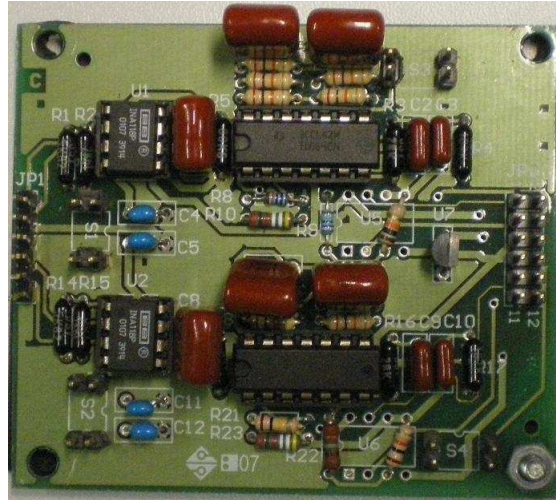


Figura 3.4: Placa de aquisição desenvolvida.

São três as amplificações que o sinal recebe, bem como são três as filtragens. Os estágios de amplificação tem os ganhos implementados de 10 , 3 e 100 respectivamente, totalizando uma amplificação de aproximadamente 3000 do sinal original. Os filtros são um passa alta de 20 Hz, um passa baixa de 500 Hz e um notch em 60Hz. No entanto, a etapa do filtro notch de 60Hz não foi utilizada a fim de se preservar as informações do sinal EMG contidas nessa frequência, que seriam também atenuadas caso esta etapa fosse utilizada, incorrendo em perda de informações úteis.

Como na frequência de 60Hz está concentrada a maior parte da energia do sinal de eletromiografia [2]. O uso do filtro butterworth notch digital tem a mesma consequência do filtro notch em *hardware* que está implementado na placa de aquisição, pois ele retira não só o ruído do sinal de EMG, mas também sinais que contêm informações úteis ao processamento. O filtro adaptativo é embarcado digitalmente no microcontrolador SAM7.

Para assegurar valores precisos de amplificação e filtragem, os componentes discretos utilizados na montagem do circuito são em sua maioria componentes de precisão. Na placa de aquisição são captados 6 sinais, distribuídos em 2 canais idênticos. É criado um terra virtual em 2,5V que é curto circuitado aos eletrodos de referência. Isso permite que os sinais resultantes tenham suas linhas base em 2,5V e varie entre 0 até 5V, e evita a necessidade de uma fonte de tensão simétrica para alimentar os amplificadores operacionais.

3.4 Sistema de Instrumentação

A placa de instrumentação feita tem como principais objetivos: receber os sinais EMG vindos da Placa de Aquisição para serem captados por um microcontrolador e receber o devido tratamento; possibilitar a comunicação entre todos componentes do sistema de controle através de uma rede de comunicação RS485; isolar as referências (terra) do computador, com relação aos referenciais locais do sistema da prótese, a fim de se evitar possíveis descargas elétricas no sistema e no usuário; e por fim, estabelecer um sistema de alimentação da placa mais econômico com relação a gastos de energia.

A placa resultante do trabalho é mais um protótipo do que uma composição final, e pode ser visto na figura 3.5. Esta foi feita em uma placa perfurada, de forma que foi valorizado o uso de linhas de solda para realizar quase todas as conexões, evitando "wire-up's". O benefício dessa prática foi obter um sistema com menores perdas de energia e mais imune à ruídos, uma vez que a disposição das trilhas evita o cruzamento de fios e reduz o efeito eletromagnético uns nos outros. Também é favorecida a imunidade à ruídos externos, o que é de vital importância para a aplicação em questão. Oscilações nos níveis de tensões de alimentação dos componentes alterariam seu comportamento de modo sensível, mas que na composição inteira do sistema poderiam prejudicar o processamento dos sinais EMG. Os circuitos estão nos esquemáticos I.4 e I.5 do Anexo I.

3.4.1 Captação dos sinais EMG

Para realizar a tarefa de tratar os sinais captados na placa de aquisição e no goniômetro, e fazer todas as outras operações de comando com o usuário, foi utilizado um microcontrolador da família ARM. O microcontrolador AT91SAM7S256 está em uma plataforma comercial, SAM7-H256, uma placa de desenvolvimento, conforme figura 3.6.

O AT91SAM7S256 é um microcontrolador baseado no processador ARM7TDMI-S RISC de 32 bits de alto desempenho, com memória *flash* de 256 Kbytes, 16 Kbytes de memória SRAM, *clock* em tempo real, 3 canais de *timer* de 16 bits, 4 canais PWM, 8 canais de conversores A/D de 10 bits, 2 USART's, 32 pinos de I/O, dentre outros periféricos.

O sinais de Eletromiografia vindos da placa de aquisição têm sua faixa de tensão variando dentre 0 a 5V. Para adequar esse sinal a faixa dinâmica do Conversor Analógico-Digital do microcontrolador, que é de 0 a 3.3V, os sinais passam por um divisor de tensão resistivo. Os altos valores de impedância dos resistores utilizados, entre 10 e 20 kOhm, evitam que os sinais percam suas tensões nominais devido ao excesso de carga. Esses sinais não passam por filtros *anti-aliasing*, uma vez o conjunto de filtros da placa de aquisição já cortam as frequências que poderiam gerar tal efeito.

De acordo com o Teorema de Nyquist, a quantidade de amostras por unidade de tempo de um sinal, chamada taxa ou frequência de amostragem, deve ser maior que o dobro da maior frequência contida no sinal a ser amostrado, para que possa ser reproduzido integralmente sem erro de *aliasing*. Como os sinais de eletromiografia apresentam componentes importantes até a maior frequência de 500 Hz, para extração de informações, os sinais de Eletromiografia e do Goniômetro são amostrados

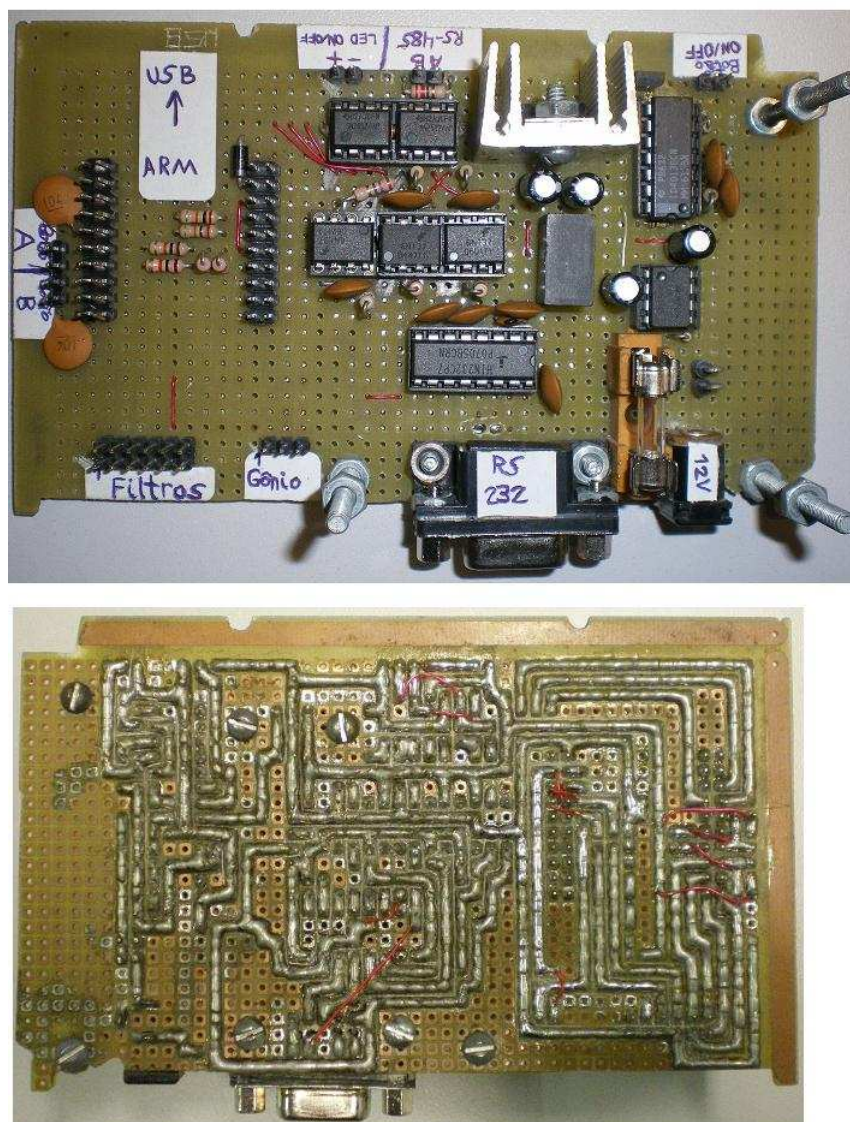


Figura 3.5: Placa de Instrumentação.

à uma frequência de 1kHz.

O sinal do Goniômetro é uma tensão diretamente proporcional ao ângulo em que este se encontra, que deve acompanhar o movimento da perna do usuário no procedimento de treinamento da rede neural. Seu circuito é análogo ao de um potenciômetro, sendo que sua alimentação é de 3.3V.

Além de receber os sinais já discutidos, o microcontrolador também dispõe de duas entradas ligadas a botões. Sua finalidade é poder programar funcionalidades que auxiliem a operação nas rotinas de treino da rede e de validação. No caso do treinamento, um dos botões foi programado para iniciar o envio de dados para o computador cada vez que o usuário quisesse. Futuramente, esses botões podem ser utilizados para realizar a regulação dos potenciômetros digitais da placa de aquisição, a fim de se ajustar o ganho de amplificação dos sinais EMG nesta. O circuito analógico desses botões foi construído de forma a minimizar o efeito de "bounce" que pode levar a falhas da funcionalidade programada. Todavia, o efeito pode ser tratado também via software.

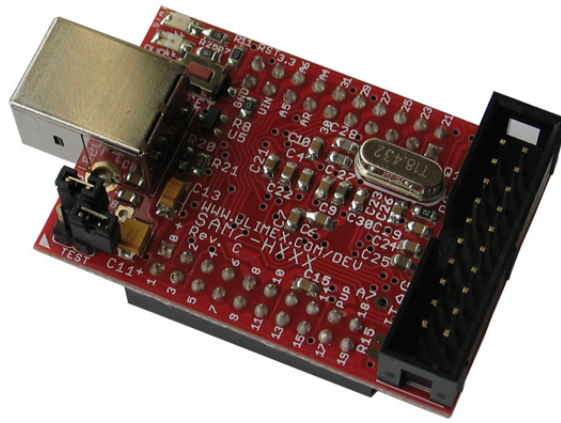


Figura 3.6: microcontrolador ARM SAM7.

3.4.2 Rede RS485

Dado que a transmissão de dados a longas distâncias utilizando simples fios fazem que o sinal seja distorcido, dada a própria resistência dos fios e a interferência de diversas naturezas. Comunicações de padrões físicos seriais geralmente são mais adequados para situações onde é necessário fazer comunicações à longas distâncias. O padrão RS485 é bastante robusto e apresenta características que o torna mais adequado a sua implementação no sistema proposto [18].

Este padrão permite comunicação multi-ponto a velocidades de 115200 bits/s por exemplo, podendo alcançar grandes distâncias com boa imunidade à ruídos, devido ao seu padrão diferencial, sendo ainda mais ampliado com o uso de fios trançados e blindados. O padrão diferencial também é uma vantagem quando há diferentes potenciais de terra, por exemplo em sistemas com diferentes fontes de alimentação, como é o caso. Adicionalmente, o uso de resistores de terminação no barramento evitam o retorno de sinal [18].

O sistema proposto apresenta 3 dispositivos que se comunicam através dessa rede: o PC, Aquisição de EMG, e Sistema de Controle. Os microcontroladores ARM se comunicam com a rede RS485 através de um driver, o SN75176, utilizando as portas RX, TX e DE nos pinos 5, 6, e 7 respectivamente. A conexão com o PC passa pelo mesmo driver e depois ainda passa por um driver 232, o MAX232, que daí então se liga ao PC através de um longo cabo. Apesar de não ser uma boa prática ter o padrão RS232 passando por um longo cabo, essa foi a melhor alternativa, uma vez que os sinais entre os drivers 232 e 485 do caminho do PC são opticamente acoplados a fim de isolar a comunicação com o PC para evitar descargas devido à diferenças de potenciais de terra. A figura 3.7 ilustra a rede.

Como o protocolo de comunicação implementado é half-duplex, do tipo mestre-escravo, apenas um par de fios é utilizado. A taxa de transmissão utilizada foi de 115.200 bits/segundo, a mais alta que ainda permitia a comunicação com o PC corretamente.

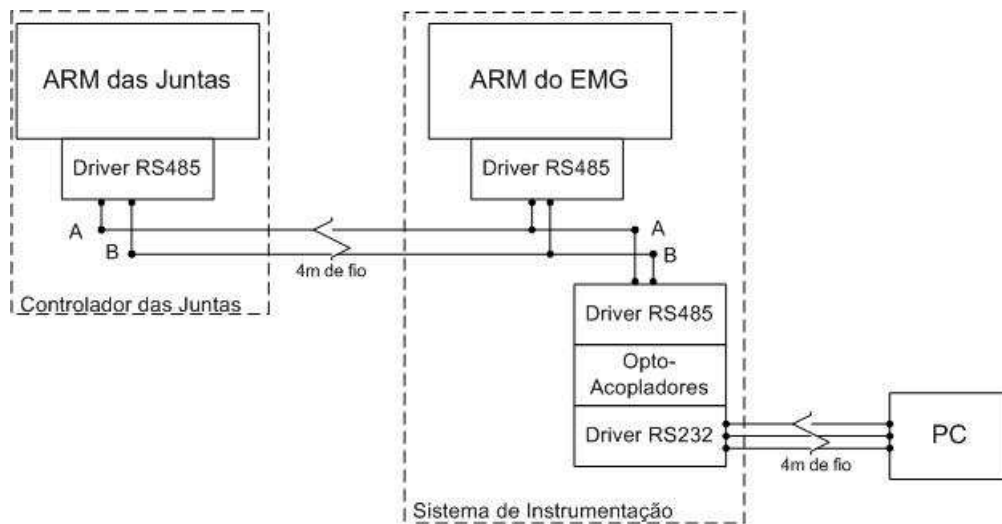


Figura 3.7: Rede RS485.

3.4.3 Isolamento de Referências

O isolamento realizado no sistema tem por finalidade impedir que o mesmo receba descargas que possam danificar os componentes, ou até mesmo ferir o usuário. Isto pode ocorrer devido ao fato de que os potenciais de terra no PC, na prótese, e na placa de aquisição podem ser diferentes, caracterizando uma diferença de potencial que por sua vez pode gerar uma corrente inesperada. Para sua implementação, foram utilizados dois recursos: um conversor DC-DC e acopladores ópticos. O isolamento realizado é representado na figura 3.8 e seus circuitos estão no esquemático I.4.

Os conversores DC possuem uma dinâmica mais lenta e podem fornecer correntes suficientes para alimentar outros circuitos de baixa carga. Por tais características, foi utilizado um conversor DC-DC, o NML 0505SC, que recebe 5V em sua entrada e fornece 5V de saída nominal para uma carga de até 200mA, com eficiência típica de 69%. O conversor fornece energia para o driver RS232 e uma parte dos acopladores-ópticos. O terra de sua entrada é o mesmo de todo o circuito da placa de instrumentação, enquanto que o terra de sua saída é ligado ao terra do PC, que chega pelo cabo serial por RS232.

Os acopladores ópticos são bons dispositivos para realizar transições de estado rápidas, e por não serem capazes de gerar grandes quantidades de corrente através de suas saídas, tem sua aplicação voltada principalmente ao acoplamento de redes de transmissão de dados. Portanto, são usados 3 acopladores ópticos 6N137, para os sinais RX, TX e DE, que passam do driver RS485 para o driver RS232, que segue para o PC. As resistências de carga e pull-up's ligadas à seus CI's são de valores baixos, permitindo que uma corrente maior flua. Apesar de ser pouco eficiente em termos energéticos para nossa aplicação, isso é necessário para garantir as velocidades de transições dos dados, uma vez que quanto maior a energia associada ao sistema, maior é a velocidade e capacidade de alternar de estados, como é necessário em redes de transmissão de dados seriais. Desta forma, o acoplamento óptico é realizado de forma eficaz, mas não é muito eficiente em termos energéticos, uma vez que demanda muita corrente para seu correto funcionamento.

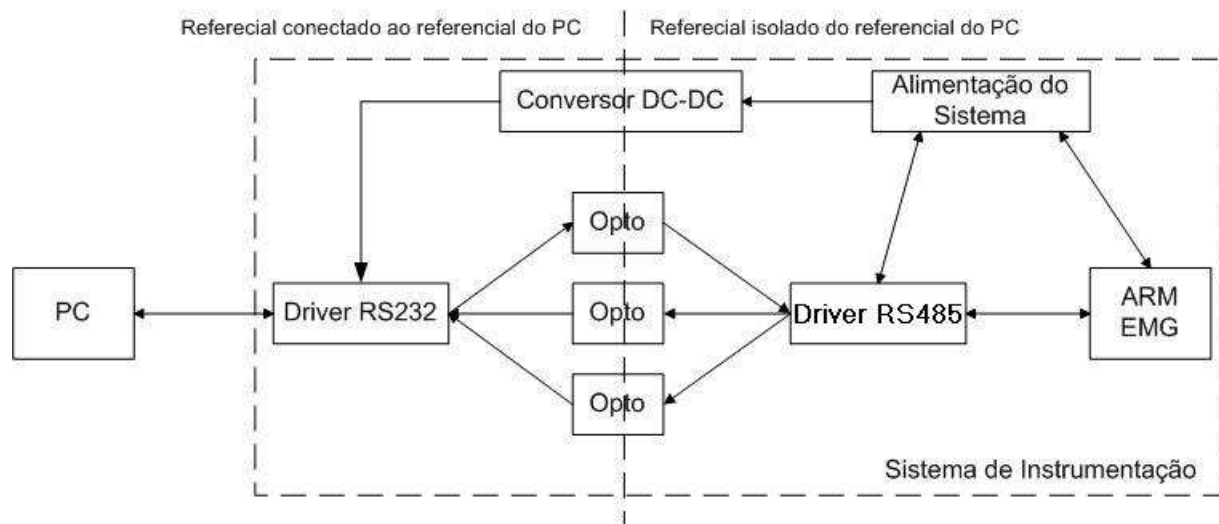


Figura 3.8: Esquemático do isolamento da referência do PC com a referência do sistema de instrumentação.

3.4.4 Sistema de Alimentação

O sistema de alimentação implementado na placa de aquisição tem certas características visando possibilitar a economia de energia do sistema inteiro, além de fornecer a tensão de 5 Volts para todos os componentes do circuito. Esse sistema foi desenvolvido por A. L. Delis. A entrada da fonte de alimentação, que deve ser de 12 Volts, passa por um diodo que impede a polarização inversa das linhas caso a tensão de entrada esteja invertida. Como proteção adicional, também há um fusível de 500 mA a fim de evitar sobrecargas no sistema. Seus circuitos complexos podem ser vistos na no esquemático I.5.

O principal componente que fornece a tensão de 5 Volts regulada é um regulador de tensão 7805, porém este pode ser ligado ou desligado por meio de um bi-estável (flip-flop tipo D) que alterna de estado com o acionamento do botão ON/OFF. Desta forma, o usuário pode desligar o sistema de processamento EMG e a comunicação, que consomem a maior parte da energia demandada pelo sistema, e economizar a carga da bateria em situações em que não está ocorrendo o uso da prótese. A alimentação dessa parte do circuito, composta pelo *flip-flop* e pelo botão de liga/desliga, é proveniente do componente LP2951, um regulador de tensão de 5 Volts, que tem também a funcionalidade de alertar quando o nível de entrada está abaixo de um patamar configurável. Desta forma, pode-se realizar um mostrador que indica quando o nível de carga da bateria de alimentação do sistema está baixo.

3.5 Controlador de Juntas

O controlador de juntas é a composição de todos os circuitos que irão realizar o processo de controle das juntas da prótese. Ele é composto por diversos sensores, circuitos condicionadores de sinal, um microcontrolador ARM SAM7, driver RS485, conversor digital-analógico, circuitos de acionamento e dos motores das juntas. O sistema está ilustrado na figura 3.9, e seus circuitos estão

detalhados no esquemático I.2. Seu funcionamento pode ser dividido em duas partes principais: o controle do joelho e o controle do pé.

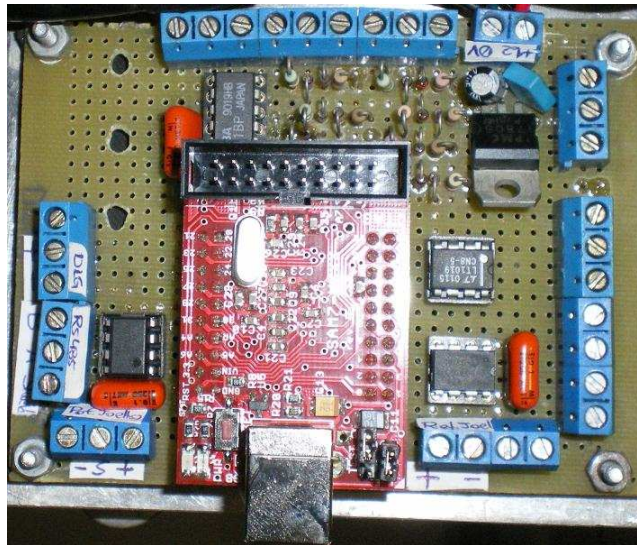


Figura 3.9: Placa do Controlador de Juntas.

3.5.1 Controle do Joelho

O controle e o acionamento da junta do joelho foi implementado em [4], e sofreu pequenas alterações para a composição do sistema atual. Sua atual arquitetura está representada na figura 3.10.

O microcontrolador ARM realiza um controle digital de posição através de um controlador PI discretizado, controlador que havia sido implementado no PC em [4]. Sua realimentação de posição é feita por um potenciômetro padrão, acoplado ao eixo do joelho, que fornece o ângulo de abertura da tíbia com relação ao eixo femural (da parte superior da perna). A principal diferença no caso atual com o trabalho original é que o controlador está embarcado no microcontrolador e apenas recebe do PC novas referências. Esta referência recebida é o ângulo, em radianos, para o qual o joelho deve se deslocar.



Figura 3.10: Diagrama de blocos da arquitetura de controle do joelho.

Após passar pelo algoritmo de controle, que é ativado por uma interrupção constante a cada 10ms, é obtido o sinal de saída, que é a corrente que deverá passar pela armadura do motor CC

do joelho. Este valor é enviado através de portas seriais SPI a um conversor digital-analógico que passará para a placa de acionamento do joelho um nível de tensão proporcional a corrente desejadas conforme [4]. A placa de acionamento movimenta o motor CC da junta do joelho através de acionamento chaveado da corrente de armadura do motor.

Um ponto importante para que o controle funcione adequadamente é realizar as calibrações do sensor de posição do joelho e dos elementos que irão gerar o nível de referência para a placa de acionamento, dentro do programa do ARM.

O modelo matemático realizado em [4], visto na figura 3.11, faz considerações importantes para o controle, e vale ressaltar que a variável controlada é o ângulo de abertura da tíbia com relação ao eixo paralelo à força da gravidade. O potenciômetro da junta do joelho fornece o ângulo de abertura da tíbia com relação ao eixo femural, e não deve ser confundido com o anterior. No caso de repouso da perna, em posição ereta, o eixo femural se encontra paralelo ao eixo da gravidade, e é para esta situação que o potenciômetro está calibrado no software de controle do microcontrolador das juntas, de forma que o controlador funcionará adequadamente apenas para esta situação.

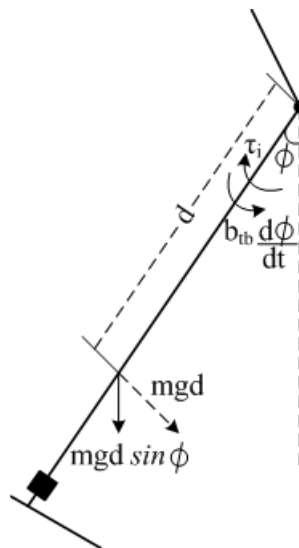


Figura 3.11: Modelo físico da perna adotado para controle do joelho [4].

3.5.2 Controle do Tornozelo

O controle das juntas do tornozelo foi realizado em [5], e sofreu pequenas alterações para composição do sistema em questão. Isso se deve ao fato de que toda a aquisição de dados dos sensores, tratamento, processamento e atuação é realizado pelo próprio microcontrolador ARM, independentemente do PC. Apenas as portas que geram os PWM's foram alteradas, portanto o software tem de ser reconfigurado de forma a levar isto em consideração.

O sistema funciona através de 4 sensores infravermelhos, 2 girômetros, 2 potenciômetros e 2 sensores de corrente, para determinar uma ação de controle que atue sobre o sistema de forma que o plano do pé da prótese esteja sempre paralelo ao plano do chão logo abaixo. Os circuitos dos sensores do pé se encontram no esquemático I.1.

O algoritmo de controle digital é realizado a cada 10ms por interrupção do ARM. A quantidade de sinais analógicos fez com que fosse necessário um multiplexador para que todos os sinais de entrada pudessem ser tratados. As saídas de controle são do tipo PWM (Pulse Width Modulation) que são recebidas pelas placas de acionamento das juntas do joelho, onde há dois motores CC. Um deles controla os movimentos de Eversão e Inversão, enquanto que o outro controla os movimentos de Plantiflexão/Dorsiflexão, mostrados na figura 3.12.

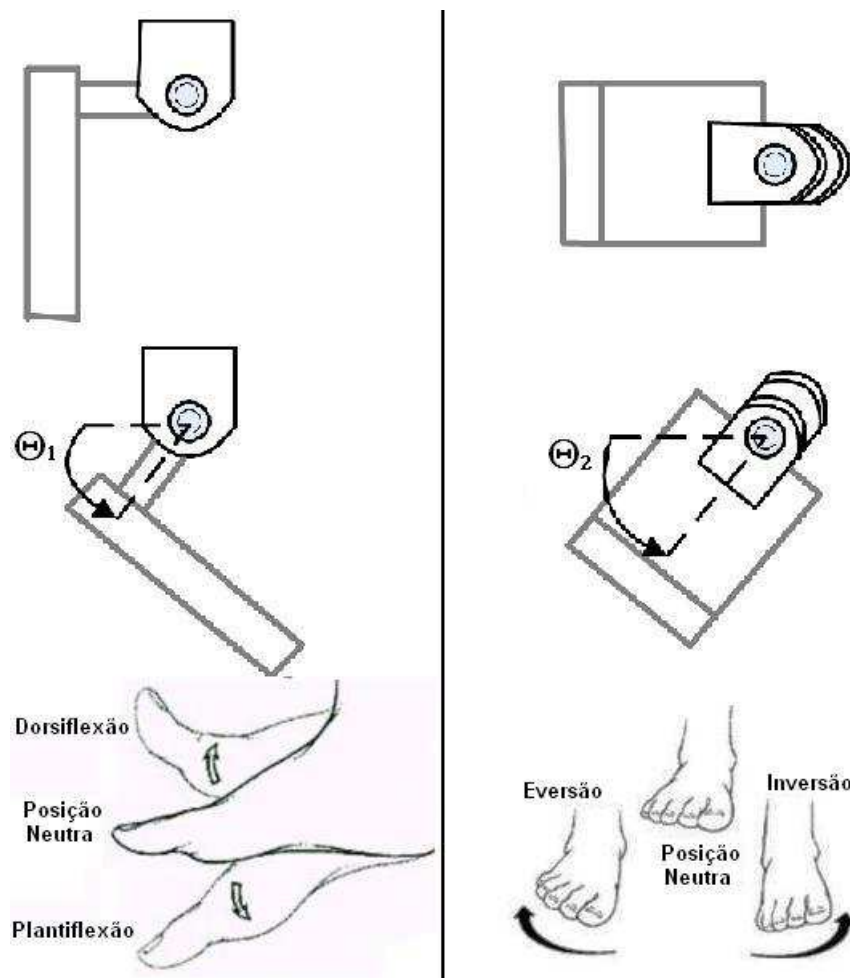


Figura 3.12: Movimentos possíveis do tornozelo da prótese [5].

3.6 Protocolo de Comunicação

A comunicação entre os componentes do sistema da prótese é feita utilizando uma rede RS-485. O protocolo RS485 é na verdade apenas um padrão físico, de forma que a implementação da transmissão de dados fica a carater de quem o implementar. Portanto, a forma atual foi baseada no protocolo implementado em [4] e teve mais algumas funcionalidades adicionadas, principalmente quanto a comunicação com a placa de instrumentação EMG.

No protocolo original há um canal de comunicação diferencial, configurando uma rede half-duplex, de arquitetura do tipo mestre-escravo, funcionando a uma taxa de 115.200 bauds/s. Havia apenas dois componentes nesta rede, o PC, e o microcontrolador ARM da junta. O PC fazia

o papel do mestre, que enviava mensagens em datagramas, de forma que o início de uma mensagem é caracterizado pelo caracter '#', e o de fim de mensagem pelo caracter ';'. O microcontrolador das juntas recebia tal mensagem e a analisava dentro de seus processos e rotinas configurados. Se a mensagem não fosse um comando válido dentre os configurados a mensagem era ignorada. Caso a mensagem fosse aceita, o microcontrolador executa o comando e retona uma mensagem com os dados desejados para o mestre. A rotina solicitada aguarda no máximo 300us, e caso não chegue uma resposta o sistema prossegue trabalhando com o ultimo valor armazenado em memória.

Solicitação de rotina: #rotina;

Alteração de valor: #variavel=valor;

No protocolo atual, representado na figura 3.13, foram adicionados novos comandos para o mestre e para o novo escravo incorporado a rede, o microcontrolador da placa de instrumentação EMG. Os novos comandos seguem as bases do caso anterior implementado, com a diferença que as novas mensagens estão concatenadas de forma a reduzir o tempo de transmissão dos dados. Isso se fez necessário, uma vez que a frequência de captura de dados dos canais EMG (1kHz) ocorre a uma taxa 10 vezes mais rápida do que a operação dos outros sistemas (100Hz), gerando portanto uma grande quantidade de dados a ser enviada. Uma vez que os maiores atrasos ocorrem no processo de transmissão desses dados, estes são armazenados em um espaço menor dentro da mensagem que será recebida pelo PC, diminuindo o tempo de transmissão da mensagem para um tempo que possibilite a transmissão e o processamento dos dados a cada 1ms.

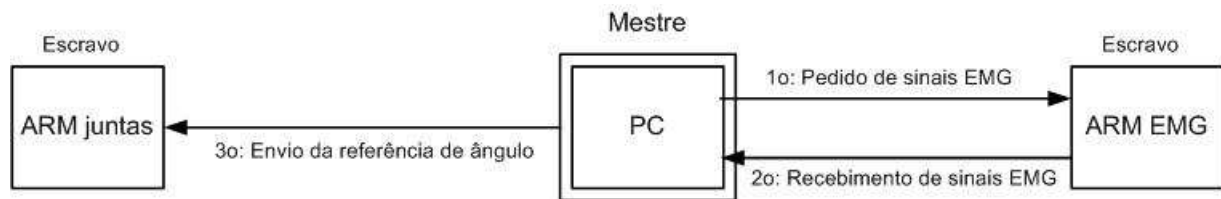


Figura 3.13: Diagrama de blocos do funcionamento da Rede RS485 entre os dispositivos.

3.7 Processamento de Sinais

O processamento de sinais de eletromiografia seguiu a o esquema apresentado na figura 3.14, onde se evidencia as quatro partes principais no processamento dos sinais de EMG. q^{-1} representa um atraso de uma unidade de tempo. Dessa forma dois sinais são inseridos no sistema, emg1 e emg2, ambos são filtrados e logo em seguida é extraído os coeficientes do modelo auto-regressivo dos sinais. Estes coeficientes do instante atual e anterior são as entradas da rede neural.

3.7.1 Mínimos Quadrados Recursivo com Modelo Auto-Regressivo

Dada a natureza estocástica do sinal mioelétrico, o mesmo pode ser considerado como uma série de tempo e modelado como uma combinação linear de seus valores passados e presentes [19]. O modelo auto-regressivo apresenta uma estrutura favorável a sistemas que a velocidade computacional e o tempo de resposta são importantes. Os parâmetros do modelo auto-regressivo

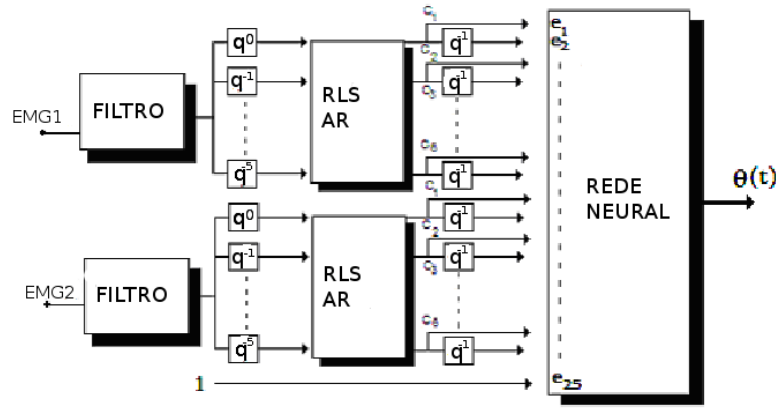


Figura 3.14: Esquemático do Processamento do Sinal de EMG.

contêm informações do sinal eletromiográfico que o representam de forma sintética. Quando existe uma contração os coeficientes variam e tais informações são utilizadas na rede neural como sinal de entrada. Esses coeficientes são utilizados como mapeamento das entradas, uma espécie de pré-processamento pelo qual passa o sinal de EMG.

$$y(t) = a_1 \cdot y(t-1) + a_2 \cdot y(t-2) + a_3 \cdot y(t-3) + a_4 \cdot y(t-4) + a_5 \cdot y(t-5) + a_6 \cdot y(t-6) \quad (3.1)$$

Para calcular os parâmetros do modelo auto-regressivo é utilizado o algoritmo recursivo dos mínimos quadrados com inversão eficiente de matriz, esse método permite que os parâmetros do sinal sejam encontrados com relativa rapidez [13]. Esse método foi implementado digitalmente no PC, onde o sinal de EMG chega filtrado e então é enquadrado no modelo auto-regressivo por meio desse método de identificação de sistemas. O modelo autoregressivo está descrito na equação 3.1. Onde por meio dos métodos de identificação de sistemas é possível determinar os coeficientes do modelo AR. A notação de tempo discreto como t segue o que foi feito em [13], onde foi adotado esta convenção.

3.7.2 Estrutura da Rede

A estrutura da Rede Neural é baseada no modelo perceptron multicamada (MLP). Foi utilizado o modelo que conta com três camadas: a primeira é a camada de entrada dos sinais; a segunda é a camada oculta; e a terceira é a camada de saída.

A rede foi configurada de forma a ter 25 entradas sendo que uma delas é o *bias*. Destas 24 entradas restantes são divididas em 4 partes de 6. Todas as 24 entradas são parâmetros do modelo auto-regressivo, onde vale observar que o modelo auto-regressivo utilizado é de 6ª ordem.

Sinal de EMG do canal 1. Referente ao instante atual.

Sinal de EMG do canal 1. Referente ao instante anterior.

Sinal de EMG do canal 2. Referente ao instante atual.

Sinal de EMG do canal 3. Referente ao instante anterior.

Onde a função de ativação da camada oculta é a tangente hiperbólica, e a função de ativação da camada de saída é a linear. Configuração esta que permite que o sistema tenha saída condizente com o ângulo real. A escolha de uma função de ativação errada por levar ao sistema a perder toda sua validade. Como por exemplo definir uma função de ativação tangente hiperbólica na saída do sistema, o que levará a todos os valores de saída ao intervalo de 0 até 1.

3.7.3 Treinamento e Validação

O procedimento de relacionar um padrão de sinal de entrada a uma determinada saída utilizando redes neurais é chamado de estimação, também comumente chamado de treinamento. A fim de gerar o sinal de controle para o motor da junta do joelho, foram relacionados os parâmetros do modelo AR do sinal de eletromiografia captados nos músculos da coxa ao ângulo desejado de flexão do joelho. De forma geral a velocidade de treinamento da rede é baixa em relação à taxa de amostragem do sistema, especificamente quando se utiliza algoritmos como o *Backpropagation*. Algumas técnicas foram desenvolvidas nos últimos tempos a fim de resolver a questão do tempo de convergência do algoritmo de treinamento. Neste trabalho foi utilizado um dos algoritmos dos mínimos quadrados não-lineares, chamado de *Levenber-Marquadt*. O software supervisor pode ser utilizado para captura de dados sem processamento, esses dados são salvos em um arquivo com extensão *.m*. Esses dados são carregados no *Matlab* que inicia o processo de treinamento. Resultando deste processo dois arquivos que serão salvos no diretório das redes neurais contendo os pesos da camada oculta e de saída da rede.

O processo de validação foi desenvolvido neste trabalho em *software* recebendo do treinamento da rede neural efetuado via *Matlab* os seus pesos, que foram salvos nos arquivos descritos acima. É definido o modo de operação do supervisor como sendo de Validação e então ao ser apertado o botão de iniciar o software gera as saídas estimadas a partir dos sinais de EMG que servem como entrada do sistema. Pode-se utilizar o erro médio quadrado para verificar a qualidade do sinal estimado. Tanto a validação quanto a identificação dos parâmetros do modelo AR é utilizado a biblioteca GMATRIX[20], essa biblioteca facilita a declaração, manipulação e cálculo com matrizes em linguagem C.

3.8 Software Supervisor

O software supervisor é um sistema que faz a interface entre o computador e a prótese, onde a maior parte do processamento do sinal se concentra no PC. Sendo escolhido o uso de plataforma Linux no desenvolvimento de todo o trabalho por suas características mais favoráveis a possibilidade de se trabalhar em tempo real e garantia de acesso mais rápido a comunicação serial. O software supervisor é o mestre da rede RS485, dessa forma fica responsável por requisitar a leitura dos sensores e o envio do sinal de controle para os módulos microcontrolados. Foi utilizado um protocolo de comunicação adaptado de [4], que permite a comunicação dos periféricos evitando conflito no momento de transmissão de dados.

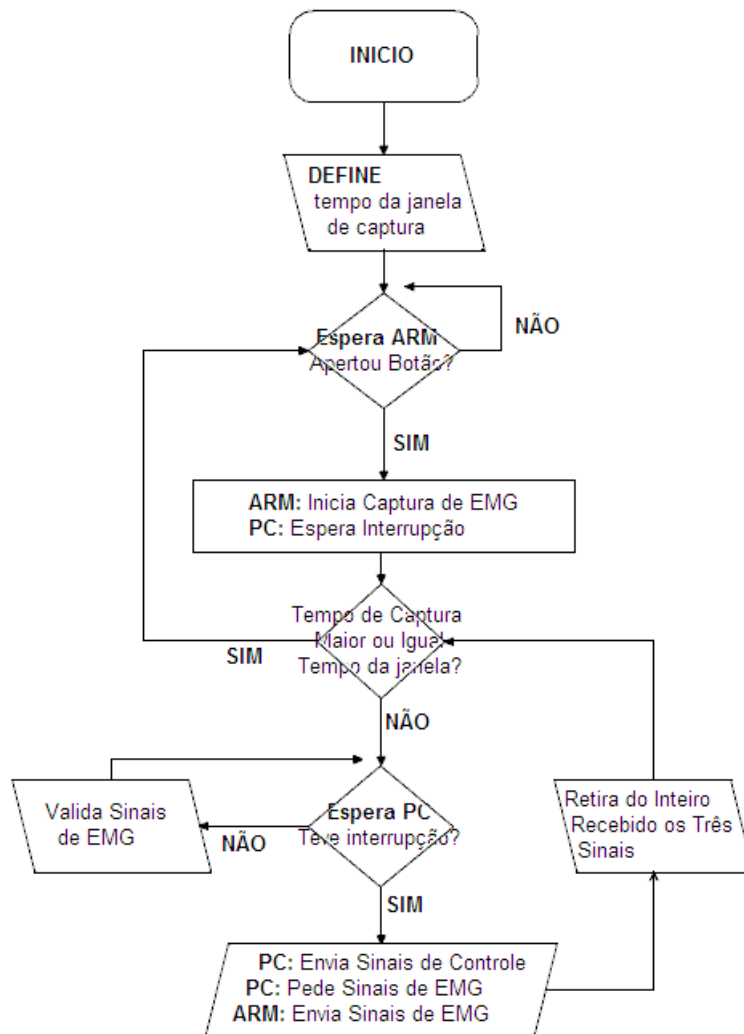


Figura 3.15: Fluxograma proposto para o software supervisorio.

O supervisorio precisa para seu funcionamento que seja definido o tempo da janela de captura de dados. Esse valor se refere ao intervalo de tempo que o sistema ficará capturando informações enviadas pela prótese. O supervisorio fica esperando o ARM enviar o sinal de que a captura foi iniciada e então dá início a todos os processos que têm como finalidade encontrar o ângulo estimado. A fim de permitir que seja possível enviar uma quantidade de dados que não estoure o requisito de 1ms da taxa de amostragem do microcontrolador, foi feito uma máscara de dados que leva os 3 sinais capturados no microcontrolador em apenas um inteiro.

Os dados capturados pelo conversor têm 10 bits, dados esses que são enviados para o supervisorio como apenas quatro Bytes. Isso se deve porque foi observado que a soma dos bits dos 3 sinais é inferior ao valor de um inteiro. Tem a seguinte característica o sistema de codificação, A representa o sinal do goniômetro, B representa o sinal de EMG 1 e C representa o sinal de EMG 2. XX são dados não utilizados.

XXAA AAAA AAAA BBBB BBBB BBCC CCCC CCCC

Isso garantiu que o taxa de utilização do processador por ciclo de trabalho enquanto ele captura,

filtrar e enviar o dado com taxa de amostragem de 1ms seja de $430\mu s$, ou 43%. Tendo esse valor sido verificado no osciloscópio tal como está demonstrado na figura 3.16.

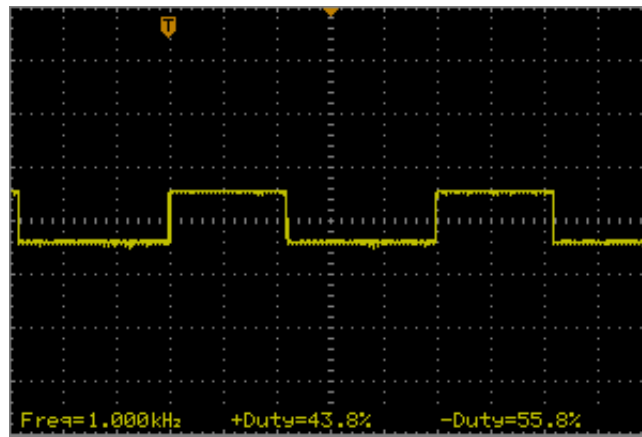


Figura 3.16: Sinal visualizado nos Osciloscópio referente ao envio de dados.

O supervisorio deve ser responsável por executar a validação do sinal num período menor do que 1 ms, visto que de outra forma dados serão perdidos ou então o sistema não funcionará em tempo real. Podendo ter sido criada uma forma de captura por meio de filas a fim de enviar os dados em um período maior de tempo. Já no supervisorio após ser validado uma série de dados o sistema os envia para o microcontrolador do sistema de controle. É importante que não exista choque de informações na rede RS485, para isso o protocolo de comunicação deve estar funcionando de modo a que todos os periféricos da rede saibam quando é sua vez de transmitir dados, já que além de existir uma ordem de processamento de dados existe diretivas que permitem definir quem vai transmitir dados. Por meio do supervisorio é possível gerar a intenção de movimento para a prótese a partir de pesos gerados pelo treinamento feito em *Matlab*. Essa intenção de movimento é enviada para o microcontrolador de controle da prótese que o transforma em sinal de corrente e finaliza todo um ciclo de processamento de dados que culmina no movimento da perna.

Capítulo 4

Resultados Experimentais

4.1 Introdução

Nesta sessão estão descritos os experimentos realizados com o fim de evidenciar o funcionamento das partes isoladamente do sistema, bem como o funcionamento do conjunto. Está descrito o funcionamento do filtro notch adaptativo, a captura de sinais EMG, o treinamento e validação do sinal de EMG, o software supervisor e o sistema de controle da prótese.

4.2 Captura de Sinais de EMG

4.2.1 Funcionamento do Filtro Adaptativo

A fim de testar o funcionamento do filtro notch adaptativo, os eletrodos foram ligados em uma pessoa e esta ficou em repouso. Os eletrodos foram colocados no bíceps, e o sistema ficou susceptível ao ruído de 60 Hz e suas harmônicas da rede elétrica. Este sinal é claramente observável quando se analisa a questão colocando em evidência o espectro de frequências do sinal tal como é demonstrado na figura 4.1. O espectro de frequência do sinal foi obtido utilizando a *Transformada Rápida de Fourier* implementada em *Matlab* com a função de nome *plotar_fft* disponível no diretório */Rede*

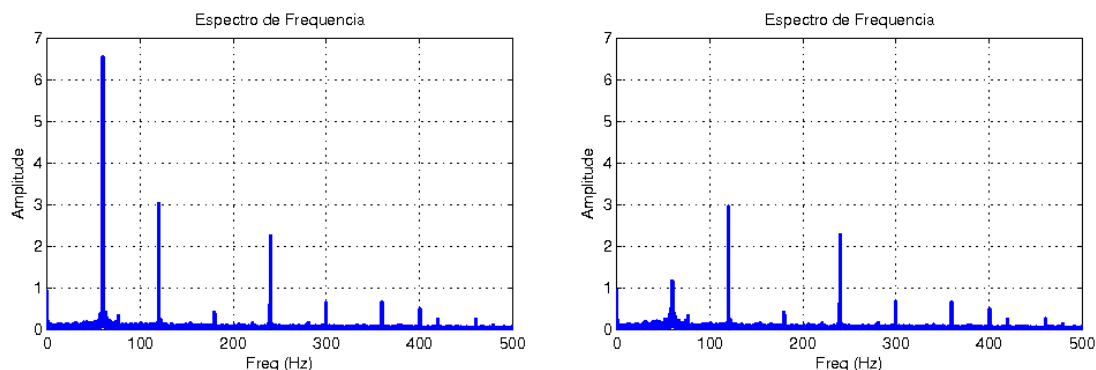


Figura 4.1: Espectro de Frequência do sinal de EMG antes e depois da utilização do filtro adaptativo.

Neural/, como parâmetro foi utilizado a taxa de amostragem do sinal.

Verificou-se pelo espectro de frequências que a senóide de 60 Hz foi retirado como era esperado do sinal. No funcionamento do filtro adaptativo alguns parâmetro merecem especial atenção, como a tamanho da janela de amostras, a frequência a ser filtrada, o fator de qualidade do sinal. Cada um desses parâmetros é modificado em software. O filtro pode ser implementado tanto no Supervisor quanto no microcontrolador. Dessa forma pode-se escolher implementar o filtro no PC ou no microcontrolador de forma que sendo ele implementado somente no segundo o microcontrolador ficaria apenas responsável por fazer a captura e envio de dados. Porém o filtro tem somente operações algébricas, o que faz com que o processamento seja resolvido em alguns ciclos de clock.

O sinal da figura 4.3 tem um comportamento interessante de se observar. Ele representa um sinal que teve a sua taxa de amostragem variada no decorrer da sua captura. Isso se deve por mensagens muito grande serem enviadas dentro da interrupção de tempo, fazendo com que fossem perdidas algumas destas interrupções. Foi verificado pela *Transformada Rápida de Fourier* do sinal que existem várias hamônicas de 60 Hz, o que fica como indicativo de que os sinais de EMG estão com algum problema na sua captura.

4.2.2 Zona Ótima

Um dos aspectos mais importantes para captura de sinais é definir a Zona Ótima do sinal, essa zona representa o ponto em que o sinal de EMG encontra a sua maior amplitude e está menos suceptível aos ruídos provenientes de outros músculos e de fontes externas. Após uma série de capturas de dados foi possível definir uma zona de colocação dos eletrodos na coxa de uma pessoa observando as posições que os eletrodos se encontravam e como os sinais de EMG se apresentavam. As zonas de colocação dos eletrodos estão mostradas na figura 4.2. Vale ressaltar que está zona varia de pessoa para pessoa e que aquelas que tiveram a perna amputada, ou que ficaram com os músculos danificados, poderão encontrar maior dificuldade em ter uma boa captura de sinais.

4.2.3 Eletrodos e Fios

O processo de montagem do sistema de captura de sinais na pessoa consiste em dispor os fios e eletrodos de tal forma a diminuir o ruído de artefato de movimento, interferência eletromagnética, deslocamento dos eletrodos. Para tanto os fios devem ser trançados e blindados, e presos de modo a não ficar oscilando. Deve-se fixar o goniômetro junto a perna do usuário de modo a evitar distorções dos ângulos obtidos do joelho. O uso de protocolos de comunicação, como o RS485, com alta taxa de imunidade ao ruído se mostrou eficiente no que diz respeito à transmissão de dados entre o microcontrolador e o PC uma vez que em nenhum dos experimentos e teste realizados notou-se a dados perdidos ou corrompidos.

4.2.4 Captura

A fim de verificar se o sistema está funcionando da forma correta, com baixo nível de ruído, a primeira captura de sinais foi realizada ligando o sistema e deixado ambos os músculos estudados

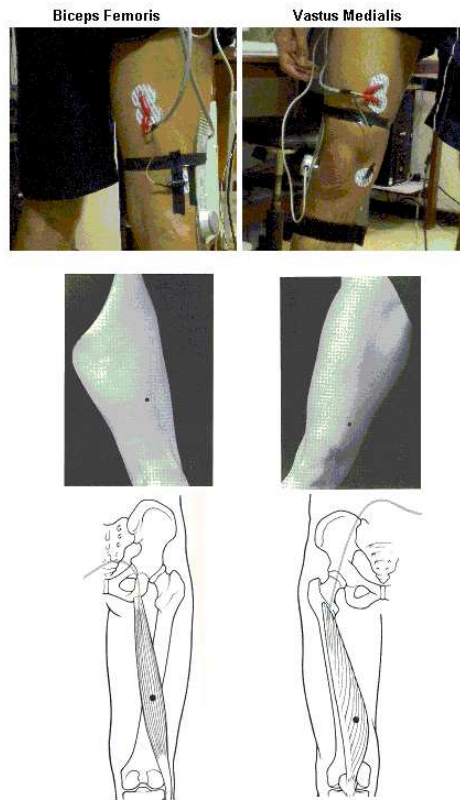


Figura 4.2: Localização dos Músculos usados na captura de sinais.

em repouso. Quanto menor a linha base menor o nível de ruído presente no sistema, demonstrando que está sendo possível executar uma boa captura de sinais.

Na figura 4.3 pode-se ver claramente que a tensão pico-a-pico da linha base do sinal varia na ordem de $0.05mV$. Esse valor representa um sinal com nível de ruído muito baixo. O ganho do amplificador do sinal de EMG está na ordem de 3000 que depois passa por um divisor resistivo de relação 2 para 3, o que faz que a linha base venha a se tornar $0.100V$. Este valor frente ao valor máximo que os sinais EMG podem chegar, que é $3.3V$, mostra que o sistema de captura de sinais está funcionando bem no quesito imunidade e eliminação de ruído, de forma que o ruído gera uma linha base de valor menor de 3% do pico-a-pico máximo. Com o sistema capturando sinais de forma pouco ruidosa, espera-se que a rede consiga estimar o valor do ângulo um pouco mais próximo do valor real.

Seguindo a esse primeiro teste, é capturado um sinal para treino da rede e outro para validação desta. É importante observar nesse ponto que o padrão de movimento do treinamento deve ser repetido na validação.

Para tornar a intenção do movimento mais evidentes para a rede, nos movimentos de levar a perna para trás e levá-la para frente, foram feitas contrações de forma enfática nos pontos máximos. Na figura 4.4 é possível observar o resultado dos sinais capturados, e na figura 4.5 está o resultado do treinamento e validação da Rede para esse movimento.

O treinamento da rede é feito via Matlab, o Supervisório captura os sinais e os envia para um arquivo. Esse arquivo é lido pelo Matlab que então executa o treinamento da Rede e gera um

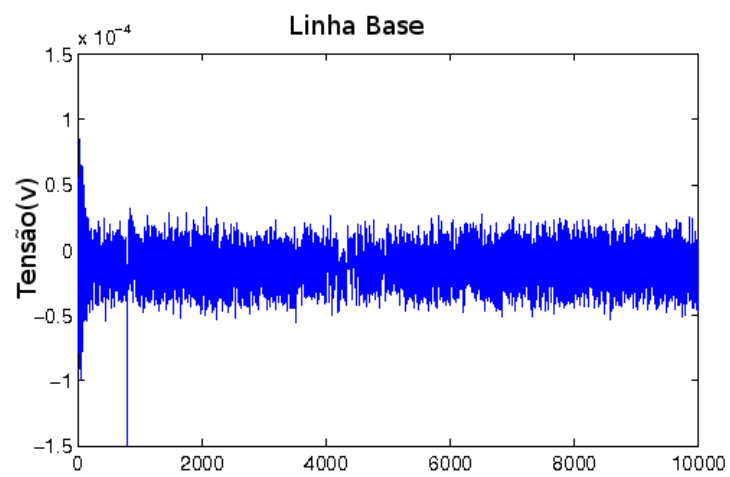


Figura 4.3: Linha base do sinal de EMG.

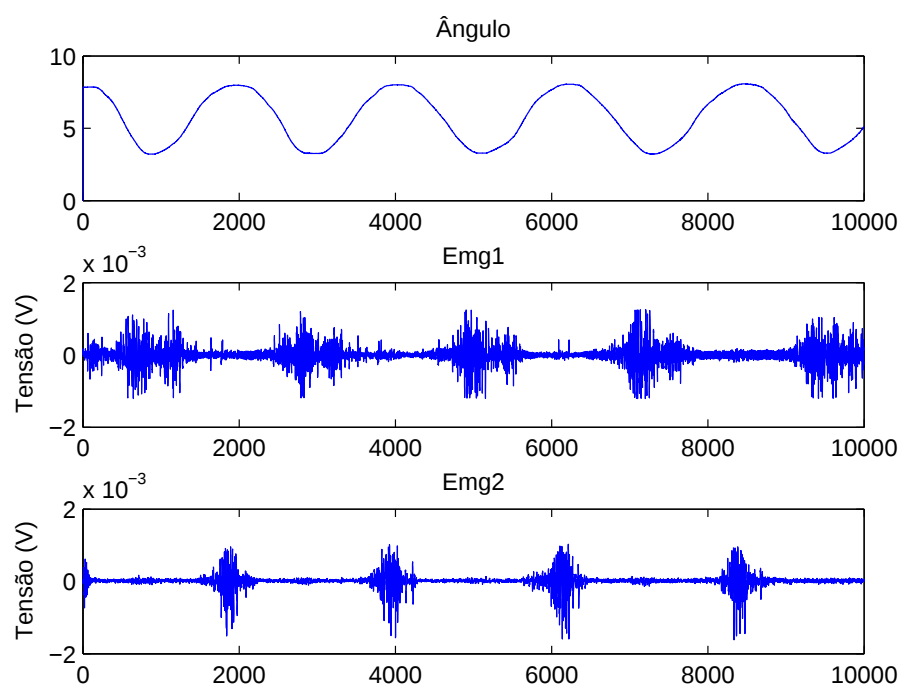


Figura 4.4: Sinais capturados.

arquivo contendo os pesos. Baseado nesse arquivo de pesos a segunda amostra de dados capturados da perna é submetida a rede implementada em C gerando o resultado visto na Figura 4.5, este resultado demonstrou que o sinal validado está seguindo a referência do ângulo do joelho.

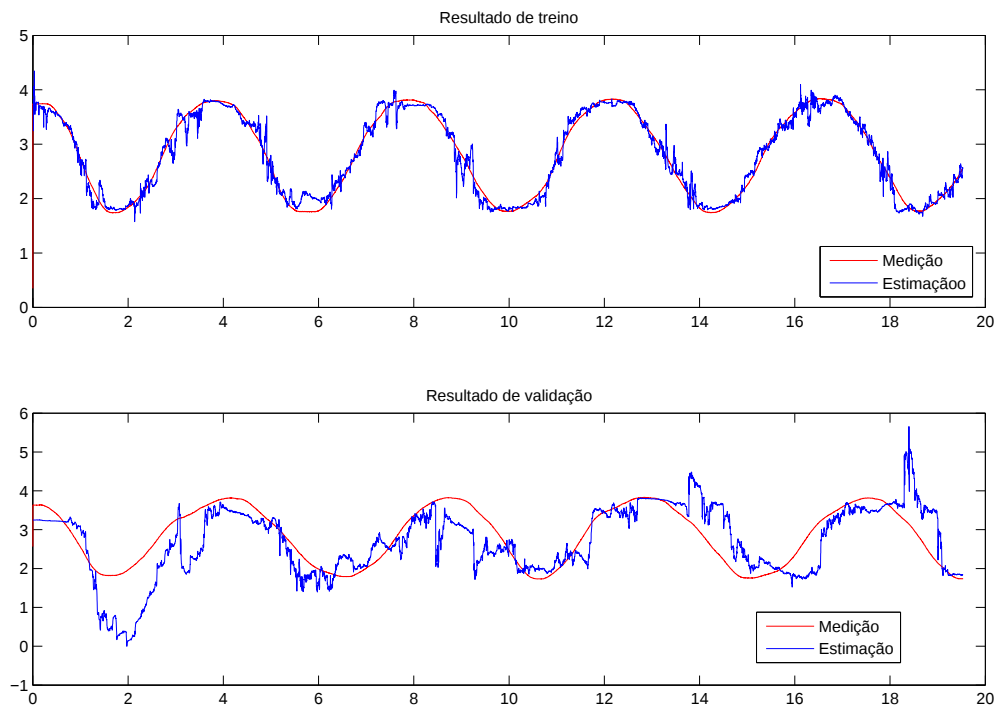


Figura 4.5: Treinamento da Rede.

4.3 Treinamento e Validação

O treinamento da rede neural sempre demonstrou estar bastante fiel ao sinal do ângulo original. Eventualmente pode-se treinar a rede várias vezes e em cada uma destas vezes se encontra um resultado diferente. Isto ocorre pois o algoritmo de treinamento encontrou mínimos locais, gerando pesos não tão ideais quanto se tivesse sido encontrado o mínimo global da função de minimização do erro.

Ao serem definidas as características da rede, pode-se perguntar por que não foram adicionados mais neurônios em sua estrutura a fim de tornar o processo de treinamento o melhor possível. O que de certa forma aconteceria, no entanto essa rede melhorada "poderia estar tão especializada que a faria perder uma característica importante, que é a generalização no tratamento de padrões ligeiramente diferentes que aconteçam no processo de validação.

A validação dos dados deve sempre ter seus dados seguindo os mesmos padrões de movimento utilizados no treinamento. Isso porque a rede está funcionando para este determinado conjunto de informações. A validação no Supervisor foi implementada em C com base no algoritmo desenvolvido em [21]. Para comprovar o funcionamento da validação desenvolvida em C foi feito

o treinamento e validação em Matlab para um determinado conjunto de sinais de ângulo e EMG capturados em um experimento. Com os mesmos pesos resultantes do treinamento foi feita a validação em software, o resultado na validação foi gravado em um arquivo e posteriormente lido no *Matlab*, esses dados foram comparados e verificou a sua semelhança.

4.4 Experimento de Marcha

Como propósito final do trabalho de graduação, foi realizado um experimento de marcha, em local plano, para avaliar a captura de sinais EMG, o treinamento e a validação da rede neural, e gerar a trajetória de movimento de caminhada de um usuário. Os resultados obtidos são representados pelas figuras 4.6, 4.7 e 4.8.

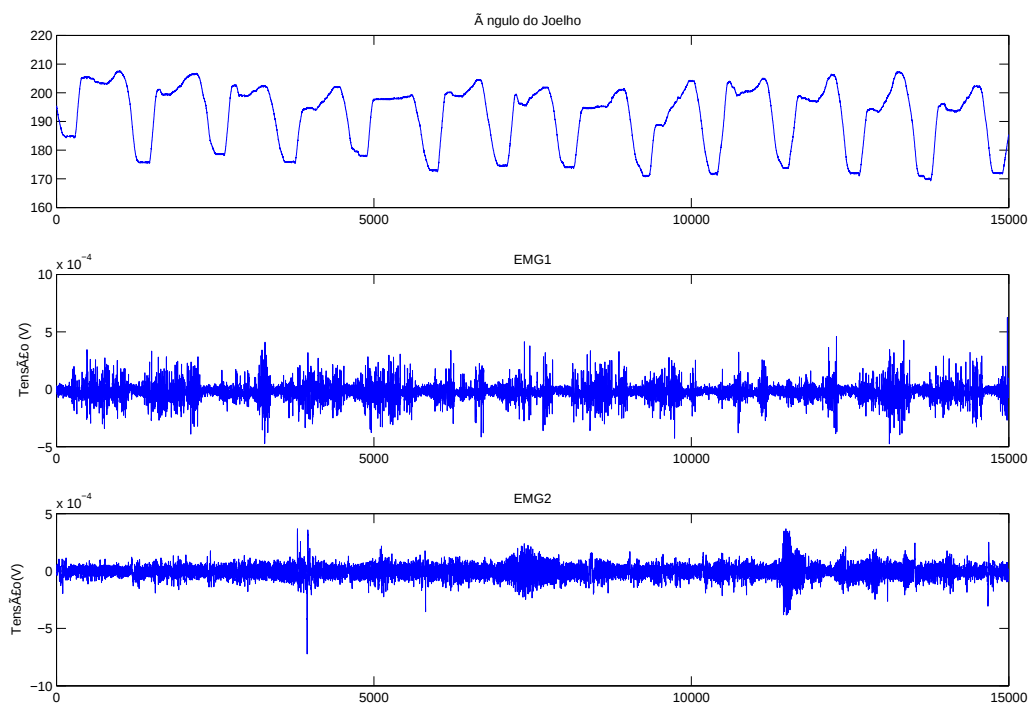


Figura 4.6: Sinais da marcha realizada para o treinamento da rede neural.

O resultado obtido desse experimento leva à conclusão de que o processo de validação não funciona de forma adequada para o exercício proposto, que pode ser observado nas grandes discrepâncias entre a intenção de movimento estimada e o ângulo realmente desejado, na figura 4.8. Tal comportamento foi obtido também em várias série de tentativas de marchas diferentes, que também não resultaram em dados melhores.

O principal fator que contribuiu para que o sistema não conseguisse estimar a intenção de movimento de forma adequada foi o fato de que os sinais EMG captados do grupo muscular da parte frontal da perna foram muito fracos, conforme pode-se notar nos terceiros gráficos das figura 4.6 e 4.7, onde eles mal se destacam da linha-base. Mesmo alterando as zonas de captação de

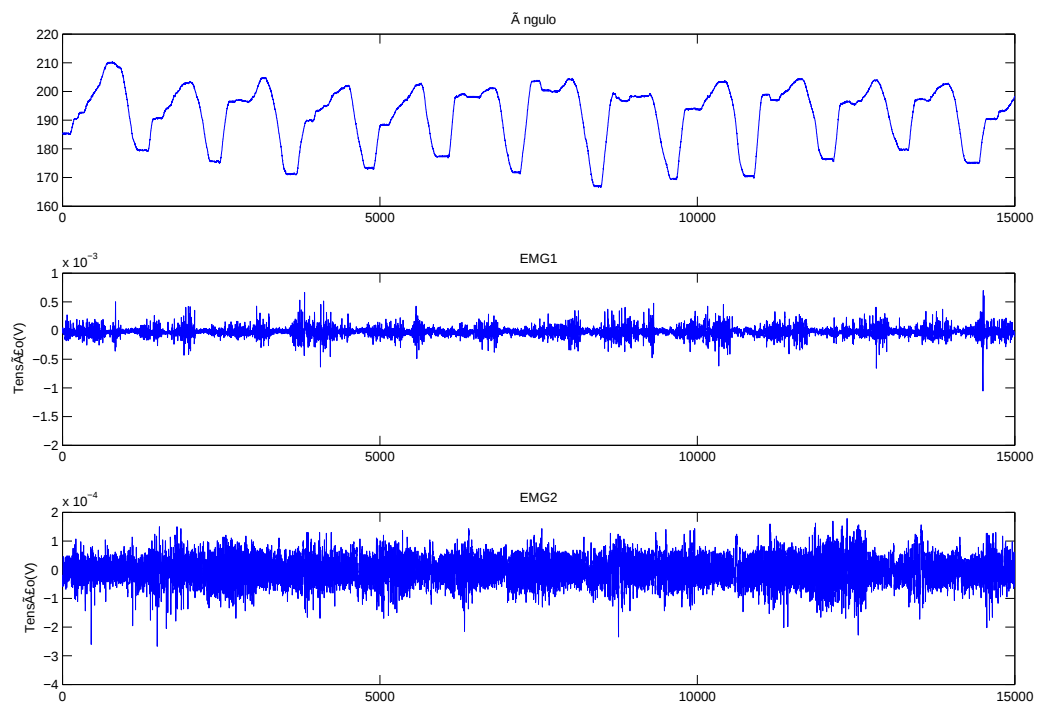


Figura 4.7: Sinais da marcha realizada para a validação.

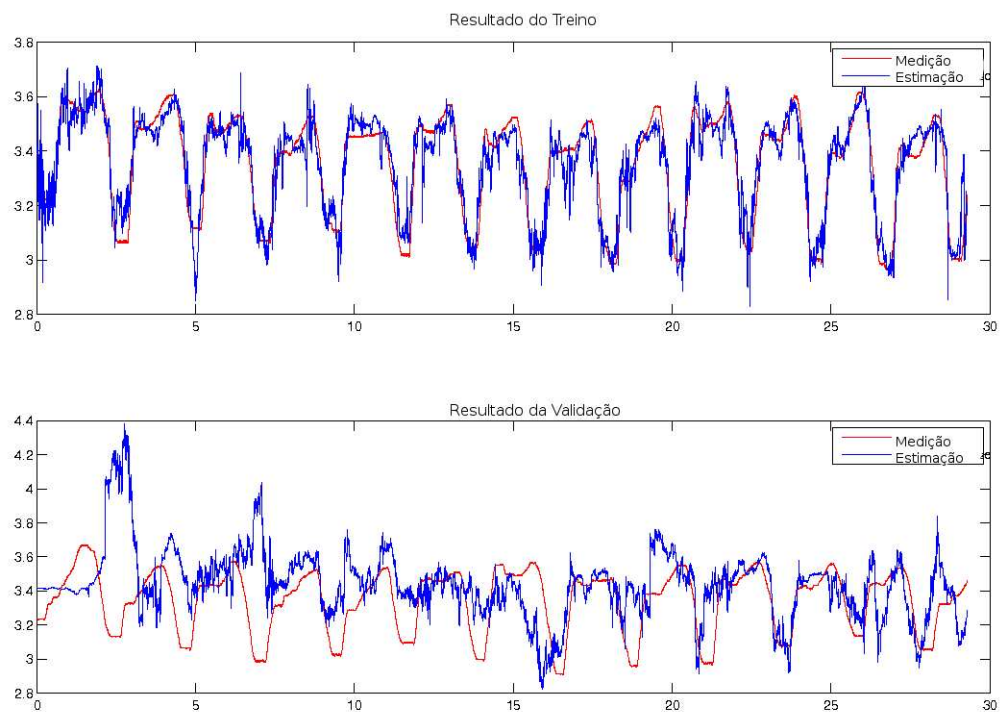


Figura 4.8: Resultados do treinamento e da validação.

sinais, não foi encontrada a zona ótima do usuário, um local que gerasse sinais com amplitude suficiente para tornar a estimação da intenção de movimento sequer razoável. Isso ocorre pois os grupos musculares desta parte são poucos requisitados em marchas planas de pouco esforço, uma vez que a perna realiza um movimento pendular para avançar.

Apesar desse resultado, é importante ressaltar que os experimentos foram realizados em apenas um voluntário. Portanto, seria necessário a pesquisa em um número maior de pessoas e um melhor estudo sobre a colocação dos eletrodos nos grupos musculares, para que se possam obter sinais EMG que propiciem o sistema gerar a intenção de movimento mais adequada para a marcha, ou que se chegue a conclusão de que o sistema precisa de melhorias estruturais ou até mesmo uma reforma de projeto.

4.5 Consumos de energia

Um dos dados importantes para avaliar o sistema implementado é o seu consumo energético, uma vez que o sistema deverá ter mobilidade, e para isso provavelmente será alimentado por uma bateria. O consumo de corrente da Placa de Acionamento do Joelho, mais a placa de controladores das juntas, em plena tarefa foi de 150mA. O consumo de corrente para todo o sistema de Instrumentação capturando EMG e se comunicando com o PC foi de 260mA. Para seu estado de *stand-by* o sistema apresentou consumo de apenas 125 μ A. O consumo total fica em torno de 410mA de todos os sistemas de baixa corrente a pleno funcionamento. Esse valor poderia ser reduzido com a melhoria de alguns circuitos, principalmente a parte opticamente acoplada que realiza o isolamento de referências no sistema de instrumentação. Isto pois os opto-acopladores requerem uma corrente um pouco maior que os demais componentes dos circuitos e são alimentados por um conversor DC-DC que apresenta eficiência típica de aproximadamente 69%, um valor não muito bom, incorrendo em um gasto maior de energia para conseguir suprir a corrente necessária para o funcionamento dos componentes isolados. Os consumos de energia de alta corrente da prótese necessárias para alimentar os motores variam muito com o controle, e podem ser encontradas em [4].

Capítulo 5

Conclusões

O objetivo principal do presente trabalho de graduação foi desenvolver um sistema capaz de acionar uma junta de joelho de prótese para amputados acima do joelho utilizando sinais de eletromiografia. Foram desenvolvidos todos os passos necessários para alcançar esse objetivo e eles estão funcionando de forma independente. Dos passos necessários para o objetivo do trabalho de graduação ser alcançado foi implementada a captura de dados, a transmissão destes a 1kHz, a recepção por um software desenvolvido em Linux, processamento do sinal usando a Rede Neural desenvolvida em linguagem C no PC, foi adicionado e adaptado ao controlador das juntas o controle embarcado do tornozelo que já fora desenvolvido em [4]. Resta enviar o dado estimado pela Rede Neural via protocolo RS485 para o micro-controlador de controle da juntas, periodicamente.

Ainda devem ser executados vários testes no sistema desenvolvido, pois a Rede Neural varia muito seu resultado em função dos dados coletados. Seus melhores resultados foram obtidos quando a contração muscular era expressiva, algo bastante diferente e difícil de se reproduzir a partir do caminhar normal de uma pessoa. Os músculos são poucos requisitados quando se caminha, fazendo com que o sinal de EMG tenham pequena amplitude, mesmo quando os eletrodos estão na região da Zona Ótima. Isso dificulta bastante o treinamento da Rede e faz com que a estimação da intenção de movimento gerada seja diferente do real. Até mesmo sinais capturados por meio de esforços concentrados, que tiveram um treinamento satisfatório, como por exemplo o da figura 4.4, mostram que seu resultado gera saídas bastante flutuantes, mostradas na figura 4.5.

Esse comportamento do treinamento dos sinais de EMG pode abrir espaço para futuros projetos com os quais possam ser acrescentadas informações adicionais visando melhorar o treinamento da Rede e estimação dos parâmetros do modelo. Pode-se adicionar mais canais de eletromiografia para captar sinais de outros grupos musculares relacionados com a caminhada, ou adicionar outros elementos sensores na prótese e na perna do usuário, que terão capacidade de evitar que disparidades aconteçam. Por exemplo, apesar da prótese apresentar uma inércia considerável, a adição de girômetros melhoraria a capacidade do sistema de evitar que movimentos abruptos aconteçam, caso a Rede apresente um sinal de alta frequência. Este sensor poderia levar a informação que este sinal de alta frequência deve ser excluído por ser inválido.

Observou-se que para altas taxas de informações enviadas pela rede de comunicação nos moldes do protocolo de transmissão de dados original do sistema, o SAM7 perdia interrupções. Ao perder

interrupções o sistema deixa de amostrar na taxa correta, de 1 kHz e levava distorção ao sinal. Este sinal então tem sua componente de 60Hz distribuídas pela região em sua volta. Isso dificulta o uso do filtro adaptativo, pois ele não conseguirá filtrar corretamente um sinal que está distribuído por uma região em volta de 60Hz. O problema foi eficazmente resolvido com a implementação de algumas modificações no protocolo da transmissão de dados do sistema de instrumentação para o PC, e verificou-se que o tempo de utilização por ciclo de trabalho de captura, processamento e envio no SAM7 está por volta de 43.8%. Por meio desse resultado verifica-se que o sistema ainda não está com a taxa de transmissão saturada, podendo ter uma igual quantidade de dados enviada no tempo de utilização restante.

Para trabalhos futuros propõe-se aprimorar o Software Supervisório, a fim de permitir uma maior simplicidade na captura e tratamento dos dados, levando em conta a possibilidade de executar o treinamento da Rede também pelo programa, de forma on-line, uma vez que o sistema mostrou-se rápido suficiente para isso. Também é necessário desenvolver o software capaz de apresentar os dados online em plataforma Linux, pois facilitaria bastante ao utilizador do sistema visualizar os dados, pois na implementação atual os resultados só saem depois de importar os dados para o MATLAB e apresentá-los, o que exige uma série de procedimentos. Também se faz necessário desenvolver um sensoramento complementar de forma a possibilitar realimentações para o controle e também para sanar a restrição atual da prótese de captar o ângulo de abertura do eixo da tíbia com o eixo paralelo a gravidade, que é a variável de controle do joelho. O potenciômetro do joelho que serve de realimentação para o controlador PI deste, mede na verdade o ângulo de abertura do eixo da tíbia com o eixo do fêmur. Por fim, é aconselhado que os circuitos do sistema inteiro da prótese fossem refeitos em placas de circuito impresso, e que o módulo de isolamento de referência entre o PC e o sistema de instrumentação fosse externo, próximo ao PC.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ORTOLAN, R. L. *Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação*. Tese (mestrado) — Escola de Engenharia de São Carlos da USP, 2002.
- [2] LUCA, C. D. *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition*. -, 2003.
- [3] ANDRADE, N. A. et al. *A new biomechanical hand prosthesis controlled by surface electromyographic signals*. -, 1998.
- [4] SCANDAROLI, G. G. *Controle Adaptativo de Juntas para uma Prótese Robótica de Perna*. Tese (graduação) — Universidade de Brasília, 2007.
- [5] BRASIL, D. A. *Controle de Orientação do Pé de uma Prótese Robótica para Amputados Acima do Joelho*. Tese (graduação) — Universidade de Brasília, 2008.
- [6] STATE, N. Y. *Emenda de 1998 do Rehabilitation Act de 1973*. -, 1998.
- [7] JUNIOR, C. A. C. *Prótese Mecânica para Reabilitação Robótica*. Tese (graduação) — Universidade de Brasília, 2005.
- [8] BECKMAN, E. D.; SANTOS, G. F. dos. *Desenvolvimento de Controladores de Juntas para Prótese Robótica de Perna*. Tese (graduação) — Universidade de Brasília, 2006.
- [9] ALVES, E. da S. *Proposta de um módulo sensorial para estimação de postura com relação ao solo de uma prótese robótica de perna*. Tese (graduação) — Universidade de Brasília, 2007.
- [10] DELIS, A. L. *Pesquisas de Doutorado*. Tese (doutorado) — Universidade de Brasília, 2008.
- [11] OSKOEI, M. A.; HU, H. *Myoelectric Control Systems - A survey*. -, 2006.
- [12] AHLSTROM, M.; TOMPKINS, W. *Digital Filters for Real Time Signal Processing Using Microprocessors*. -, 1985.
- [13] LJUNG, L. *System Identification: Theory for the User*. -: Prentice Hall PTR, 1999.
- [14] HAYKIN. *Neural Networks: A Comprehensive Foundation*. -, 2001.
- [15] TAFNER, M. A.; XEREZ, M.; FILHO, I. W. R. *Redes Neurais Artificiais*. -, 1995.
- [16] CASTRO, F.; CASTRO, M. *Redes Neurais Artificiais*. Tese (Mestrado) — PUCRS - FENG - DEE, 1996.

- [17] HAGAN, M. T.; MENHAJ, M. *Training feedforward networks with the Marquardt algorithm.* -, 1994. V. 5, n. 6, pp. 989-993.
- [18] MARTINS, A. S.; BORGES, G. *Introdução ao Padrão Físico RS-485 para Comunicação Serial.* -, 2006.
- [19] REAZ, M. B. I. *EMG Analysis Using Wavelet Functions To Determine Muscle Contraction.* -, 2006.
- [20] BORGES, G. A. *GMATRIX: Uma biblioteca matricial para C/C++.* -, 2005.
- [21] MAGNUS; NORGAARD, R. O.; PULSEN, N. *Neural Networks for Modelling and Control of Dynamic Systems.* -: Springer, 2000.

ANEXOS

I. DIAGRAMAS ESQUEMÁTICOS

Sensores da placa do pé

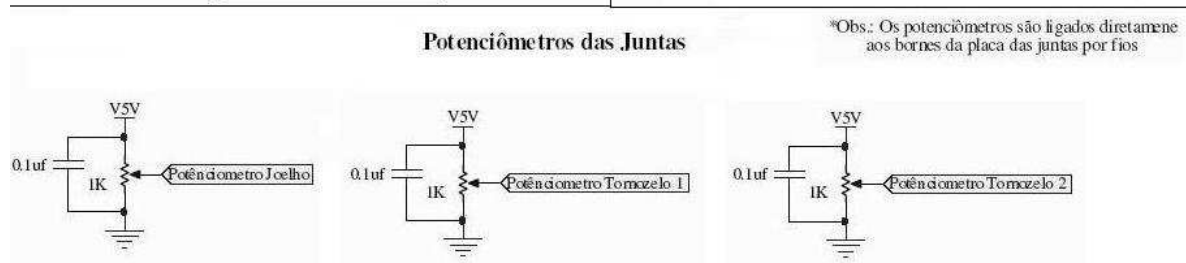
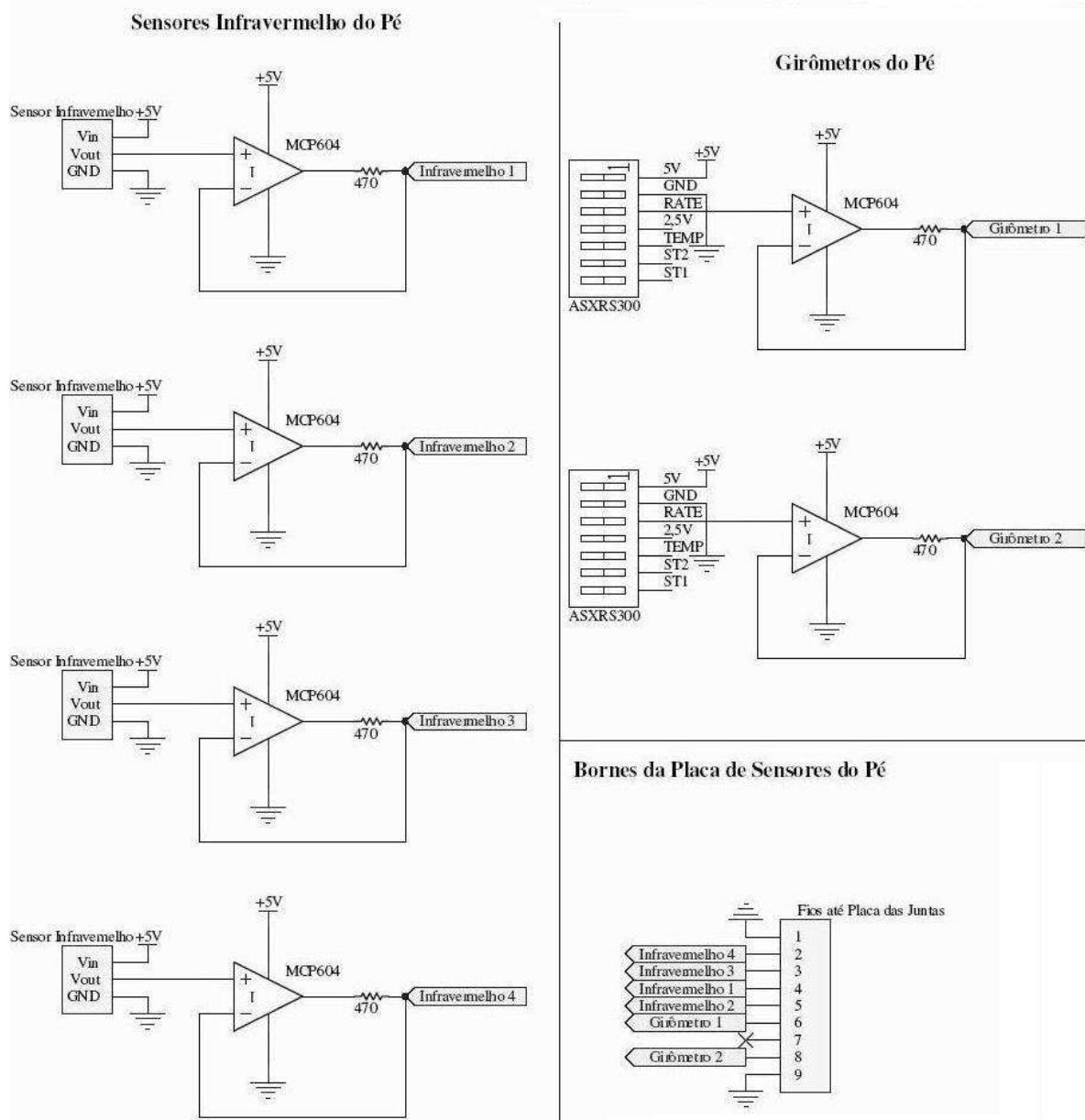


Figura I.1: Circuitos dos sensores da placa do pé.

Placa de Controle das Juntas

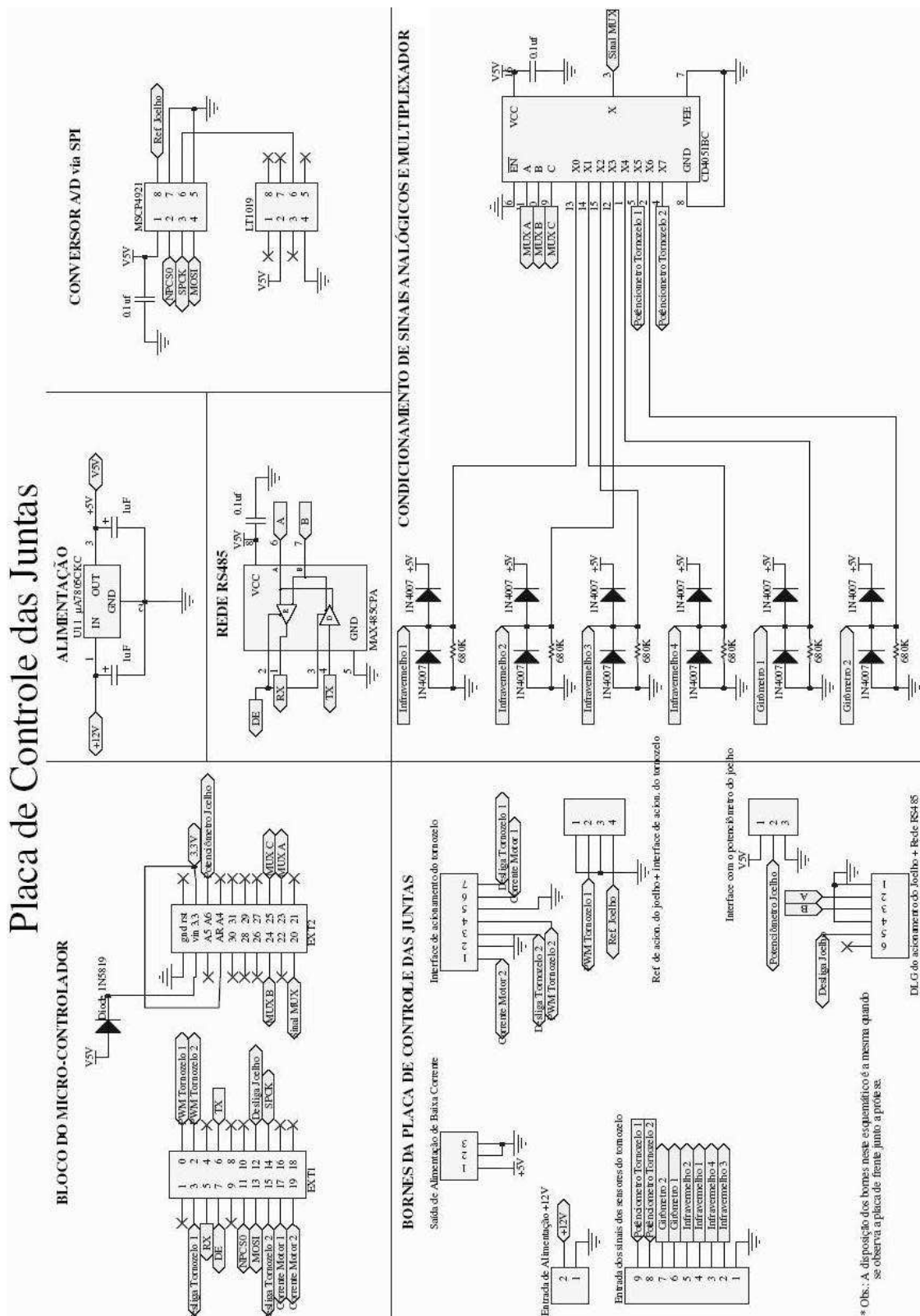


Figura I.2: Circuitos da placa de controle das juntas.

Placa de Aquisição de Sinais EMG

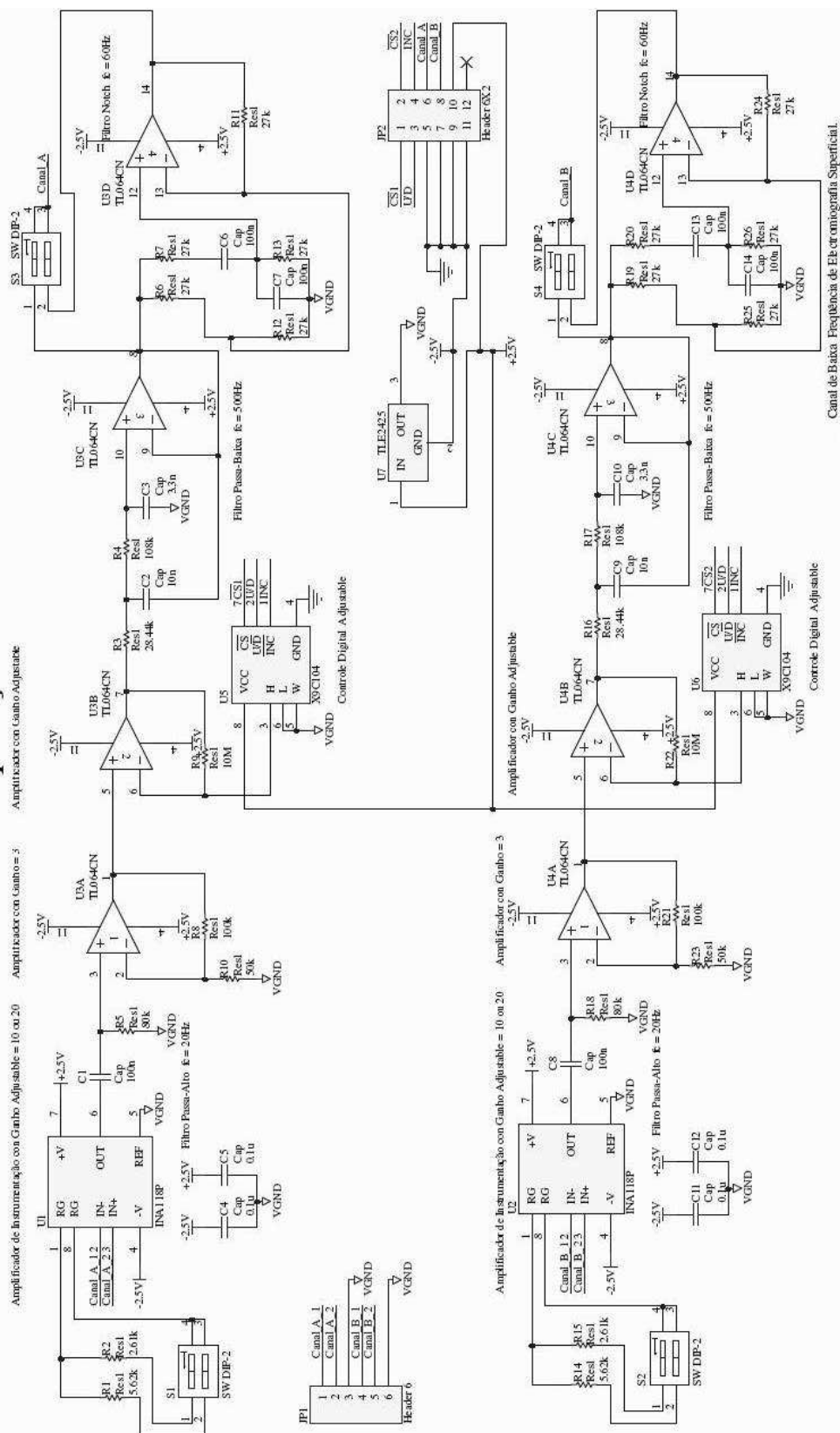
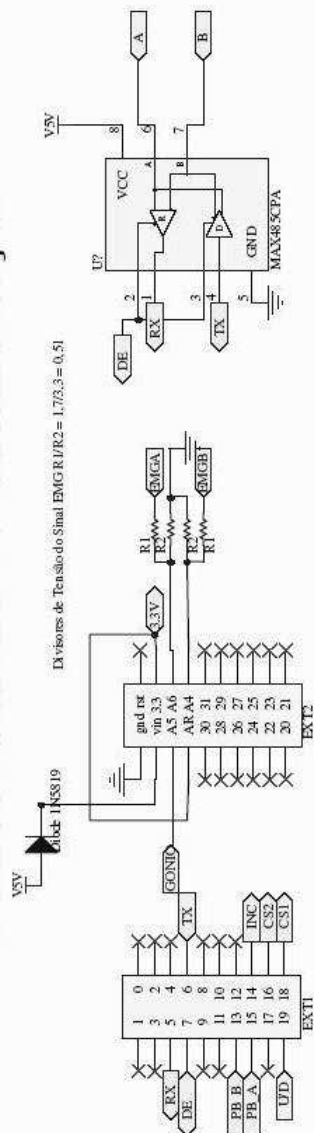
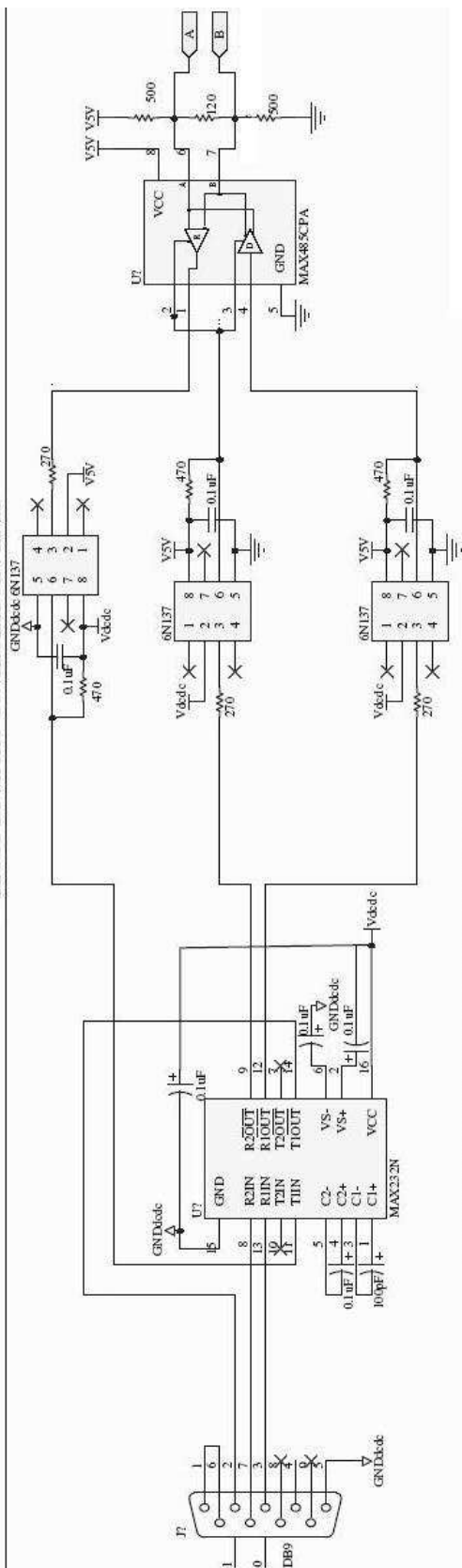


Figura I.3: Circuitos da placa de aquisição.

Placa do Sistema de Instrumentação



BLOCO DO MICRO-CONTROLADOR + RS485



BLOCO DE COMUNICAÇÃO COM PC + OPTOS + BARRAMENTO RS485

Figura I.4: Circuitos do sistema de instrumentação.

Placa do Sistema de Instrumentação (continuação)

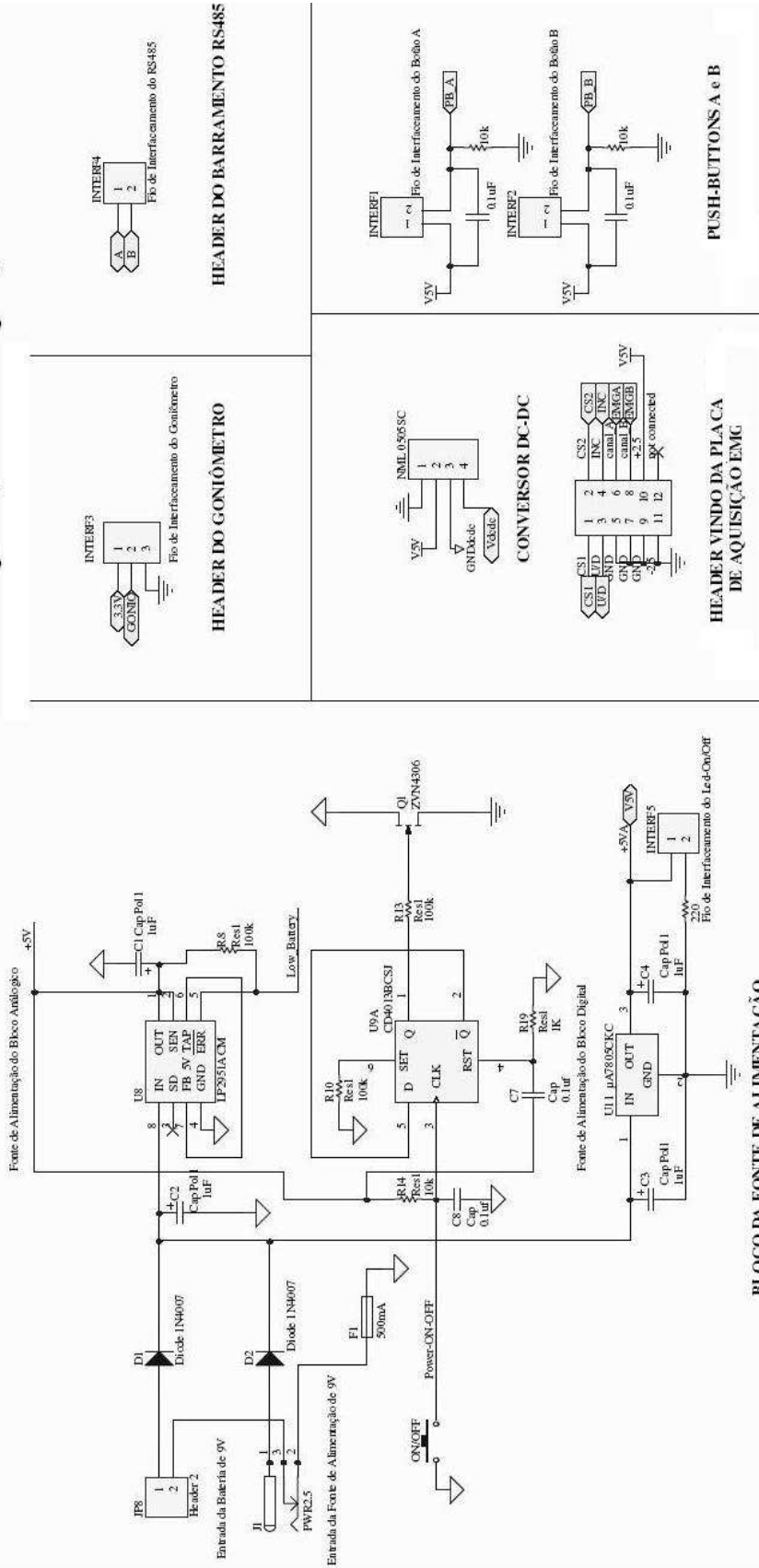


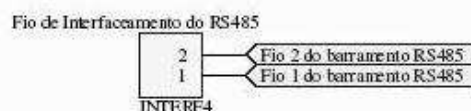
Figura I.5: Circuitos do sistema de instrumentação (continuação).

Conexões da Caixa EMG

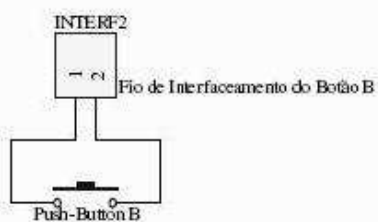
Botão A



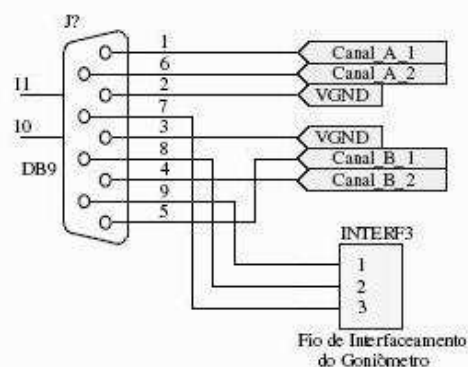
Barramento RS485



Botão B



Conexões dos Fios de Captura EMG e do Goniômetro



Led-OnOff



Figura I.6: Circuitos e conexões da caixa EMG.

II. DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD

No CD anexo ao trabalho se encontram os arquivos e programas utilizados para a realização de todo o trabalho, assim como a versão digitalizada do relatório e de todos os esquemáticos dos circuitos.

- /arm/ - Arquivos e códigos utilizados nos dois micro-controladores ARM, um para realizar o controle do joelho, e o outro para realizar a captura de sinais EMG;
- /esquematicos/ - Arquivos do protel com todos os circuitos implementados e detalhes;
- /figs/ - Figuras utilizadas no manuscrito em .jpg e em .eps (post-script);
- /matlab/ - Arquivos de tudo que foi implementado no MatLab para realizar e auxiliar nas fases de projeto;
- /pc/ - Códigos e arquivos utilizados na plataforma PC para implementação do software supervisor;
- /relatorio/ - Versão digitalizada do presente relatório final e seus respectivos arquivos para o sistema Latex.