



11 de Dezembro de 2012

TORQUE EM UM EXOESQUELETO ESTIMADO POR SINAIS ELETRONEUROMIOGRÁFICOS

Carolina do Amaral Galhardo



TORQUE EM UM EXOESQUELETO ESTIMADO POR SINAIS ELETRONEUROMIOGRÁFICOS

Aluno: Carolina do Amaral Galhardo

Orientador: Carlos Roberto Hall Barbosa

Trabalho apresentado com requisito parcial à conclusão do curso de Engenharia de Controle e Automação na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil



Agradecimentos

Agradeço aos meus pais, irmãos e avós por todo o apoio dado durante toda a vida acadêmica.

Ao meu grande amigo e incentivador João Luiz Ramos.

Ao meu orientador, Carlos Roberto Hall Barbosa, que esteve sempre presente durante todo o projeto.

Resumo

Neste trabalho de fim de curso deseja-se estimar o torque realizado em um exoesqueleto por meio de sinais eletroneuromiográficos. Utilizam-se conceitos de eletrônica analógica para a filtragem e retificação dos sinais eletroneuromiográficos adquiridos; sistemas dinâmicos para a modelagem do exoesqueleto e estimativa do torque realizado no mesmo; rede neural, que posterior ao seu treinamento e teste em distintas situações, será capaz de interpretar a magnitude da força do sinal eletroneuromiográfico e aproximá-lo ao torque realizado no exoesqueleto.

Palavras-chave: Exoesqueleto; Sinais Eletroneuromiográficos; Rede Neural; Torque; Filtro;

Torque Estimation of an Upper Limb Exoskeleton through Electromyography signs

Abstract:

In this study, it is desired to estimate the torque held in an exoskeleton via electromyography signals. Several concepts were used during the study, such as: analog electronics for filtering and rectification of electromyography signals acquired; dynamical systems for modeling and estimation of the exoskeleton torque performed; neural network, which subsequent to its training and testing in different situations, was able to interpret the magnitude of the signal and bring it to the torque performed in the exoskeleton.

Keywords : Exoskeleton; Electromyography Signals; Neural Network; Torque; Filter;

Sumário

Objetivo.....	2
1. Sinal Eletromiográfico	3
a. Fundamentos.....	3
b. Eletrodos para a aquisição do EMG	4
c. EMG e as variáveis biomecânicas	4
d. Aquisição do EMG.....	5
e. Filtragem	5
2. Modelagem do Exoesqueleto	13
a. Graus de Liberdade	13
b. Torque nas juntas do exoesqueleto	13
3. Rede Neural	19
a. Arquitetura da Rede Neural	20
4. Conclusão	24
5. Referências	25
6. Apêndices	26
a. Algoritmo desenvolvido para o treinamento e validação da Rede Neural no software Matlab	26
b. Algoritmo desenvolvido para o teste da Rede Neural no software Matlab	28
c. Algoritmo desenvolvido para o projeto dos filtros e retificador no software TopSpice DemoVersion	29

Lista das Figuras:

Figura 1 – Design do Exoesqueleto no software Solid Works	1
Figura 2 - Arranjo nervoso para a contração das fibras musculares	3
Figura 3 – Eletrodos para a aquisição de EMG	4
Figura 4 - Comportamento de um filtro Passa-Baixa Ideal	6
Figura 5 - Comportamento de um filtro Passa-Alta Ideal	6
Figura 6 - Comportamento do filtro Rejeita-Banda Ideal.....	6
Figura 7 - Comportamento do filtro Passa-Banda Ideal	7
Figura 8 – Simulação do filtro Passa-Alta de 10Hz e Passa-Baixa de 500Hz no software TopSpice	8
Figura 9 - Simulação do retificador de onda completa e filtro passa-baixa de 6Hz no software TopSpice	8
Figura 10 - Esquemático do Filtro Analógico no software Eagle	9
Figura 11- EMG após amplificação analógica de 805	10
Figura 12 - EMG após o filtro passa-banda	10
Figura 13 - EMG após retificação de onda completa.....	11
Figura 14 - Valor rms do sinal EMG	11
Figura 15 - Comparação Sinal Analógico x Sinal Digital	12
Figura 16 - Posição e Velocidade da junta do ombro	14
Figura 17 - Posição e Velocidade da junta do cotovelo	14
Figura 18- Graus de Liberdade do Exoesqueleto.....	15
Figura 19 - EMG, Torque e posições das juntas	19
Figura 20 - Configuração de uma Rede Neural	20
Figura 21 - Performance da Rede Neural	22
Figura 22 - Decaimento da taxa de Aprendizagem da Rede Neural	22
Figura 23 - Comparação entre o torque real e o estimado pela rede Neural	23

Introdução

O aparecimento de novas tecnologias que visam a melhoria das condições de vida na sociedade moderna é algo cada vez mais cotidiano, assim como a integração de distintas áreas do conhecimento objetivando o mesmo fim. Este é o caso da robótica assistiva, que engloba uma gama de conceitos de engenharia, medicina, matemática e computação, sendo, desta forma, capaz de auxiliar pessoas com algum tipo de deficiência, idade avançada ou necessidades especiais.

A Eletromiografia é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das células, representando a medida dos potenciais de ação da membrana da célula muscular, como efeito de voltagem em função do tempo. Mais conhecido como EMG, o sinal eletromiográfico é o somatório algébrico de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas.

Neste trabalho, fazendo uso de sinais eletroneuromiográficos devidamente filtrados e retificados por meio de filtragens tanto analógicas quanto digitais, que serão posteriormente comparadas, pretende-se estimar o torque realizado em um exoesqueleto. Este, no caso, atuaria como uma órtese, ou seja, um dispositivo externo acoplado ao corpo humano com o objetivo de modificar os aspectos estruturais do indivíduo sem a substituição de um membro. Pode-se observar na Figura 1 a configuração do dispositivo que será utilizado durante o projeto.

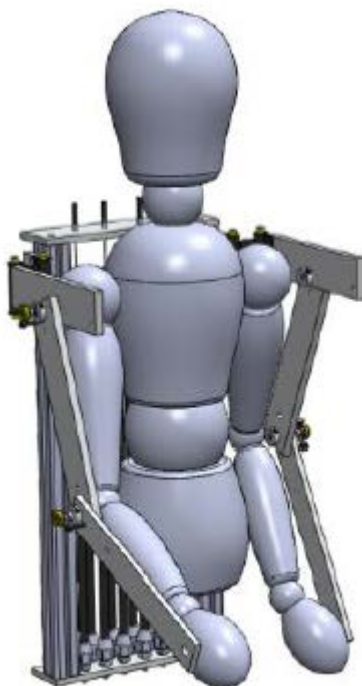


Figura 1 – Design do Exoesqueleto no software Solid Works

Durante o estudo, optou-se por estimar o torque no exoesqueleto através de uma rede neural, sistema computacional de neurônios artificiais interconectados baseado nas propriedades de neurônios biológicos.

Tal projeto, com a implementação de um algoritmo de controle adequado, que não será abordado neste trabalho, poderá servir para fins fisioterapêuticos, ajudando na reabilitação de pacientes com algum tipo de deficiência ou perda muscular, para fins militares e operacionais, atuando com o aumento de força do usuário.

Objetivo

Este trabalho tem como objetivo estimar o torque em um exoesqueleto por meio da aquisição dos sinais Eletromiográficos do biceps braquial e do uso de uma rede neural artificial(RNA). Os sinais serão adquiridos por meio de um filtro desenvolvido e simulado no software TopSpice Demo Version e a rede neural será previamente treinada e testada no software Matlab®.

1. Sinal Eletromiográfico

a. Fundamentos

Os chamados sinais eletromiográficos são aqueles emitidos pelos músculos antes e durante a sua contração. A eletromiografia consiste em fazer a leitura desses sinais elétricos que correspondem à ativação de um determinado músculo em um movimento voluntário ou involuntário. Esta é a sua vantagem quando comparada à leitura de sinais cerebrais, que são decorrentes apenas de ações voluntárias.

A ação potencial (impulso nervoso) do nervo motor que o supre, ao atingir um nível limiar de despolarização, causa a contração da fibra muscular. Essa despolarização gera um campo eletromagnético e o potencial elétrico é lido como voltagem. O sinal eletromiográfico (EMG) será a soma algébrica da ação potencial elétrico individual de todas as fibras musculares dentro da área de leitura do eletrodo. Essa área de leitura quase sempre abrange mais de uma unidade motora (neurônio motor e todas as fibras que ele supre), pois fibras musculares de diferentes unidades motoras estão entremeadas ao longo de todo o músculo. Qualquer porção do músculo pode conter fibras que pertencem a uma quantidade de 20 a 50 unidades motoras.

O controle da força e extensão é feito pela seleção do número de fibras musculares que contraem ou relaxam. Se não existissem unidades motoras, os impulsos nervosos resultariam na contração ou relaxamento total dos músculos. Cada unidade motora pode conter de 3 a 2000 fibras musculares, dependendo da complexidade daquele movimento.

Na Figura 2, pode-se observar o arranjo nervoso envolvido na contração da fibra muscular.

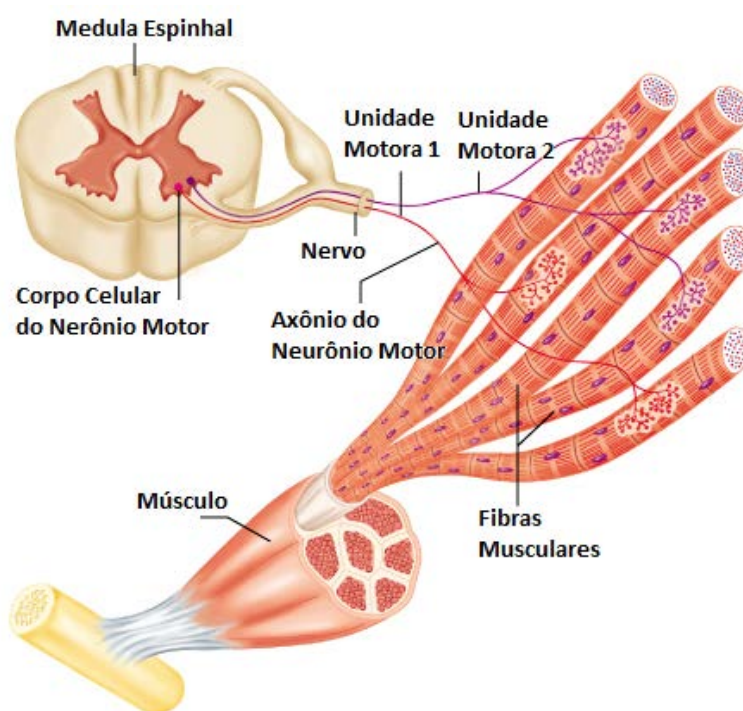


Figura 2 - Arranjo nervoso para a contração das fibras musculares

b. Eletrodos para a aquisição do EMG

Existem dois tipos principais de eletrodos para a aquisição do sinal eletroneuromiográfico: de superfície (podendo ser classificados como ativos e passivos) e agulha. Na Figura 1 podem ser observados estes dois tipos de eletrodos.

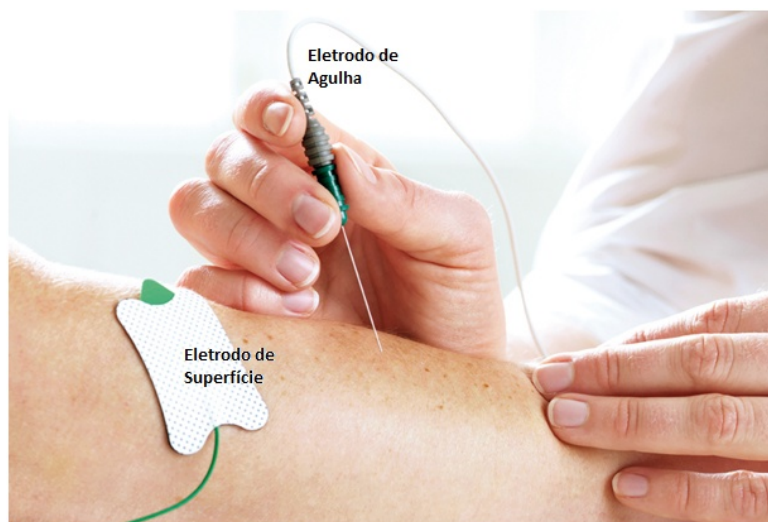


Figura 3 – Eletrodos para a aquisição de EMG

Os eletrodos de superfície ativos têm amplificadores já embarcados, com o intuito de melhorar a leitura do sinal. Estes não precisam de gel condutor, diminuem a presença de artefatos causados pelo movimento e aumentam a razão sinal/ruído. Já os passivos, por sua vez, não possuem amplificadores e demandam o uso de gel condutor e uma extensa preparação da superfície da pele. Esses tipos de eletrodos têm a vantagem de não causar dor ou desconforto, suas leituras são mais facilmente reproduzidas, são fáceis de aplicar e são ideais para estudo de movimentos. As desvantagens são a grande área de aplicação, causando interferência de outros músculos na leitura, e o fato de só poderem ser usados para músculos superficiais.

Os eletrodos de agulha são inseridos no interior do músculo. Estes têm uma maior largura de banda de captação, área de leitura mais específica, captam músculos mais profundos ou até mesmo áreas específicas destes. No entanto, a agulha causa grande desconforto, podendo levar a espasmos musculares e câimbras, além de não terem boa repetitividade. Para alguns músculos, no entanto, eletrodos de agulha são a única opção.

c. EMG e as variáveis biomecânicas

- A leitura dos sinais eletroneuromiográficos pode variar de acordo com a mudança de parâmetros, tais como o tipo de músculo, a tensão muscular, a profundidade do músculo (camada adiposa ou músculos internos), a condição física do usuário (fadiga), a filtragem do sinal e a condição da superfície da pele.

- Existe uma relação positiva entre a amplitude do sinal EMG e o aumento de tensão no músculo, apesar desta proporção não ser linear. Vale ressaltar que se vários músculos se entremeiam por uma

mesma junta ou se um músculo atua em mais de uma junta, pode existir interferência no sinal de um músculo sobre outro, alterando a leitura do EMG.

- Existe uma relação entre o sinal EMG e a velocidade de contração muscular.

- Existe uma proporção inversa entre força e velocidade de contração em movimentos concêntricos, enquanto existe uma proporção direta em movimentos excêntricos. A capacidade de carga em altas velocidades é maior para movimentos excêntricos. Como exemplo disto, percebe-se que baixar uma carga em alta velocidade exige menos potência do que levantar esta carga na mesma velocidade.

- Quando há fadiga muscular, existe um decréscimo da tensão muscular para uma amplitude igual ou até maior na atividade muscular. Além disso, existe uma perda da componente de alta frequência do sinal, devido à diminuição da frequência média deste.

d. Aquisição do EMG

O sinal eletroneuromiográfico tem uma amplitude que varia de $50\mu\text{V}$ até 5mV e frequências que variam de 6 a 500Hz, sendo a parte mais relevante entre 20 e 150Hz. Como esse sinal tem baixíssima amplitude, alguns cuidados devem ser tomados na sua amplificação, uma vez que este está sujeito a ruídos provenientes da rede elétrica, movimentos relativos (artefatos), *cross talk* (proveniente de outros músculos), batimento cardíaco (ECG), dentre outros.

A aquisição dos sinais eletroneuromiográficos foi realizada com o uso de eletrodos sobrecutâneos passivos GS27 (Biomedical Products) de cloreto de prata apostos ao músculo bíceps braquial. A preparação da área consistiu em uma limpeza utilizando o gel condutor Signa Gel da Parker Laboratories Inc. e uma toalha absorvente de papel para proporcionar um melhor contato do eletrodo com a superfície cutânea.

Os sinais foram adquiridos por uma placa de entrada analógica NI 9205 de 16 bits e o chassis NI cDAQ 9172, ambos da National Instruments a uma frequência de 1,5kHz para que fosse evitado o efeito *aliasing* (falseamento) do sinal EMG. O anti-aliasing, como também é chamado, baseia-se no teorema de Nyquist, onde fica discriminado que a frequência de amostragem de um sinal deve ser maior do que o dobro da maior frequência contida no sinal a ser amostrado.

e. Filtragem

Um filtro elétrico é uma rede seletiva de frequência, que atua sobre a amplitude e/ou fase do sinal de entrada. Vale ressaltar que este não alterará o sinal que se encontrar fora desta determinada frequência.

A banda de frequência que passa pelo filtro sem sofrer alterações é denominada Banda de Passagem. Já a banda que é alterada pelo filtro recebe o nome de Banda de Atenuação.

Existem 4 principais classificações para os filtros :

- Filtro Passa-Baixa: Permite a passagem de baixas frequências sem dificuldades e atenua (ou reduz) a amplitude das frequências maiores que a frequência de corte. A quantidade de atenuação para cada frequência e o valor da frequência de corte variam de acordo com a especificação do filtro.

Na Figura 4, pode-se perceber o comportamento de um filtro Passa-Baixa ideal, com uma frequência de corte (ω_s) igual à frequência de passagem (ω_p). Um filtro Passa-Baixa ideal eliminaria todas as frequências acima da frequência de corte enquanto deixaria inalteradas as abaixo desta faixa. Entretanto, este filtro não existe para sinais reais.

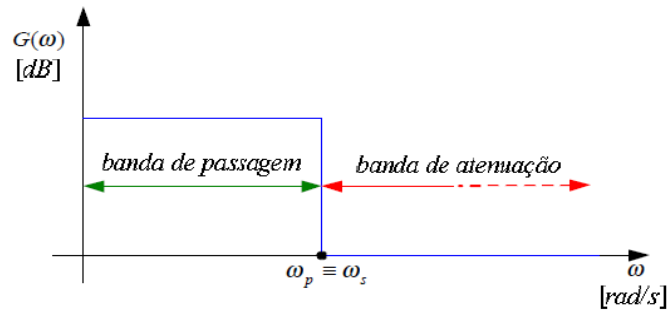


Figura 4 - Comportamento de um filtro Passa-Baixa Ideal

- Filtro Passa-Alta: Permite a passagem de altas frequências sem dificuldades e atenua (ou reduz) a amplitude das frequências menores que a frequência de corte. A quantidade de atenuação para cada frequência e o valor da frequência de corte variam de acordo com a especificação do filtro.

Na Figura 5, pode-se perceber o comportamento de um filtro Passa-Alta ideal, com uma frequência de corte (ω_s) igual à frequência de passagem (ω_p).

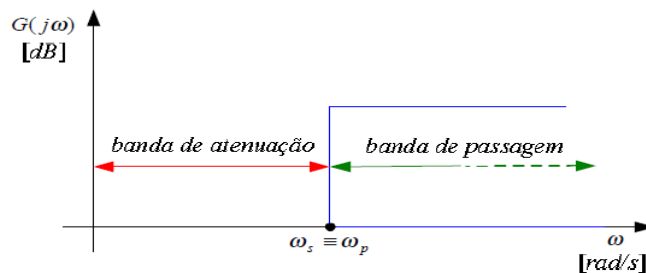


Figura 5 - Comportamento de um filtro Passa-Alta Ideal

- Filtro Rejeita-Banda: Permite a passagem da maioria das frequências inalteradas, porém atenua aquelas que estejam em uma faixa determinada pelo filtro.

Na Figura 6, pode-se perceber o comportamento de um filtro Passa-Alta ideal, com uma frequência de corte inferior (ω_{s1}) igual à frequência de passagem inferior (ω_{p1}) e frequência de corte superior (ω_{s2}) igual à frequência de passagem superior (ω_{p2}).

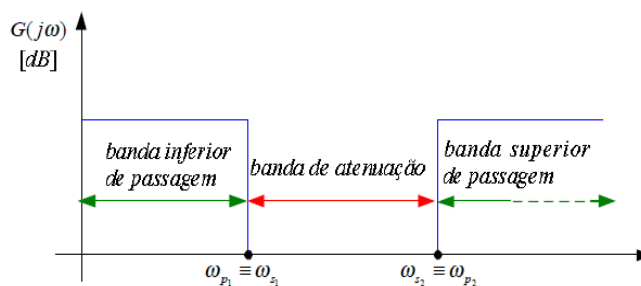


Figura 6 - Comportamento do filtro Rejeita-Banda Ideal

- Filtro Passa-Banda: Permite a passagem das frequências dentro de um determinado intervalo inalteradas, porém atenua aquelas que estejam fora do mesmo.

Na Figura 7, pode-se perceber o comportamento de um filtro Passa-Alta ideal, com uma frequência de corte inferior (ω_{s1}) igual à frequência de passagem inferior (ω_{p1}) e frequência de corte superior (ω_{s2}) igual à frequência de passagem superior (ω_{p2}).

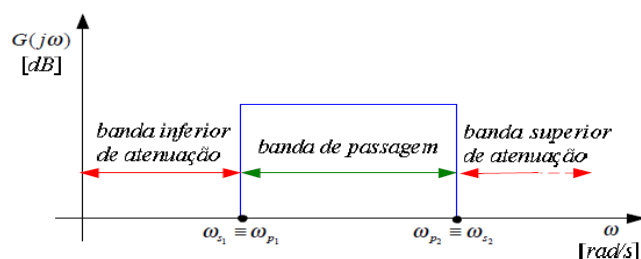


Figura 7 - Comportamento do filtro Passa-Banda Ideal

Durante o trabalho, foram desenvolvidos dois tipos de filtragem: analógica e digital. Para a confecção dos filtros, foram utilizados os conceitos de filtro passa-alta e passa-baixa.

Tanto para a filtragem analógica quanto para a digital, foi necessário um amplificador de instrumentação INA2126 da Texas Instruments (utilizado principalmente para a aquisição de sinais biológicos). O amplificador de instrumentação é responsável pela detecção da diferença de potencial entre dois eletrodos e por anular interferências externas. Tipicamente, ruídos externos atingiriam os dois eletrodos da mesma forma, sem diferença de fase.

Primeiramente, optou-se pelo desenvolvimento de um filtro analógico (o digital foi posteriormente implementado para fins comparativos). O software TopSpice Demo Version foi utilizado para o projeto do filtro analógico e para a sua melhor visualização do mesmo foi implementado no software Eagle.

O processamento do sinal EMG na filtragem analógica se deu da seguinte forma:

- Amplificador de instrumentação analógico INA2126 (Texas Instruments) com ganho de 805;
- Filtro passa-baixa na topologia Sallen-Key de 500Hz;
- Filtro passa-alta na topologia Sallen-Key de 10Hz;
- Retificador de onda completa com ganho 1,2;
- Filtro Passa-Baixa na topologia Sallen-Key de 6Hz;

O filtro passa- alta tem o intuito de eliminar o sinal CC gerado devido à mudança da resistência da pele durante a contração muscular. Em relação ao filtro passa-baixa, no primeiro caso, tem-se o intuito de eliminar frequências a partir de 500Hz. Já no segundo caso, tem-se como objetivo estimar o valor rms do sinal medido.

Durante o estudo foi cogitado o desenvolvimento de um filtro rejeita-banda para excluir a frequência de 60Hz da rede elétrica. Tal procedimento não foi adotado, uma vez que a perda de informação era significativa e interferiria nos dados observados.

Na Figura 8, pode-se observar a implementação do filtro passa-baixa de 500Hz e do passa-alta de 10Hz no software TopSpice Demo Version. Vale ressaltar que a frequência de corte do filtro é obtida quando tem-se uma queda de -3db do valor na faixa de passagem.

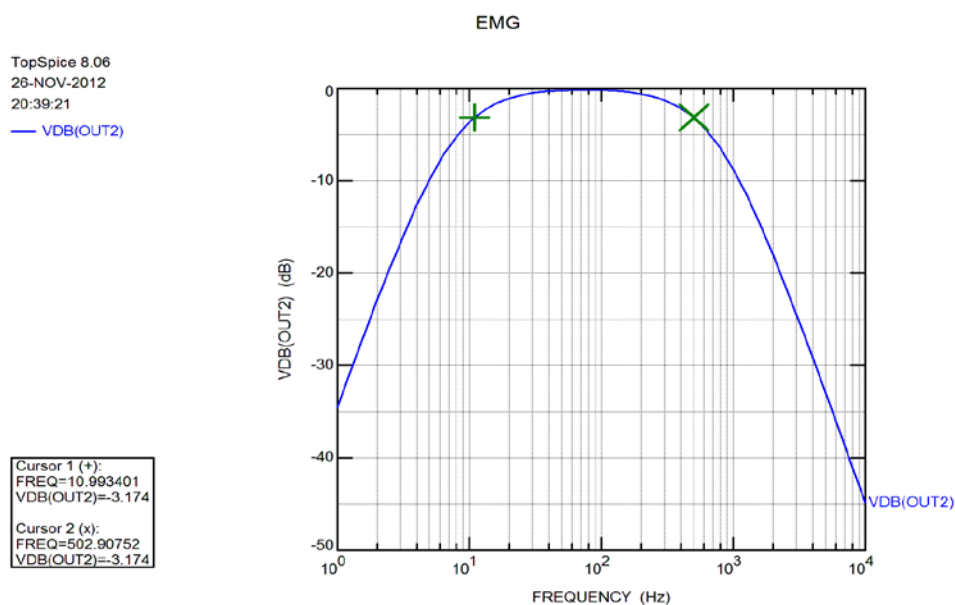


Figura 8 – Simulação do filtro Passa-Alta de 10Hz e Passa-Baixa de 500Hz no software TopSpice

Na Figura 9, pode-se observar o comportamento do retificador de onda completa e do filtro passa-baixa de 6Hz implementados no software TopSpice Demo Version. Como sinal de entrada, foi utilizada uma onda senoidal de *offset* nulo, amplitude de 5mV e frequência igual a 100Hz para testar a simulação.

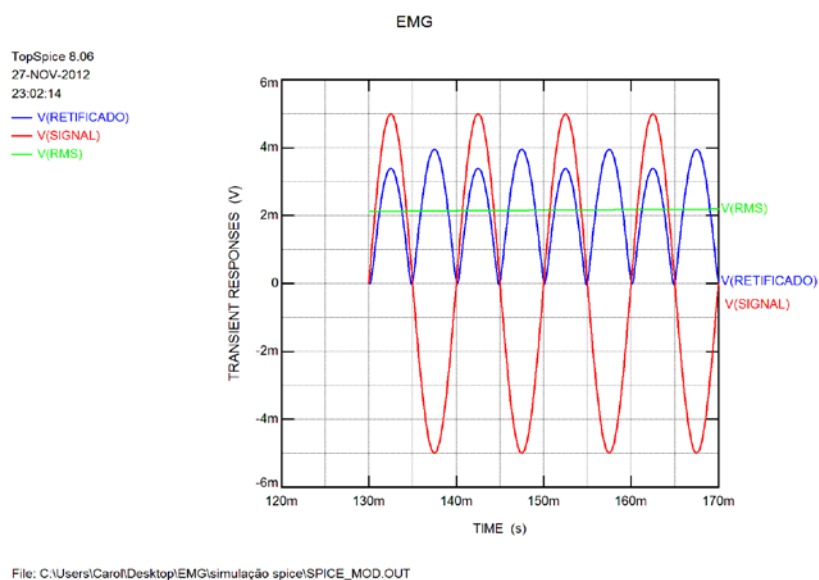


Figura 9 - Simulação do retificador de onda completa e filtro passa-baixa de 6Hz no software TopSpice

Na Figura 10, pode-se observar o esquemático do filtro analógico projetado no software Eagle.

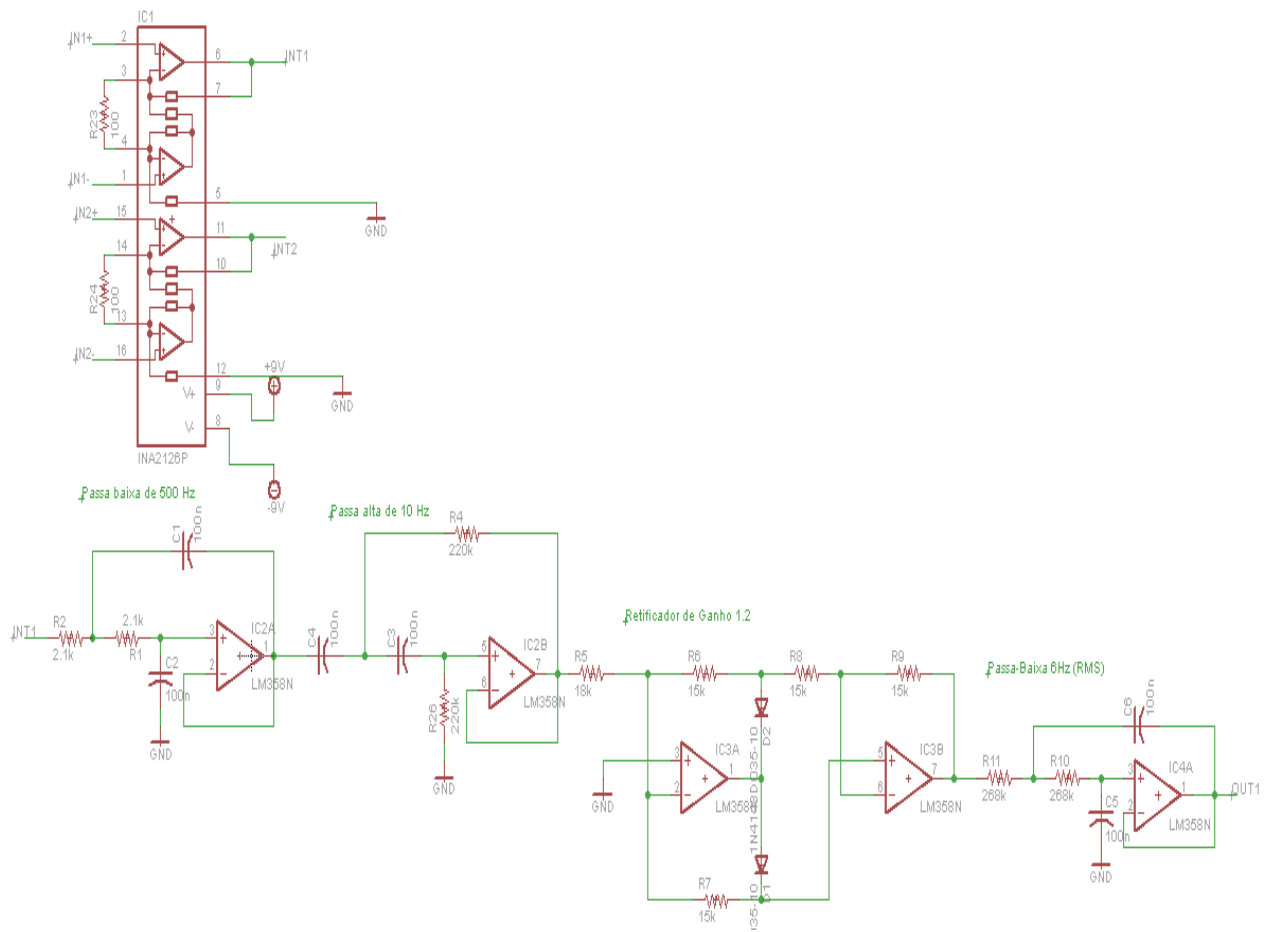


Figura 10 - Esquemático do Filtro Analógico no software Eagle

Na Figura 11, pode-se observar o sinal EMG após a amplificação com ganho de 805. Vale ressaltar que o *offset* observado no sinal deve-se à modificação da resistência da pele durante a contração muscular, já comentada anteriormente. Este será removido com o primeiro filtro passa-alta de 10Hz. Os picos ruidosos encontrados são gerados ao se provocar uma contração no músculo. O movimento apresentado consiste em : Iniciar o processo com o braço relaxado para baixo, contrai-lo, elevá-lo a 90°, contrai-lo, levá-lo o mais próximo possível ao antebraço realizando a contração muscular e relaxá-lo na posição inicial.

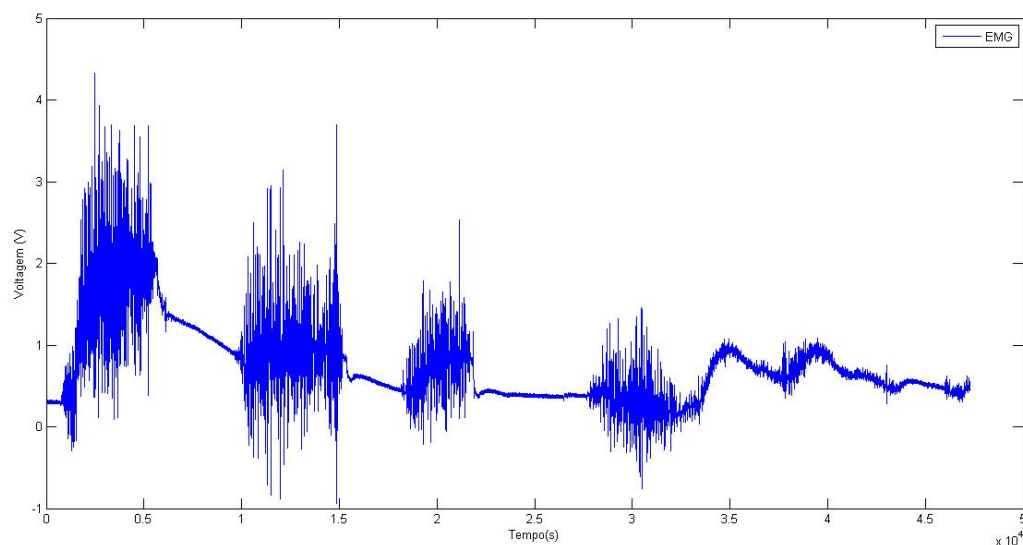


Figura 11- EMG após amplificação analógica de 805

Na Figura 12, tem-se o sinal EMG após o filtro passa-banda de 10-500Hz. Vale observar que a variação de *offset* apresentado na Figura 11 não está mais presente.

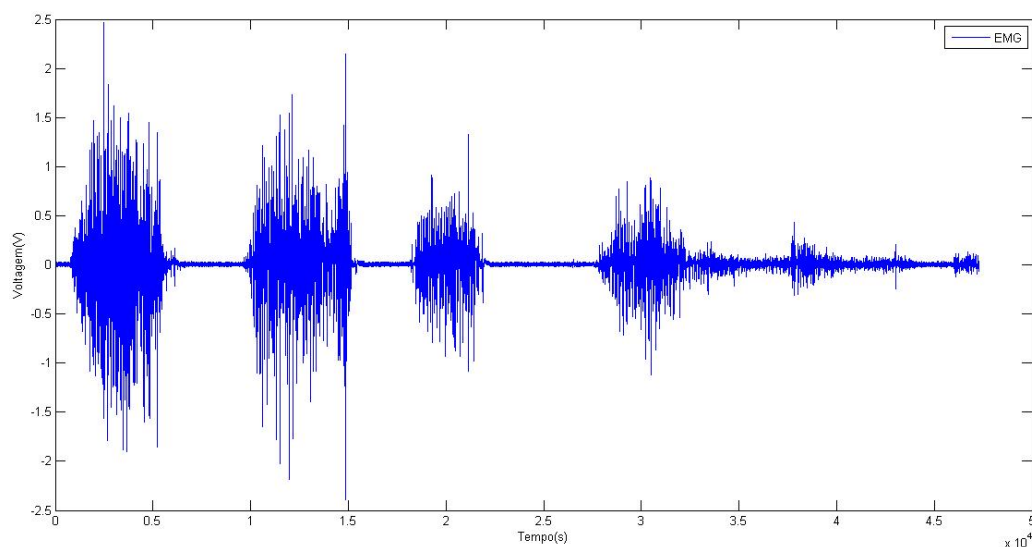


Figura 12 - EMG após o filtro passa-banda

Na Figura 13, pode-se analisar o sinal EMG após o retificador de onda completa desenvolvido. Percebe-se que as contrações musculares ainda podem ser observadas no sinal obtido, mas a informação da posição do braço foi perdida (*offset* eliminado na primeira filtragem). Isto é irrelevante, uma vez que o sinal dos potenciômetros obtido é capaz de retornar a posição e velocidade das juntas.

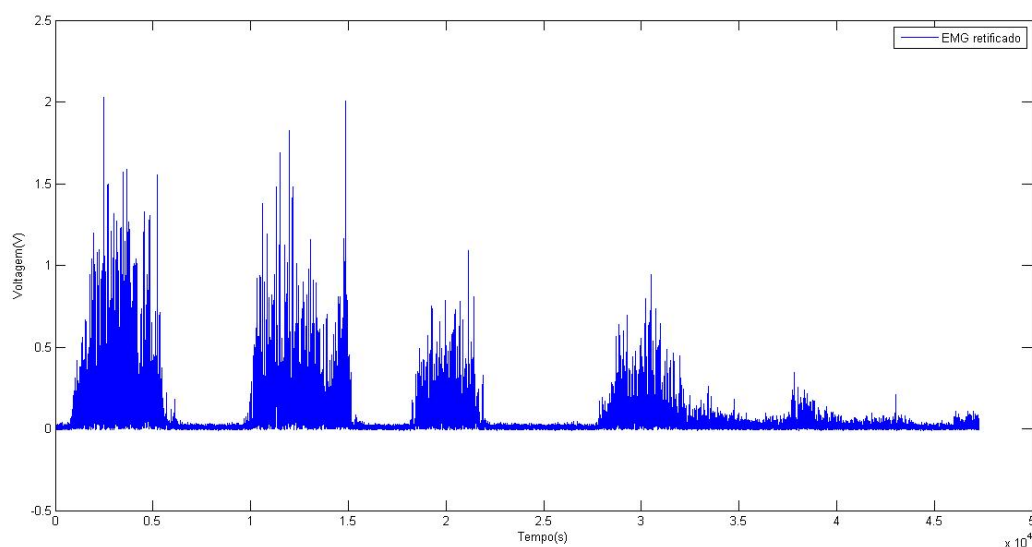


Figura 13 - EMG após retificação de onda completa

Finalmente, na Figura 14, tem-se o sinal EMG após o último filtro passa-baixa de 6Hz, que tem o intuito de estimar o valor rms do sinal obtido, gerando uma envoltória do mesmo.

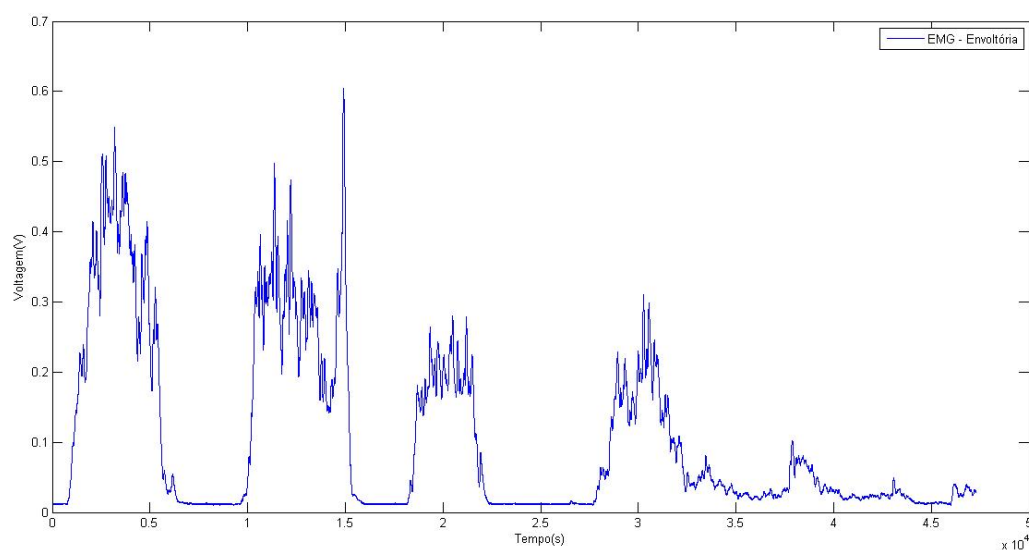


Figura 14 - Valor rms do sinal EMG

O processamento do sinal EMG na filtragem digital se deu da seguinte forma:

- Amplificador de instrumentação analógico de diferenças INA2126 (Texas Instruments) com ganho de 805;
- Filtro digital Butterworth passa-alta de segunda ordem com frequência de corte de 20Hz;

- Retificação de onda completa digital;
- Filtro digital Butterworth passa-baixa de segunda ordem com frequência de corte de 2Hz;

Na Figura 11, pode-se observar a comparação entre os dois tipos de filtragem. Percebe-se que os resultados obtidos foram semelhantes sem deslocamento significativo de fase. A diferença de amplitude pode ser atribuída aos ganhos não serem exatamente os mesmos nas duas topologias.

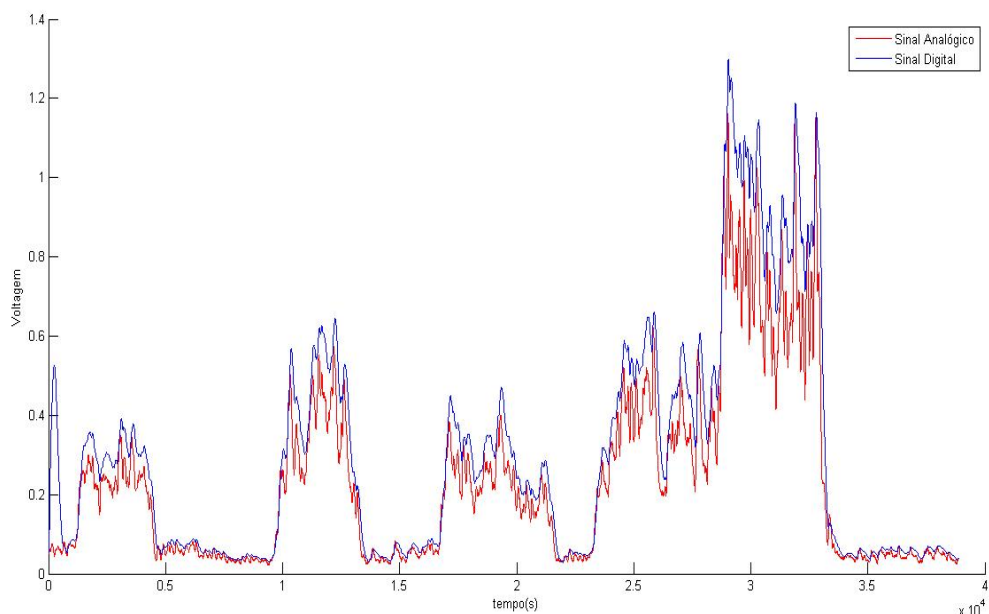


Figura 15 - Comparação Sinal Analógico x Sinal Digital

2. Modelagem do Exoesqueleto

Nesta parte do projeto será descrito o exoesqueleto utilizado para a estimativa do torque e será feita uma análise do seu modelo dinâmico.

O objetivo do exoesqueleto é completar a tarefa de levantar uma carga quando utilizado pelo usuário. O projeto mecânico do mesmo é simples, de forma a reduzir os graus de liberdade mas ainda assim ser capaz de completar a tarefa dada. Vale ressaltar que, como o mesmo estará diretamente conectado ao usuário, deve garantir suavidade e maleabilidade.

A articulação dos membros superiores do ser humano é capaz de atingir uma vasta gama de movimentos, entretanto, somente podendo desenvolver torques limitados.

a. Graus de Liberdade

O número de graus de liberdade pode ser descrito como o número de variáveis independentes que especifiquem completamente um ponto no espaço (plano x,y,θ).

O braço humano possui sete graus de liberdade: O ombro, composto por uma junta de 3 graus de liberdade; o cotovelo, composto por uma junta com um grau de liberdade; e finalmente o punho, composto por mais uma junta com 3 graus de liberdade. Este é redundante, ou seja, não possui configurações de singularidade.

O exoesqueleto utilizado possui três graus de liberdade, dois dos quais são ativos (um do ombro e um do cotovelo). A tarefa de levantar uma carga exige a flexão e extensão do ombro e do cotovelo. A flexão é um movimento obrigatoriamente controlado pelo músculo, enquanto que a gravidade é também responsável pela extensão.

b. Torque nas juntas do exoesqueleto

A equação dinâmica do exoesqueleto foi utilizada para o cálculo do torque instantâneo, que será posteriormente utilizado para aproximar a rede neural que será desenvolvida. Esta equação é a mesma de um manipulador planar de dois graus de liberdade, cujo torque é definido pela equação:

$$H(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad (1)$$

Onde :

- H - Matriz de inércia do exoesqueleto
- C - Matriz dos termos centrífugos e de Coriolis
- G - Vetor de torque gravitacional
- τ - Vetor de torque aplicado nas juntas
- q – posição angular das juntas
- \dot{q} - velocidade angular das juntas
- \ddot{q} - aceleração angular das juntas

A posição angular das juntas do exoesqueleto foi obtida por meio da instalação de potenciômetros lineares de 10k Ω nas juntas do equipamento. Por meio da derivada de primeira ordem da posição angular, a velocidade das juntas foi também obtida. Na Figura 12 e na Figura 13 pode-se observar a posição angular da junta do cotovelo (Theta1) e do ombro (Theta2) obtidas por meio dos potenciômetros com as suas respectivas velocidades angulares.

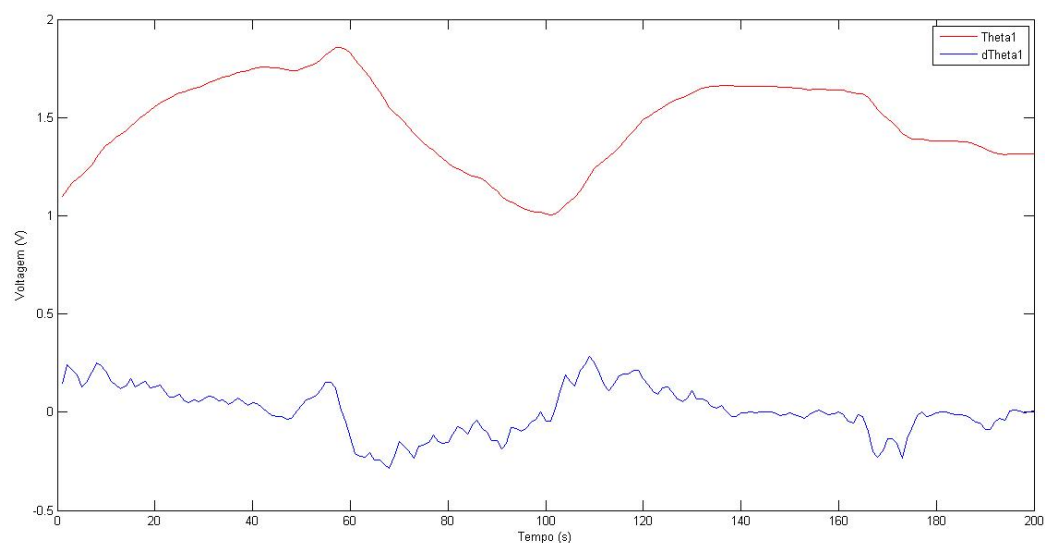


Figura 16 - Posição e Velocidade da junta do ombro

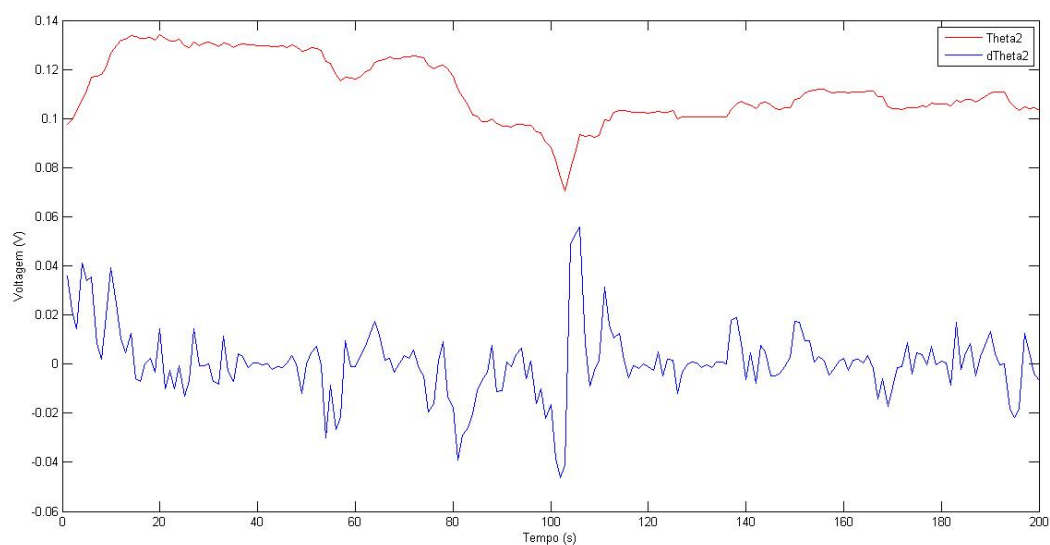


Figura 17 - Posição e Velocidade da junta do cotovelo

Para o cálculo do vetor de torque nas juntas, foram obtidas as matrizes de inércia, dos termos centrífugos e de Coriolis e o vetor de torque gravitacional. Na Figura 12, tem-se um esquema da configuração dos ângulos e orientações escolhidas para os cálculos.

Como os torques serão posteriormente utilizados para o treinamento da rede neural, foram realizadas duas análises dinâmicas do manipulador: uma sem nenhuma carga e outra considerando uma carga de 5kg. Esta modificação alterará a matriz de inércia, modificando assim o torque estimado nas juntas.

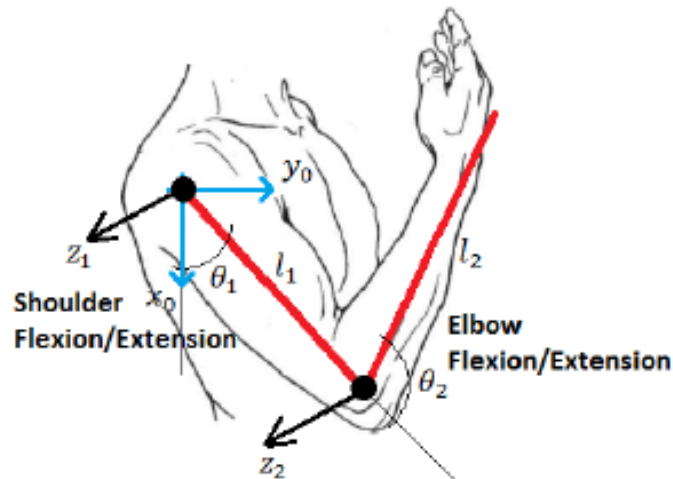


Figura 18- Graus de Liberdade do Exoesqueleto

Os valores dos parâmetros utilizados para estimar o torque do exoesqueleto encontram-se abaixo:

$g = 9,81 \text{ [m/s}^2\text{]}$ - aceleração da gravidade
 $m_1 = 0,797 \text{ [kg]}$ - massa do braço
 $m_{20} = 0,5141 \text{ [kg]}$ - massa do antebraço
 $l_1 = 0,310 \text{ [m]}$ - comprimento do braço
 $l_2 = 0,335 \text{ [m]}$ - comprimento do antebraço
 $l_{01} = 0,155 \text{ [m]}$ - distância do CG do braço
 $l_{02} = 0,1716 \text{ [m]}$ - distância do CG do antebraço
 $I_1 = 0,00785 \text{ [kg m}^2\text{]}$ - momento de inércia do braço
 $I_{20} = 0,00591 \text{ [kg m}^2\text{]}$ - momento de inércia do antebraço e mão
 $M_0 = 3,093 \text{ [kg]}$ - massa do peso adicionado
 $D = 0,170 \text{ [m]}$ - diâmetro do disco adicionado

Primeiramente realizou-se o cálculo, para a situação sem peso, das matrizes Jacobianas Linear e Angular, formadas pelas derivadas parciais das posições das juntas.

$$x_1 = l_{01} \cos(\theta_1) \quad (2)$$

$$y_1 = l_{01} \sin(\theta_1) \quad (3)$$

$$x_2 = l_1 \cos(\theta_1) + l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (4)$$

$$y_2 = l_1 \sin(\theta_1) + l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (5)$$

$$J_{1L} = \begin{bmatrix} -l_{01} \sin(\theta_1) & 0 \\ l_{01} \cos(\theta_1) & 0 \end{bmatrix} \quad J_{1A} = [1 \quad 0] \quad (6)$$

$$J_{2L} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1) - l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) & -l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos(\theta_1) + l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) & l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad J_{2A} = [1 \quad 1] \quad (7)$$

Para o cálculo da matriz de inércia, sabe-se que :

$$H = m_1 J_{1L}^T J_{1L} + I_1 J_{1A}^T J_{1A} + m_2 J_{2L}^T J_{2L} + I_2 J_{2A}^T J_{2A} \quad (8)$$

Onde :

$$m_1 J_{1L}^T J_{1L} = m_1 \begin{bmatrix} -l_{01} \sin(\theta_1) & l_{01} \cos(\theta_1) \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -l_{01} \sin(\theta_1) & 0 \\ l_{01} \cos(\theta_1) & 0 \end{bmatrix} = m_1 \begin{bmatrix} l_{01}^2 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$I_1 J_{1A}^T J_{1A} = I_1 \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} [1 \quad 0] = I_1 \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} & m_2 J_{2L}^T J_{2L} \\ &= m_2 \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1) - l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) & l_1 \cos(\theta_1) + l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) & l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1) - l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) & -l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos(\theta_1) + l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) & l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \\ &= m_2 \begin{bmatrix} l_1^2 + l_{02}^2 + 2l_1 l_{02} \cos(\theta_2) & l_{02}^2 + l_1 l_{02} \cos(\theta_2) \\ l_{02}^2 + l_1 l_{02} \cos(\theta_2) & l_{02}^2 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (11)$$

$$I_2 J_{2A}^T J_{2A} = I_2 \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} [1 \quad 1] = I_2 \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

Substituindo as matrizes encontradas, tem-se como matriz de inércia:

$$H = \begin{bmatrix} m_1 l_{01}^2 + I_1 + m_2 (l_1^2 + l_{02}^2 + 2l_1 l_{02} \cos(\theta_2)) + I_2 & m_2 (l_{02}^2 + l_1 l_{02} \cos(\theta_2)) + I_2 \\ m_2 (l_{02}^2 + l_1 l_{02} \cos(\theta_2)) + I_2 & m_2 l_{02}^2 + I_2 \end{bmatrix} \quad (13)$$

Para o cálculo da matriz de termos centrífugos e de Coriolis, sabe-se que:

$$h_{ijk} = \frac{\partial H_{ij}}{\partial q_k} - \frac{1}{2} \frac{\partial H_{jk}}{\partial q_i} \quad (14)$$

Logo, podem-se obter os termos da matriz:

$$h_{111} = 0 \quad (15)$$

$$h_{112} = -2m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) \quad (16)$$

$$h_{121} = 0 \quad (17)$$

$$h_{122} = -m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) \quad (18)$$

$$h_{211} = m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) \quad (19)$$

$$h_{212} = -m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) - \frac{1}{2} (-m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2)) = -\frac{1}{2} m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) \quad (20)$$

$$h_{221} = \frac{1}{2} m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) \quad (21)$$

$$h_{222} = 0 \quad (22)$$

Finalmente, tem-se como matriz dos termos centrífugos e de Coriolis:

$$h = \begin{bmatrix} -2m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) \dot{\theta}_2^2 \\ m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) \dot{\theta}_1^2 \end{bmatrix} \quad (23)$$

Por último, tem-se o cálculo da matriz dos termos gravitacionais, que segue a fórmula:

$$U = -m_1 g l_{01} \cos(\theta_1) - m_2 g (l_1 \cos(\theta_1) + l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2)) \quad (24)$$

Dessa forma, tem-se:

$$G_1 = \frac{\partial U}{\partial \theta_1} = m_1 g l_{01} \sin(\theta_1) + m_2 g (l_1 \sin(\theta_1) + l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2)) \quad (25)$$

$$G_2 = \frac{\partial U}{\partial \theta_2} = m_2 g l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (26)$$

No caso sem o peso, considera-se :

$$m_2 = m_{20}$$

$$I_2 = I_{20}$$

No caso com o peso (carga M), considera-se :

$$M_2 = m_{20} + M$$

$$I_2 = I_{20} + M \cdot L_2^2 + M \cdot D^2/8$$

Vale ressaltar que no caso em que o peso é adicionado, a massa da carga é somente somada à massa do elo ligado ao antebraço do exoesqueleto. Entretanto, para o cálculo da nova inércia, é necessário somar a inércia do disco e transportá-la da ponta do braço (onde se encontra o peso) até a junta do cotovelo (distância I_2).

Na Figura 19, pode-se observar o torque obtido em um dos testes realizados com o seu respectivos sinal EMG e posições angulares das juntas.

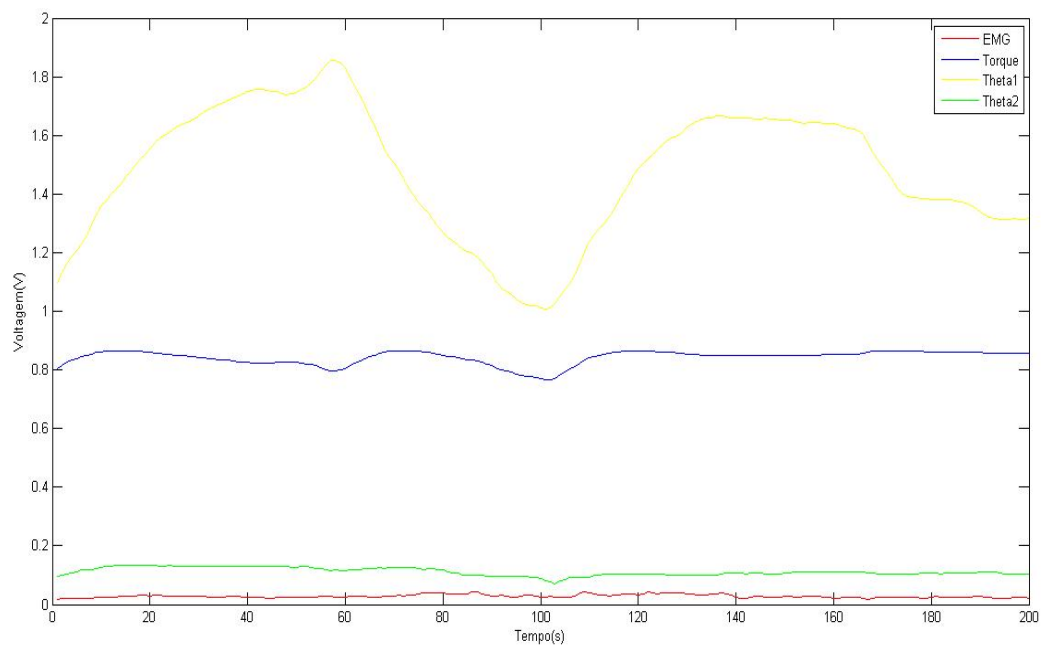


Figura 19 - EMG, Torque e posições das juntas

3. Rede Neural

Redes Neurais artificiais são inspiradas nos neurônios biológicos do sistema nervoso e replicam a sua estrutura de interconexão nodal. Este sistema consiste em um grande número de elementos simples que são arranjados coletivamente de forma a serem capazes de aprender o mapeamento da entrada dada até a saída, também dada na fase de treinamento, com o intuito de resolver problemas complexos. Pode-se citar como uma das vantagens principais da rede neural, o fato do programador

não precisar conhecer o modelo do sistema para aproximar as entradas nas saídas. Isto foi muito útil neste estudo, uma vez que sinais biológicos apresentam grande complexidade e devem ser tratados de forma distinta.

O processo é constituído de três etapas distintas : Treinamento, teste e validação da rede. Depois de desenvolvida a rede neural, esta será capaz de estimar o torque do exoesqueleto para qualquer entrada de sinal EMG, sendo capaz de interpretar a força realizada (descrita como amplitude no sinal EMG).

No treinamento foram usados como parâmetros de entrada a posição angular e a velocidade angular do ombro, a posição e a velocidade angular do cotovelo e o sinal EMG. As medições das variáveis para as situações com peso e sem peso foram convertidas em um único vetor, de modo que a rede fosse capaz de estimar o torque para distintas situações de peso. Com isso, objetiva-se criar uma rede geral que não dependa da modelagem do exoesqueleto quando a carga for alterada para estimar o torque gerado.

a. Arquitetura da Rede Neural

A arquitetura básica da Rede Neural consiste na divisão em camadas : Entrada (EMG, posições e velocidades das juntas); Camadas escondidas (foi escolhida uma camada escondida com 15 neurônios); Saída (Torque calculado por meio do modelo dinâmico do exoesqueleto). Observou-se que, ao se aumentar o número de camadas escondidas o resultado da rede gerada não era significativamente alterado, logo, optou-se por adotar apenas uma camada. Na Figura 20, pode-se observar uma configuração padrão de uma rede neural com duas camadas escondidas.

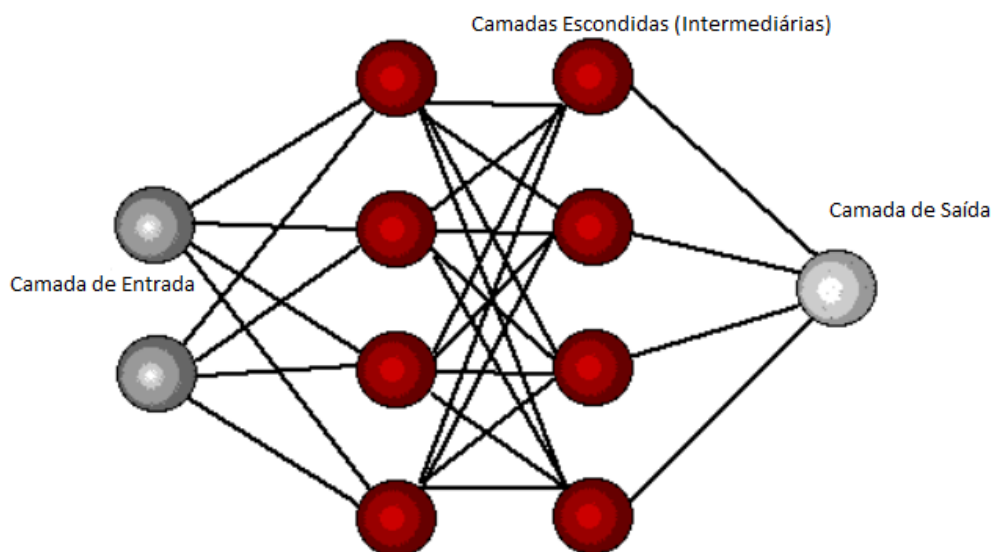


Figura 20 - Configuração de uma Rede Neural

O modelo de treinamento adotado para o desenvolvimento do estudo foi o "*backpropagation*", no qual o processamento de dados ocorre duas direções, "*feedforward*" para operação da rede treinada, e "*backward*" para o treinamento da mesma. A função de transferência escolhida para a rede neural foi *tansig* (*Hyperbolic tangent sigmoid transfer function*) e a função de treinamento foi o *trainlm*(*Levenberg-Marquardt backpropagation*), selecionada por ser o mais rápido algoritmo de *backpropagation*, apesar de exigir um maior esforço computacional.

Para o treinamento da rede, os parâmetros de entrada e saída foram normalizados de acordo com as limitações físicas do exoesqueleto. Nesta etapa, separou-se 70% das variáveis de entrada para o

treinamento, ao passo que para a validação foram utilizados 20% e finalmente, para o teste foram utilizados apenas 10%.

Limitações físicas do exoesqueleto:

$\theta_{1max} = (120 \cdot \pi) / 180$ [rad]
 $\theta_{1min} = (57 \cdot \pi) / 180$ [rad]
 $\theta_{2max} = (45 \cdot \pi) / 180$ [rad]
 $\theta_{2min} = 0$ [rad]
 $d\theta_{1max} = 0,35$ [rad/s]
 $d\theta_{1min} = 0$ [rad/s]
 $d\theta_{2max} = 0,25$ [rad/s]
 $d\theta_{2min} = 0$ [rad/s]
 Torque mínimo = 0 [N*m]
 Torque máximo = 10 [N*m]
 Valor EMG máximo = 0,7132 [V]
 Valor EMG mínimo = 0 [V]

Após o treino, validação e treinamento da rede, calculou-se os erros RMS e MAPE (*mean absolute percentage error*) como forma de avaliar a exatidão da rede neural treinada, seguindo a fórmula:

$$MAPE = \frac{100}{n} * \frac{\sum(\tau' - \tau)}{\tau} \quad (27)$$

Onde:

τ' – Torque estimado pela rede neural
 τ – Torque calculado pelo modelo dinâmico do exoesqueleto
 n – Quantidade de amostras

Diversos testes foram realizados com distintas arquiteturas e configurações de redes neurais diferentes. O melhor resultado obtido apresentou um MAPE de 5,6636% e um valor RMS de 0,0743. Este resultado convergiu após sete iterações, ou épocas (quantidade de vezes que todos os pontos foram apresentados para a rede neural).

Na Figura 21 pode-se observar o gráfico de desempenho da rede neural artificial, dada por meio do erro *MSE* (mean square error). Pode-se ressaltar que, à medida que os pontos são apresentados para a rede neural, a curva de treinamento decai. Assim como, quando um erro mínimo de validação é atingido, a rede neural começa a se viciar, apresentando um aumento do erro de validação. Neste momento, a sua rede se torna menos generalizada.

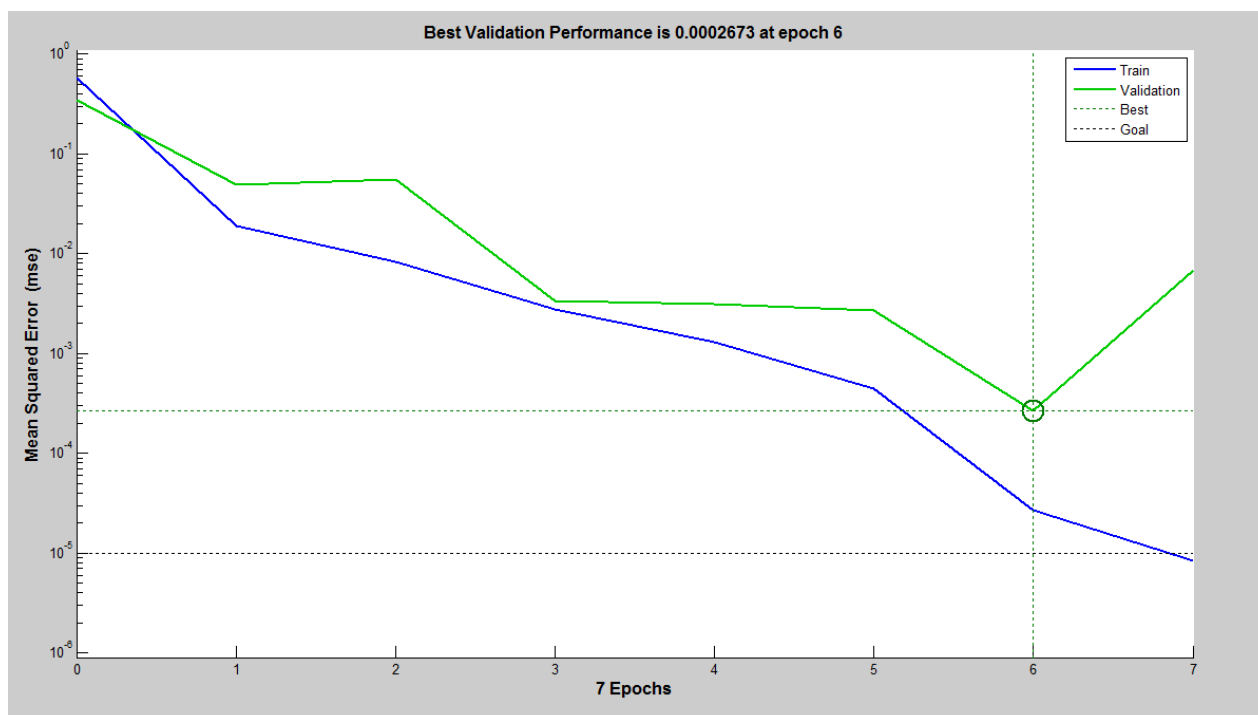


Figura 21 - Performance da Rede Neural

Na Figura 22 pode-se observar o decaimento do gradiente da rede neural. Isto pode ser justificado devido ao treinamento diminuir a taxa de aprendizado da rede.

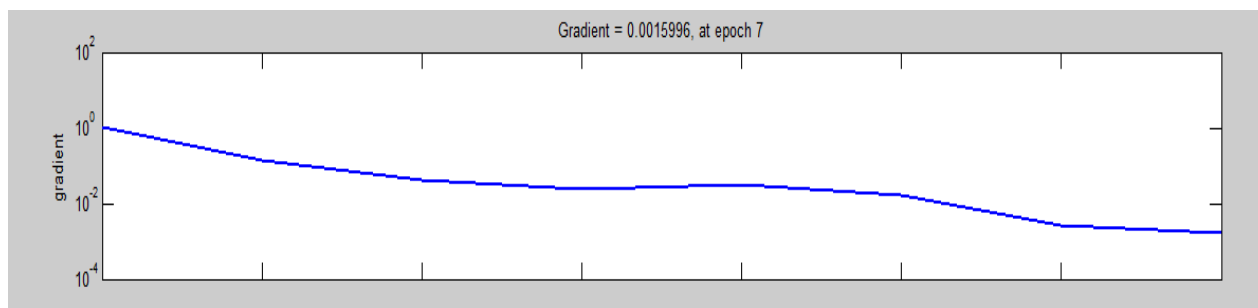


Figura 22 - Decaimento da taxa de Aprendizagem da Rede Neural

Na Figura 23, pode-se observar o gráfico de comparação entre os torques estimados pela rede neural e os torques reais do manipulador. Como era previsto pelo valor do erro calculado pelo MAPE, as curvas para os dois casos são muito próximas.

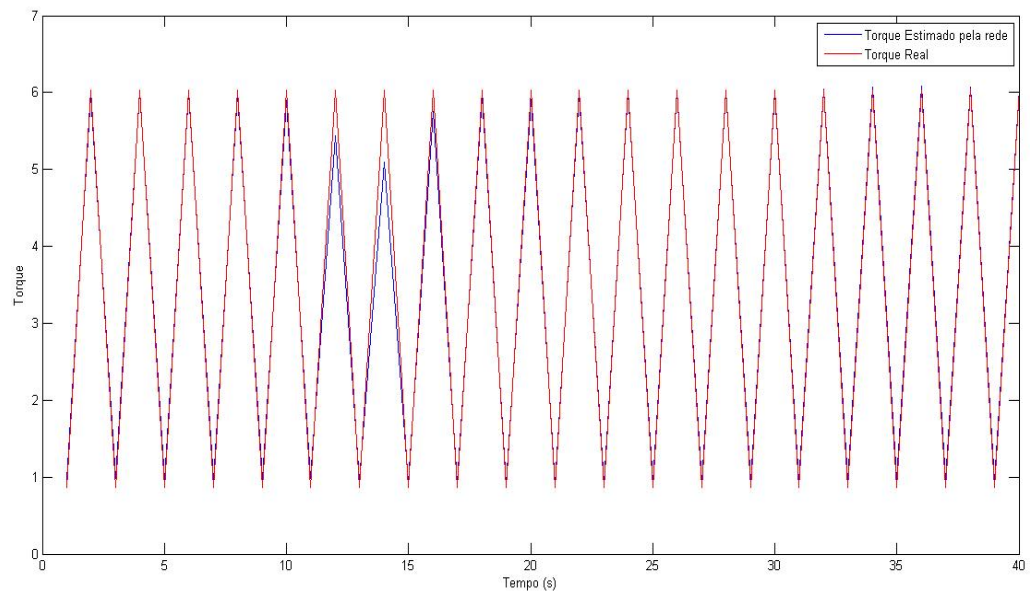


Figura 23 - Comparação entre o torque real e o estimado pela rede Neural

4. Conclusão

O objetivo deste trabalho foi atingido, uma vez que foi possível estimar o torque em um exoesqueleto por meio de uma rede neural artificial com um erro consideravelmente pequeno fazendo uso de sinais eletroneuromiográficos, posição e velocidade das juntas do ombro e do cotovelo.

O uso da rede neural artificial foi de suma importância durante o projeto, uma vez que permitiu que o estudo fosse feito sem um aprofundamento tão grande do aspecto físico-biológico do problema e apresentou resultados significativamente próximos dos esperados.

5. Referências

- [1] Rash, G.S., *"Electromyography Fundamentals"*, DelSys Inc., 2003.
- [2] A. S. Ramos, Meggiolaro, *"Torque Control of an Active Upper Limb Exoskeleton with Pneumatic Artificial Muscles Using sEMG and modified Hill-Type Muscle Model"*, 2012.
- [3] De Luca, C. J., *"The Use of Surface Electromyography in Biomechanics"*, Wartenweiler Memorial Lecture, The International Society for Biomechanics, 1993.
- [4] Fleisher, C. *"Controlling Exoskeletons with EMG signals and a Biomechanical Body Model"*, Ph.D. Thesis, Technical University of Berlin, Germany, 2007.
- [5] Luh, J., Chang, G., Cheng, C., Lai, J., Kuo, e., *"Isokinetic elbow joint torques estimation from surface EMG and kinematic data: using an artificial neural network model"*, Journal of Electromyography and Kinesiology, Elsevier, May 1998.
- [6] Murray, W., Delp, S., Buchanan, T., *"Variation of Muscle Moment Arms with Elbow and Forearm Position"*, J. Biomechanics, Vol. 28, No 5., 1995.
- [7] Ullah, K., Khan, A., Islam, I., Khan, M., *"Electromyography (EMG) signal to joint torque processing and effect of various factors on EMG to torque model"*, Journal of Engineering and Technology Research Vol. 3(12), November de 2011.
- [8] Murray, W., Delp, S., Buchanan, T., *"Variation of Muscle Moment Arms with Elbow and Forearm Position"*, J. Biomechanics, Vol. 28, No 5., 1995.
- [9] *"Data Acquisition Toolbox For Use With MatLab"*, User "s Guide, vers 2002.

6. Apêndices

a. Algoritmo desenvolvido para o treinamento e validação da Rede Neural no software Matlab

```

clc;
close all;

load teste1;
theta1 = Theta1;
theta2 = Theta2;
dtheta1 = dTheta1;
dtheta2 = dTheta2;
emg = EMGbic;
tau = TAUUV;

load teste2;
theta1 = [theta1 Theta1];
theta2 = [theta2 Theta2];
dtheta1 = [dtheta1 dTheta1];
dtheta2 = [dtheta2 dTheta2];
emg = [emg EMGbic];
tau = [tau TAUUV];

load teste3;
theta1 = [theta1 Theta1];
theta2 = [theta2 Theta2];
dtheta1 = [dtheta1 dTheta1];
dtheta2 = [dtheta2 dTheta2];
emg = [emg EMGbic];
tau = [tau TAUUV];

load teste4;
theta1 = [theta1 Theta1];
theta2 = [theta2 Theta2];
dtheta1 = [dtheta1 dTheta1];
dtheta2 = [dtheta2 dTheta2];
emg = [emg EMGbic];
tau = [tau TAUUV];

%Parametros de normalizacao de acordo com as limitacoes do exo
theta1max = 120*pi/180;
theta1min = 57*pi/180;
theta2max = 45*pi/180;
theta2min = 0;
dtheta1max = 0.35; %rad/s
dtheta1min = 0;
dtheta2max = 0.25; %rad/s
dtheta2min = 0;
taumin = 0;
taumax = 10;
emgmax = 0.7132;
emgmin = 0;

%Normalizando os paramentros de entrada:
theta1noweight = (Theta1(1,:) - theta1min)/(theta1max - theta1min);

```

```

theta1weight = (Theta1(2,:) - theta1min)/(theta1max - theta1min);
theta2noweight = (Theta2(1,:) - theta2min)/(theta2max - theta2min);
theta2weight = (Theta2(2,:) - theta2min)/(theta2max - theta2min);
dtheta1noweight = (dTheta1(1,:) - dtheta1min)/(dtheta1max - dtheta1min);
dtheta1weight = (dTheta1(2,:) - dtheta1min)/(dtheta1max - dtheta1min);
dtheta2noweight = (dTheta2(1,:) - dtheta2min)/(dtheta2max - dtheta2min);
dtheta2weight = (dTheta2(2,:) - dtheta2min)/(dtheta2max - dtheta2min);
taunoweight = (TAUV(1,:) - taumin)/(taumax - taumin);
tauweight = (TAUV(2,:) - taumin)/(taumax - taumin);
emgnoweight = (EMGbic(1,:) - emgmin)/(emgmax - emgmin);
emgweight = (EMGbic(2,:) - emgmin)/(emgmax - emgmin);

```

```

ntheta1 = [];
ntheta2 = [];
ndtheta1 = [];
ndtheta2 = [];
ntau = [];
nemg = [];

```

```

for j=1:length(theta1noweight)
    ntheta1 = [ntheta1 theta1noweight(j) theta1weight(j)];
    ntheta2 = [ntheta2 theta2noweight(j) theta2weight(j)];
    ndtheta1 = [ndtheta1 dtheta1noweight(j) dtheta1weight(j)];
    ndtheta2 = [ndtheta2 dtheta2noweight(j) dtheta2weight(j)];
    nemg = [nemg emgnoweight(j) emgweight(j)];
    ntau = [ntau taunoweight(j) tauweight(j)];
end

```

%Conjunto total de entrada e saída da rede

```

Entrada = [ntheta1; ntheta2; ndtheta1; ndtheta2; nemg];
Saida = [ntau];

```

% Definindo o tamanho dos conjuntos de treino, validação e teste:

```

Npar = length(Entrada); %numero de parâmetros total
Ntr = round(Npar*0.7); % treinamento
Nv = round(Npar*0.2); % validacao
Nt = Npar - Ntr - Nv; % teste

```

%Conjunto de Treino:

```

Ptr = Entrada(:,1:Ntr);
Ttr = Saida(:,1:Ntr);

```

%Conjunto de validação:

```

Pv = Entrada(:,Ntr+1:Ntr+Nv);
Tv = Saida(:,Ntr+1:Ntr+Nv);

```

%Conjunto de teste:

```

Pts = Entrada(:,Ntr+Nv+1:Ntr+Nv+Nt);
Tts = Saida(:,Ntr+Nv+1:Ntr+Nv+Nt);

```

%Numero de neurônios na camada escondida:

```

n = 15;

```

%Criando a nova rede:

```

NN = newff(Ptr, Ttr, {n}, {'tansig','purelin'}, 'trainlm');

```

```

NN = newff(Ptr, Ttr, {n}, {'tansig','purelin'}, 'traingdx');

```

% Definição dos parametros de treinamento (limitacao da rede):

```

NN.trainParam.epochs = 5000;
NN.trainParam.goal = 1e-5;

```

```

NN.trainParam.max_fail = 20;

% Definição do conjunto de validação:
Val.P = Pv;
Val.T = Tv;
Val.Pi = [];
Val.Ai = [];

%Treinamento da rede
[NN tr] = train(NN, Ptr, Ttr, [], [], Val);

Rede_teste = NN;

```

b. Algoritmo desenvolvido para o teste da Rede Neural no software Matlab

```

clc;
close all;

%Rede testada:
NN = Rede_teste;

%Simulando para as entradas
%Passando as entradas, saidas e validacao pela rede
Est_Ttr = sim(NN, Ptr);
Est_TV = sim(NN, Pv);
Est_Tts = sim(NN, Pts);

%Desfazendo a normalização dos torques estimados e dos reais
Est_NTtr = [(taumax - taumin)*Est_Ttr(1,:) + taumin];
Est_NTv = [(taumax - taumin)*Est_TV(1,:) + taumin];
Est_NTts = [(taumax - taumin)*Est_Tts(1,:) + taumin];
NTtr = [(taumax - taumin)*Ttr(1,:) + taumin];
NTv = [(taumax - taumin)*Tv(1,:) + taumin];
NTts = [(taumax - taumin)*Tts(1,:) + taumin];

% Gerando o MAPEe (mean absolute percentage error), o RMSE:
N = length (Est_NTts);
MAPE1=0;
RMSE1=0;

for i=1:N
    MAPE1 = MAPE1 + abs((Est_NTts(1,i) - NTts(1,i))/NTts(1,i));
    RMSE1 = RMSE1 + ((Est_NTts(1,i) - NTts(1,i))/NTts(1,i))^2;
End

MAPE1 = (MAPE1*100)/N
RMSE1 = (RMSE1/N)^(1/2)

```

**c. Algoritmo desenvolvido para o projeto dos filtros e retificador no software
TopSpice DemoVersion**

EMG

V2 0 Vneg 9
V3 Vpos 0 9
*V1 signal 0 AC
V1 signal 0 sin(0 0.005 100)

*passa baixa de 500 Hz
*R1 signal 1 7110
*R2 1 0 24970
*R3 2 out1 37200
*C1 1 2 0.0000001
*C2 1 out1 0.0000001
*X1 0 2 Vpos Vneg out1 TL072

*passa alta 10 Hz
*R4 out1 3 1350
*R5 3 0 4720
*R6 4 out2 7040
*C3 3 4 0.0000001
*C4 3 out2 0.0000001
*X2 0 4 Vpos Vneg out2 TL072

*retificador de onda completa
R7 signal 5 18k
R8 5 6 15k
R9 5 7 15k
R10 6 8 15k
R11 8 retificado 15k
D1 6 out3 D1N4148
D2 out3 7 D1N4148
X3 0 5 Vpos Vneg out3 TL072
X4 7 8 Vpos Vneg retificado TL072

*passa baixa 6Hz - valor rms

R12 retificado 9 18k
R13 9 10 18k
C5 10 0 0.0000015
C6 9 rms 0.0000015
X1 10 rms Vpos Vneg rms TL072

*para a retificacao + filtro (precisa ser obs em regime permanente)
.TRAN 0.1m 170m 130m 0.1m uic
.Print tran V(retificado) V(signal) V(rms)
*.AC dec 10 1 10000
*.print AC VDB(out2)
*.AC DEC 10 1 600
*.SAVE
*#AUTOPLOT AC VDB(out2) VP(out2)

* 1N4148 ----- DIODO sinal [.MODEL D1N4148 D]
*.MODEL D1N4148 D

```
+ IS=5.84E-9 N=1.94 RS=0.7017 IKF=44.17E-3 XTI=3.0 EG=1.11 CJO=0.95E-12
+ M=0.55 VJ=0.75 FC=0.5 ISR=11.07E-9 NR=2.088 BV=100 IBV=100E-6
+ TT=11.07E-9
*
```

```
* TL072 ----- OP AMP DUPLO [.SUBCKT TL072 a b c d e]
```

```
* ///// TL072 OP AMP "MACROMODEL" SUBCIRCUIT
```

```
* SUPPLY VOLTAGE: +/-15V
```

```
*
```

```
* CONNECTIONS: NON-INVERTING INPUT
```

```
* | INVERTING INPUT
```

```
* | | POSITIVE POWER SUPPLY
```

```
* | | | NEGATIVE POWER SUPPLY
```

```
* | | | | OUTPUT
```

```
*
```

```
.SUBCKT TL072 1 2 3 4 5
```

```
* C1 11 12 3.498E-12
```

```
C2 6 7 15.00E-12
```

```
DC 5 53 DX
```

```
DE 54 5 DX
```

```
DLP 90 91 DX
```

```
DLN 92 90 DX
```

```
DP 4 3 DX
```

```
EGND 99 0 POLY(2) (3,0) (4,0) 0 .5 .5
```

```
FB 7 99 POLY(5) VB VC VE VLP VLN 0 4.715E6 -5E6 5E6 5E6 -5E6
```

```
GA 6 0 11 12 282.8E-6
```

```
GCM 0 6 10 99 8.942E-9
```

```
ISS 3 10 DC 195.0E-6
```

```
HLIM 90 0 VLIM 1K
```

```
J1 11 2 10 JX
```

```
J2 12 1 10 JX
```

```
R2 6 9 100.0E3
```

```
RD1 4 11 3.536E3
```

```
RD2 4 12 3.536E3
```

```
RO1 8 5 150
```

```
RO2 7 99 150
```

```
RP 3 4 2.143E3
```

```
RSS 10 99 1.026E6
```

```
VB 9 0 DC 0
```

```
VC 3 53 DC 2.200
```

```
VE 54 4 DC 2.200
```

```
VLIM 7 8 DC 0
```

```
VLP 91 0 DC 25
```

```
VLN 0 92 DC 25
```

```
.MODEL DX D(IS=800.0E-18)
```

```
.MODEL JX PJF(IS=15.00E-12 BETA=270.1E-6 VTO=-1)
```

```
.ENDS
```

```
*
```

```
* ##### END OF TL072 MACRO-MODEL #####
```

```
.end
```