CARLOS ANDRÉS MUGRUZA VASSALLO

**Modelagem matemática e simulação de
potenciais de ação de unidades motoras**

São Paulo
2006

CARLOS ANDRÉS MUGRUZA VASSALLO

**Modelagem matemática e simulação de
potenciais de ação de unidades motoras**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Mestre em Engenharia
Elétrica.

Área de concentração:
Sistemas Eletrônicos -
Engenharia Biomédica

Orientador:
Prof. Dr. André Fabio Kohn

São Paulo
2006

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, de julho de 2006.

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

FICHA CATALOGRÁFICA

Vassallo, Carlos Andrés Mugruza
Modelagem matemática e simulação de potenciais de ação
de unidades motoras / C.A.M. Vassallo. -- São Paulo, 2006.
123 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunica-
ções e Controle.

1.Potenciais de ação 2.Fibras musculares 3.Eletromiografia
4.Neurociências I.Universidade de São Paulo. Escola
Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações
e Controle II.t.

Tibi Deus, tutela meae familiae
Pater, sempre ámat-t me
Mater, sempre habitant cura-t et monet me
Meus frater et sorori et filis et filiabus aegre comitor convitus me
quotidianus

AGRADECIMENTOS

Ao André Fabio Kohn, pela atenção desde as primeiras comunicações eletrônicas enviadas do Peru, pelo apoio durante o processo de definição, pela orientação na parte inicial e pela liberdade no final do trabalho, que contribuíram para meu crescimento científico e intelectual.

Aos meus entranháveis companheiros de diversos lugares Alex, Gonzalo, Elizabeth, César, Estefanía e Willy pelo conhecimento e troca de idéias que tanto me ensinaram e me transmitiram seu espírito pesquisador.

À Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, pela oportunidade de realização do curso de mestrado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES– pela concessão da bolsa de mestrado e pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa.

Ao Laboratório de Engenharia Biomédica por colocar a disposição os recursos e em especial a Cinthia, Camila, Fernando, Mateus, Liria, Rogério, Rinaldo e Sandro pela amabilidade e acolhida durante estes anos.

Aos meus amigos Catalina, Claudia e Mario, Claudia, Denis, Gino, Javier, John, Jorge e Angêlica, Magaly, Nadja, Sergio e Zoraida por sua compreensão em momentos difíceis, e pelo carinho e amizade que mostraram ao longo do período de elaboração deste trabalho.

Eu quero agradecer aos meus novos amigos Alex, Antônia, Percy e Viumar, por ter-me acolhido em suas vidas estes últimos meses.

RESUMO

MUGRUZA VASSALLO, C. A. **Modelagem matemática e simulação de potenciais de ação de unidades motoras**. 2006. 115f. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

Este trabalho apresenta a modelagem matemática e a simulação de potenciais de ação de unidades motoras de músculos de vertebrados visando a posterior simulação do eletromiograma. Para conseguir isso, inicialmente se fez uma compilação de dados existentes para a distribuição das fibras musculares (FBs) nas unidades motoras (MUs) de vários músculos, e as modelagens matemáticas descritos na literatura para o potencial de ação de uma FB (SFAP) e de uma MU (MUAP). Com base nos dados fisiológicos, primeiro se localizou as FBs em um músculo, por meio de uma aproximação de que as FBs estão rodeadas de outras seis no músculo. Para conseguir isto se construíram hexágonos concêntricos por MU, e posteriormente se localizou as FBs nas MUs, cobrindo uma faixa entre 75 e 2000 FBs, o que corresponde a músculos distais de mamíferos. Depois se fez uma aproximação para a distribuição de 170000 FBs nas 272 MUs da cabeça medial do músculo *gastrocnêmio* (MG) do gato, conseguindo numa primeira simulação localizar cerca de 70% das FBs para cada MU. Com esta localização das FBs no músculo baseados nos dados da literatura se aproximaram os retardos axonais por uma distribuição gaussiana, com média de 2 ms (gato) ou 10 ms (homem) e com desvio padrão de menos de 0,5 ms, desprezando o atraso axonal nas ramificações axonais, que foi estimado no máximo 29 vezes menor. Para a geração do SFAP trabalhou-se com dois modelos, um analítico, o qual resulta em simulações numéricas demoradas, e, outro numérico baseado na convolução da corrente com uma função peso. Para o modelo numérico dobrou-se imaginariamente o comprimento das FBs, para levar em conta o erro computacional de fim de fibra. O modelo numérico resultou em um tempo de simulação 30 vezes menor que o analítico. Adicionalmente, para simular a captação externa (i.e. na pele), fez-se uma aproximação para a função que modela os eletrodos de superfície de secção circular localizados a uma distância maior que 1,79 mm das FBs, mostrando um espectro similar ao reportado na literatura. Finalmente, os MUAPs obtidos resultavam com formas de onda e espectros similares ao descrito na literatura. Além disto, em certos casos, obtiveram-se MUAPs com indentações, seja localizando as junções neuromusculares em bandas da ordem de 1 mm de espessura, seja quando o tempo de atraso axonal foi considerado junto com a velocidade de condução da FB em função da raiz quadrada do diâmetro da FB. Foram feitas simulações para os MG e *bíceps braquial* do homem. Neste último caso, foram obtidos MUAPs similares aos captados para pessoas saudáveis, e foi observada a frequência de disparos dos potenciais de ação do motoneurônio no espectro do MUAP. Quanto às formas dos agrupamentos das FBs em uma MU, não se obtiveram diferenças significativas para as FBs posicionadas homogênea e aleatoriamente, exceto uma ligeira variação nas amplitudes. No entanto, ocorreu uma mudança na faixa espectral, quando as FBs estavam concentradas.

Palavras chave: Fibra muscular (FB), Unidade motora (MU), Potencial de ação de unidade motora (MUAP).

ABSTRACT

MUGRUZA VASSALLO, C. A. **Mathematical modeling and simulation of motor unit action potentials**. 2006. 115f. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

This work presents the mathematical model and simulation of motor unit action potentials of vertebrate muscles aiming at after simulation of the electromyogram. To obtain this, initially, it was made a compilation of several data about the distribution of muscle fibers (FBs) in motor units (MUs) of many muscles, and the mathematical models of the action potential of a single FB (SFAP) and MU (MUAP), reported in previous works. On the basis of this physiological data, first, the FB was located in a muscle, using an approximation in which the FBs are encircled with other six FBs in the muscle. To reach this, concentric hexagons were constructed to build the surface of the MU, and later the FBs were situated in the MU, covering a range between 75 and 2000 FBs, corresponding to mammals extremity muscles. Later, a new approximation were made in order to distribute the 170000 FBs in the 272 MUs of the medial head of muscle medialis gastrocnemius (MG) of the cat, reaching, in a first simulation, the localization of almost 70% of the FBs at each MU. With the FBs already allocated in the muscle, and based in data of previous works, their axonal delay were approximated by a gaussian distribution, with mean of 2 ms (cat) or 10 ms (man) and standard deviation of less than 0,5 ms, discarding the axonal delay in the axonal branching, that were estimated to affect up to 29 times less. To SFAP generation, two models were used, the first analytical, resulting in delayed numerical simulations, and the other based on convolution of the second derivate of the current with a weight function, where the length of the FBs was imaginarily duplicated, in order to consider the end fiber effect. Using this, a simulation time 30 times lesser than the analytical one was obtained. Additionally, so as to simulate the external recording (i.e. in the skin), it was made an approximation to the function that models the circular shape surface electrodes located at distances greater than 1,79 mm of the FBs, showing a similar spectrum reported. Finally, the waves and spectrum of the simulated MUAPs resulted similar to the ones reported in the literature. Beyond this, in certain cases, MUAPs were simulated with some tuned, either locating the neuromuscular junctions with thickness bands of 1 mm, or, when the axonal delay and the FB muscle fiber conduction velocity were considered as a function of the square root fiber diameter. This was simulated for MUAPs of MG and *biceps brachii* muscles of human beings, in the last case it has reached the waveforms and tuned found in healthy subjects, and it was visualized the mean frequency of firing rate at the spectrum. In order to know how much affects grouping for the FBs to waves a MU, they were not found significant differences with FBs located homogeneously and randomly, except a little variation in the amplitude of the MUAP. However, they presented a change in the spectral bandwidth when the FBs are more concentrated.

Keywords: Muscle fiber (FB), Motor Unit (MU), Motor unit action potential (MUAP).

Encontrar a ocasional palha da verdade imersa em um grande oceano de confusão e encantamento requer inteligência, vigilância, dedicação e a coragem. Mas se nós não praticarmos esses fortes hábitos do pensamento, nós não podemos esperar resolver os problemas verdadeiramente sérios que nos venham - e nós arriscamos em transformar-nos em uma nação de tolos, levados pelas garras do próximo charlatão que vem.

Finding the occasional straw of truth awash in a great ocean of confusion and bamboozle requires intelligence, vigilance, dedication and courage. But if we don't practice these tough habits of thought, we cannot hope to solve the truly serious problems that face us -- and we risk becoming a nation of suckers, up for grabs by the next charlatan who comes along.

Carl Sagan

ÍNDICE GENERAL

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	MOTIVAÇÃO.....	1
1.2	ESTADO DA ARTE	2
1.3	OBJETIVOS	5
1.4	EMG EM FUNÇÃO DOS MUAPs.....	6
1.5	UMA BREVE SÍNTESE DO SIMULADOR DA MEDULA ESPINHAL DO LEB.....	8
2	DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS MUSCULARES NAS UNIDADES MOTORAS.....	11
2.1	MÚSCULOS EM ESTUDO.....	12
2.2	FIBRAS MUSCULARES (FB).....	14
2.2.1	GENERALIDADES.....	14
2.2.2	CLASSIFICAÇÃO.	14
2.2.3	ÂNGULO DE PENAÇÃO E COMPRIMENTO DAS FBs.	15
2.2.4	DIÂMETROS DAS FIBRAS MUSCULARES.....	17
2.3	UNIDADES MOTORAS (MU).....	17
2.4	DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS FF.	20
2.5	DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS FR.....	21
2.6	DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS S.	21
2.7	SUPOSIÇÕES PARA A MODELAGEM.	22
2.8	SIMULAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FBs NUMA MU.	30
2.8.1	SIMULAÇÃO ESTOCÁSTICA.....	30

2.8.2	PARÂMETRO DE CONTROLE: MÍNIMO NÚMERO DE FIBRAS RADIALMENTE (MINnFBr).....	32
2.9	SIMULAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FBs NUM MÚSCULO.	36
3	ATRASO TEMPORAL DEVIDO À PROPAGAÇÃO NOS AXÔNIOS E FIBRAS MUSCULARES.	39
3.1	ATRASO TEMPORAL DO POTENCIAL DE AÇÃO AO LONGO DA FIBRA MUSCULAR.....	39
3.1.1	MODELAGENS EXISTENTES A SEREM APLICADAS.	40
3.1.1.1	MODELO TEÓRICO DE BUCHTAL (1955b)	40
3.1.1.2	MODELO EXPERIMENTAL-TEÓRICO DE HÅKANSSON-NANDEDKAR (1966, 1983).....	41
3.1.2	MODELAGEM DO ATRASO TEMPORAL DA FIBRA.....	41
3.2	ATRASO TEMPORAL DO POTENCIAL DE AÇÃO AO LONGO DO AXÔNIO DO MOTONEURÔNIO.	42
3.2.1	ATRASO TEMPORAL DO POTENCIAL DE AÇÃO AO LONGO DO AXÔNIO.....	43
3.2.2	ATRASO DEVIDO À RAMIFICAÇÃO NA PARTE FINAL DO AXÔNIO.	46
3.2.3	ATRASO DEVIDO À JUNÇÃO NEUROMUSCULAR.....	49
3.2.4	ATRASO TOTAL NO MOTONEURÔNIO.	50
4	GERAÇÃO DO POTENCIAL DE AÇÃO DE UMA FIBRA MUSCULAR.....	52
4.1	POTENCIAL DE AÇÃO INTRACELULAR.....	52
4.2	POTENCIAL DE AÇÃO CAPTADO EXTRACELULARMENTE (SFAP).....	52

4.2.1	MODELO DE ROSENFALCK (1969)	53
4.2.1.1	MÉTODO	53
4.2.1.2	IMPLEMENTAÇÃO E RESULTADOS.....	54
4.2.1.3	NÚMERO DE OPERAÇÕES.....	57
4.2.2	MODELO DE CONVOLUÇÃO MODIFICADO	58
4.2.2.1	MÉTODO	58
4.2.2.2	IMPLEMENTAÇÃO E RESULTADOS.....	62
4.2.2.3	NÚMERO DE OPERAÇÕES.....	63
4.3	POTENCIAL DE AÇÃO CAPTADO PELOS ELETRODOS (SFAP _E)... 64	
4.3.1	MODELAGEM MATEMÁTICA DOS ELETRODOS	64
4.3.2	MÉTODO PARA O CÁLCULO DO SFAP _E	68
4.3.3	IMPLEMENTAÇÃO E RESULTADOS	68
4.3.3.1	ELETRODOS NO MÉTODO DE ROSENFALCK.....	68
4.3.3.2	ELETRODOS NO MÉTODO DE CONVOLUÇÕES MODIFICADO.	70
5	CÁLCULO DO POTENCIAL DE AÇÃO DA UNIDADE MOTORA (MUAP).73	
5.1	SIMULAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS MUSCULARES NA UNIDADE MOTORA.....	73
5.2	PARÂMETROS DE SIMULAÇÃO DOS MUAPs.....	77
5.3	SIMULAÇÃO DOS MUAPs.	79
5.3.1	MODELO DE MILLER-LARSSON (1986)	79
5.3.2	MODELO DE CONVOLUÇÕES MODIFICADO	84
5.3.3	ANÁLISE DA VARIAÇÃO DAS LOCALIZAÇÕES DAS NMJs, DA FAIXA DE FREQUÊNCIAS, E DAS FORMAS DOS MUAPs.	89

5.3.4	ANÁLISE DA VARIAÇÃO DOS TEMPOS DE ATRASO DOS MOTONEURÔNIOS EM CONJUNTO COM A VELOCIDADE DE CONDUÇÃO DA FIBRA MUSCULAR E AS FORMAS DOS MUAPs.	93
5.3.4.1	SIMULAÇÕES DO MUAP PARA O MG	95
5.3.4.2	SIMULAÇÕES DO MUAP PARA O <i>BÍCEPS BRAQUIAL</i>	97
5.4	GERAÇÃO DE TRENS MUAP.	100
5.4.1	MUAPT DO MÚSCULO <i>BÍCEPS BRAQUIAL</i> DO HOMEM.	100
5.4.2	MUAPT DO MÚSCULO <i>MG</i> DO HOMEM.	103
5.4.2.1	INSTANTES DE OCORRÊNCIA DOS APs FORNECIDOS PELO SIMULADOR DO LEB	103
5.4.2.2	INTERVALOS ENTRE INSTANTES DE OCORRÊNCIA GERADOS COM DISTRIBUIÇÃO GAUSSIANA.....	105
5.5	CÁLCULO DE VARIOS MUAPs	108
6	CONCLUSÕES.....	110
7	BIBLIOGRAFIA.....	111

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 Tempo total de simulação $T_C(s)$ para o simulador da medula espinhal que gerará T_N (ms) de duração de eventos neurais.....	10
Tabela 2 Dados dos comprimentos das FBs, ângulos de penetração e comprimento dos músculos VL, MG e LG para o homem.	16
Tabela 3 Diâmetros das fibras musculares (FBs) em algumas espécies.....	17
Tabela 4 Síntese de resultados dos experimentos de Feinstein <i>et al.</i> (1955) para seres humanos.....	17
Tabela 5 Distribuição percentual das fibras FF, FR, FI e S e os números de unidades motoras entre LG, MG, SOL no homem, gato e rato.....	19
Tabela 6 Resultados dos cálculos dos parâmetros para a modelagem hexagonal para vários músculos.	25
Tabela 7: Velocidades médias dos axônios dos motoneurônios FF, FR e S no rato e no gato.	43
Tabela 8 Tempo de atraso axonal (t_{d,AX_MN}) ao longo do axônio sem ramificação estimado neste trabalho baseado na Tabela 7	45
Tabela 9 Diâmetros extraídos levando em conta uma propagação bidimensional da ramificação axonal do frango embrionário.	47
Tabela 10 Tempos de atrasos desde a geração dos sinais nos axônios dos motoneurônios até a geração do SFAP ($t_{d,AXON}$) nas fibras tipo FF, FR e S no gato, o rato, e o ser humano estimados neste trabalho.	50
Tabela 11 Número de operações realizadas por cada cálculo no método de Miller-Larsson.....	57

Tabela 12 Valores dos parâmetros anatômicos assumidos no modelo (Adaptada e acrescentada da Tabela 1 de Miller-Larsson, 1986)	74
Tabela 13 Tempos de execução para os cálculos do MUAP, seguindo a metodologia de Miller-Larsson, no MatLab como intérprete	84
Tabela 14 Tempos de execução para os cálculos do MUAP, seguindo a modificação feita ao método das convoluções, no MatLab como intérprete	89

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Árvore de problemas do controle motor humano, ressaltando uma generalização do trabalho a ser desenvolvido.	1
Figura 2 Soma dos MUAPs das “n” unidades motoras para obter o EMG (unipolar ou diferencial). Em linha tracejada se ressalta a parte associada a esta dissertação.	6
Figura 3 Estudo da interação do motoneurônio com uma fibra muscular.	7
Figura 4 Estudo do músculo em concordância com a modelagem matemática para propor o desenvolvimento do simulador. MU: Unidade motora. MUAP: Potencial de ação da unidade motora. MUAPT: Trem temporal de MUAP. ..	8
Figura 5 Adaptação da Figura 2 do Cisi (2002) para explicar a parte que será acrescentada no simulador. AP: Potencial de ação do motoneurônio.....	9
Figura 6 Resultado dos padrões de disparos gerado pelo simulador da rede de motoneurônios (MN) e das células de Renshaw (CR) em escala temporal	10
Figura 7 Diagrama de uma das unidades motoras típicas do gato, incluindo o motoneurônio sobre a medula espinhal (Figura adaptada da figura 1 de Burke, 1981).....	11
Figura 8 Desenho dos músculos faciais mostrando as localizações das NMJ (Adaptada da Figura 2 de Happak <i>et al.</i> , 1997).	12
Figura 9 Comparação das distintas arquiteturas dos músculos, indicando-se as bandas das junções neuromusculares (NMJ). Adaptada da figura 5 de Paul (2001).	13

Figura 10 Comparação entre o músculo MG do rato, do gato e do homem. ^{R1}

Dados extraídos de dezoito ratos (Kadhiresan *et al.*, 1996). ^{R2} Dados extraídos de quatro ratos (Prodanov *et al.*, 1996). ^{G1} Dados estimados do gato (Burke e Levine *et al.*, 1973b). ^{H1} Dados extraídos de três pessoas (Wickiewicz *et al.*, 1983). ^{H2} Dados extraídos de duas pessoas (Friederich e Brand, 1990). 16

Figura 11 Posições anatômicas da cabeça medial do músculo *gastrocnêmio* (MG) (A). Para o gato ressaltado pela linha tracejada, do *flexor longo dos dedos* (FDL) e o *tibial posterior* (TP) (Adaptada da Figura 2 do McDonagh *et al.*, 1980) (B). Para o homem ressaltado pela linha tracejada (Adaptada da Figura 1262 do Putz e Pabst, 1993) 18

Figura 12 Reconstrução de uma unidade motora FF no MG no gato (Adaptada da Figura 13 de Burke, 1981, idêntica do trabalho de 1973, mas com escala milimétrica)..... 20

Figura 13 Reconstrução de uma unidade motora FR no MG no gato (Adaptada da figura 2 de Burke e Levine, 1973b)..... 21

Figura 14 Reconstrução da unidade motora S no MG no gato (Adaptada da figura 3 de Burke e Levine, 1973b)..... 22

Figura 15 Modelo inicial do músculo adotado para as localizações das FBs e MUs nos músculos a estudar..... 23

Figura 16 Localização das primeiras 19 fibras musculares (FB) em 2 hexágonos (u camadas) concêntricos com base nos 6 vetores (V1, V2, V3, V4, V5 e V6) 27

Figura 17 Distribuição hexagonal para o caso do gato (170000 FB). Mostra uma ampliação do retângulo entrelinhado. FB: Fibra muscular	28
Figura 18 As distribuições das FBs nas MUs FF, FR e S a serem levadas para o simulador. Note-se em (A) as distâncias de cada faixa 4,21; 1,92; 0 (referência); -1,37; -2,82 de acordo com a digitalização feita com erro de 0,04 mm (vide texto)	30
Figura 19 Geração das distribuição das fibras musculares (FBs) em cada hexágono concêntrico para a mesma unidade motora (MU) neste caso assumida em 450 FBs.	31
Figura 20 Distribuição aleatória das FBs seguindo a distribuição Gaussiana gerada para cada hexágono concêntrico.	32
Figura 21 Comparação de distintas gerações para a distribuição de 310 FBs com um raio de ação de 2,8 mm de lado com base na modificação do parâmetro mínimo número de fibras (MINnFBr) para (A) 0 (caso não controlado), (B) 3 (C) 6 (D) 9	33
Figura 22 Distribuição das 132, 188, 243 e 311 FBs numa MU e distribuição calculada das distancias entre fibras, para a comparação com o músculo TA do gato.	34
Figura 23 Comparação de distintas gerações para a distribuição de 2000 FBs com um raio de ação de 2,8 mm de lado com base na modificação do parâmetro mínimo de fibras (MINnFBr) para (A).0 (caso não controlado), (B). 7(C). 14 (D). 21	35
Figura 24 Distribuição para 271 MUs músculo MG do gato seguindo a metodologia do cálculo de MU discutida. Os eixo estão em milímetros.	38

Figura 25 Valores da velocidade de condução para fibras intermédias (FF) e rápidas (FF) para 3 grupos de pessoas do músculo <i>bíceps braquial</i> do ser humano. Valor médio $\pm$ S.D. é colocado à directa de cada histograma.	40
Figura 26 Histogramas das velocidades de condução de axônios que inervam os 3 principais tipos de fibras musculares das unidades motoras do músculo <i>gastrocnêmio</i> do gato. (Adaptada da figura 6 de Burke e Tsairis, 1973b)... ..	45
Figura 27 Padrões de arborização axonal da literatura (A)Padrão de arborização axonal do SOL do rato (Adaptada da Fig 1 do Tomas <i>et al.</i> , 1992) (B). Coloração da arborização axonal do <i>sartorius</i> e anterior <i>iliotibialis</i> (Adaptada da Fig 1.A de Tang e Landmesser (1993)).....	49
Figura 28 Esquema das suposições do axônio e a junção neuromuscular que atinge para o exemplo 3 fibras musculares (FBs)	51
Figura 29 Potencial de ação captado extracelularmente.....	55
Figura 30 Simulação do SFAP para 1 mm de distância do eixo da FB pelo método de Miller-Larsson (1985). Velocidade de condução 5 m/s. (A). Simulação do SFAP unipolar. (B). Captação diferencial a 10 mm de distancia entre 2 pontos (20 e 30 mm da junção neuromuscular respectivamente). (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerado em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerado em (B)	56
Figura 31 Simulação do SFAP para 5 mm de distância do eixo da FB pelo método de Miller-Larsson (1985). Velocidade de condução 5m/s. (A). Simulação do SFAP unipolar. (B). Captação bipolar a 10 mm de distancia entre 2 pontos (20 e 30 mm da junção neuromuscular respectivamente).	

(C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B)	57
Figura 32 Figuras geradas pelo método de convoluções. Os gráficos foram convertidos de espaço para tempo.....	60
Figura 33 Convolução de sinais retangulares. (A). Sinal que mediante a composição de três retângulos modela a corrente. (B). Sinal que mediante um retângulo modela a função de peso. (C). Convolução dos sinais anteriores. (D). Convolução dos sinais anteriores com o dobro o número de pontos.....	61
Figura 34 Explicação do método implementado para fazer um teste das simulações dos potenciais de ação das fibras musculares. Localização da NMJ a 40 mm do início da fibra muscular. O ponto de captação fica a 60 mm do início da fibra muscular.	62
Figura 35 Simulação do SFAP para 1 mm de distância do eixo da FB (A). Simulação do SFAP unipolar feita em base à modificação feita ao modelo de Duchêne e Hogrel (B). Pontos de captação a 10 mm de distancia entre eles (60 e 70 mm do início da FB respectivamente), para um SFAP para 1 mm fora do eixo da FB. (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B).....	63
Figura 36 Simulação do SFAP para 5 mm de distância do eixo da FB (A). Simulação do SFAP feita em base à modificação feita ao modelo de Duchêne e Hogrel (B). Pontos de captação a 10 mm de distancia entre eles	

(60 e 70 mm do início da FB respectivamente), para um SFAP para 1 mm fora do eixo da FB. (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B).....	64
Figura 37 Simulação do Eletrodo. (A) Da serie temporal construída com a transformada inversa de Fourier (B) Da função de transferência. (C) Do valor absoluto da função de transferência expressado em dB.	67
Figura 38 Captação do SFAP com eletrodos de superfície de 8 mm de diâmetro e separados 10 mm entre eles para o método de Miller-Larsson situados a 1 mm da fibra muscular	69
Figura 39 Captação do SFAP com eletrodos de superfície de 8 mm de diâmetros para o método de Miller-Larsson situados a 5 mm da fibra muscular.....	70
Figura 40 Captação do SFAP com eletrodos de superfície de 8 mm de diâmetro sobre a modificação do método da convolução localizado 1 mm longe da fibra muscular.....	71
Figura 41 Captação do SFAP com eletrodos de superfície de 8 mm de diâmetro sobre a modificação do método da convolução localizado 5 mm longe da fibra muscular.....	72
Figura 42 Comparação das distintas secções transversais das distribuições das FBs que serão simuladas para uma MU do músculo TA do gato. Unidades de medida em [mm]. (A): Adaptada da figura 3.D de Bodine-Fowler <i>et al.</i> (1990) com uma aproximação das dimensões (B): Geração da distribuição da MU com os hexágonos uniformes. (C): Geração da distribuição da MU com os uma função aleatória bidimensional. (D): Geração da distribuição da	

MU com os hexágonos e a escolha dos FBs em forma aleatória com MINnFBr = 6.....	75
Figura 43 Simulação das 3 escolhas para as distribuições das 1000 FBs na MU (A). Hexagonal uniforme (B). Aleatória bidimensional (C). Aleatória sobre os hexágonos, sem parâmetro de controle (MINnFBr = 0).	76
Figura 44 Simulação das 3 escolhas para as distribuições das 75 FB na MU (A). Hexagonal uniforme (B). Aleatória bidimensional (C). Aleatória sobre os hexágonos, sem parâmetro de controle (MINnFBr = 0).	77
Figura 45 Criação do vetor do potencial de ação da fibra muscular “i” (SFAP(i)) (A): Com o deslocamento da NMJ para fazer a somatória e obter o MUAP. (B): com o deslocamento da NMJ e do atraso axonal para fazer a somatória e obter o MUAP.....	78
Figura 46 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitas com base no método analítico. E suas transformadas para 75 FBs do mesmo tipo (caso SOL do rato). O diâmetro de cada FB é 40 μ m, a velocidade de condução é 5m/s, a captação é feita 5 mm do eixo central. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0.....	80
Figura 47 Comparação das simulações numérica de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm, feitas com base no método analítico para os casos unipolar e diferencial para as 310 FBs do mesmo tipo (similar ao TA do gato), a velocidade de condução é 5m/s. O diâmetro	

de cada fibra muscular é $44\mu\text{m}$. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com $\text{MINnFBr} = 0$ 81

Figura 48 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitas com base no método analítico e suas transformadas para 1000 fibras musculares do mesmo tipo (similar ao SOL do homem). O diâmetro de cada fibra muscular é $56\mu\text{m}$. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com $\text{MINnFBr} = 0$ 82

Figura 49 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para 2000 FBs (similar ao MG do homem). Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com $\text{MINnFBr} = 0$ 83

Figura 50 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para 75 FBs do mesmo tipo (similar ao SOL do rato), a velocidade de condução é 5m/s. O diâmetro de cada fibra muscular é $40\mu\text{m}$. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com $\text{MINnFBr} = 0$ 85

Figura 51 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para as distintas distribuições das 311 FBs (similar ao TA do gato) na MU 5 mm longe do centro do eixo da MU. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0..... 86

Figura 52 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para 1000 FBs do mesmo tipo (similar ao SOL do homem), a velocidade de condução é 5m/s. O e cada fibra muscular é 56 μ m. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0. 87

Figura 53 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para as distintas distribuições das 2000 FBs (MG do homem) na MU 5 mm longe do centro do eixo da MU. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0..... 88

Figura 54 Simulação do MUAP para 75 fibras musculares (FB) do mesmo tipo (caso *SÓLEO* do rato). O diâmetro de cada fibra muscular é 40 μ m, a velocidade de condução é 5m/s, a captação é feita 5 mm fora do eixo

central. (A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Rosenfalck modificadas por Plonsey e simuladas por Miller-Larsson (B) MUAP diferencial com pontos de captação a 10 mm de distancia entre eles (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FB. 90

Figura 55 Simulação do MUAP para 1000 fibras musculares do mesmo tipo (caso *SÓLEO* do homem). O diâmetro de cada fibra muscular é 56 μ m. (A). Simulação do MUAP para 5 mm de distância do eixo da MU seguindo as equações de Rosenfalck modificadas por Plonsey e simuladas por Miller-Larsson, a velocidade de condução é 5m/s (B) MUAP diferencial com pontos de captação a 10 mm de distancia entre eles (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs. 91

Figura 56 Simulação do MUAP para 75 fibras musculares (FB) do mesmo tipo (caso *SOLE* do rato), a velocidade de condução é 5m/s. O diâmetro de cada fibra muscular é 40 μ m. 92

Figura 57 Simulação do MUAP para 1000 fibras musculares do mesmo tipo (caso *SÓLEO* do homem). O diâmetro de cada fibra muscular é 56 μ m. 93

Figura 58 MUAPs simulados para o *bíceps braquial* do homem (A e B). E MUAPs obtidos experimentalmente, com eletrodos de captação de agulha

0,3 mm fora do território da MU. Figura adaptada da Figura 2 do Dumitru <i>et al.</i> (1999). * ¹ Indentação. * ² indentação com um platô	94
Figura 59 (A). Histograma dos diâmetros gerados com base nos dados de Feinstein <i>et al.</i> (1955). (B). Histograma das posições utilizadas para as junções neuromusculares (NMJ).	95
Figura 60 Distintos MUAPs monopolares gerados para 2000 FBs como o caso do MG do homem, levando em conta a modelagem estocástica feita. Variação da aleatoriedade no tempo de atraso axonal de 1 ms.	96
Figura 61 Distintos MUAPs gerados para 2000 FBs como o caso do MG do homem, levando em conta a modelagem estocástica feita. Variação do desvio padrão para o atraso axonal 0,3 ms.....	97
Figura 62 istintos MUAPs monopolares (sinais contínuos) ou bipolares (sinais tracejados) de captação pontual (em azul) e com eletrodode disco (em vermelho)a 25 e 30 mm das NMJs gerados para 301 FBs para 0,3 mm fora da zona de ação da MU, como no caso da MU do músculo <i>biceps brachii</i> do homem, levando em conta a modelagem estocástica feita. Variação da aleatoriedade no tempo de atraso axonal de $\pm 0,25$, $\pm 0,5$, $\pm 1,5$ e ± 2 ms.	98
Figura 63 Distintos MUAPs monopolares (sinais contínuos) ou bipolares (sinais tracejados) de captação pontual (em azul) e com eletrodo (em vermelho) de 4 mm de diâmetro (linhas tracejadas) a 25 e 30 mm das NMJs gerados para 301 FBs para 0,3 mm fora da zona de ação da MU, como no caso da MU do músculo <i>bíceps braquial</i> do homem, levando em conta a modelagem estocástica feita. Variação da aleatoriedade no tempo de atraso axonal é gaussiana de S.D. $\pm 0,17$, $0,25$, $0,33$ e $0,5$ ms.....	99

Figura 64 Geração e simulação do MUAPT de 600 FBs (similar ao *bíceps braquial* do homem). (A). Histograma com distribuição gaussiana de $\mu = 20$ ms e $\sigma = 4,36$ ms. (B). Instantes de ocorrência dos 50 APs no axônio eferente. (C). MUAPT diferencial criado com base em um MUAP de referência simulado seguindo o método analítico de Miller -Larsson. (D) Transformada de Fourier para o MUAPT amostrado em (C) para 20 mm de separação dos pontos..... 101

Figura 65 Comparação entre as transformadas de Fourier para os MUAPTs do *bíceps braquial* do homem nos instantes dos 50 APs com $\mu = 20$ ms e $\sigma = 4,36$ ms Sem levar(A), e levando em conta (B) a modelagem do eletrodo de superfície. Os ei 102

Figura 66 Comparação entre as transformadas de Fourier para os MUAPTs do *bíceps braquial* do homem nos instantes dos 2000 APs com $\mu = 20$ ms e $\sigma = 4,36$ ms Sem levar(A), e levando em conta (B) a modelagem do eletrodo de superfície. Neste caso os espectros em vermelho foram obtidos com janelas de Hanning cada 0,1 s 103

Figura 67 Geração e simulação do MUAPT de 2000 FBs (similar ao *MG* do homem). (A). Histograma com simulador da medula espinhal (Cisi, 2002). (B). Instantes de ocorrência dos APs no axônio eferente. (C). MUAPT criado a partir do MUAP de referência simulado seguindo o método analítico de Miller -Larsson. (D) MUAPT criado a partir do MUAP_E de referência simulado seguindo o método analítico de Miller -Larsson..... 104

Figura 68 Comparação entre as transformadas de Fourier para os MUAPTs do *MG* do homem baseado no simulador da medula espinhal (Cisi, 2002) sem

levar(A), e levando em conta (B) a modelagem do eletrodo de superfície com 20 mm de separação.	105
Figura 69 Geração e simulação do MUAPT de 2000 FBs (similar ao <i>GM</i> do homem). (A). Histograma com distribuição gaussiana de $\mu = 20$ ms e $\sigma = 4,36$ ms. (B). Instantes de ocorrência dos APs no axônio eferente. (C). MUAPT criado em base do MUAP de referência simulado seguindo o método analítico de Miller -Larsson. (D) Transformada de Fourier para o MUAPT criado para 20 mm de separação dos pontos.	106
Figura 70 Comparação entre as transformadas de Fourier para os MUAPTs do MG do homem nos instantes dos APs com $\mu = 20$ ms e $\sigma = 4,36$ ms Sem levar(A), e levando em conta (B) a modelagem do eletrodo de superfície.	107
Figura 71 Relação esperada entre os tempos de simulação (T_C) e a duração de eventos simulada (T_N) do simulador existente para um MN e o MUAP.....	109

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AHP – hiperpolarização após o potencial de ação (do inglês *after-hyperpolarization potential*).

AU – unidade arbitrária (do inglês *arbitrary units*).

AP – potenciais de ação (do inglês *action potentials*).

FB – fibras musculares de uma unidade motora.

FB(1) posição da primeira fibra muscular

EDL – extensor digitorum longus

EMG – eletromiograma.

i_{vc} – variável utilizada para indicar o sub-índice de um dos vetores $\vec{V}_1$, $\vec{V}_2$, $\vec{V}_3$, $\vec{V}_4$, $\vec{V}_5$ e $\vec{V}_6$

L7 – segmento da medula espinal onde saem os motoneurônios do nervo tibial.

LEB - Laboratório de Engenharia Biomédica - Escola Politécnica - Universidade de São Paulo - Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle

LG – cabeça lateral do músculo *gastrocnêmio* (do inglês *lateral gastrocnemius* ou latim *caput laterale gastrocnemius*).

MFCV – velocidade de condução da fibra muscular (do inglês *muscle fiber conduction velocity*).

MFL – comprimento da fibra muscular.

MG – cabeça medial do músculo *gastrocnêmio* (do inglês *medial gastrocnemius* ou latim *caput mediale gastrocnemius*).

MSEE - erro médio quadrático de estimação (do inglês *mean-squared estimation error*)

MU – unidade motora (do inglês *motor unit*).

MUAP – potencial de ação da unidade motora (do inglês *motor unit action potential*).

MUAPT – trens de potenciais de ação da unidade motora (do inglês *motor unit action potential train*).

MN – motoneurônio.

n – variável usada para contagem de número de hexágonos concêntricos.

n_{hx} – numero de hexágonos concetricos.

NMJ – junção neuromuscular (do inglês *neuromuscular junction*).

S.D. – desvio padrão (do inglês *standard deviation*)

SFAP – potencial de ação da fibra muscular (do inglês *single fiber action potential*).

SFAP_E – potencial de ação da fibra muscular captado pelo eletrodo.

SEMG – eletromiograma de superfície.

SOL – músculo *Sóleo*.

TA – músculo *Tibialis Anterior*.

T_C - tempo de simulação

T_N - duração de eventos simulada

$t_{d,MN}$ – tempo de atraso para o motoneurônio

$t_{d,FB}$ – tempo de atraso para a fibra muscular

$t_{d,AXON}$ – tempo de atraso total no axônio do motoneurônio

t_{d,AX_MN} – tempo de atraso no axônio do motoneurônio sem as ramificações.

$\vec{V}_1$, $\vec{V}_2$, $\vec{V}_3$, $\vec{V}_4$, $\vec{V}_5$ e $\vec{V}_6$ - Vetores bidimensionais usados para criar as posições transversais dos centros das fibras musculares

t_{d,RA_MN} – tempo de atraso na ramificação do axônio do motoneurônio

v_{AX_MN} – velocidade de condução do AP no axônio do motoneurônio.

v_{FB} – velocidade de condução do SFAP na fibra muscular.

V_m – potencial de membrana.

$\varnothing_{FB}$ – diâmetro da fibra muscular

$\varnothing_{MN}$ – diâmetro do motoneurônio.

1 INTRODUÇÃO

Muitos experimentos que estudam o controle motor em seres humanos e em animais necessitam de um suporte teórico-computacional que permita testar as várias hipóteses para os quais os resultados experimentais apontam. Visando prover uma ferramenta computacional de auxílio ao pesquisador em controle motor, o Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (LEB-EPUSP) vem desenvolvendo nos últimos anos um simulador de redes neuronais da medula espinhal associadas ao músculo *gastrocnêmio* do gato, em Visual C++ (Cisi, 2002).

1.1 MOTIVAÇÃO.

Para ajudar na compreensão do controle motor humano é necessário entender o funcionamento das várias redes neuronais envolvidas, das fibras musculares inervadas pelos neurônios, e dos sinais das vias neuronais descendentes. Também é necessária a realização de experimentos apropriados para o entendimento das estruturas anteriores (vide Figura 1).

Figura 1 Árvore de problemas do controle motor humano, ressaltando uma generalização do trabalho a ser desenvolvido.

O simulador sendo idealizado servirá para ajudar nessa compreensão. Como a simulação dos grupos de redes neuronais do músculo *gastrocnêmio* já foi desenvolvida anteriormente (Cisi, 2002), agora se pretende incorporar a dinâmica dos eventos eletrofisiológicos das fibras musculares inervadas pelos

motoneurônios. Ou seja, pretende-se modelar matematicamente a geração dos potenciais de ação das unidades motoras (MUAPs).

A literatura apresenta publicações a respeito da simulação de redes de neurônios que ativam e controlam o próprio músculo *gastrocnêmio* (Maltenfort; Heckman; Rymer, 1998; Uchiyama; Johansson; Windhorst, 2003a, 2003b), mas não existem simulações para as fibras musculares acopladas à rede de neurônios deste músculo.

Dentre as técnicas que permitem avaliar desde os comportamentos das fibras musculares até os aspectos do controle motor humano, destaca-se a técnica de eletromiografia que estuda o sinal de eletromiograma (EMG). A eletromiografia de superfície é uma maneira relativamente simples, não invasiva e razoavelmente específica para avaliar a ativação de músculos superficiais.

O sinal de eletromiograma de superfície (SEMG) depende de um grande número de parâmetros anatômicos e fisiológicos. Para extrair a informação precisa do sinal de SEMG, é necessário ter uma compreensão adequada dessas relações anátomo-fisiológicas. Uma das maneiras de melhorar a compreensão é com o uso de modelos e simulações (McGill, 2004), e a outra é com a análise de dados. Nesta dissertação, o caso o objetivo é de propor um modelo de geração dos MUAPs superficiais, que seja adequado para o músculo *gastrocnêmio*, e que esteja em concordância com sua anatomia e fisiologia.

1.2 ESTADO DA ARTE

O estudo matemático da geração do EMG e dos MUAPs pode se dividir em 4 formas (Stashuk, 1993):

1. Esforços que envolvem representações matemáticas centradas nas propriedades estatísticas e espectrais dos sinais EMG e dos MUAPs detectados, que podem ser encontrados nos seguintes trabalhos:

Lindström e Magnusson (1977) mostraram o espectro de potência experimental de uma unidade motora (MU) simples do *bíceps braquial* para 4 cm de

separação entre os eletrodos; a variação da função do filtro equivalente para captação a distâncias variáveis de uma fibra muscular; a função de transferência do eletrodo tendo como parâmetros a velocidade de condução e a separação dos eletrodos; e a função de transferência da somação entre 10 e 1000 fibras para uma unidade motora.

Parker, Stuller e Scott (1977) apresentaram uma modelagem de geração de sinal diferencial baseada em dois cálculos de coeficientes de peso com um retardo associado para um dos dois sinais, levando em conta que a função de autocovariância é independente do nível de contração do músculo.

Park e Meek (1995) aplicaram um filtro adaptativo minimizando o erro quadrático médio de estimação (MSEE) de banda baixa (de 3 Hz até 500 Hz) de primeira ordem no sinal de EMG para controle protético e estimação da força. As variáveis adaptadas foram a constante de tempo para diferentes níveis de contração e a derivada normalizada da saída do filtro

2. Estimação analítica da forma de onda do MUAP juntamente com os disparos simulados dos potenciais de ação neurais.

Person e Libkind (1969) estudaram a ativação assíncrona e síncrona das MUs, com uma modelagem de MUAPs diferenciais baseada em funções triangulares, e uma função gaussiana para gerar os intervalos entre os potenciais de ação. Analisaram a relação entre parâmetros associados ao padrão de interferência e ao espectro durante a sincronização experimental, que era de 20% do total das MUs. A simulação foi feita para 40 MUs, tentando compará-la com o músculo *bíceps braquial* do homem.

Agarwal *et al.* (1975) modelaram o EMG gerado por uma MU como a saída de um filtro passa-faixa centrado em baixas frequências em cuja entrada há um trem de impulsos de Dirac com os intervalos entre os disparos distribuídos uniformemente. No trabalho, fez-se uma comparação com dados existente para músculos do homem.

Lago e Jones (1977) adotaram o modelo do MUAP modelado por Person e Libkind e mudaram os padrões de APs gerados pelos motoneurônios. Concluíram que a estatística desses padrões muda o comportamento do

espectro do EMG em frequências de até os primeiros 80 Hz.

Miller-Larsson (1986) apresentou o cálculo numérico feito com base em equações integráveis para unidades motoras de 75 (similar a *sóleo* do rato) e de 1000 (similar a *sóleo* do homem) fibras musculares, supondo a localização da junção neuromuscular no centro de cada fibra muscular.

Farina e Merletti (2001) propuseram um modelo de geração e detecção de EMG, levando em conta a configuração e tamanho dos eletrodos mediante filtragem bidimensional, ângulo de penetração e efeitos de fim de fibra nas fibras musculares, baseados em SFAP seguindo funções de Bessel. Não compararam com medidas experimentais.

McGill, Lateva e Xiao (2001) mostraram um modelo de MUAP captado com eletrodos de superfície, que descreve os fins de fibra e a re-polarização lenta, baseada em cálculos dos SFAPs seguindo funções Gama. Não compararam com medidas experimentais.

3. Simulação dos sinais de EMG detectados em determinados níveis de contração muscular, com base nos MUAPs isolados do EMG e disparos de potenciais de ação reais.

Nandedkar *et al.* (1986) mostraram que o padrão de interferência do EMG se incrementa com as descargas dos MUAPs de distintos tamanhos captados com eletrodos concêntricos de agulha, mas o incremento sendo menor quanto maior é o número dos MUAPs.

4. Formas detalhadas dos MUAPs individuais, baseadas na captação com eletrodos e na distribuição das fibras musculares, além da simulação dos disparos dos motoneurônios.

Nandedkar *et al.* (1988) fizeram simulações dos MUAPs supondo captação com eletrodos concêntricos, fibras musculares do *bíceps braquial* com 30 μm a 70 μm de diâmetro (5% delas com 30 μm a 40 μm , 90% delas com 40 μm a 60 μm , e o restante com 60 μm a 70 μm) e com uma distância ao eletrodo de até 2,5 mm. Foram simuladas 150 fibras musculares, ocupando um espaço com 8 mm de diâmetro, com velocidade de condução variável e localização constante

da junção neuromuscular. Observaram que a fibra muscular mais próxima contribui geralmente com mais de 60% da amplitude, e geraram MUAPs de 2 a 7 fases.

Stashuk (1993) descreveu uma técnica de simulação implementada em C, baseada em seções transversais circulares do músculo, com 2 a 8 mm de diâmetro e cujos centros das fibras musculares foram aleatoriamente distribuídos nas MUs. Os cálculos dos MUAPs individuais foram baseados nos SFAPs individuais gerados pela convolução entre uma função peso e a corrente trans-membrânica das fibras musculares. Apresentou uma simulação de 200 MUAPs a 30% de máxima contração muscular para o caso do músculo *bíceps braquial*.

Duchêne e Hogrel (2000) fizeram um modelo para geração do EMG baseados na computação dos SFAPs com convoluções similares às de Stashuk (1993), mas levando em conta duas convoluções a mais para eliminar os erros computacionais de fim de fibra. As características da modelagem novamente consideraram variações no diâmetro de cada MU, distribuição gaussiana com S.D. de 1 mm para a junção neuromuscular, distribuição gaussiana de localização dos centros das fibras musculares imersas num cilindro. Apresentaram simulações de 200 MUs com 30 FBs cada uma, e compararam o EMG gerado com uma captação de superfície para o caso do músculo *bíceps braquial*. Os eletrodos de agulha foram supostos de pontas ou cilíndricos, mas não especificaram o diâmetro.

Assim, da literatura, observa-se que não existem trabalhos que tenham combinado os padrões de disparos das redes dos motoneurônios com as localizações das FBs ou que considerem na captação de MUAPs pontual ou com eletrodos de superfície.

1.3 OBJETIVOS

O presente trabalho, tem como objetivo fazer a modelagem matemática e a simulação de mecanismos geradores de trens de MUAPs, com base em dados experimentais e em modelos da literatura especializada.

1.4 EMG EM FUNÇÃO DOS MUAPs

“O sinal de EMG é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada a um músculo em contração. É um sinal complexo, cuja forma é alterada pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, e também pelas características da instrumentação usada para sua detecção” (Basmajian; DeLuca, 1985).

O sinal eletromiográfico é captado por meio de eletrodos afixados à superfície da pele sobrejacente ao músculo, ou por eletrodos de agulha ou de fio inseridos no músculo.

O eletromiograma é uma soma algébrica dos trens temporais dos MUAPs gerados (vide Figura 2), levando em conta a captação feita pelos eletrodos.

Figura 2 Soma dos MUAPs das “n” unidades motoras para obter o EMG (unipolar ou diferencial). Em linha tracejada se ressalta a parte associada a esta dissertação.

O presente trabalho abordou a síntese ou geração de poenciais de ação, podendo ser dividido em 2 partes: a primeira, associada a uma fibra muscular (vide Figura 3) e a segunda, associada às populações de fibras musculares (vide Figura 4).

Como se mostra na Figura 3, o tratamento individual das fibras musculares consta em:

- Padrão de disparos dos motoneurônios que ativam o músculo. Esse padrão gerado pelo simulador disponível (Cisi, 2002), que será apresentado na próxima seção deste capítulo (seção 1.5)
- Tempo de propagação dos potenciais de ação no axônio eferente, que será visto no capítulo 2.
- Inervação das fibras musculares pelo axônio eferente numa distribuição dentro do músculo, que será visto no capítulo 3.
- Potencial de ação da fibra muscular (SFAP) gerado na própria fibra muscular e propagado a certa velocidade, que será visto no capítulo 4.

Figura 3 Estudo da interação do motoneurônio com uma fibra muscular.
MNI: Motoneurônio "i". SFAP: Potencial de ação da fibra muscular.

Como se mostra na Figura 4, o tratamento dos agrupamentos de fibras musculares consta em:

- Propagação anisotrópica do SFAP na fibra muscular, o que se verá no capítulo 2.

- Captação extracelular da atividade elétrica das fibras musculares, que estão agrupadas em unidades musculares (todas as fibras que são inervadas por um mesmo motoneurônio), e geram conjuntamente um potencial de ação de unidade motora (MUAP), que será estudado no capítulo 4.
- Geração de um trem temporal de MUAPs. Cada vez que o motoneurônio dispara um potencial de ação, gera-se um MUAP conseqüentemente, um trem de APs do motoneurônio forma um trem de MUPAs, que é descrito no capítulo 5.

Figura 4 Estudo do músculo em concordância com a modelagem matemática para propor o desenvolvimento do simulador. MU: Unidade motora. MUAP: Potencial de ação da unidade motora. MUAPT: Trem temporal de MUAP.

1.5 UMA BREVE SÍNTESE DO SIMULADOR DA MEDULA ESPINHAL DO LEB.

A Figura 5 ilustra a estrutura da sub-rede neuronal implementada por Cisi (2002) para o desenvolvimento inicial do simulador da medula espinhal. A proposta deste trabalho mostrada no retângulo tracejado é de fazer os arranjos

tridimensionais mais simples e a modelagem da atividade elétrica das fibras musculares para o simulador existente. Como se indica na Figura 5, algumas saídas do simulador disponível anteriormente são os sinais de entrada para este trabalho.

Figura 5 Adaptação da Figura 2 do Cisi (2002) para explicar a parte que será acrescentada no simulador. AP: Potencial de ação do motoneurônio.

Assim as variáveis de entrada para este trabalho são os padrões ou trens temporais de disparos dos potenciais de ação dos 272 motoneurônios, representados pelos tracinhos verticais na Figura 6. Os motoneurônios modelados são dos 3 tipos FF, FR e S, conforme descrito em Burke (1971), Cada motoneurônio atinge um grupo específico de fibras musculares.

Figura 6 Resultado dos padrões de disparos gerado pelo simulador da rede de motoneurônios (MN) e das células de Renshaw (CR) em escala temporal

A Tabela 1 mostra a relação entre o tempo total (T_C) que um computador leva para simular a rede de motoneurônios, em função da duração dos eventos neurais simulados (T_N). Nota-se que a relação T_C/T_N não é linear. Aparentemente, T_C aumenta assintoticamente com T_N . Eventualmente, este fato deverá ser considerado no momento de se definir a inserção da modelagem do MUAP de superfície no simulador da medula espinhal.

Tabela 1 Tempo total de simulação T_C (s) para o simulador da medula espinhal que gerará T_N (ms) de duração de eventos neurais.

Passo ms	T_C s	T_N ms	Relação de tempos	
			T_C/T_N (s/s)	$\text{Log}(T_C/T_N)$
0,05 ms	30	200	150	2,1761
0,05 ms	209	1000	209	2,3201
0,05 ms	337	1500	224,667	2,3515
0,05 ms	574	2000	287	2,4579
0,05 ms	1866	5000	373,2	2,5719
0,05 ms	2866	7500	382,133	2,5822
0,05 ms	4015	10000	401,5	2,6037

2 DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS MUSCULARES NAS UNIDADES MOTORAS.

Desde os trabalhos de Sherrington (1925, apud Burke, 1981) os pesquisadores têm enumerado muitas características, inclusive anatômicas e histoquímicas das unidades motoras (MU) e dos músculos, procurando correlacioná-las com os aspectos de organização e função dentro de uma população de fibras musculares e de um músculo.

Um esquema simples (Figura 7), mostra que o axônio de um motoneurônio da medula espinhal inerva um grupo de fibras musculares de um gato. Há vários detalhes nesta figura que devem ser analisados para que se possa obter um modelo biologicamente fidedigno (até certo grau).

Figura 7 Diagrama de uma das unidades motoras típicas do gato, incluindo o motoneurônio sobre a medula espinhal (Figura adaptada da figura 1 de Burke, 1981).

Na literatura há vários dados sobre as fibras musculares em mamíferos tais como: porco, rato, gato, e dois primatas conhecidos como *galago moholi* e *nycticebus pygmaeus*. As relações porcentuais entre os tipos de fibras foram feitas por Ariano *et al.* (1973). Além disso, há algumas para o homem (Johnson *et al.*, 1973 a,b) e o gato (Burke *et al.*, 1973 a,b). Assim vamos analisar esses e outros dados existentes sobre a distribuição necessária para fazer a modelagem das MUs.

2.1 MÚSCULOS EM ESTUDO.

Neste estudo procurou-se abordar os músculos em geral, mas o trabalho no futuro próximo terá que ter relação com a cabeça medial do músculo *gastrocnêmio* (MG) do gato, e também com o do homem. Em relação ao MG, há outros músculos cuja modelagem seria mais complicada, como os faciais (vide Figura 8) os quais são pequenos e de formas curvadas (Happak *et al.*, 1997).

Figura 8 Desenho dos músculos faciais mostrando as localizações das NMJ (Adaptada da Figura 2 de Happak *et al.*, 1997).

Dada a anatomia distinta dos músculos, enquanto a localização das junções neuromusculares (NMJ) Gwynn e Heardman em 1965 as estudaram com coloração de colinaesterase. Esse método usado depois por Wines e Hall-Craggs em 1986 para o músculo *grácil anterior* do rato permitiu localizar duas bandas das NMJs. Seguindo uma metodologia similar, Paul em 2001 mostrou uma relação crescente entre o comprimento da fibra muscular e o número de bandas das NMJs nos músculos para alguns músculos de espécies distintas, o qual se mostra na Figura 9. Ressalta-se que 3 desses músculos, no homem, no macaco e o coelho têm um comprimento da ordem de 100 mm, e também, que o comprimento do músculo afeta o padrão das bandas das junções

neuromusculares. Esses músculos são os mais simples para a abordagem deste trabalho.

Devido aos parâmetros do simulador neural da medula espinhal serem para MG do gato, cumpre-se apresentar alguns dados desse músculo que está localizado na parte posterior da perna. Há duas subdivisões: da cabeça medial (MG) e da cabeça lateral (LG), ambos sendo inervados pelo nervo tibial que também inerva outros músculos como *plantar*, *sóleo (SOL)*, *poplíteo*, *flexor longo dos dedos (FLD)* e *do hálux, tibial posterior (TP)*. O músculo *gastrocnêmio* juntamente com o *plantaris* e o *sóleo*, realiza a flexão plantar do pé (Norman, 1999).

Figura 9 Comparação das distintas arquiteturas dos músculos, indicando-se as bandas das junções neuromusculares (NMJ). Adaptada da figura 5 de Paul (2001).

Para as distribuições das fibras no músculo, Feinstein *et al.* (1955) publicaram que no ser humano, diferentemente de outros mamíferos, as proporções de fibras rápidas e lentas são similares nas porções profundas e superficiais do *gastrocnêmio*, *sóleo*, *vasto lateral lateral* e *intermédio*, como também ocorre nos músculos respiratórios (Polla *et al.*, 2004).

Sobre inervação polineural nos músculos de mamíferos adultos, se achava ausente (Feindel; Hinshaw; Wendell, 1952). Entretanto, em casos como a rã

pode-se ter dois ou mais axônios formando junções neuromusculares com uma mesma fibra muscular (Vyskocil; Magazanik, 1977). No caso da salamandra mexicana (*Ambystoma mexicanum* vide Steinberger e Wallays, 2005), a re-inervação após a desnervação de parte do músculo pode gerar até 5 poli-inervações na mesma fibra muscular com separações de 9µm (Slack; Docherty, 1978). Também existem trabalhos recentes que mostram poli-inervações no homem para uma fibra muscular no caso dos músculos faciais, sendo 121 (21,3 %) e 28 (4,9 %) de 418 fibras musculares apresentam duas ou mais inervações (Happak *et al.*, 1997), e no músculo *braquioradial* que é de fibras paralelas onde seriam apresentadas em 23 de 301 MUAPs captados (Lateva *et al.*, 2002). Portanto a primeira suposição é que os modelos dos músculos serão de mamíferos adultos com inervação simples. Como primeira abordagem, serão modelados músculos de padrões de inervação paralelos tais como são o *esternocleidomastóideo*, o *grácil* e o *semitendíneo*.

2.2 FIBRAS MUSCULARES (FB).

2.2.1 GENERALIDADES.

Fisicamente as fibras musculares são envoltas em sarcolema, dentro do qual estão os filamentos, mitocôndrias e miofibrilas. Nestes últimos, encontram-se os discos Z e os sarcômeros, formados por tropomiosina, troponina e actina, as quais produzem a contração da fibra muscular (Kandel, Schwartz, Jessell, 2000, pp 676-679).

As fibras musculares podem ter secção elíptica como o caso do *bíceps braquial* no homem em que há uma relação de diâmetros de até 1,45 (Buchtal *et al.*, 1955a). Em outros casos a secção é circular, como para o *sóleo* e *gastrocnêmio*. Para a modelagem e as simulações que vamos fazer será adotada uma secção circular.

2.2.2 CLASSIFICAÇÃO.

Embora as atuais técnicas histoquímicas (coloração da miosina ATPase) classifiquem 7 tipos de fibras musculares para o ser humano fibras I, IC, IIC, IIAC IIA, IIAB e IIB (Staron, 1997), em 1971 Burke definiu 3 tipos de unidades

motoras para o *gastrocnêmio* para o gato: FF (IIB), FR (IIA) e S (I). Estes achados se basearam em propriedades fisiológicas e características histoquímicas. Adicionalmente, para o gato, fala-se também das FI (IIAB ou IIX) que ficariam entre as FF e FR, as quais não estão expressas no homem (Wilson e Deschenes, 2005). No restante do texto vai-se usar esta classificação ampliada, pois a maior parte dos dados existentes baseiam-se nestes 4 tipos de fibras musculares ou unidades motoras.

2.2.3 ÂNGULO DE PENAÇÃO E COMPRIMENTO DAS FBs.

As fibras musculares não necessariamente ficam na mesma direção do músculo, isto é o ângulo existente entre a direção da fibra e a do músculo não é sempre zero. Esse ângulo é chamado ângulo de penação. Esse ângulo faz que exista a seguinte classificação de músculos: de fibras paralelas, uni-penados, bi-penados, de múltiplas cabeças de origem e múltiplos tendões de inserção (Lim *et al.*, 2004).

A Figura 10 faz uma comparação para o MG no caso de humanos e de gatos. Destaca-se, que

1. Os comprimentos das fibras no homem são aproximadamente 50% maiores do que no gato, e cerca de três vezes do que no rato.
2. O comprimento do músculo no caso do homem é cerca de 2,5 vezes do que no gato, e mais de 11 vezes do que no rato.
3. O ângulo de penação no gato é maior do que no homem, o qual poderia indicar a dinâmica muscular maior no gato.

Outros músculos podem ter dupla penação, como no caso do SOL (vide Figura 9), do FDL e TP (vide Figura 11), ou até tripla penação, como no caso da cabeça lateral músculo *gastrocnêmio* (LG) do rato (Prodanov *et al.*, 2005).

O ângulo de penação do MG com a idade esta numa faixa constante constante para 96 homens e 66 mulheres entre os 15 e 65 anos (Binzoni *et al.*, 2001). Assim para idade adulta vamos supor o ângulo de penação constante.

Figura 10 Comparação entre o músculo MG do rato, do gato e do homem. ^{R1} Dados extraídos de dezoito ratos (Kadhiresan *et al.*, 1996). ^{R2} Dados extraídos de quatro ratos (Prodanov *et al.*, 1996). ^{G1} Dados estimados do gato (Burke e Levine *et al.*, 1973b). ^{H1} Dados extraídos de três pessoas (Wickiewicz *et al.*, 1983). ^{H2} Dados extraídos de duas pessoas (Friederich e Brand, 1990).

Além disso, o comprimento da fibra muscular muda com o ângulo do pé (Muraoka *et al.*, 2005), mas vamos tomar valores com pé sem flexionar. A Tabela 2 mostra que nos últimos anos, com ajuda de técnicas relacionadas com ultra-som vem se fazendo medidas em seres humanos para os músculos MG, LG e VL.

Tabela 2 Dados dos comprimentos das FBs, ângulos de penetração e comprimento dos músculos VL, MG e LG para o homem.

REFERÊNCIA	SUJEITOS		VASTO LATERAL			MG			LG		
			Ângulo de penetração	Comprimento		Ângulo de penetração	Comprimento		Ângulo de penetração	Comprimento	
				FB	músculo		FB	músculo		FB	músculo
	Tipo	Número Sexo (n)	(°)	(mm)	(mm)	(°)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)
Wickiewicz et al., 1983	Cadáver	1	5	66	308	10	35	268	5	59	226
Wickiewicz et al., 1983	Cadáver	1	5	67	353	15	39	240	10	53	229
Wickiewicz et al., 1983	Cadáver	1	5	64	312	25	32	237	10	40	195
Frierich e Brand, 1990	Cadáver	1 H	13	79,8	305	17,5	41,9	235	6,5	76,9	230
Frierich e Brand, 1990	Cadáver	1 M	13	80,7	295	17,5	35,8	210	6,5	44,2	205
Kumagai et al., 2000	Jovens deportistas	10 H	16,4 ± 3,5	89,2 ± 15,2		24,6 ± 2,0	42,5 ± 3,6		13,9 ± 2,6	50,4 ± 7,2	
	menos de 10,9s Velocista (100 m)	22 H	19,0 ± 3,2	86,3 ± 14,2		21,4 ± 2,9	66,2 ± 13,5		14,0 ± 1,4	80,7 ± 14,9	
	mais de 10,9s Velocista (100 m)	15 H	21,1 ± 2,1	74,5 ± 10,4		23,5 ± 2,6	57,0 ± 6,5		15,2 ± 2,1	65,5 ± 6,8	
Abe et al., 2001	Velocista (100 m)	26 M	17,7 ± 2,8	84 ± 12,4		21,1 ± 2,2	59,2 ± 7,7		13,1 ± 2,2	74,4 ± 10,7	
	Velocista (5 Km)	24 H	23,7 ± 2,1	61,5 ± 6,1		23,3 ± 1,8	53,6 ± 7,2		16,1 ± 2,6	62,3 ± 10,7	
	Grupo Control	24 H	19,5 ± 3,6	71,3 ± 11,8		20,4 ± 2,5	56,9 ± 7,5		13,2 ± 2,5	71,6 ± 14,4	
Kearns et al., 2000	Lutador de Sumo	28 H	19,9 ± 3,5	100,1 ± 16,1		23,6 ± 2,7	64,1 ± 8,4		14,4 ± 3,1	76,1 ± 16,9	
Abe, 2002		9 3H 6M				13 até 26,5	46 até 78		7 até 18,5	46 até 77	
Muraoka et al., 2005		11 H					62 ± 5				

2.2.4 DIÂMETROS DAS FIBRAS MUSCULARES.

Para o caso dos diâmetros das fibras musculares (FB) das várias unidades motoras (FF, FR e S) teríamos que escolher diâmetros dentro das faixas mostradas na a Tabela 3 para alguns músculos do rato, gato ou ser humano.

Tabela 3 Diâmetros das fibras musculares (FBs) em algumas espécies.

Espécie	Músculo	$\phi_{FB,FF} \mu m$	$\phi_{FB,FR} \mu m$	$\phi_{FB,S} \mu m$	Referência
Rato	<i>Estiloglossa</i>	25,9 ± 8,2		26,9 ± 8,6	Sutlive;McCLunung; Goldberg (1999)
	<i>Diafragma</i>	27	34	44	Padykula e Gauthier (1970)
	<i>MG</i>	56,12 ± 0,36	47,28 ± 0,69	49,74 ± 0,78	Thomas <i>et al.</i> (2003)
Gato	<i>MG</i>	75	65	50	Estimados da Figura 2 do Burke <i>et al.</i> , 1971
	<i>MGproximal</i>	51,2 até 72	41,6 até 55,5	31,9 até 43,8	Henneman e Olson,1965
	<i>MGmedial</i>	51,5 e 64,7	45,3 e 61,0	35,4 e 52,6	Henneman e Olson,1965
	<i>MGdistal</i>	51,5 e 64,7	45,3 e 61,0	35,4 e 52,6	Henneman e Olson,1965
	<i>Sóleo</i>			60,3 até 68	Henneman e Olson,1965
Homem	<i>Vasto lateral</i>	48 até 78		40 até 87	Johnson <i>et al.</i> , 1973b
	<i>Bíceps braquial</i>	31 até 72		31 até 70	Johnson <i>et al.</i> , 1973b
	<i>Deltóide</i>	27 até 90		33 até 70	Johnson <i>et al.</i> , 1973b
	<i>Sóleo</i>			56	Miller-Larsson, 1980
	<i>MG</i>		VALOR MÉDIO 54,1		Feinstein <i>et al.</i> , 1955

2.3 UNIDADES MOTORAS (MU).

Para o caso do homem, Feinstein *et al.* (1955), estimaram para 2 seres humanos, que a cabeça *medial* do músculo *gastrocnêmio* (MG) tinha aproximadamente 946000 ± 41300 (S.D.) fibras musculares para o primeiro e cerca de 1120000 (desvio padrão não publicado) para o segundo (vide Tabela 4).

Tabela 4 Síntese de resultados dos experimentos de Feinstein *et al.* (1955) para seres humanos

Sujeito (Homem)	Músculo	Número de fibras nervosas	Número de MU	Número de FB	Razão de FB/MU	Diâmetro da FB (μm)	Comprimento das FBs (mm)
22 anos	MG	965	579	1120000	1964	54,1±1,2 (S.D.19,2)	
28 anos	MG			946000	1934		
40 anos	TA	742	445	250200	562	56,7±0,2 (S.D.3,2)	≈ 70 ou 80
40 anos	TA			292500	657		

Burke e Tsairis (1973), para o gato, estimaram que o MG do gato tem aproximadamente 170000 fibras musculares.

Em estudo feito em 5 mamíferos diferentes Ariano *et al.* mostraram em 1973 que a distribuição das unidades motoras é compartilhada entre fibras rápidas (FF, FR, FI) e fibras lentas (S) para a cabeça medial do músculo *gastrocnêmio* (MG), mas é predominante para as fibras lentas (S) no músculo *sóleo* (SOL), vide Tabela 5.

Figura 11 Posições anatômicas da cabeça medial do músculo *gastrocnêmio* (MG) (A). Para o gato ressaltado pela linha tracejada, do *flexor longo dos dedos* (FDL) e o *tibial posterior* (TP) (Adaptada da Figura 2 do McDonagh *et al.*, 1980) (B). Para o homem ressaltado pela linha tracejada (Adaptada da Figura 1262 do Putz e Pabst, 1993)

As fibras das unidades motoras foram confinadas numa área circular de 5 a 7 mm para músculos das extremidades superiores e de 7 a 10 mm para músculos das extremidades inferiores tal como foi reportada em estudos a voltagem média era desprezível com arranjos de 12 eletrodos (Buchthal *et al.*, 1959).

Tabela 5 Distribuição porcentual das fibras FF, FR, FI e S e os números de unidades motoras entre LG, MG, SOL no homem, gato e rato.

	Músculo	FG		FOG	SOG	MU testadas	Referência	Espécimes	Número de MU	Número FB/MU				Total FB	
		FF ou IIB	FI ou IIAB	FR ou IIA	S ou I					FF (IIB)	FI (IIAB)	FR (IIA)	S (I)		
		%	%	%	%										
GATO	MG	61 55,3 38	12	14 20,2 26	25 24,5 23	81	(Ariano <i>et al.</i> , 1973) (Burke e Tsairis, 1973) (Fleshman <i>et al.</i> , 1981) (Boyd, Davey, 1968 apud Burke,1981)	3	280	758	440	534	170000		
HOMEM	MG						200 fibras	(Johnson <i>et al.</i> , 1973) (Feinstein <i>et al.</i> , 1955) (Feinstein <i>et al.</i> , 1955)		6 1 1	579	1634 ± 25		1934	1120000 946000 ± 41300
		49,2		50,8											
RATO	MG	56		38	4	82 62 30 ratos	(Ariano <i>et al.</i> , 1973) (Kanda e Hashizume, 1998) (Kanda e Hashizume, 1998) (Kandhiseran <i>et al.</i> , 1996) (Kandhiseran <i>et al.</i> , 1996) (Kernell <i>et al.</i> , 1995)	8 sedentários 10 exercitados 10 adultos 8 velhos	121,2 ± 3,3 124,9 ± 4,5 97 ± 4 81 ± 3	333 ± 17 286 ± 9	185 ± 7 205 ± 7	57±4 165±13	19437±620 17764±690		
		17,1	35,4	21,9	25,6										
GATO	LG	66		16	18		(Ariano <i>et al.</i> , 1973) (Johnson <i>et al.</i> , 1973) (Johnson <i>et al.</i> , 1973) (Ariano <i>et al.</i> , 1973)	6 6							
HOMEM	LG Sup	56,5			43,5										
	LG Int	49,7			50,3										
RATO	LG	58		37	5										
GATO	SOL	0		0	100	2900 fibras	(Ariano <i>et al.</i> , 1973) (Johnson <i>et al.</i> , 1973) (Johnson <i>et al.</i> , 1973) (Johnson <i>et al.</i> , 1973) (Ariano <i>et al.</i> , 1973) (Chamberlain e Lewis, 1988)	6 6	26			2900			
	HOMEM	SOL Sup	13,6				86,4								
SOL Int		11			89										
RATO	SOL	0	0	13	87										
		0	0	6,7	93,3										

Sup: Parte superficial do músculo

Int: Parte interna do músculo

2.4 DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS FF.

Burke e Tsairis em 1973 fizeram uma descrição das fibras dos motoneurônios do músculo *gastrocnêmio* do gato. Estimaram que, em média, 758 fibras musculares (FB) eram inervadas por um motoneurônio FF, e como se estimou que 55,3% (94000 FB) do total das fibras musculares são FF, então se tem uma média de 124 unidades motoras FF.

Na Figura 12, na secção longitudinal, pode-se ver que há 5 secções de agrupamentos de fibras. A linha elíptica tracejada mostra duas secções, de 197 e 385 FBs, que têm fibras musculares em comum, por isso se fala em 794 fibras contadas com sobreposição e 750 fibras estimadas, o mesmo acontece entre as secções de 385 e 104 FBs. Neste caso a superfície de extração de dados do músculo foi de 52 mm² na secção com 385 FBs.

Figura 12 Reconstrução de uma unidade motora FF no MG no gato (Adaptada da Figura 13 de Burke, 1981, idêntica do trabalho de 1973, mas com escala milimétrica)

2.5 DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS FR.

Burke e Tsairis em 1973 estimaram que, em média, 440 fibras musculares eram inervadas por um motoneurônio FR, e como se estimou que 20,2% do total das fibras musculares são FR então se tem uma média 74 unidades motoras FR.

Na Figura 13, na secção longitudinal, pode-se ver que há 4 secções de agrupamentos de fibras. No caso da linha elíptica tracejada há duas secções com fibras musculares em comum, o que ocorre em menor grau para as outras duas secções, assim novamente se fala em 577 fibras contadas com sobreposição e 500 fibras estimadas.

Figura 13 Reconstrução de uma unidade motora FR no MG no gato (Adaptada da figura 2 de Burke e Levine, 1973b)

2.6 DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS S.

Burke e Tsairis em 1973 estimaram que, em média, 534 fibras musculares eram inervadas por um motoneurônio S, e como se estimou que 24,5% do

secções transversais das fibras musculares paralelas, que ficam como círculos ao redor dos centros localizados. Note-se também que as fibras musculares vizinhas não são todas inervadas pelo mesmo axônio.

Figura 15 Modelo inicial do músculo adotado para as localizações das FBs e MUs nos músculos a estudar.

2. Omitir-se-ão da simulação de fibras musculares, as fibras FI que são classificadas entre as FF e FR. Para o músculo MG do gato, elas correspondem a 2,5% (Burke e Tsairis, 1973a). Essa porcentagem no SOL do rato é 4%, e aumenta significativamente para desnervações (Degaspari, 2003).

3. O número de unidades motoras será suposto fixo. Para o músculo MG vamos supor 272 MUs para o gato e 579 para homem. O número de unidades motoras muda com a idade em seres humanos (Mc Comas, 1971, *apud* Slawnych; Laszlo; Hershler, 1997, Daube, 2006), mas para adultos jovens pode ser tomado como constante (Daube, 1995, Slawnych; Laszlo; Hershler, 1997, McNeil *et al.*, 2005).

4. O músculo será adotado como um grupo de fibras musculares distribuídas homogeneamente em subgrupos de unidades motoras, as quais são inervadas aleatoriamente com certo raio de ação pelos motoneurônios. O lado do hexágono da base do prisma muscular ($r_{prisma, músculo}$) mostrado na Figura 15 pode ser calculado a partir da densidade de distribuição de 200 FB/mm² para o gato (Burke; Tsairis, 1973b).

Assim, para o total de fibras musculares de um músculo ($número_de_FB$), a área da superfície transversal do prisma será dada pela equação 2-1.

$$\frac{3\sqrt{3}}{2} r_{prisma, músculo}^2 = \frac{número_de_FB}{200} \quad \text{Equação 2-1}$$

Obtém-se $r_{prisma, músculo}$ da equação 2-1:

$$r_{prisma, músculo} = \sqrt{\frac{número_de_FB}{300\sqrt{3}}} \quad [\text{mm}] \quad \text{Equação 2-2}$$

Assim, para o músculo MG do gato, substituindo-se $número_de_FB = 170000$ FBs, na equação 2-2, teremos:

$$r_{prisma, MG \text{ do gato}} \approx 18,09 \text{ mm}$$

Vamos fazer a modelagem das localizações dos centros das seções transversais das fibras musculares como pontos localizados nos hexágonos concêntricos ao hexágono maior do músculo (vide Figura 16). Assim, o cálculo da separação entre os centros das fibras musculares fica mais simples.

O cálculo do número de hexágonos concêntricos (n_{hx}) em função do número total de fibras musculares ($número_de_FB$), n_{hx} está dado pela equação 2-3

$$n_{hx} = maior_int eiro \left(\sqrt{\frac{1}{3} (número_de_FB - 1)} \right) + 1 \quad \text{Equação 2-3}$$

Para as 170000 fibras musculares do MG do gato resultou $n_{hx} = 240$ hexágonos concêntricos para a distribuição hexagonal planejada.

A distância (d) entre os centros das fibras musculares é $d = r_{prisma, MG \text{ do gato}} / n_{hx}$, que resulta igual a 75,4 μm .

A Tabela 6 mostra os cálculos feitos com base nas equações 2-2 e 2-3 para músculos distintos. Note-se que as distâncias entre as fibras musculares estão de acordo com a ordem dos diâmetros anatômicos das fibras musculares (vide Tabela 3). Além disso se verifica a relação entre o co-seno do ângulo de penação multiplicado pelo comprimento da fibra (Tabela 2) e o lado do hexágono ($r_{prisma, músculo}$) da base do prisma que modela o músculo.

Para o cálculo das localizações dos centros das fibras musculares (FBs) nos hexágonos usamos os seguintes vetores para localizar o centro da próxima fibra muscular:

$$\vec{V}_1 = [-d/2, d/2 * \sqrt{3}];$$

$$\vec{V}_2 = [-d, 0];$$

$$\vec{V}_3 = [-d/2, -d/2 * \sqrt{3}];$$

$$\vec{V}_4 = [d/2, d/2 * \sqrt{3}];$$

$$\vec{V}_5 = [d, 0];$$

$$\vec{V}_6 = [d/2, d/2 * \sqrt{3}];$$

Tabela 6 Resultados dos cálculos dos parâmetros para a modelagem hexagonal para vários músculos.

Espécime	Músculo	Da bibliografia	Resultados da modelagem		
		Número de FB	Número de hexágonos	Lado da base (mm)	Distância entre FBs (μm)
Gato	MG	170000	240	18,09	75,4
Homem	MG	1120000	613	46,43	75,7
		946000	564	42,67	75,7
Rato	MG	19437	82	6,12	74,6
		17764	79	5,85	74,0
	SOL	2900	33	2,36	71,6

A Figura 16 mostra como foram geradas as localizações dos centro das fibras musculares para os dois primeiros hexágonos concêntricos. O primeiro

hexágono faz uso uma vez dos primeiros cinco vetores, enquanto o segundo hexágono usa duas vezes os primeiros cinco vetores e uma vez o sexto vetor. O algoritmo começa posicionando a primeira fibra muscular (variável FB(1)), e depois vai criando o hexágono “n” com “n” vetores $\vec{V}_1, \vec{V}_2, \vec{V}_3, \vec{V}_4, \vec{V}_5$ e “n-1” vetores $\vec{V}_6$ (onde o sub-índice do vetor é denominado i_vc). Isto se faz durante “n_hx” interações, como se pode ver no seguinte algoritmo

1. FB(1) = [0, 0]
2. Desde “n” 2 até o *número_de_FB*.
 - a. Incrementar contador_FB
 - b. C(i_fb,:)=[(n-1)*d,0];
 - c. Desde “i_vc” 1 até 6
 - i. Desde “i_fb” 1 até n-1
 - ii. Se (i_fb < *número_de_FB* && n < n_hx)
 1. Se i_vc é diferente de 6
 - a. i_fb=i_fb+1;
 - b. C(i_fb,:)= $\vec{V}_{i_vc}$ +C(i_fb-1,:);
 2. Se não:
 - a. Se ii_fb ==(n-1)
 - i. Sair da iteração;
 - ii. Se não:
 1. i_fb=i_fb+1;
 2. C(i_fb,:)= $\vec{V}_{i_vc}$ +C(i_fb-1,:);

Figura 16 Localização das primeiras 19 fibras musculares (FB) em 2 hexágonos (u camadas) concêntricos com base nos 6 vetores (V1, V2, V3, V4, V5 e V6)

O tempo de cálculo das gerações das localizações das fibras musculares em Matlab modo intérprete demorou 1068,9 s (1164,1 s com algumas janelas do Windows ativas), o qual implicaria que seja mais apropriado realizar esses cálculos *off-line*, embora em C++ o tempo deva se reduzir consideravelmente. A Figura 17 mostra a localização feita com base nos cálculos vetoriais.

Figura 17 Distribuição hexagonal para o caso do gato (170000 FB). Mostra uma ampliação do retângulo entrelinhado. FB: Fibra muscular

5. As localizações das fibras musculares serão armazenadas num arquivo como uma base de dados: uma para as fibras musculares e outra para as unidades motoras. O número de bytes (1 Byte = 1 B) é 8 no Matlab (para um número em ponto flutuante), e 4 no C++ (para variável tipo *float*), e como se têm duas coordenadas por cada fibra muscular, então o número de bytes para

o músculo MG do gato seria de:

Número de bytes = $170000 \text{ FB} * 2 \text{ coordenadas/FB} * 8 \text{ B/coordenada}$

Número de bytes = $2,72 * 10^6 \text{ B} \equiv 2,66 \text{ MB}$ para o MatLab ou Java (1,33 MB em C++).

E para o ser humano:

Número de bytes = $16 * 10^6 \text{ B} \equiv 15,625 \text{ MB}$ para o MatLab ou Java (7,813 MB em C++).

6. As distribuições a serem levadas em conta estão dadas aproximadamente na Figura 18. Neste trabalho temos processado os dados das imagens para estimar as distâncias de separação das fibras musculares (FB) em relação à distribuição, têm-se os seguintes casos:

- a. Para o caso da unidade motora FF (vide Figura 18.A), digitalizou-se a figura 13 do trabalho de Burke (1981), equivalente na Figura 12 desta os 6 mm escala milimétrica resultaram em $41,5 \pm 1,0 \text{ pixels}$. E supondo um erro de aquisição de 1 *pixel* e erro de medida de 0,5 *pixel*, o erro de medida seria $(1,5 \text{ pixels}) / (40,5 \text{ pixels/mm}) \approx 0,04 \text{ mm}$ no pior dos casos.
- b. Para os casos das unidades motoras FR e S, as localizações das faixas ficam para um cálculo posterior, pois nestes casos não se tem escala milimetrada, e se propõe realizar comparações entre as dimensões dos músculos para obter os respectivos comprimentos nas distribuições.

Figura 18 As distribuições das FBs nas MUs FF, FR e S a serem levadas para o simulador. Note-se em (A) as distâncias de cada faixa 4,21; 1,92; 0 (referência); -1,37; -2,82 de acordo com a digitalização feita com erro de 0,04 mm (vide texto)

2.8 SIMULAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FBs NUMA MU.

2.8.1 SIMULAÇÃO ESTOCÁSTICA

Inicialmente vamos supor que as localizações das FBs têm uma distribuição de probabilidade gaussiana (uma meia distribuição gaussiana é mostrada na Figura 19.A, a abscissa negativa fica como a outra parte do hexágono). Tentando chegar ao número pré-fixado de FBs por MU (e.g entre 440 e 750 para o músculo *MG* do gato) esta distribuição foi multiplicada pelo máximo numero de FBs para cada hexágono (vide o número total de FBs na Figura 19.B).

Posteriormente o número de fibras é proporcionado dentro de um laço até conseguir o valor de fibras requerido. Deve-se notar que a probabilidade diminui com a posição do hexágono, mas o número de FBs cresce com o número de hexágonos, o qual gera uma distribuição assimétrica (vide Figura 19.C).

Figura 19 Geração das distribuição das fibras musculares (FBs) em cada hexágono concêntrico para a mesma unidade motora (MU) neste caso assumida em 450 FBs. (A) Função de probabilidade para localizar 1 FB em cada hexágono. (B) Número máximo de FBs em um hexágono. (C) Número de FBs em um hexágono

Depois de calcular o número de FBs por hexágono, se procurou certos agrupamentos de FBs tal como foi mostrado por Johnson *et al.* (1973a), assim, o centro da próxima fibra muscular é calculado baseado na localização duma fibra num hexágono concêntrico externo, de este jeito se logra pelo menos agrupamentos de duas fibras musculares. O resultado fica tal como se mostra na Figura 20, onde os pontos pretos são os gerados aleatoriamente e os pontos em cinza são gerados para tentar criar agrupamentos similares e algumas fibras sozinhas como as descritas por Johnson *et al.* (1973a). Das avaliações feitas, pode-se dizer que esta implementação provê bons resultados para os territórios de MUs que tenham entre 300 e 600 FBs. E mostra as chamadas fibras não encerradas, que seriam parte de outra MU (vide FBs na linha elíptica tracejada na Figura 20), e também as fibras encerradas por outras na mesma MU (vide FBs na linha elíptica ressaltada na Figura 20).

Figura 20 Distribuição aleatória das FBs seguindo a distribuição Gaussiana gerada para cada hexágono concêntrico.

2.8.2 PARÂMETRO DE CONTROLE: MÍNIMO NÚMERO DE FIBRAS RADIALMENTE (MINnFBr)

O método anterior fica aceitável para algumas centenas de fibras musculares (entre 300 e 600 FBs), mas o ideal seria simular também as distribuições das MUs do ser humano, tendo que se chegar a 2000 FBs para uma unidade motora do músculo MG. Procurando uma extensão da modelagem, acrescenta-se uma nova variável que controla a abordagem estocástica anterior, localizando um número mínimo de fibras musculares localizados nos hexágonos externos (MINnFBr).

A Figura 21 mostra os padrões obtidos para 310 FB (similar ao músculo TA do gato) com os seguintes valores para o MINnFBr = 0, 3, 6 e 9 onde pode se notar padrões distintos para cada caso, deformando as formas hexagonais básicas do processo.

Figura 21 Comparação de distintas gerações para a distribuição de 310 FBs com um raio de ação de 2,8 mm de lado com base na modificação do parâmetro mínimo número de fibras (MINnFBr) para (A) 0 (caso não controlado), (B) 3 (C) 6 (D) 9

Para testar a qualidade destes resultados, contrasta-se com os padrões obtidos do mapeamento das MUs com colorido histológico de miosina para 4 MUs do músculo tibialis anterior (TA) e 3 do SOL para o gato feito Bodine-Fowler *et al.* (1990). A Figura 22.(A, B, C e D) mostra que com o mesmo parâmetro de control MINnFBr = {2,3} podem se gerar distribuições entre os centros das fibras similares aos medidos naquele trabalho. Também se apresenta na Figura 22.(E, F, G e H) as distâncias entre os centros das fibras similares na forma aos mostrados naquele trabalho. Não foi possível fazer uma comparação numérica, pela distribuição tomada de partes de cada uma das MUs.

Figura 22 Distribuição das 132, 188, 243 e 311 FBs numa MU e distribuição calculada das distancias entre fibras, para a comparação com o músculo TA do gato.

Para esta parte do trabalho desenvolveu-se um programa feito em C++ que permite capturar os pontos dos agrupamentos dos pontos que compõem as das fibras musculares das figuras do trabalho de Fowler *et al.* (1990). Ficou ainda faltando fazer o cálculo do centro das fibras musculares e reproduzir o padrão de distâncias entre fibras musculares.

Para o caso de 2000 FBs a Figura 23 mostra o padrão de geração para a localização dos centros das fibras musculares, mudando o parâmetro de controle MINnFBr para 7, 14 e 21.

Figura 23 Comparação de distintas gerações para a distribuição de 2000 FBs com um raio de ação de 2,8 mm de lado com base na modificação do parâmetro mínimo de fibras (MINnFBr) para (A).0 (caso não controlado), (B). 7(C). 14 (D). 21

Para “sintonizar” este parâmetro de controle, precisamos encontrar mais dados na literatura para poder levar em conta uma modelagem mais realista da distribuição dos centros das fibras musculares. Roy *et al.* (1995), fizeram um trabalho sobre TA do gato, quantificando uma relação crescente entre número de fibras e a superfície da MU, o qual é feito pelo algoritmo que faz a distribuição das FBs na MU. Dados deste tipo permitiriam sintonizar o

parâmetro de controle para fazer a simulação da distribuição das FBs no músculo inteiro.

2.9 SIMULAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FBs NUM MÚSCULO.

O cálculo das localizações das FB pode ser utilizado para localizar as fibras musculares das distintas MUs num mesmo músculo.

Neste trabalho, adotou-se o seguinte:

1. Calculou-se a localização dos centros das MUs no interior do músculo de forma homogênea (vide Figura 24.A). Observe-se que existe um padrão de cores dos centros das MU, que não tem sentido fisiológico, para diferenciar as fibras das MUs vamos pôr distinto símbolos.
2. Calculou-se as localizações das fibras musculares (vide Figura 24.B) levando em conta cada centro da MU obtida no passo anterior.

Uma etapa ainda a implementar seria:

3. Localizar as FBs não localizadas para as MUs aleatoriamente.

A Figura 24.C mostra uma ampliação de escala, ainda maior na Figura 24.D onde nota-se que se podem distinguir distintas unidades motoras.

Seguindo o primeiro passo:

1. Os centros das unidades motoras localizadas num mesmo hexágono, i.e. localizadas radialmente numa mesma distância do centro do músculo (vide hexágonos na Figura 24.A), as fibras musculares apresentadas como triângulos na Figura 24.C, com 7 cores distintas para distinguir apropriadamente as diferentes MUs.

Seguindo o segundo passo:

1. As trocas das formas dos triângulos com vértice para cima (Δ) e vértice para baixo (∇) quando existe uma mudança de hexágono para o centro da unidade motora. Assim, a circunferência tracejada na Figura 24.D mostram dos grupos de triângulos um ∇ e o outro Δ , para diferenciar as fibras musculares de distintas MUs similares em cor.
2. As elipse inter-linheadas na Figura 24.D mostram: em cor lilás uma fibra muscular circundada por fibras musculares de cor ciano de uma

unidade motoras.

3. As elipse inter-ponteadas na Figura 24.D mostram: em cor azul uma fibra muscular circundada por fibras musculares de cor ciano de uma unidade motoras.

Assim, seguindo os passos 1 e 2 obteve-se como resultado a Figura 24.B, com 70,24% de sucesso na localização das fibras musculares no músculo, o qual teria que ser melhorado com o passo 3. Aqui denotamos como insucesso quando o algoritmo tenta posicionar uma fibra em um dado hexágono de forma aleatória mas depois de todas as iterações aleatórias possíveis não consegue por já haverem outras fibras nessas posições específicas associadas a outras MUs.

Figura 24 Distribuição para 271 MUs músculo MG do gato seguindo a metodologia do cálculo de MU discutida. Os eixos estão em milímetros.

3 ATRASO TEMPORAL DEVIDO À PROPAGAÇÃO NOS AXÔNIOS E FIBRAS MUSCULARES.

Neste capítulo se procura estimar o atraso temporal da propagação do AP do motoneurônio desde o início do axônio até a fibra muscular, e aquele que é produzido na fibra muscular para a propagação da SFAP.

3.1 ATRASO TEMPORAL DO POTENCIAL DE AÇÃO AO LONGO DA FIBRA MUSCULAR.

Quanto à velocidade de condução na fibra muscular, Håkansson (1954 apud Buchthal *et al.*, 1955, p. 87) desvendou que a diferença entre as fibras musculares do homem (de 3,9 m/s) e da rã (de 1,4 m/s) se deve à diferença de temperatura, havendo um acréscimo de 0,15 m/s/°C. O mesmo trabalho mostrou que a velocidade varia proporcionalmente com o raio da fibra.

Velocidade de condução da fibra muscular das fibras musculares

Em 1955, Buchthal *et al* (1955a) estudaram o músculo *bíceps braquial* em 19 pessoas usando estimulação elétrica, das quais 17 tinham entre 20 e 74 anos, e as outras duas eram crianças de 3 e 5 anos, e todos eles mostram velocidades entre 3,65 e 4,40 m/s ($4,02 \pm 0,13$ S.D.). Os autores também fizeram o estudo com ativação voluntária mostrando velocidades entre 4,1 e 5,4 m/s ($4,72 \pm 0,11$ S.D.=0,54). Em 1985, Sadoyama *et al.* realizaram medições com eletrodos de 10 mm de diâmetro e separação de 20 mm. Eles variaram o ângulo (θ) em relação à direção da fibra muscular, tendo como referência o centro da fibra, obtendo entre 3,8 e 4 m/s. Obtiveram uma regra teórica de $v = \frac{3,775}{\cos \theta}$ m/s.

Mais recentemente Kereshi, Manzano e McComas (1983) reportaram os valores de velocidade de condução do *bíceps braquial* para o ser humano no caso de fibras rápidas (FF) e fibras intermediárias (FI) os quais são apresentados na Figura 25.

Figura 25 Valores da velocidade de condução para fibras intermédias (FI) e rápidas (FF) para 3 grupos de pessoas do músculo *bíceps braquial* do ser humano. Valor médio $\pm$ S.D. é colocado à directa de cada histograma.

3.1.1 MODELAGENS EXISTENTES A SEREM APLICADAS.

Para simplificar a modelagem, vamos supor que a temperatura não muda significativamente, ou seja que as velocidades estão associadas com os diâmetros das fibras musculares e que podem ser interpretados em termos de teoria de circuitos, lembrando a teoria do cabo sugerida por Offner, Weinberg e Young em 1940 (*apud* Buchtal *et al.*, 1955b). A primeira possibilidade é:

3.1.1.1 MODELO TEÓRICO DE BUCHTAL (1955b)

Buchtal *et al.* (1955b) reportaram que para o caso das fibras do músculo *bíceps braquial* no homem a velocidade de condução seria proporcional à raiz quadrada do diâmetro da fibra muscular:

$$v = \frac{a}{\sqrt{1 + \frac{r_0}{r_i}}} \sqrt{\phi_{FB}} \quad \text{Equação 3-1}$$

Onde:

v : velocidade de condução da fibra muscular [m.s^{-1}].

a : constante [$\text{m.s}^{-1}.\text{m}^{-1/2}$].

ϕ_{FB} : diâmetro da fibra muscular.

r_0 : resistência externa.

r_i : resistência interna.

Supondo velocidade constante o atraso de condução será:

$$t_{d,FB} = \frac{l_{FB}}{a \sqrt{1 + \frac{r_0}{r_i}}} \quad \text{Equação 3-2}$$

Onde:

l_{FB} : comprimento da fibra muscular.

3.1.1.2 MODELO EXPERIMENTAL-TEÓRICO DE HÅKANNSSON-NANDEDKAR (1966, 1983)

Por outro lado Håkansson em 1966 (*apud* Nandedkar *et al.*, 1983) encontrou experimentalmente para a rã uma relação linear entre velocidade de condução e diâmetro da fibra muscular. Entretanto, existindo esta contradição entre Butchtal e Håkansson, Nandedkar *et al.* em 1983 fizeram estudos avaliando a necessidade da exatidão da modelagem de fibras musculares com diâmetros entre 25 e 85 μm adotando funções linear, quadrática e raiz quadrada, não achando uma diferença quantitativa apreciável na amplitude pico-pico do potencial de ação. Posteriormente, Nandedkar, Stålberg e Sanders (1985) usaram a aproximação linear para simulação de EMG do músculo *bíceps braquial* humano.

3.1.2 MODELAGEM DO ATRASO TEMPORAL DA FIBRA.

Nota-se na equação 3-2, que o tempo ou atraso de condução da fibra muscular é função inversa da raiz quadrada do diâmetro da fibra muscular, o que agregado a uma constante de proporcionalidade (*cte*), resulta na equação 3-3.

$$t_{d,FB} = cte \cdot \frac{l_{FB}}{\sqrt{\phi_{FB}}} \quad \text{Equação 3-3}$$

E, tomando os valores médios para as variáveis da equação 3-3, pode-se fazer numa aproximação para a *cte* mostrada na equação 3-4:

$$cte = \frac{l_{FB}}{v_{média}} \cdot \sqrt{\phi_{FB,média}} \quad \text{Equação 3-4}$$

Assim a constante da equação 3-3 estaria regida pela equação 3-4. Esta última depende da velocidade média e do diâmetro médio das fibras musculares (FF, FR ou S) as quais foram fornecidas na seção 2.2.4, onde devemos ressaltar que os dados mais completos são para o *vasto lateral*, o *bíceps braquial* o *deltóide*.

Sendo a velocidade média igual a 3,775 m/s para o homem, e cerca de 5 m/s para o gato, da equação 3-4 pode-se extrair a constante de proporcionalidade a partir dessa constante, pode ser distribuída aleatoriamente a velocidade para cada FB em uma MU.

3.2 ATRASO TEMPORAL DO POTENCIAL DE AÇÃO AO LONGO DO AXÔNIO DO MOTONEURÔNIO.

O atraso temporal do potencial de ação do motoneurônio propagado pelo respectivo axônio deve ser levado em conta, pois a propagação não é instantânea e tem velocidade que depende:

1. do diâmetro do axônio.
2. da temperatura subcutânea ao redor dos axônios, sendo no caso do *gastrocnêmio* do gato de 0,7 até 1,5 m/s/°C para faixas entre 22 e 35°C (Aoki, 1977).

A velocidade de condução do axônio varia linearmente com o diâmetro segundo o predito por Rushton em 1951, que re-escreveu a equação do cabo considerando a condução saltatória reportada descrita por Huxley e Stämpeli em 1949. No entanto, sabe-se que existe um cambio abrupto na inclinação da linearidade, em redor dos 10µm (Waxman e Swadlow em 1977, *apud* Stein, 1981 pp 73).

A seguir vamos ver os tempos de atraso produzidos pela anatomia e fisiologia

do axônio eferente.

3.2.1 ATRASO TEMPORAL DO POTENCIAL DE AÇÃO AO LONGO DO AXÔNIO.

Para o caso do homem ou do gato, o atraso temporal de propagação ao longo do axônio até a ramificação axonal (vide Figura 28) pode ser formulado mediante a equação 3-5:

$$v_{AX_MN} = \frac{dl_{axônio}}{dt} \quad \rightarrow \quad t_{d,AX_MN} = \int_{l_i}^{l_f} \frac{1}{v_{AX_MN}} dl \quad (\text{Equação 3-5})$$

onde

$l_{axônio}$: distância entre um ponto no axônio e o início do axônio.

v_{AX_MN} : velocidade instantânea do potencial de ação propagado pelo axônio.

t_{d,AX_MN} : tempo de atraso produzido pela distância entre o início do axônio até à ramificação (l_f).

No caso mais simples, quando a velocidade (v_{AX_MN}) não muda com a posição nem o diâmetro ao longo do axônio, obtém-se a equação 3-6:

$$t_{d,AX_MN} = \frac{l_{axônio}}{v_{AX_MN}} \quad (\text{Equação 3-6})$$

As velocidades axonais reportadas para os músculos *gastrocnêmio* e *sóleo* do gato (Burke et al 1971 e 1976, apud Burke, 1981) se apresentam na Tabela 7.

Tabela 7: Velocidades médias dos axônios dos motoneurônios FF, FR e S no rato e no gato.

Espécime	Músculo	FF ou IIB m/s	FI ou IIAB m/s	FR ou IIA m/s	S ou I m/s	Referencia
RATO	MG	68,9 ± 9,6	73 ± 9,2	75,5 ± 7,7	70,1 ± 7,7	Einsiedel e Luff. (1993) Celichowski <i>et al.</i> (1996)
		71,2 ± 6,2		68,9 ± 6,2	50,9 ± 9,9	
GATO	MG	98,7 ± 1,5	104 ± 3	99,6 ± 6,8	83,4 ± 7,7	Burke (1981)
		101 ± 1		103 ± 1	89 ± 2	Fleshman <i>et al.</i> (1981)
	SOL				71,5 ± 7,5	Burke (1981)
					50,7 ate 81,3	McPhedran <i>et al.</i> (1965)

As velocidades médias da Tabela 7 condizem com os histogramas da Figura 26, em que se percebe:

- Similitude entre as velocidades dos axônios que chegam até às fibras FF e FR

- ii) Que os axônios que atingem as fibras S têm menor velocidade de condução, apresentando alguma homogeneidade na distribuição das fibras nas várias velocidades (tracejado na Figura 4.C).

O comprimento do axônio pode-se tomar como sendo desde a raiz ventral em L7 até o final do nervo tibial, perto do *gastrocnêmio* do gato: $d = 160,3 \pm 16,3$ mm (3 experimentos feitos por Aoki em 1977). Para o músculo EDL do rato $d = 70$ mm e para seu SOL $d = 80$ mm (Prestronk e Drachman, 1988)

Procurando estimar o tempo de atraso associado aos axônios levamos em conta a modelagem simplificada na equação 3-1. Assim, teríamos o primeiro tempo de atraso t_{d,AX_MN} , fornecido pela equação 3-2 com os dados da Tabela 7, obteríamos os atrasos médios. O cálculo do desvio-padrão apresentado Tabela 8, é descrito a seguir:

1. Considerando as variáveis gaussianas t , d e v com médias $\bar{t}$, $\bar{d}$ e $\bar{v}$, e variâncias σ_t , σ_d e σ_v , respectivamente.
2. Considerando $g = g(x_i)$ onde $i = \{1,2\}$, tem-se que a variância de g é dada pela equação 3-7 (pp 50-53 em Helene e Vanin, 1981).

$$\sigma_g^2 \cong \sum_{i=1}^2 \left(\frac{\partial g}{\partial x_i} \right)^2 \sigma_i^2 \quad \text{Equação 3-7}$$

3. Substituindo g , x_1 e x_2 por t , d e v respectivamente, e usando a relação $t=d/v$, a variância do tempo (σ_t^2) seria dado pela equação 3-8

$$\sigma_t^2 \cong \left(\frac{\partial t}{\partial d} \Big|_{\bar{d}, \bar{v}} \right)^2 \sigma_d^2 + \left(\frac{\partial t}{\partial v} \Big|_{\bar{d}, \bar{v}} \right)^2 \sigma_v^2 \quad \text{Equação 3-8}$$

4. Simplificando a equação 3-8 em função das médias e variâncias, chega-se à equação 3-9:

$$\sigma_t^2 \cong \left(\frac{1}{\bar{v}} \right)^2 \sigma_d^2 + \left(-\frac{\bar{d}}{\bar{v}^2} \right)^2 \sigma_v^2 \quad \text{Equação 3-9}$$

A. FIBRAS TIPO FF

B. FIBRAS TIPO FR

C. FIBRAS TIPO S

Velocidade de condução (m/s)

Figura 26 Histogramas das velocidades de condução de axônios que innervam os 3 principais tipos de fibras musculares das unidades motoras do músculo *gastrocnêmio* do gato. (Adaptada da figura 6 de Burke e Tsairis, 1973b).

Além do atraso dos axônios que innervam o MG, também se calculou o atraso axonal para o SOL dado que a ramificação no nervo tibial ocorre com uma diferença de poucos milímetros para os músculos innervados (vide figura 8 em Sekiya, 1991 para seres humanos).

Tabela 8 Tempo de atraso axonal (t_{d,AX_MN}) ao longo do axônio sem ramificação estimado neste trabalho baseado na Tabela 7

Espécime	Músculo	FF (ms)	FI (ms)	FR (ms)	S (ms)
Rato ¹	MG	1,0±0,1	1,0±0,1	0,9±0,1	2,3±0,3
	MG	1,0±0,1		1,0±0,1	1,4±0,3
Gato	MG	1,6±0,2		1,6±0,2	1,9±0,3
	MG	1,6±0,2	1,5±0,2	1,6±0,2	1,8±0,2
	SOL				2,2±0,3

¹ Os cálculos para o rato supõem um erro de $\pm 0,5$ cm na medida do axônio para o 90% dos casos.

Chegando a esta parte da modelagem, devemos frisar que se vem fazendo a reconstrução de como ocorre a inervação axonal dos motoneurônios ao chegar no músculo (sem as ramificações para cada FB). O caso do sóleo no homem tem sido descrito por um modelo tridimensional (Loh, Agur e McKee, 2003). E recentemente Peker *et al.* (2006) relatou uma aproximação do padrão de inervação axonal, para vários músculos (*rombóide maior, bíceps braquial, flexor longor do polegar, reto femoral, sternohyoid, trapézio, masseter, digástrico*).

3.2.2 ATRASO DEVIDO À RAMIFICAÇÃO NA PARTE FINAL DO AXÔNIO.

Outro tempo de atraso está associado à distribuição da ramificação ao final do axônio, isto é, a distância em relação à fibra muscular, determinada pela distribuição espacial no fim do axônio e a localização da fibra muscular no músculo. A circunferência tracejada na Figura 28 apresenta este atraso, que é dado pela distância entre a ramificação do axônio e a junção neuromuscular, e que é maior quando a fibra está numa camada mais interna do músculo. Desta suposição temos o segundo tempo de atraso t_{d,RA_MN} . A velocidade de condução nesses ramos finos é bem menor que no axônio. Mesmo sendo associados a comprimentos pequenos, esses ramos axonais contríbuiem para o atraso total.

Não temos dados precisos com respeito ao tempo de atraso e relações de comprimento e diâmetros nas ramificações, razão pela qual vamos procurar assumir para um mesmo experimento um valor. Eccles e Sherrington (1930, apud Burke, 1981) mostraram que o número de ramificações nos axônios dos motoneurônios aumenta nas proximidades do músculo *Gastrocnêmio*. Feindel (1954) estudando coelhos observou o padrão de ramificação dos axônios, os ramos chegam juntos até o músculo e se espalham diferentemente para inervar as fibras musculares.

Tomas *et al.* (1992), apresentaram a arborização axonal dos motoneurônios que inervam os músculos EDL e SOL do rato com os comprimentos de arborização (vide Figura 27.A), mas sem dados confiáveis dos diâmetros de

arborização (Tomas *et al.*, 1992, Comunicação pessoal). Indicaram que a distância entre a primeira arborização até o final do L_{3-1} (ou também L_{3-2} ou L_{3-3}) é entre 37,7 μm e 246,5 μm para o axônio do EDL, e entre 38,0 μm e 205,5 μm para o SOL.

Por outro lado Tang e Landmesser (1993), apresentaram fotos da ramificação axonal feitas com coloração para anticorpo específico C2 em frango embrionário. Essa ramificação é ilustrada na Figura 27.B. Desta figura, neste trabalho levando em conta a escala em *pixels*, se extraíram os diâmetros aproximados e a relação de diâmetros de um segmento anterior ao seguinte para 6 ramificações axonais, conforme apresentado na Tabela 9. Validamos em certa forma estos dados com a relação de diâmetros na ramificações em redor de 1,5, como foi reportado para outros músculo no gato (Donaldson, 1978, Morgan e Proske, 2001). A área de 102 μm^2 na sexta ramificação está em concordância com a área fornecida para a NMJ tipo S dos músculos intercostais no rato de 124,8 μm^2 . A quarta e a quinta ramificações estão em concordância com a área da NMJ tipo FF de 291,3 μm^2 (Ogata e Yamasaki, 1985). Também extraímos o comprimento máximo da ramificação axonal de 570 μm (supondo que a propagação é bidimensional dada pela fotografia) poderíamos considerar um error no da mesmo ordem, perpendicular a nosa vista, o qual daria um 41,4 % a mais, sendo 806 μm , assim vamos exagerar com 900 μm .

Tabela 9 Diâmetros extraídos levando em conta uma propagação bidimensional da ramificação axonal do frango embrionário.

Diâmetro (μm)	Relação de diâmetros na ramificação L_{2-i} / L_{2-i+1} *	Área (μm^2)	Distância (μm)
51,9	1,5	2119	50,0
34,5	1,4	936	54,2
24,7	1,3	478	47,3
19,4	1,0	296	198,6
18,9	1,7	280	61,2
11,4		102	169,7

* Os valores das relações de diâmetros estão de acordo com os valores obtidos por Quick, Kennedy e Donaldson em 1978 (Morgan e Proske, 2001).em redor de 1,5 (1,48) para o músculo *tenuissimus (gastrocnêmio)* do gato.

Com base nos dados da literatura, pode-se tecer as seguintes considerações:

Suporemos um diâmetro de fibras nervosas de 51,9 μm , um comprimento

axonal de 160 mm, uma velocidade de condução axonal de 50,7 m/s (pior caso, vide Tabela 7, o melhor caso seria de 98,7 m/s). Além disso suporemos ainda que na ramificação final o diâmetro é de 11,4 μ m e que a distância total nas ramificações de 246,5 μ m (ou 900 μ m para a distância calculada).

Não levaremos em conta que as ramificações anteriores tem diâmetros maiores, i.e. vamos comparar o comprimento axonal com seu diâmetro, e a ramificação axonal com seu menor diâmetro.

Fazendo a comparação temos relação de distâncias de 650 (ou 178) vezes e de diâmetros de 4,55. Seja levando em conta a relação da raiz quadrada, proporcional ou quadrática, o tempo de atraso na ramificação seria 304 (ou 83), 142 (ou 39), 31,4 (ou 8,6) vezes menor do que no axônio.

Serão tomados como exemplos os tempos para as fibras FF e FR, pois a modelagem do tipo S seria com menor ramificação axonal (Ogata e Yamasaki, 1985; Wilson e Deschenes, 2005).

O tempo axonal baseado nos dados calculados na Tabela 8 é 1,6 ms para os axônios do motoneurônios tipo FF e FR. Para os dados da Tabela 9 temos tempos de 9,6 μ s para a relação com a raiz quadrada, 16,6 μ s para a relação linear, e 55,1 μ s para a relação quadrática com o diâmetro. Ou seja 166, 96 ou 29 vezes menor respectivamente, do que o tempo axonal sem as ramificações. Tem-se feito para os casos quadrático e linear pois para axônios mielinizados a equação 3-1 não é válida, sendo aceita a relação linear (Waxman e Swadlow em 1977, *apud* Stein, 1981 pp 73). Além disso, sabe-se que existe uma mudança do coeficiente de velocidade, em relação ao diâmetro, perto de 10 μ m (Boyd e Kalu, 1979).

Assim, baseados na curta duração em relação ao tempo de propagação no axônio, e a longa captação extracelular, i.e. não seria necessário levar em conta rápidas mudanças para os eletrodos a serem colocados na modelagem, permitindo simplificar a modelagem desprezando este tempo de atraso devido à propagação nas ramificações axonais.

Figura 27 Padrões de arborização axonal da literatura (A) Padrão de arborização axonal do SOL do rato (Adaptada da Fig 1 do Tomas *et al.*, 1992) (B). Coloração da arborização axonal do *sartorius* e anterior *iliotibialis* (Adaptada da Fig 1.A de Tang e Landmesser (1993))

O atraso calculado, para os casos das relações por raiz quadrada e linear, tem uma ordem similar ao “jitter” medido entre duas fibras musculares, que é resultante da diferença de latência devido às ramificações axonais. Apesar da comparação não ser exata, dependendo da relação utilizada, o atraso das ramificações poderia mudar de 4,8 μ s para a relação com a raiz quadrada, passando por 8,3 μ s para a relação linear, e atingindo até 26,8 μ s para a relação quadrática. Na maioria dos casos, a diferença seria menor que 10 μ s para vários casos, como foi observado para as FBs do músculo *extensor digitorum longus* (Trontelj; Stalberg; Mihelin, 1990) chegando para um caso chegou-se ao valor de até 73 μ s de atraso na ramificação axonal, o qual ratifica indiretamente que este efeito possa ser desprezado.

3.2.3 ATRASO DEVIDO À JUNÇÃO NEUROMUSCULAR.

Nos vertebrados encontram-se as seguintes estruturas associadas à junção neuromuscular (Wilson e Deschenes, 2005): um terminal axonal que contém a acetilcolina (o neurotransmissor); célula da glia que cobre o terminal axonal sem cobrir a interface das membranas pré-sináptica e pós-sináptica; a fenda sináptica que contém acetilcolinesterase; uma membrana pós-sináptica com os receptores de acetilcolina; e um sarcoplasma na fibra muscular que provê a estrutura e suporte metabólico para a NMJ.

Assim, o último tempo de atraso ($t_{d,NMJ}$) está na junção neuromuscular e vem a

ser o tempo entre o potencial de ação na parte final do axônio e o início da propagação do potencial de ação na fibra muscular.

Esta comunicação entre células desde o terminal pré-sináptico até o terminal pós-sináptico leva um tempo que vai ser tomado da ordem de $1,3 \pm 0,1$ ms (S.D) com base em dados do músculo SOL de ratos (Rochel e Robbins, 1998).

3.2.4 ATRASO TOTAL NO MOTONEURÔNIO.

Assim o tempo de atraso axonal total é dado pela soma dos 3 tempos vistos, o qual se apresenta na equação 3-10:

$$t_{d,AXON} = t_{d,AX_MN} + t_{d,RA_MN} + t_{d,NMJ} \quad (\text{Equação 3-10})$$

Sendo t_{d,RA_MN} desprezível em comparação a t_{d,AX_MN} , o tempo de atraso total se reduz segundo a equação 3-11:

$$t_{d,AXON} = t_{d,AX_MN} + t_{d,NMJ} \quad (\text{Equação 3-11})$$

O resultado baseado nos dados compilados se observa na Tabela 10. O axônio para o músculo MG no homem, foi tomado com 80 cm de comprimento do axônio sem a ramificação, e levando em conta a características discutidas para o atraso da NMJ, podemos considerar o mesmo desvio padrão para todos os espécimes.

Tabela 10 Tempos de atrasos desde a geração dos sinais nos axônios dos motoneurônios até a geração do SFAP ($t_{d,AXON}$) nas fibras tipo FF, FR e S no gato, o rato, e o ser humano estimados neste trabalho.

Espécime	Músculo	FF (ms)	FI (ms)	FR (ms)	S (ms)
Gato	MG	2,9±0,3		2,9±0,3	3,2±0,4
Rato	MG	2,3±0,2	2,3±0,2	2,2±0,2	3,5±0,4
		2,2±0,2		2,3±0,2	2,7±0,4
Homem ¹	MG	11,0±0,3		11,0±0,3	11,3±0,4

¹ O músculo SOL do homem não é apresentado.

Figura 28 Esquema das suposições do axônio e a junção neuromuscular que atinge para o exemplo 3 fibras musculares (FBs)

4 GERAÇÃO DO POTENCIAL DE AÇÃO DE UMA FIBRA MUSCULAR.

4.1 POTENCIAL DE AÇÃO INTRACELULAR.

A literatura tem alguns modelos para a propagação do potencial de ação ao longo de uma fibra muscular tais como:

1. Modelo matemático de Rosenfalck (1969), baseado no comportamento da fibra muscular como um cabo condutor, seguindo as equações de Maxwell.
2. Modelo de onda triangular proposto por Plonsey (1974), que é uma simplificação do modelo de Rosenfalck, reduzindo a corrente transmembrânica a um tripolo, ou ao quadripolo linear (dois dipolos em linha no sentido oposto), que depois foram usados na obtenção de potenciais de fibrilação (Dumitru *et al.*, 1999).
3. Outros modelos mais especializados, que abordam outros fenômenos como a re-polarização lenta (McGill; Lateva; Xiao, 2001).

Para o caso do simulador o objetivo é a descrição da geração do potencial de ação extracelular, levando-se em conta o comprimento finito de cada fibra muscular.

O efeito do comprimento finito da fibra muscular foi estudado inicialmente por Gydikok *et al.* (1986) para o músculo *gastrocnêmio* da rã.

4.2 POTENCIAL DE AÇÃO CAPTADO EXTRACELULARMENTE (SFAP).

Além das amplitudes e das durações das diferentes fases de um potencial de ação de uma fibra muscular (SFAP) que serão usados para a validação de um ou mais métodos da geração do potencial de ação captado extracelularmente, será também levado em conta que a faixa de frequência apropriada para a avaliação da densidade espectral de potência do EMG é de 250Hz (para aproximadamente -40 dB) para cargas baixas como nosso caso (Hogan, 1976 *apud* Basmajian; DeLuca, 1985), outros estudos na densidade espectral de potência do EMG analisando a separação entre os eletrodos para o *diaphragm*

chegam até 500 Hz (Beck *et al.*, 1995), e considerando o espectro de freqüências, uma faixa é de cerca de 600 Hz para as distâncias típicas entre os eletrodos bipolares utilizados em eletromiografia de superfície (Sinderby *et al.*, 1996). Portanto, consideraremos freqüências máximas de 1 kHz para a avaliação, o que pelo critério de freqüência de Nyquist significa uma amostragem de pelo menos 2 kHz para não perdermos informação (Nyquist, 1928). Isto fará com que o passo de simulação seja menor do que $1/(2 \text{ kHz}) = 0,5 \text{ ms}$. Este é apenas um valor máximo, pois para garantir erros baixos nos métodos numéricos o passo poderá ser substancialmente menor. E para a construção de boas curvas sem a necessidade de interpolação para a síntese consideraremos pelo menos passos 10 vezes menores, ou seja 0,05 ms, o que se usará para os cálculos nos modelos a seguir.

4.2.1 MODELO DE ROSENFALCK (1969)

Rosenfalck em 1969 fez uma extensa análise teórica baseada nas equações de Maxwell para campos eletromagnéticos de uma fibra muscular, assim como também fez simulações, as quais foram depois estudadas por Nandedkar e Stalberg (1983) e numericamente por Miller-Larsson (1985).

4.2.1.1 MÉTODO

A equação 4-1 mostra a função dada por Rosenfalck (1969, pp 62) para o potencial de membrana (V_m) ao longo da fibra muscular.

$$V_m(s) = \begin{cases} 96s^3 \exp(-s) - 90 & s \geq 0 \\ -90 & s < 0 \end{cases} \quad \text{Equação 4-1}$$

onde s (mm) é a distância ao longo do eixo da fibra.

Miller-Larsson em 1985 fez uma extensiva análise computacional das expressões de Rosenfalck (1969, pp 59-63) com captação de 0,1 até 10 mm da fibra muscular, analisando a isotropia e anisotropia da fibra muscular no meio extracelular. Neste caso o potencial foi re-formulado para um volume condutor anisotrópico φ^{an} , em que, no sentido longitudinal (eixo da fibra z na Figura 29), a velocidade de condução é maior que no eixo transversal (eixo radial r na Figura

29). O potencial ao longo da fibra pode ser expresso pela equação 4-2 (equação 4 em Miller-Larsson, 1985):

$$\varphi^{an}(r, z) = 6 \cdot \phi_{FB} \cdot \int_0^{+\infty} \frac{s(6 - 6s + s^2)}{\sqrt{5r^2 + (z - s)^2}} \exp(-s) ds \quad \text{Equação 4-2}$$

Onde:

ϕ_{FB} diâmetro da fibra muscular.

$\sqrt{5r^2 + (z - s)^2}$ distância modificada, sendo $5 = \sigma_z / \sigma_r$ (Relação das condutividades longitudinal e radial).

$6 = 2 \cdot 3 = 2$ (integral de $-\infty$ a $+\infty$ escrito como integral de 0 a $+\infty$) * σ_i / σ_e ,
 $3 = \sigma_i / \sigma_e$ (Relação das condutividades interna e externa à fibra muscular).

r distância radial do eletrodo a partir do eixo da fibra, $r \geq \phi_{FB}/2$

z posição do eletrodo na coordenada s ao longo da fibra.

$z - s_i$ distância ao longo da fibra entre o ponto de registro e o elemento da carga localizada no ponto s_i .

O ponto $s=0$ ($z=0$) mostrado na Figura 29 é definido pela frente de onda do V_m , isto significa que o sistema de coordenadas em que SFAP é descrito, desloca ao longo da fibra com velocidade constante v junto com o V_m .

A expressão do $\varphi^{an}_{(r,z)}$ da equação 4-2 pode ser interpretada como uma distribuição espacial do SFAP na direção da fibra infinita em um instante de tempo t , ou como a variação do potencial com o tempo em algum ponto de captação quando $z = vt$.

Para fazer a integração numérica em $\varphi^{an}_{(r,z)}$ usa-se no limite superior da integral " $s_0 = 60 \text{ mm}$ ", e " $\phi_{FB} = 0,04 \text{ mm}$ ".

O programa de solução numérica da equação 4-2 foi feito em Matlab .

4.2.1.2 IMPLEMENTAÇÃO E RESULTADOS

Para a implementação do potencial de ação da fibra muscular utilizou-se uma integração simples feita por uma somatória em 2 laços aninhados e com passo de integração de 0,05 mm, o que considerando uma velocidade de condução da fibra de 5 m/s, implicaria em 0,01 ms de resolução temporal ($\ll 0,5 \text{ ms}$),

então a frequência de amostragem é de $f_{\text{amostragem}} = 100 \text{ kHz}$, com uma resolução de 2001 pontos para os 100 mm de comprimento da fibra muscular.

Figura 29 Potencial de ação captado extracelularmente

Assim, mostra-se na Figura 30.A a distribuição do potencial de ação num dado instante ao longo da fibra, adotando os valores paramétricos de Rosenfalck (1969), também usados por Miller-Larsson (1985). Na Figura 30.C se observa das quedas no espectro entre -40 e -60 dB , que as frequências de interesse estão entre 0 e 2000 Hz para esta modelagem.

Na simulação é importante aplicar este modelo para uma detecção bipolar, o qual se vê na Figura 30.B (onde ainda não se considera os efeitos dos eletrodos), e levando em conta que a transformada de Fourier é uma função linear, modifica-se a forma do espectro, mas não as faixas de frequências (vide Figura 30.D).

Adotando-se 2 kHz como a máxima frequência espectral (vide Figura 30.B e D), a frequência de amostragem apropriada seria de 4 kHz o qual implicaria

0,25 ms de tempo de amostragem (intervalo entre amostras) para a detecção do potencial de ação a 1 mm de distância do eixo da fibra muscular.

A partir de um ponto próximo à fibra o SFAP tem que atravessar os tecidos existentes sobre os músculos. Suporemos na simulação da Figura 31.A 5 mm de distância radial entre a fibra muscular e os eletrodos. Observa-se que o espectro de frequência da Figura 31.C mudou pouco na forma com respeito à Figura 30.C, mas teve mudanças substanciais na faixa de frequências mais importante que agora vai até aproximadamente 600 Hz.

Figura 30 Simulação do SFAP para 1 mm de distância do eixo da FB pelo método de Miller-Larsson (1985). Velocidade de condução 5 m/s. (A). Simulação do SFAP unipolar. (B). Captação diferencial a 10 mm de distancia entre 2 pontos (20 e 30 mm da junção neuromuscular respectivamente). (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerado em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerado em (B)

Observa-se que o sinal para a detecção unipolar tem 3 fases (Figura 30.A e Figura 31.A), e a detecção bipolar apresenta certa diversidade no número de fases, sendo 5 fases na Figura 30.B e 2 fases (rigorosamente 4 fases) na Figura 31.B.

Figura 31 Simulação do SFAP para 5 mm de distância do eixo da FB pelo método de Miller-Larsson (1985). Velocidade de condução 5m/s. (A). Simulação do SFAP unipolar. (B). Captação bipolar a 10 mm de distancia entre 2 pontos (20 e 30 mm da junção neuromuscular respectivamente). (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B)

Com base nestes últimos comentários, a frequência de amostragem apropriada seria de 1200 Hz o qual implicaria 0,833 ms de tempo de amostragem para a aquisição do potencial de ação a 5 mm de distância do eixo da fibra muscular, notando-se uma menor faixa de frequência com respeito ao potencial de ação extracelular referido a 1 mm.

4.2.1.3 NÚMERO DE OPERAÇÕES

O algoritmo faz o cálculo de $\phi(r,z)$ para todo z com s desde 0 até o maior valor de z . Este $\phi(r,z)$ é atualizado passo a passo por meio de uma somatória baseada na equação 4-2, fornecendo a Tabela 11:

Tabela 11 Número de operações realizadas por cada cálculo no método de Miller-Larsson.

Exponencial	1
Raiz quadrada	1

Divisões	1
Produtos	8
Somas	5

Para ilustrar as operações mencionadas na Tabela 11:

1. O tempo de computação para 0 a 60 mm resultou entre 2,26 s e 2,31 s com passos de 0,05 mm, ou seja 1200 somatórias para cada " $\phi(r,z)$ " calculado.
O tempo de computação para 0 a 40 mm resultou entre 1,50 s e 1,55 s com passos de 0,05 mm, ou seja 800 somatórias para cada " $\phi(r,z)$ " calculado, o qual está em concordância aritmética com o caso anterior.
2. O número de operações é de ordem 2, devido ao número de iterações. Assim se o passo é 1/5 do inicial, as operações seriam 25 vezes o número inicial. Na prática esta relação se mostrou bastante reprodutível.

4.2.2 MODELO DE CONVOLUÇÃO MODIFICADO

Este método tem sua origem no método descrito por Plonsey (1974), e posteriormente usado para EMG por Stashuk (1993) e modificado por Duchêne e Hogrel (2000), que está baseado no cálculo de convoluções entre corrente trans-membrânica e uma função peso W , para os cálculos dos potenciais de ação extracelulares. O interessante do método é que considera os efeitos de fim de fibra. Nossa proposta efetua procura menos cálculos, mas levando em conta os erros computacionais da convolução ao final da fibra que foi reportado por Duchene e Hogrel (2000).

4.2.2.1 MÉTODO

O método descrito por Stashuk (1993) seguindo a notação descrita na Figura 29, parece não funcionar corretamente, como será visto continuação:

1. Computação da função $W(i\Delta z, z, r)$ desde a junção neuromuscular até o limite do tendão (vide Figura 32.B).

$$W(s, z, r) = \frac{K'}{\sqrt{(z-s)^2 + \frac{\sigma_z}{\sigma_r} r^2}} \quad \text{Equação 4-3}$$

Onde o termo $r_{mod} = \sqrt{(z-s)^2 + \frac{\sigma_z}{\sigma_r} r^2}$ é a distancia modificada calculada desde o centro da fibra muscular. Os seguintes valores das condutividades foram empregados $\sigma_z = 0,328 \text{ S.m}^{-1}$ e $\sigma_r = 0,063 \text{ S.m}^{-1}$ para levar em conta a anisotropia de condução do potencial de ação na fibra muscular.

O termo $K' = \frac{A}{4\pi\sigma_r}$ com $A = 2,5$, é um fator de escala empírico (p 164 em Stashuk, 1993)

2. Computação da corrente trans-membrânica $I_m(j\Delta z)$ seguindo a equação 4-4, cujo resultado se mostra na Figura 32.A.

$$I_m(z) = K'' \cdot \frac{\partial^2 V_m(z)}{\partial z^2} \quad \text{Equação 4-4}$$

Onde o termo $K'' = \pi \cdot \phi_{FB}^2 \cdot \sigma_i$ é função da condutividade intracelular ($\sigma_i = 1,010 \text{ S.m}^{-1}$) e do diâmetro ϕ_{FB} da fibra muscular.

3. Computação da convolução discreta, seguindo a equação 4-5, cujo resultado se mostra na Figura 32.C.

$$V_1(k.\Delta z) = \sum_{i=0}^{N_I-1} (W(i.\Delta z, z, r) \cdot I_m((k-i).\Delta z)) \quad \text{Equação 4-5}$$

com $0 \leq k < (N_T + N_I - 1)$.

4. A Figura 32.C mostra que $V_I(k.\Delta z)$ tem como componentes o potencial de ação da fibra muscular (SFAP), e duas ondas ressaltadas pela elipses tracejadas, as quais vamos chamar de “erros computacionais de fim de fibra”.

Figura 32 Figuras geradas pelo método de convoluções. Os gráficos foram convertidos de espaço para tempo.

A nossa proposta é uma modificação do método anterior.

Vamos analisar ondas mais simples para compreendê-lo melhor.

1. Fazendo a modelagem dos sinais de corrente I_m (vide Figura 33.A) e peso W (vide Figura 33.B) como sinais retangulares.
2. A convolução dos sinais dá como resultado duas ondas triangulares, espalhando-se aos lados opostos no eixo da fibra muscular (vide Figura 33.C). Mas esta apresenta um sinal de cada lado do chamado fim de fibra.
3. Procurando eliminar este erro computacional de fim de fibra, dobramos o número de pontos com o mesmo passo em z , ou seja, o dobro do comprimento para as funções I_m e peso W e fazemos a convolução das duas, dando como resultado o mostrado na Figura 33.D

Figura 33 Convolução de sinais retangulares. (A). Sinal que mediante a composição de três retângulos modela a corrente. (B). Sinal que mediante um retângulo modela a função de peso. (C). Convolução dos sinais anteriores. (D). Convolução dos sinais anteriores com o dobro o número de pontos.

Assim, aproveitando que a convolução entre o I_m e W não tem o I_m (vide Figura 32.C) se faz um cálculo da convolução. Da análise feita para a Figura 33 que levou em conta a NMJ no ponto médio, e em geral não sempre será assim, dobramos o número de pontos para evitar os erros de fim de fibra:

1. Computação da função $W(i\Delta z, z, r)$ segundo a equação 4-3, desde a junção neuromuscular até o dobro do limite do tendão (vide Figura 34.A). O coeficiente $A = 0,7803$ foi escolhido baseado na amplitude máxima do SFAP calculado pelo método de Rosenfalck e Miller-Larsson a 5 mm de distância da fibra.
2. Computação da corrente trans-membrânica $I_m(j\Delta z)$ seguindo a equação 4-4 até o dobro do limite do tendão (vide Figura 34.B).
3. Computação da convolução discreta seguindo a equação 4-5 até o dobro do limite do tendão (vide Figura 34.C).
4. Escolher o SFAP entre as posições -NMJ e MFL-NMJ (vide Figura

34.D). Onde MFL é o comprimento da fibra muscular.

Figura 34 Explicação do método implementado para fazer um teste das simulações dos potenciais de ação das fibras musculares. Localização da NMJ a 40 mm do início da fibra muscular. O ponto de captação fica a 60 mm do início da fibra muscular.

4.2.2.2 IMPLEMENTAÇÃO E RESULTADOS

Para distâncias menores do que 0,49 mm, não apresentado neste trabalho pois estamos preocupados com a captação a uma distância maior, temos uma indentação que não existe no modelo simulado com base no método de Rosenfalck (veja secção 4.2.1.2), o qual vem da propagação em ambos sentidos da corrente trans-membrânica.

Para distâncias da ordem de 1 mm do eixo da fibra muscular, na Figura 35.A, mostram-se as múltiplas fases do potencial de ação. Neste caso, apresenta-se uma faixa de frequências que é de até 2500 Hz (Figura 35.C), a qual é um pouco maior do que a faixa baseada no modelo de Rosenfalck. Da mesma

maneira, a Figura 35.B mostra mais ondas múltiplas (ou fases) do que a simulação da Figura 30.A. O espectro correspondente (Figura 35.D) também mostra componentes relevantes de frequência até 2500 Hz.

A Figura 36 mostra que um aumento na distância entre o ponto de captação e a fibra muscular diminui a faixa de frequência do espectro dos SFAP (comparar a Figura 36.A e B com a Figura 30.A e B).

Figura 35 Simulação do SFAP para 1 mm de distância do eixo da FB (A). Simulação do SFAP unipolar feita em base à modificação feita ao modelo de Duchêne e Hogrel (B). Pontos de captação a 10 mm de distancia entre eles (60 e 70 mm do início da FB respectivamente), para um SFAP para 1 mm fora do eixo da FB. (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B).

4.2.2.3 NÚMERO DE OPERAÇÕES

1. O método modificado apresenta só uma convolução, se bem que precisa do dobro do número de pontos, e não 3 convoluções como o caso de Duchêne e Hogrel (2000). Com isso, conseguiu-se fazer os cálculos mais rápidos,. No capítulo 5 se fará a comparação dos tempos para a geração dos potencias de ação das unidades motoras.

2. O método segue duas vezes a ordem 2, com respeito ao número de iterações. Assim se o passo é 1/5 do inicial, as operações seriam 2*25 vezes o número inicial. Na prática observou-se um tempo de computação 10% maior que o esperado.

Figura 36 Simulação do SFAP para 5 mm de distância do eixo da FB (A). Simulação do SFAP feita em base à modificação feita ao modelo de Duchêne e Hogrel (B). Pontos de captação a 10 mm de distancia entre eles (60 e 70 mm do inicio da FB respectivamente), para um SFAP para 1 mm fora do eixo da FB. (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B)

Nota-se que a relação entre A e a distância entre a fibra muscular e o ponto de captação não é linear (comparar a Figura 30.A e C com a Figura 35.A e C).

4.3 POTENCIAL DE AÇÃO CAPTADO PELOS ELETRODOS (SFAP_E).

Os eletrodos comerciais usados no LEB são de seção circular, com diâmetro de 8 mm.

4.3.1 MODELAGEM MATEMÁTICA DOS ELETRODOS

Seja V a integração espacial do SFAP dada em função da distância radial ' r ' e

da distância na direção da fibra muscular 'z' do ponto de captação (vide Figura 29), e, seja V_E o potencial captado por um eletrodo de superfície. Dado que resulta mais simples a análise no domínio da frequência, vamos considerar o potencial anisotrópico (seja equação 4-2 ou equação 4-5) em função da frequência 'f'.

Levando em conta as suposições de que a condutância do gel eletrolítico é muito maior que do tecido subjacente, e que a grossura do eletrodo é baixa, o cálculo de V_E seria dado pela equação 4-6

$$V_E(r, z, f) = \frac{1}{S} \cdot \iint_S V(r, z, f) dS \quad \text{Equação 4-6}$$

onde 'S' é a área da superfície de contato do eletrodo.

Conforme visto nas seções anteriores, dado que 'z' é um deslocamento espacial no eixo longitudinal à fibra muscular do SFAP (vide Figura 29), 'v' é a velocidade de condução da fibra, e ' ϕ_{FB} ' é o diâmetro da fibra muscular, pode-se escrever o SFAP segundo a equação 4-7

$$V(r, z, f) = \text{Funcao}(r, \phi_{FB}, v, f) \cdot e^{j2\pi f / v} \quad \text{Equação 4-7}$$

A equação 4-7 coincide com a primeira equação dada por Helal e Bouissou para o SFAP (1992). Segundo a equação 4-8, baseada na função de ordem zero de Bessel (J_0), simulam-se os eletrodos de superfície

$$V(r, z, f) = \frac{1}{v} \cdot \frac{J_0(j2\pi f / v)}{J_0(j2\pi \phi_{FB} f / v)} \cdot g(f / v) e^{j2\pi f / v} \quad \text{Equação 4-8}$$

Introduzindo a equação 4-7 na equação 4-6, temos na equação 4-9 uma expressão para cálculo da ação de um eletrodo em geral.

$$V_E(r, z, f) = \frac{1}{S} \cdot \iint_S \text{Funcao}(r, \phi_{FB}, v, f) e^{j2\pi f / v} dS \quad \text{Equação 4-9}$$

Como S é a superfície do eletrodo, e é circular, representando em coordenadas polares temos:

$$dS = \rho \cdot d\rho \cdot d\theta \quad \text{Equação 4-10}$$

Para simplificar a integral dupla da equação 4-9, em relação à distância radial da fibra muscular até o eletrodo adotou-se:

(1) o raio do eletrodo ($d/2$) é menor que a distância desde o centro do eletrodo às fibras (r), i.e. $d/2 < r$

(2) a função exponencial e^{-s} redonda num cálculo menor na soma quando $(z-s) < 3z$

(3) $d \ll 4,47 r$ para as expressões para o método analítico ou o baseado nas convoluções.

A justificativa para o item (3) é a seguinte: o cálculo feito pelo método analítico ou por convoluções tem no denominador $\sqrt{5r^2 + (z-s)^2}$, assim vamos avaliar o que dá este termo. Avaliando a diferença entre $5r^2 + (z - \frac{d}{2} - s)^2$, $5r^2 + (z-s)^2$ e

$5r^2 + (z + \frac{d}{2} - s)^2$, tem-se que:

$$\frac{\left[5r^2 + (z + \frac{d}{2} - s)^2\right] - \left[5r^2 + (z - s)^2\right]}{5r^2 + (z + \frac{d}{2} - s)^2} = \frac{(2z + \frac{d}{2} - 2s)(\frac{d}{2})}{5r^2 + (z + \frac{d}{2} - s)^2} = \frac{2(z + \frac{d}{4} - s)(\frac{d}{2})}{5r^2 + (z + \frac{d}{2} - s)^2} \ll 1$$

$$2(z + \frac{d}{4} - s)(\frac{d}{2}) \ll 5r^2 + (z + \frac{d}{2} - s)^2$$

O pior dos casos ocorre para $z = 0$, quando o eletrodo esta sobre a NMJ. Considerando-se os casos extremos em $s = 0$, podem-se fazer simplificações para encontrar o intervalo de validade que resultam em:

$$2(\frac{d}{4} - s)(\frac{d}{2}) \leq 2(\frac{d}{4})(\frac{d}{2}) \ll 5r^2 \leq 5r^2 + (z + \frac{d}{2} - s)^2$$

$$\frac{d^2}{4} \ll 5r^2 \Rightarrow d \ll 4,47 r$$

Assim para o caso das simulações com os eletrodos de 8 mm, teremos que $r \gg 1,79$ mm, e que a *Função*(r, ϕ_{FB}, v, f) não depende significativamente da geometria dos eletrodos, isto é, dos parâmetros de integração. Assim misturando as equações 4-9 e 4-10 fica um produto na equação 4-11

$$V_E(r, z, f) = \text{Funcao}(r, \phi_{FB}, v, f) \cdot \underbrace{\frac{2}{S} \cdot \int_{\rho=0}^{d/2} \int_{\theta=0}^{\pi} e^{j2\pi f / v} \rho d\rho d\theta}_{\text{Equação 4-11}}$$

Da equação 4-11 obtém-se a função do eletrodo (H_E) independentemente do diâmetro da fibra e da distância da fibra ao eletrodo.

$$H_E(d, f) = \frac{2}{S} \cdot \int_{\rho=0}^{d/2} \int_{\theta=0}^{\pi} e^{j2\pi f / v} \rho d\rho d\theta \quad \text{Equação 4-12}$$

A integral da equação 4-12 pode ser calculada mediante a primeira função de Bessel dando a equação 4-13

$$H_E(d, f) = \frac{2J_1(\pi df / v)}{\pi df / v} \quad \text{Equação 4-13}$$

Depois fazemos a transformada inversa da equação 4-13 para achá-la temporalmente.

$$h_E(d, t) = \mathfrak{F}^{-1}\{H_E(d, f)\} = \mathfrak{F}^{-1}\left\{\frac{2J_1(\pi df / v)}{\pi df / v}\right\} \quad \text{Equação 4-14}$$

E fazendo algumas simulações desta aproximação para os eletrodos superficiais de 10 mm (vermelho), 8 mm (preto), 6 mm (azul) e 4 mm (verde) de diâmetro mostra-se na Figura 37.B a função de resposta em freqüência dada pela equação 4-13, e na Figura 37.A temos a série temporal encontrada pela transformada inversa de Fourier.

Figura 37 Simulação do Eletrodo. (A) Da serie temporal construída com a transformada inversa de Fourier (B) Da função de transferência. (C) Do valor absoluto da função de transferência expressado em dB.

4.3.2 MÉTODO PARA O CÁLCULO DO SFAP_E

O calculo do SFAP captado pelo eletrodo de disco seria dado por:

$$SFAP_E(d, t) = SFAP(t) * h_E(d, t) \quad \text{Equação 4-15}$$

Ou, equivalentemente:

$$SFAP_E(d, f) = SFAP(f) \cdot H_E(d, f) \quad \text{Equação 4-16}$$

Um detalhe a ser levado em conta em relação à equação 4-16 foi de se fazer a multiplicação com o dobro do número de pontos para que ao se antitransformar se obtenha a convolução dada pela equação 4-15.

$$SFAP_E(d, t) = \mathfrak{F}^{-1}\{SFAP(f) \cdot H_E(d, f)\} \quad \text{Equação 4-17}$$

4.3.3 IMPLEMENTAÇÃO E RESULTADOS

4.3.3.1 ELETRODOS NO MÉTODO DE ROSENFALCK.

A Figura 38.A mostra o SFAP gerado por um ponto de captação (linha tracejada), e o gerado pela diferença de dois pontos (tal como se mostrou na Figura 30.A e B), e na Figura 38.B as respectivas transformadas de Fourier. Os cálculos seguiram o método de Rosenfalck. Os pontos de captação estavam a 1 mm do eixo da fibra muscular. Neste caso a captação é possível pois os centros dos eletrodos ficam localizados a 20 e 38 mm da NMJ.

Para uma separação de eletrodos de 10 mm a Figura 38.C mostra a função do eletrodo no tempo. A Figura 38.D mostra o módulo da função resposta em frequência da função do eletrodo de superfície.

O pontencial de ação considerando o eletrodo (SFAP_E) foi obtida seguindo a equação 4-14 (vide Figura 38.E), e a função do eletrodo (h_E) seguindo a equação 4-16. A Figura 38.F mostra o módulo da função de resposta em frequência do SFAP_E para uma separação de eletrodos de 10 mm. Neste caso deve-se notar que o SFAP_E para o caso bipolar ficou anti-simétrico e com 6 fases.

Figura 38 Captação do SFAP com eletrodos de superfície de 8 mm de diâmetro e separados 10 mm entre eles para o método de Miller-Larsson situados a 1 mm da fibra muscular

A Figura 39.A mostra o SFAP gerado por um ponto de captação a 5 mm do eixo da fibra muscular. (linha tracejada), e o gerado pela diferença de dois pontos (tal como se mostrou na Figura 31.A e B), e na Figura 39.B as respectivas transformadas de Fourier.

As Figura 39.C e D são idênticas às apresentadas na Figura 38

A Figura 39.F mostra parte do espectro do $SFAP_E$ para uma separação de eletrodos de 10 mm, e a Figura 39.E. Neste caso deve-se notar que a amplitude do $SFAP_E$ para o caso bipolar ficou anti-simétrica e com 4 fases, mas a faixa ressaltada mostra certa assimetria entre o eletrodo de superfície e o sinal original.

Figura 39 Captação do SFAP com eletrodos de superfície de 8 mm de diâmetros para o método de Miller-Larsson situados a 5 mm da fibra muscular

4.3.3.2 ELETRODOS NO MÉTODO DE CONVOLUÇÕES MODIFICADO.

A Figura 40.A mostra o SFAP gerado por um ponto de captação (linha tracejada), e o gerado pela diferença de dois pontos (tal como se mostrou na Figura 35.A e B), e na Figura 40.B as respectivas transformadas de Fourier. Os cálculos se basearam no método modificado da convolução, conforme proposto neste trabalho. Os pontos ficam a 1 mm do eixo da fibra muscular. Novamente a captação é possível pois os centros dos eletrodos ficam localizados a 20 e 38 mm da NMJ.

A Figura 40.C mostra a função do eletrodo seguindo a equação 4-13. A Figura 40.D mostra parte da função de transferência do eletrodo de superfície para uma separação de eletrodos de 10 mm.

A Figura 40.E mostra a função do eletrodo ($SFAP_E$) seguindo a equação 4-13, e a Figura 40.F mostra parte o espectro do $SFAP_E$ para uma separação de eletrodos de 10 mm. Deve-se notar que o potencial gerado pelo eletrodo ficou

distinto do método de Rosenfalck, similarmente como aconteceu na seção 4.2 para 1 mm longe do eixo da fibra. Neste caso deve-se notar que a amplitude do $SFAP_E$ para o caso bipolar ficou anti-simétrica e com 6 fases. Mas ressalta-se na amplificação a ligeira assimetria entre o SFAP eo $SFAP_E$.

Figura 40 Captação do SFAP com eletrodos de superfície de 8 mm de diâmetro sobre a modificação do método da convolução localizado 1 mm longe da fibra muscular.

A Figura 41.A mostra o SFAP gerado por um ponto de captação (linha tracejada), e o gerado pela diferença de dois pontos (tal como se mostrou na Figura 31.A e B), e na Figura 41.B as respectivas transformadas de Fourier. Os pontos ficam 5 mm longe do eixo da fibra muscular.

As Figura 41.C e D são idênticas às apresentadas na Figura 38.

A Figura 41.F mostra parte o espectro do $SFAP_E$ para uma separação de eletrodos de 10 mm, e a Figura 41.E seguindo a equação 4-14 e a serie temporal seguindo a equação 4-16. Neste caso deve-se notar que a amplitude do $SFAP_E$ ficou similar ao obtido método de Rosenfalck, como aconteceu na seção 4.2 para 5 mm. Neste caso deve-se notar que a amplitude do $SFAP_E$

para o caso bipolar ficou anti-simétrica e com 4 fases.

Figura 41 Captação do SFAP com eletrodos de superfície de 8 mm de diâmetro sobre a modificação do método da convolução localizado 5 mm longe da fibra muscular.

5 CÁLCULO DO POTENCIAL DE AÇÃO DA UNIDADE MOTORA (MUAP).

O potencial de ação de uma unidade motora (MUAP) medido (ou estimado) é a soma linear dos potenciais das fibras do músculo (isto inclui as fibras musculares que compõem a MU). Para a validade desta relação os sinais neurais que atingem as fibras dos músculos não devem interagir. Portanto, com base nesta relação vamos discutir como geraremos o potencial de ação de uma unidade motora.

Este capítulo apresenta uma combinação das idéias dos capítulos anteriores para o cálculo do MUAP num ponto e do MUAP levando em conta os eletrodos de superfície (MUAP_E). São apresentados resultados do cálculo numérico empregando-se várias distribuições de FBs para uma MU dos músculos: SOL do rato, TA (*Tibialis Anterior*) do gato, e SOL, MG, e o *bíceps braquial* do homem.

E na parte final se apresenta a geração de MUAPT com o seu espectro para uma MU dos músculos *MG* e o *bíceps braquial* do homem.

5.1 SIMULAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FIBRAS MUSCULARES NA UNIDADE MOTORA.

Procurando levar em conta a distribuição real das localizações das FBs de uma MU (vide Figura 42.A), foram abordadas 3 formas de distribuições para serem avaliadas nas simulações dos MUAPs neste trabalho:

1. Uma distribuição uniforme hexagonal (vide Figura 42.B). Esta segue exatamente o mostrado na secção 2.7, só que em vez de fazer a distribuição uniforme das fibras para o músculo, neste caso é para a unidade motora. Note-se que a separação das FBs é uniforme e em média maior que o caso real (vide Figura 42.A)
2. Uma distribuição aleatória das fibras musculares (vide Figura 42.C). Esta é baseada numa escolha aleatória bidimensional em coordenadas polares, procurando-se seguir o feito por Miller-Larsson (1986), e Stashuk (1993).

3. Uma distribuição aleatória Gaussiana dentro das localizações hexagonais (vide Figura 42.D). Como se viu na secção 2.8, a distribuição total das fibras musculares no músculo foi suposta prismática com base hexagonal, levando em conta que cada unidade motora tem uma distribuição aleatória das suas fibras musculares, com valor 6 para o parâmetro de controle (MINnFBr). Os pontos de localização das fibras musculares no prisma de base hexagonal foram gerados e gravados em memória. Como o algoritmo descrito se mostrou apropriado para músculos contendo entre 300 e 600 FBs, ele pode ser aplicado para o músculo TA do gato, que tem 310 FBs para o caso avaliado (Bodine-Fawler, 1990). Além do mais os agrupamentos desta distribuição encontrada experimentalmente tem similaridade com os da distribuição simulada com o MINnFBr = 6 (vide linhas elípticas na Figura 42. A e C). Deste modo, é possível levar em conta a distribuição hexagonal proposta baseada nesta escolha aleatória para a avaliação dos MUAPs.

Para avaliar as simulações dos MUAPs em termos de tempos, amplitudes e eventualmente espectro de frequência, a Tabela 12 apresenta as variáveis consideradas: os números (Número FB) e diâmetros (ϕ_{FB}) das fibras musculares, e diâmetros das unidades motoras (ϕ_{MU}) extraídos no capítulo 2, com os dados adicionados das distâncias entre as fibras musculares. São consideradas as 3 distribuições das secções transversais das unidades motoras.

Tabela 12 Valores dos parâmetros anatômicos assumidos no modelo (Adaptada e acrescentada da Tabela 1 de Miller-Larsson, 1986)

	Homem		Rato	
	Valor	Referência	Valor	Referência
ϕ_{FB} (μm)	56	Buchthal <i>et al.</i> (1955a)	40	Yonemura (1967)
ϕ_{MU} (mm)	7,2	Buchthal <i>et al.</i> (1959)	3,6	Kugelberg (1973)
Número FB	1000	Miller-Larsson (1980)	75	Gutmann e Hanzlikova (1966)
Distância FB(mm)	0,2571	Neste trabalho ¹	0,18	Neste trabalho ¹
Distância FB(mm)	Aleatório	Neste trabalho ²	Aleatório	Neste trabalho ²
Distância FB(mm)	0,0756	Neste trabalho ³	0,0756	Neste trabalho ³

¹ A distribuição é hexagonal uniforme.

² A distribuição é com as fibras distribuídas aleatoriamente.

³ A distribuição é com as fibras distribuídas aleatoriamente nos hexágonos concêntricos, a distância entre 2 possíveis FBs.

Figura 42 Comparação das distintas secções transversais das distribuições das FBs que serão simuladas para uma MU do músculo TA do gato. Unidades de medida em [mm].
(A): Adaptada da figura 3.D de Bodine-Fowler *et al.* (1990) com uma aproximação das dimensões **(B):** Geração da distribuição da MU com os hexágonos uniformes. **(C):** Geração da distribuição da MU com os uma função aleatória bidimensional. **(D):** Geração da distribuição da MU com os hexágonos e a escolha dos FBs em forma aleatória com **MINnFBr = 6**.

Assim a Figura 43 (Figura 44) mostra as 3 escolhas para a distribuição das 1000 (75) fibras musculares de uma unidade motora do músculo sóleo do homem (rato), a qual foi gerada uniformemente. Nota-se na Figura 43.A e na Figura 44.A na distribuição homogênea, o ultimo hexágono não está fechado, pois é pouco provável que o número de FBs da MU coincida com o número de fibras em todos os hexágonos.

Ademais, para o caso de $\text{MINnFBr} = 0$, não há um controle sobre a forma da distribuição das FBs, que ficam “concentradas”, mas mantendo a assimetria. Na Figura 43.C, o território da MU se estende até 2,2 mm à direita e 2,9 mm à esquerda como se mostrou para as MUs no gato (secção 2.7). Mas isto vai dar uma idéia das possibilidades das variações que podem acontecer com a mudança do parâmetro de controle, pois ao aumentar o valor do parâmetro de

controle, as fibras ficam mais mais longe do centro da MU, resultando em uma maior faixa de freqüência distribuída de forma aleatória.

O ponto de captação pontual extracelular que será simulado fica situado a 5 mm a partir do eixo central da unidade motora, na direção radial. Assim teríamos distâncias dos eletrodos até as fibras entre 1 mm e 9 mm dependendo do músculo, o qual é similar à faixa entre 2 mm e 7 mm trabalhada por Farina, Cescon e Merletti (2002).

Figura 43 Simulação das 3 escolhas para as distribuições das 1000 FBs na MU (A). Hexagonal uniforme (B). Aleatória bidimensional (C). Aleatória sobre os hexágonos, sem parâmetro de controle ($MINnFBr = 0$).

Para efeitos de simulação, compara-se inicialmente o caso do SOL do homem e do rato a 5 mm do eixo central da unidade motora, mas devemos levar em conta que, para o caso do rato, esta distância é grande em comparação a suas dimensões anatômicas, assim será útil para ter uma idéia da comparação entre ambas espécies. Além destes músculos vamos procurar fazer simulações para 2000 FBs (similar ao MG do homem) e para 310 FB (similar ao TA do gato)

para avaliar a escolha da distribuição para as FBs.

Figura 44 Simulação das 3 escolhas para as distribuições das 75 FB na MU (A). Hexagonal uniforme (B). Aleatória bidimensional (C). Aleatória sobre os hexágonos, sem parâmetro de controle ($MINnFBr = 0$).

5.2 PARÂMETROS DE SIMULAÇÃO DOS MUAPs.

As simulações que serão apresentadas a seguir levam em conta as distribuições das fibras musculares apresentadas na secção 5.1 e também os instantes de disparos dos potenciais de ação das fibras musculares (SFAP) em distintos tempos, devido às diversas localizações das junções neuromusculares, (vide Figura 45.A) e ao tempo de atraso axonal (vide Figura 45.B). As etapas para se alinhar os vetores dos SFAPs para poder somar e gerar o MUAP são as seguintes:

- Calculam-se a máxima e a mínima posição das junções neuromusculares (NMJ) para todos os SFAPs gerados: $NMJ(max)$ e $NMJ(min)$.
- Constroem-se vetores nulos, inserindo 0 entre as posições $-NMJ(max)$ e $-NMJ(i)$, e também entre as posições $-NMJ(max)-NMJ(i)$ e $MFL-NMJ(min)$.

- Insere-se o vetor com o potencial de ação da fibra muscular, calculado com algum dos métodos da secção 4.2, entre as posições NMJ(i) e MFL-NMJ(i).
- Insere-se o deslocamento no eixo “z” para o atraso axonal calculado no capítulo 3, tendo que fazer a equivalência $t_{d,AXON} = z_{d,AXON} \cdot v$ para levar o pontos do SFAP para as novas posições “NMJ(i) + $z_{d,AXON}$ ” e “MFL - NMJ(i) + $z_{d,AXON}$ ”, ficando as localizações como se mostra na Figura 45.B para uma fibra muscular.

Figura 45 Criação do vetor do potencial de ação da fibra muscular “i” (SFAP(i)) (A): Com o deslocamento da NMJ para fazer a somatória e obter o MUAP. (B): com o deslocamento da NMJ e do atraso axonal para fazer a somatória e obter o MUAP. Com estes vetores se pode fazer a soma dos SFAPs da unidade motora

correspondente para obter o MUAP.

5.3 SIMULAÇÃO DOS MUAPs.

Os parâmetros dos MUAPs do SOL foram baseados no trabalho de Miller-Larsson (1986). Modificou-se a disposição das fibras musculares (distribuição hexagonal), realizando-se a simulação para o rato (75 fibras), e para o homem (1000 fibras). Não se levou em conta os diferentes tipos de fibras, pois o *sóleo* tem a maior parte das fibras musculares do tipo S. Também não se levou em conta os atrasos temporais das fibras musculares dos dados do capítulo 2, pois temos dados para o MG, que serão apresentadas na próxima secção.

Apresentam-se a seguir os cálculos numéricos dos potenciais de ação das unidades motoras (MUAPs) para os dois modelos do capítulo 4: o primeiro baseado no método analítico (Miller-Larsson, 1986); e o segundo na modificação do método de convoluções.

As junções neuromusculares (NMJ) foram inseridas ao redor do ponto médio de cada FB, pois para cachorros, estudos histológicos com técnicas de coloração localizaram a junção neuromuscular do músculo *gastrocnêmio* no ponto médio da fibra muscular (Ottaviani; Childers, 1995). O arranjo tridimensional das NMJ vem sendo estudado, mas temos dados disponíveis até agora para o rato (Prodanov *et al.*, 2005).

5.3.1 MODELO DE MILLER-LARSSON (1986)

A Figura 46.A mostra o MUAP gerado que tem uma amplitude da ordem de mV. O MUAP gerado foi baseado nas 3 distribuições de fibras musculares como se mostra na Figura 44 e com as diversas junções neuromusculares (NMJ) localizadas aleatoriamente em cada uma das 75 fibras musculares (vide Figura 46.E). Na Figura 46.B nota-se que uma faixa principal de freqüência vai de 0 até 700Hz, a mesma faixa da Figura 31. Ou seja, neste caso, uma freqüência de 1,4 kHz de amostragem é recomendável para uma correta geração do sinal (vide Figura 46.D). A Figura 46.C mostra uma detecção bipolar feita com neste método.

O espectro para freqüências acima de 500 Hz (vide linha elíptica tracejada

Figura 46.D), está abaixo de -40 dB, o que, na prática, pode ser desprezado. As localizações das junções neuromusculares (NMJ) geradas aleatoriamente entre 49 e 51 mm medidos a partir do início de cada fibra muscular (vide Figura 29) da mesma unidade motora são apresentadas na Figura 46.E. Nesta simulação com fins ilustrativos, o comprimento adotado para as fibras musculares foi de 100 mm, o qual é exagerado para o caso do rato. Além disso o MUAP apresenta amplitude pequena relativamente às próximas simulações devido à distância de 5 mm ser exagerada para o caso do rato.

Nos cálculos que levam em conta os eletrodos de superfície, tem-se uma redução na faixa de frequência até os 500 Hz para os 3 casos das distribuições (vide os sinais dos MUAPs tracejados na Figura 46)

Figura 46 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitas com base no método analítico. E suas transformadas para 75 FBs do mesmo tipo (caso SOL do rato). O diâmetro de cada FB é 40 μ m, a velocidade de condução é 5m/s, a captação é feita 5 mm do eixo central. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0.

(A): Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Rosenfalck (1969) e Miller-Larsson (1986). (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distância entre eles, ou seja 10 mm entre as respectivas bordas. (D): Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier dos sinais gerados em (C). (E): Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

A Figura 47 mostra simulações para uma MU com 310 FBs (similar do músculo TA do gato). Os padrões de comportamento são similares aos da Figura 46, mas as simulações mostram uma atenuação maior para o caso da distribuição feita com base nos hexágonos com localização aleatória da FB do que para as outras distribuições (ressaltadas nas elipses tracejadas). A razão seria o acréscimo no numero de fibras até 310.

Figura 47 Comparação das simulações numérica de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm, feitas com base no método analítico para os casos unipolar e diferencial para as 310 FBs do mesmo tipo (similar ao TA do gato), a velocidade de condução é 5 m/s. O diâmetro de cada fibra muscular é 44 μ m. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0.

(A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Rosenfalck (1969) e Miller-Larsson (1986). (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerado em (A).

(C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distancia entre eles (Para os eletrodos fica 10 mm entre as superfícies) (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier dos sinais gerados em (C). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

A Figura 48.A(B) mostra a simulação do MUAP unipolar (diferencial) gerado para 1000 fibras musculares com 56 μ m de diâmetro (caso das fibras musculares tipo S). Neste caso a amplitude do MUAP gerado é maior do que

no caso anterior. Em termos fisiológicos isso se deve ao ponto de captação encontrar-se mais próximo da superfície do músculo, e o número de FBs ser maior do que na simulação anterior. Similar ao caso anterior, o espectro de frequências acima de 1000 Hz (vide linha tracejada Figura 46.D), está abaixo de -40dB, o que na prática, poder ser desprezado.

Novamente levando em conta os eletrodos de disco, os sinais têm uma faixa de frequência de até 500 Hz para as distribuições das FBs (vide sinais dos MUAPs tracejadas na Figura 48).

Figura 48 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitas com base no método analítico e suas transformadas para 1000 fibras musculares do mesmo tipo (similar ao SOL do homem). O diâmetro de cada fibra muscular é 56 μ m. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0.

(A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Rosenfalck (1969) e Miller-Larsson (1986). (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerado em (A). (C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distancia entre eles (Para os eletrodos fica 10 mm entre as superfícies) (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier dos sinais gerados em (C). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

A Figura 49.A(C) mostra a simulação dos MUAP unipolares e diferenciais gerados para 2000 fibras musculares com 56 μ m de diâmetro (caso similar ao

MG do homem). Neste caso, o MUAP gerado é maior em amplitude que no caso anterior, pois o ponto de captação encontra-se mais perto da superfície da MU; e o número de FBs é maior do que na simulação anterior. Similar ao caso anterior, o espectro de frequências perto de 1000 Hz (vide linha tracejada Figura 49.D), está abaixo de -40dB, o que na prática, poder ser desprezado. Novamente levando em conta os eletrodos de disco, os sinais têm uma faixa de frequência de até 500 Hz para a distribuição hexagonal com escolha aleatória e perto de 700 Hz para as outras distribuições (vide os sinais tracejados na Figura 49).

Figura 49 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para 2000 FBs (similar ao MG do homem). Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com $MINnFBr = 0$.

(A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Rosenfalck (1969) e Miller-Larsson (1986). (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerado em (A).

(C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distancia entre eles (Para os eletrodos fica 10 mm entre as superfícies) (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier dos sinais gerados em (C). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

Os tempos relativos de simulação para os MUAPs das figuras acima se

apresentam na Tabela 13. as simulações foram realizadas em MatLab padrão (modo intérprete) em um computador pessoal de com processador de 1,743 GHz, memória cachê nível 1 de instruções de 64 KB, memória cachê nível 1 de dados de 64 KB e cachê nível 2 de 256 KB.

Tabela 13 Tempos de execução para os cálculos do MUAP, seguindo a metodologia de Miller-Larsson, no MatLab como intérprete

Fibras	Tempo de Geração do MUAP (Diferencial)	Análogo ao músculo
1000	32 min 53 s até 38 min 40 s (3955,0 s ^a – 4604,1 s ^b)	Sóleo do homem
75	2 min 50 s até 2min 16 s (304,45 s ^a - 344,48 s ^b)	Sóleo do rato

^a Caso do MUAP gerado com uma faixa de junções neuromusculares entre 45 mm e 55 mm ao longo de cada fibra muscular.

^b Caso do MUAP gerado com uma faixa de junções neuromusculares entre 28,35 mm e 33,30 mm e entre 45 mm e 55 mm ao longo de cada fibra muscular (a ser vista na seção 5.3.3).

5.3.2 MODELO DE CONVOLUÇÕES MODIFICADO

Similarmente às gerações das figuras feitas com o método de Miller-Larsson, fizeram-se simulações com as fibras musculares numa distribuição hexagonal na unidade motora (vide Figura 43 e Figura 44).

A Figura 50.A(C) mostra as simulações dos MUAPs unipolar (diferencial), onde as características temporais e as amplitudes são similares às obtidos nas simulações de Miller-Larsson, e com os espectros de freqüências qualitativamente similares. Na detecção bipolar feita com este método (vide Figura 50.B), observe-se que a forma do espectro de freqüências mudou com respeito à detecção unipolar, e na faixa de freqüências diminuiu de 800 Hz a um pouco mais de 700 Hz (comparar Figura 50.B e Figura 50.D). Nas simulações, as localizações das junções neuromusculares (NMJ) foram geradas aleatoriamente entre 49 mm e 51 mm em relação ao início da fibra muscular (vide Figura 50.E) da mesma unidade motora.

Nos cálculos que levam em conta os eletrodos de superfície, tem-se uma redução na faixa de freqüência até os 500 Hz para os 3 casos das distribuições (vide as linhas tracejadas Figura 50).

Figura 50 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para 75 FBs do mesmo tipo (similar ao SOL do rato), a velocidade de condução é 5 m/s. O diâmetro de cada fibra muscular é 40 μm . Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0.

(A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Stashuk (1993) e Duchêne e Hogrel (2000), com sobrerango de comprimento da FB. (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distancia entre eles (Para os eletrodos fica 10 mm entre as superfícies) (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier dos sinais gerados em (C). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

A Figura 51 mostra a simulação do MUAP gerado por 310 fibras musculares (caso do músculo TA do gato) com 56 μm de diâmetro. As diversas localizações das junções neuromusculares (NMJ) são similares ao caso anterior entre 49 e 51 mm do início da fibra muscular. Neste caso a amplitude do MUAP gerado é maior que no caso anterior, porque o ponto de captação encontra-se mais próximo de algumas fibras musculares que na simulação anterior. Na detecção bipolar feita com neste método (vide Figura 51.C), observa-se na Figura 51.B e Figura 51.D que a forma do espectro de frequências mudou com relação à

detecção unipolar, e na faixa de frequências não mudou significativamente entre as formas das distribuições das FBs, exceto para a distribuição aleatória (cor vermelho) que passou 1 kHz até 800 Hz para as distribuições hexagonais (cor preto).

Figura 51 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para as distintas distribuições das 311 FBs (similar ao TA do gato) na MU 5 mm longe do centro do eixo da MU. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com $MINnFBr = 0$.

(A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Stashuk (1993) e Duchêne e Hogrel (2000), com sobrerango de comprimento da FB. (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distancia entre eles (Para os eletrodos fica 10 mm entre as superfícies) (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier dos sinais gerados em (C). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

A Figura 52 mostra a simulação do MUAP gerado por 1000 fibras musculares com 56 μ m de diâmetro (caso das fibras musculares tipo S do homem). As distintas localizações das junções neuromusculares (NMJ) são similares ao caso anterior entre 49 e 51 mm do inicio da fibra muscular. Neste caso a amplitude do MUAP gerado é maior que no caso anterior, pois o ponto de captação encontra-se mais perto de certas fibras musculares que na

simulação anterior. Na detecção bipolar feita com este método (vide Figura 52.C), observe-se que a forma do espectro de freqüências mudou com respeito à detecção unipolar, e na faixa de freqüências mudou de ~1,2 kHz para 1 kHz para a freqüência de interesse (comparar Figura 52.B e Figura 52.D).

A detecção, levando em conta os eletrodos é de 500 Hz para as 3 distribuições, mas rigorosamente falando, as outras duas distribuições aleatória e homogênea iriam até 750 Hz.

Figura 52 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para 1000 FBs do mesmo tipo (similar ao SOL do homem), a velocidade de condução é 5 m/s. O e cada fibra muscular é 56 μ m. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0.

(A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Stashuk (1993) e Duchêne e Hogrel (2000), com sobrerango de comprimento da FB. (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distancia entre eles (Para os eletrodos fica 10 mm entre as superfícies) (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier dos sinais gerados em (C). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

A Figura 53.A(C) mostra a simulação do MUAP unipolar (diferencial) gerado para 2000 fibras musculares com 56 μ m de diâmetro (caso similar ao MG do

homem). Neste caso o MUAP gerado é maior em amplitude do que no caso anterior, o ponto de captação encontra-se mais perto da superfície do músculo do que na simulação anterior. Similar ao caso anterior, o espectro de frequências acima de 1 kHz (vide elipse tracejada Figura 53.D), está abaixo de -20dB, assim acima de 2 kHz o espectro baixaria dos 40 dB que na prática poder ser desprezado.

Novamente levando em conta os eletrodos, os sinais têm uma faixa de frequência de até 500 Hz para a distribuição hexagonal com escolha aleatória e perto de 1 kHz para as outras distribuições (vide sinais tracejadas na Figura 53).

Figura 53 Comparação das simulações numéricas de 3 MUAPs simples e 3 MUAPs levando em conta eletrodos de 8 mm de diâmetro, feitos com convoluções e suas transformadas para as distintas distribuições das 2000 FBs (MG do homem) na MU 5 mm longe do centro do eixo da MU. Para as distribuições das MUs: cor preto para homogênea, cor vermelho para a aleatória, e cor azul para a aleatória escolhida sobre os hexágonos com MINnFBr = 0.

(A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Stashuk (1993) e Duchêne e Hogrel (2000), com sobrerango de comprimento da FB. (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distancia entre eles (Para os eletrodos fica 10 mm entre as superfícies) (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier dos sinais gerados em (C). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

Na Tabela 14 apresentam-se os tempos de simulação obtidos no processamento dos cálculos dos MUAPs gerado com o MatLab padrão (modo intérprete) em um computador pessoal de com processador de 1,743 GHz, memória cachê nível 1 de instruções de 64 KB, memória cachê nível 1 de dados de 64 KB e cachê nível 2 de 256 KB. Nota-se tempos de simulação muito menores com este método.

Tabela 14 Tempos de execução para os cálculos do MUAP, seguindo a modificação feita ao método das convoluções, no MatLab como intérprete

Fibras	Tempo de Geração do MUAP Diferencial	Análogo ao músculo
1000	119,14 s	Sóleo do homem
75	9,80 – 10,36 s	Sóleo do rato

5.3.3 ANÁLISE DA VARIAÇÃO DAS LOCALIZAÇÕES DAS NMJs, DA FAIXA DE FREQUÊNCIAS, E DAS FORMAS DOS MUAPs.

Para avaliar o comportamento das localizações das junções neuromusculares (NMJ) geradas aleatoriamente e as mudanças no espectro de frequências foram geradas NMJs entre 45 mm e 55 mm medidos a partir do início de cada fibra muscular (vide Figura 29).

O MUAP apresentado na Figura 54 foi gerado baseado em uma distribuição homogênea de base hexagonal de fibras musculares como se mostra na Figura 44.A, com as distintas NMJs localizadas aleatoriamente em cada um das 75 fibras musculares (vide Figura 54.E). Na Figura 54.C nota-se uma faixa principal de frequência de 0 até 500 Hz, a mesma faixa da Figura 31, ou seja neste caso uma frequência de 1 kHz de amostragem é recomendável para uma correta geração do sinal amostrado (vide Figura 46.D). A Figura 48.B mostra uma detecção bipolar feita com este método.

O espectro de frequências acima de 500 Hz (vide linha elíptica tracejada na Figura 54.D), está abaixo de -40 dB, o que na prática poder ser desprezado.

Figura 54 Simulação do MUAP para 75 fibras musculares (FB) do mesmo tipo (caso SÓLEO do rato). O diâmetro de cada fibra muscular é 40 μm , a velocidade de condução é 5m/s, a captação é feita 5 mm fora do eixo central. (A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Rosenfalck modificadas por Plonsey e simuladas por Miller-Larsson (B) MUAP diferencial com pontos de captação a 10 mm de distancia entre eles (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FB.

A Figura 55.A(B) mostra a simulação de um MUAP unipolar (diferencial) gerado para 1000 fibras musculares com 56 μm de diâmetro (caso das fibras musculares tipo S). Neste caso o MUAP gerado é maior em amplitude que no caso anterior, devido a que o ponto de captação encontrar-se mais perto da superfície do músculo imaginária que na simulação anterior. Similar ao caso anterior, o espectro de frequências acima de 500 Hz (vide linha tracejada Figura 55.D), está abaixo de -40dB, o que na prática poder ser desprezado.

Figura 55 Simulação do MUAP para 1000 fibras musculares do mesmo tipo (caso SÓLEO do homem). O diâmetro de cada fibra muscular é $56\mu\text{m}$. (A). Simulação do MUAP para 5 mm de distância do eixo da MU seguindo as equações de Rosenfalck modificadas por Plonsey e simuladas por Miller-Larsson, a velocidade de condução é 5m/s (B) MUAP diferencial com pontos de captação a 10 mm de distancia entre eles (C). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A). (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (B). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

A Figura 56.A mostra a indentação produzida no MUAP (linha tracejada) quando se simulam dois distintos níveis de inervação do músculo, um na primeira terça parte do comprimento e outro na metade das fibras musculares com uma variação aleatória de ± 5 mm. Os espectros de frequência mostrados (Figura 56.C e D) mostram uma duplicação dos picos em frequência com respeito às simulações da Figura 55, mas ainda assim mantém-se a faixa de frequência desde 0 até 500 Hz. Não há em relação à captação unipolar uma variação apreciável na magnitude do espectro.

Para a captação diferencial (vide Figura 56.B), a diferença temporal do MUAP com captação diferencial entre os dois eletrodos é da ordem de $(10\text{ mm})/(5\text{ m/s}) \approx 2\text{ ms}$ (vide as linhas tracejadas verticais entre Figura 56.A e Figura

56.B).

Figura 56 Simulação do MUAP para 75 fibras musculares (FB) do mesmo tipo (caso SOLE do rato), a velocidade de condução é 5m/s. O diâmetro de cada fibra muscular é 40 μm .

(A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Rosenfalck (1969) e Miller-Larsson (1986). (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A).

(C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distancia entre eles (Para os eletrodos fica 10 mm entre as superfícies) (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (C). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

A Figura 57 mostra os resultados da simulação de 1000 fibras musculares com diâmetro 56 μm . Os MUAPS são similares aos da Figura 56, para o caso de dois níveis de inervação: um desde 28,35 até 33,30 mm, e outro desde 45 até 55 mm. As amplitudes dos MUAPs são maiores pela proximidade do ponto de captação em relação às fibras musculares, os intervalos temporais são similares aos explicadas anteriormente. Os espectros para captações monopolares e diferenciais (Fig. 56 C,D) apresentam diferenças na forma, mas não na faixa de freqüência de - 40dB.

Em síntese os resultados nesta parte mostraram que:

1. Quanto mais variações tenham as localizações das NMJs menor será a

faixa de frequência no espectro do sinal captado.

2. Localizações em bandas das NMJ produzem indentação na forma de onda do MUAP.

Figura 57 Simulação do MUAP para 1000 fibras musculares do mesmo tipo (caso SÓLEO do homem). O diâmetro de cada fibra muscular é $56\mu\text{m}$.

(A). Simulação do MUAP unipolar seguindo as equações de Rosenfalck (1969) e Miller-Larsson (1986). (B). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (A).

(C) MUAP diferencial com pontos de captação a 20 mm de distancia entre eles (Para os eletrodos fica 10 mm entre as superfícies) (D). Módulo do valor absoluto da transformada de Fourier do sinal gerada em (C). (E). Posição das junções neuromusculares nas distintas FBs.

5.3.4 ANÁLISE DA VARIAÇÃO DOS TEMPOS DE ATRASO DOS MOTONEURÔNIOS EM CONJUNTO COM A VELOCIDADE DE CONDUÇÃO DA FIBRA MUSCULAR E AS FORMAS DOS MUAPs.

Dorfman, Howard e McGill (1989) observaram diversas formas de ondas para os MUAPs captados com eletrodos de agulha para o músculo *bíceps brachii* de um ser humano de 68 anos. Posteriormente Kossev *et al.* (1992) em um estudo centrando nas mudanças das velocidades da fibra muscular com os comprimentos das FBs, reportaram MUAPs captados com eletrodos

monopolares apresentando um platô na forma de onda do MUAP (similar ao mostra na linha ressaltada como *2 na Figura 58.D) na queda do MUAP para 32 sinais promediadas.

Dumitru *et al.* (1999) realizaram simulações (vide Figura 58.A e B) de uma MU de 3 mm de raio e captação a 3,3 mm do centro da MU e eletrodos localizados a 25 e 30 mm da NMJ. Os autores também reportaram MUAPs do músculo *bíceps braquial* captados com eletrodos de agulha em cinco seres humanos entre 27 e 49 anos mostrando as indentações e certas ondas platô nas formas de onda dos MUAPs (vide Figura 58.C e D). As simulações de Dumitru *et al.* (1999, vide MUAPs na Figura 58.A e B) não reproduziram as formas de onda dos dados dos MUAPs (vide linhas elípticas ressaltando os MUAPs na Figura 58).

Figura 58 MUAPs simulados para o *bíceps braquial* do homem (A e B). E MUAPs obtidos experimentalmente, com eletrodos de captação de agulha 0,3 mm fora do território da MU. Figura adaptada da Figura 2 do Dumitru *et al.* (1999). *¹ Indentação. *² indentação com um platô

Stalberg e Karlsson (2001) simularam o EMG dos músculos *bíceps braquial* e

tibialis anterior onde obtiveram a onda *plateau* nos MUAP para uma captação feita 20 mm da NMJ e indentações a 40 mm da NMJ.

5.3.4.1 SIMULAÇÕES DO MUAP PARA O MG

Assim, com bases nestes dados experimentais, e levando em conta que uma maior (menor) velocidade de condução da fibra muscular causaria um encurtamento (alongamento) da onda gerada para cada SFAP, vamos avaliar nas simulações do MUAP os efeitos do atraso axonal e velocidades de condução da fibra muscular dependentes da raiz quadrada do diâmetro.

Com base em dados reais, foram simuladas algumas formas de onda do MUAP para o músculo MG do ser humano, levando em conta as simulações anteriores, e a variação aleatória dos diâmetros com uma distribuição gaussiana com média de 54,1 μm e desvio padrão de 6,4 μm (a terceira parte do reportado Feinstein *et al.*, 1955) segundo a Figura 59.A, e as NMJ como se apresenta na Figura 59.B. Vamos supor uma distância de 1 mm fora do território da MU, e mostrar como poderiam ser feitas captações pontuais.

Figura 59 (A). Histograma dos diâmetros gerados com base nos dados de Feinstein *et*

al. (1955). (B). Histograma das posições utilizadas para as junções neuromusculares (NMJ).

A Figura 60 mostra como poderiam ficar as formas de onda dos MUAPs simulados e com uma variação de 2 ms total para o tempo de atraso total axonal ($t_{d,AXON}$), levando-se em conta uma distribuição aleatória (vide histogramas da Figura 60 A.1, B.1, C.1 e D.1). Observe-se alguma variação nos espectros. Observe-se uma maior indentação na Figura 60.B.2, amostrando uma maior queda no espectro de frequência (ressaltada na elipse tracejada na Figura 60.B.3) em comparação com aos outros MUAPs (A, C-D).

Figura 60 Distintos MUAPs monopulares gerados para 2000 FBs como o caso do MG do homem, levando em conta a modelagem estocástica feita. Variação da aleatoriedade no tempo de atraso axonal de 1 ms.

A Figura 61 mostra como poderiam ficar as formas de onda dos MUAPs baseados nos dados calculados para o tempo de atraso axonal, nesta ocasião levando em conta uma distribuição gaussiana do $t_{d,AXON}$ com desvio padrão de

0,3 ms, que é comparável com a anterior. Observe-se que os MUAPs diferem dos anteriores nas indentações menos pronunciadas e nas quedas em frequência.

Para esta distância de 1 mm fora do território da MU, não é possível fazer uma distinção sobre a ação da distribuição dos retardos axonais para o MUAPs gerados. Para os casos de distâncias menores, ou incluso sobre o território da MU, o número de indentações cresce e se modificam as suas localizações no MUAP.

Figura 61 Distintos MUAPs gerados para 2000 FBs como o caso do MG do homem, levando em conta a modelagem estocástica feita. Variação do desvio padrão para o atraso axonal 0,3 ms.

5.3.4.2 SIMULAÇÕES DO MUAP PARA O *BÍCEPS BRAQUIAL*

Tendo feito a análise do que seriam os MUAPs captados com eletrodos pontuais para o MG do homem, vamos simular o MUAP levando em conta os diâmetros para uma MU tipo I obtidos por Johnson *et al.* (1973b) com os mesmos retardos axonais considerados para o MG para 301 FBs, pois não

disponemos destes dados.

A Figura 62 mostra como poderiam ficar as formas de onda dos MUAPs baseados nos dados calculados para o tempo de atraso total axonal ($t_{d,AXON}$) com uma variação de 0,5 ms, 1 ms, 1,5 ms e 2 ms total, levando-se em conta uma distribuição aleatória (vide histogramas da Figura 62 A1, B.1, C.1 e D.1). Observe-se alguma variação nos espectros. Observe-se uma maior indentação na Figura 62.A.2, mostrando uma maior queda no espectro de frequência (ressaltada na elipse tracejada na Figura 62.A.3) em comparação com os outros MUAPs (B-D).

Figura 62 istintos MUAPs monopolares (sinais contínuos) ou bipolares (sinais tracejados) de captação pontual (em azul) e com eletrodode disco (em vermelho) a 25 e 30 mm das NMJs gerados para 301 FBs para 0,3 mm fora da zona de ação da MU, como no caso da MU do músculo *biceps brachii* do homem, levando em conta a modelagem estocástica feita. Variação da aleatoriedade no tempo de atraso axonal de $\pm 0,25$, $\pm 0,5$, $\pm 1,5$ e ± 2 ms.

A Figura 63 mostra como poderiam ficar as formas de onda dos MUAPs

baseados nos dados calculados para o tempo de atraso axonal, nesta ocasião levando em conta uma distribuição gaussiana do $t_{d,AXON}$ com desvio padrão de $\pm 0,17$ ms, $0,25$ ms, $0,33$ ms e $0,5$ ms, os quais são comparável com os anteriores. Observe-se uma maior indentação na Figura 63.D.2, mostrando uma maior queda no espectro de frequência (ressaltada na elipse tracejada na Figura 63.D.3) em comparação com os outros MUAPs (A-C).

Estes MUAPs da Figura 63 diferem dos anteriores (Figura 62) nas indentações menos pronunciadas e nas quedas em frequência. Estas formas de ondas parecem corresponder mais que as aleatórias uniformes com os dados do músculo *bíceps braquial* reportado por Dumitru *et al.* (1999).

Figura 63 Distintos MUAPs monopares (sinais contínuos) ou bipares (sinais tracejados) de captação pontual (em azul) e com eletrodo (em vermelho) de 4 mm de diâmetro (linhas tracejadas) a 25 e 30 mm das NMJs gerados para 301 FBs para 0,3 mm fora da zona de ação da MU, como no caso da MU do músculo *bíceps braquial* do homem, levando em conta a modelagem estocástica feita. Variação da aleatoriedade no tempo de atraso axonal é gaussiana de S.D. $\pm 0,17$, $0,25$, $0,33$ e $0,5$ ms.

Para os casos de distância entre eletrodo e MU menores, ou incluso sobre o território da MU, o número de indentações crescem e mudam as suas localizações no MUAP gerado.

Em síntese, os resultados da geração dos MUAPs levando em conta os tempos de atraso axonal e as variações das velocidades de condução na fibra muscular (MFCV) em função da raiz quadrada do diâmetro da fibra mostraram que:

1. Quanto mais variações tenham os tempos de atraso axonal para cada FBs maior serão as variações vistas como indentações nas ondas dos MUAPs.
2. As indentações geralmente são acompanhadas de uma onda platô seja no início, ou no final da indentação, para o MG ou *bíceps braquial*, sendo neste ultimo caso corroborado experimentalmente por Dumitru *et al.* (1999).
3. Ao comparar as simulações feitas entre os MUAPs do *sóleo* do rato (75 FBs, não apresentada), *bíceps braquial* (300 FBs) e MG (2000 FBs) podemos concluir que o número crescente de fibras musculares possibilita o surgimento de indentações e plateau nas formas dos MUAPs.

Não se considerou uma relação entre a velocidade de condução do axônio e a velocidade de condução da fibra muscular da mesma MU porque existe uma correlação fraca entre eles (0,5 para 15 casos Okajima *et al.*, 1998, e 0,56 para 20 casos (El Dassouki e Lefaucheur, 2002).

Adicionalmente poderia se estudar os efeitos de variações da MFCV baseando-se em dados reportados para o músculo *bíceps braquial* em 10 pessoas saudáveis por Sakamoto e Li (1997) e recentemente também para 10 pessoas por Mito *et al.* (2006), esses estudos consideram as NMJs e os fins de fibras.

5.4 GERAÇÃO DE TRENS MUAP.

Até agora, temos duas formas (analítica e por convolução) para gerar os MUAPs para três formas de distribuições das FB para cada MU. Como se falou na seção 1.3 (Figura 2) vamos levar em conta os instantes de ocorrência dos APs dos motoneurônios para a geração dos MUAPTs.

5.4.1 MUAPT DO MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL DO HOMEM.

O músculo *bíceps braquial* do homem foi simulado com 600 FB (Burke, 1981), tendo-se adotado FBs de 100 mm de comprimento.

Levou-se em conta a relação empírica entre a média e a desvio padrão dos intervalos de tempo entre os instantes de disparos nos motoneurônios (Agarwal, 1975) do *bíceps braquial*.

$$\sigma = 9,1 * 10^{-4} \mu^2 + 4,0 \text{ ms} \quad \text{Equação 5-1}$$

Geramos 50 APs para um motoneurônio, com $\mu = 20 \text{ ms}$, e $\sigma = 4,35 \text{ ms}$ (vide Figura 64.A e B). Com base no MUAP calculado, geramos os MUAPT para um trecho de aproximadamente 1s de duração (vide Figura 64.C). O espectro do MUAPT, sem levar em conta a área dos eletrodos é visto na Figura 64.D.

Figura 64 Geração e simulação do MUAPT de 600 FBs (similar ao *bíceps braquial* do homem). (A). Histograma com distribuição gaussiana de $\mu = 20 \text{ ms}$ e $\sigma = 4,36 \text{ ms}$. (B). Instantes de ocorrência dos 50 APs no axônio eferente. (C). MUAPT diferencial criado com base em um MUAP de referência simulado seguindo o método analítico de Miller - Larsson. (D) Transformada de Fourier para o MUAPT amostrado em (C) para 20 mm de separação dos pontos.

Myers *et al.* (2003) mostraram que o espectro do MUAPT, comparado com o do MUAP tem um pico na frequência média de disparo dos motoneurônios. Nas

simulações do presente trabalho inicialmente não se conseguiu observar este pico, podendo estar mascarado nos espectros da Figura 65. Assim, procurando observar este pico se tomaram 2000 sinais gerados pela equação 5-1, obtendo um tempo total de 40,14 s de simulação, se tomou o módulo normalizado da magnitude do espectro (vide sinais em cor azul na Figura 66), e para ver apropriadamente o espectro de freqüências se fizeram janelas de Hanning cada 0,1s (vide sinais em cor vermelho na Figura 66). Na circunferência ressaltada em preto, se mostra um pico local em 49 Hz o qual está em acorde com o erro da janela de 50 ± 1 Hz

Figura 65 Comparação entre as transformadas de Fourier para os MUAPTs do *bíceps braquial* do homem nos instantes dos 50 APs com $\mu = 20$ ms e $\sigma = 4,36$ ms Sem levar(A), e levando em conta (B) a modelagem do eletrodo de superfície. Os ei

Figura 66 Comparação entre as transformadas de Fourier para os MUAPTs do *bíceps braquial* do homem nos instantes dos 2000 APs com $\mu = 20$ ms e $\sigma = 4,36$ ms Sem levar(A), e levando em conta (B) a modelagem do eletrodo de superfície. Neste caso os espectros em vermelho foram obtidos com janelas de Hanning cada 0,1 s

5.4.2 MUAPT DO MÚSCULO MG DO HOMEM.

Uma unidade motora do músculo MG do homem tem ao redor de 2000 FBs (vide Tabela 4). Foi realizada uma simulação de 2000 FBs de 100 mm de comprimento e localizações das NMJ entre 49 e 51 mm. Neste caso se fez uma distribuição gaussiana dos diâmetros da MU (vide Figura 59.A), e uma aleatória para as posições das junções neuromusculares com referência ao início da fibra muscular (vide Figura 59.B).

5.4.2.1 INSTANTES DE OCORRÊNCIA DOS APs FORNECIDOS PELO SIMULADOR DO LEB

A Figura 67.A mostra o histograma de 16 intervalos entre APs, gerados para um trecho de 1s de duração de eventos neurais pelo simulador da medula

espinhal para 0,01 ms de passo na simulação de um motoneurônio S (vide Figura 67.B). Com base nos APs constroem-se os MUAPTs sem e com a inclusão das áreas dos eletrodos de superfície.

Figura 67 Geração e simulação do MUAPT de 2000 FBs (similar ao *MG* do homem). (A). Histograma com simulador da medula espinhal (Cisi, 2002). (B). Instantes de ocorrência dos APs no axônio eferente. (C). MUAPT criado a partir do MUAP de referência simulado seguindo o método analítico de Miller -Larsson. (D) MUAPT criado a partir do MUAP_E de referência simulado seguindo o método analítico de Miller -Larsson.

A Figura 68 mostra a diferença entre as transformadas de Fourier dos sinais sem levar em conta as áreas dos eletrodos (Figura 68.A) em que se chega a pouco mais de 600 Hz e com as áreas dos eletrodos (Figura 68.B), chegando-se perto de 500 Hz. Mas as duas mostram quedas de magnitude em 250 Hz e 500 Hz.

Figura 68 Comparação entre as transformadas de Fourier para os MUAPTs do MG do homem baseado no simulador da medula espinal (Cisi, 2002) sem levar(A), e levando em conta (B) a modelagem do eletrodo de superfície com 20 mm de separação.

5.4.2.2 INTERVALOS ENTRE INSTANTES DE OCORRÊNCIA GERADOS COM DISTRIBUIÇÃO GAUSSIANA.

Fez-se outra simulação levando em conta a relação entre a média e a desvio padrão do *bíceps braquial* para os intervalos de tempo entre os instantes de disparos nos motoneurônios como na secção anterior. Neste caso com um padrão de disparo mais rápido (vide Figura 69.A e B), o espectro mostra uma maior faixa de frequência (vide Figura 69.A).

Figura 69 Geração e simulação do MUAPT de 2000 FBs (similar ao *GM* do homem). (A). Histograma com distribuição gaussiana de $\mu = 20$ ms e $\sigma = 4,36$ ms. (B). Instantes de ocorrência dos APs no axônio eferente. (C). MUAPT criado em base do MUAP de referência simulado seguindo o método analítico de Miller -Larsson. (D) Transformada de Fourier para o MUAPT criado para 20 mm de separação dos pontos.

Entretanto, a Figura 70 mostra a diferença entre as transformadas de Fourier dos sinais sem levar em conta os eletrodos de disco (Figura 70.A) chegando a pouco mais de 600 Hz e levando em conta os eletrodos (Figura 70.B), chegando perto de 500 Hz. Mas as duas mostram quedas de magnitude em 250 Hz e 500 Hz, isto se deve a que a modelagem dos eletrodos é independente do comportamento do SFAP.

Figura 70 Comparação entre as transformadas de Fourier para os MUAPTs do MG do homem nos instantes dos APs com $\mu = 20$ ms e $\sigma = 4,36$ ms Sem levar(A), e levando em conta (B) a modelagem do eletrodo de superfície.

Em síntese os resultados da geração dos MUAPTs mostraram que:

1. Quanto mais variações tiverem os MUAPs, ou seja, quanto maior for o número de FBs, maior serão as faixas de frequência nas formas das séries temporais que compõem os MUAPs. Isso significa que se precisa de uma maior frequência de amostragem.
2. O número de FBs testado, 600 para uma MU do músculo *bíceps braquial* e 2000 para uma MU do músculo MG afeta principalmente a amplitude do sinal medido.
3. Os espectros dos MUAPTs mostram claramente quedas em frequências de 250 Hz, o qual se corresponde com os 20 mm de distância entre os pontos de captação, i.e. $(0,05 \text{ m/s}) / (20 \text{ mm} * 1000 \text{ mm} / 1 \text{ m}) = 250 \text{ Hz}$
4. A frequência de disparo que atravessa o axônio foi vista no espectro do MUAPT.

5.5 CÁLCULO DE VARIOS MUAPs

A simulação de cada de MUAPs baseada em diâmetros e distribuições das fibras musculares e localizações dos pontos de detecção estocasticamente geradas, pode ser realizada a cada simulação, *on-line* (isto é, que os cálculos são gerados aleatoriamente cada vez que se faz uma simulação) ou pode ser calculada previamente, *off-line* (neste caso implicando o armazenamento de MUAPs em arquivos) e ser usada em cada simulação.

Chegados aqui, devemos levar em conta os seguintes aspectos:

1. Que o simulador deve procurar refletir no possível a fisiologia do músculo: Ou seja neste caso é melhor uma simulação estocástica de acordo com a localização dos eletrodos e a distância radial do centro da MU ao eletrodos (*on-line*) que uma baseada em tabelas feitas estatisticamente e armazenadas em arquivos e aproximada por interpolação (*off-line*).
2. O cálculo *on-line* dos MUAPs das 272 motoneurônios (gato) ou 579 (homem) precisa realizar-se somente uma vez, depois é função dos padrões de disparo da rede dos motoneurônios (vide Figura 71). Assim temos que a inclinação da linha que indica a duração da simulação em função do número de potenciais de ação dos MUAPs gerados *on-line* é perto de 0, ou seja muito menor que aquela da rede dos motoneurônios, e similarmente o cálculo *off-line* terá aproximadamente a mesma inclinação, mas com um tempo inicial da ordem de 6 ms pela leitura de arquivos (Esener e Kryder, 1999; Beach, 2004). Assim tem-se que obter um tempo de simulação do EMG que não seja da ordem do tempo necessário para simular o padrão de disparos da rede neural. Por exemplo a Figura 71 mostra inicialmente um tempo maior em simulação para o caso *on-line* (linha reta tracejada) que para o caso *off-line* (linha reta continua). Então para esta avaliação podemos ter duas curvas com a mesma inclinação, diferenciados pelos valores número de MUAP gerados *on-line* ($T_{C, on}$) e número de MUAP gerados *off-line* ($T_{C, off}$), e a escolha desta parte é se o tempo associado para N_{AP-on} é menor significativamente que N_{AP-off} .
3. Fazendo uma extrapolação da Tabela 1, o tempo de simulação da rede de

motoneurônios poderia não seguir uma linha (vide Figura 71), razão pela qual se avaliará no futuro o tempo total de geração do EMG.

4. As simulações iniciais têm sido feitas em Matlab 6.5 no modo intérprete, mas para as simulações de muitas fibras é recomendável o uso de compiladores, tais como os que se fará em Visual C++ para dar a continuidade ao simulador existente no LEB.

Figura 71 Relação esperada entre os tempos de simulação (T_c) e a duração de eventos simulada (T_n) do simulador existente para um MN e o MUAP.

6 CONCLUSÕES.

A modelagem desenvolvida permite a geração de uma distribuição das FBs em posições compatíveis com a anatomia e agrupamento no músculo.

A modelagem desenvolvida permite a geração do SFAP sem e com eletrodos para distâncias compatíveis com a anatomia dos músculos dos espécimes estudados.

A modelagem desenvolvida permite a geração do MUAP para distâncias compatíveis com a anatomia dos espécimes estudados.

A modelagem desenvolvida permite a geração dos trens temporais de MUAP para distâncias compatíveis com a anatomia dos espécimes estudados.

7 BIBLIOGRAFIA

- [1] Abe, T. (2002). "Fascicle length of gastrocnemius muscles in monozygous twins." **Journal of physiological anthropology and applied human science**. 21(6): 291-295.
- [2] Abe, T.; Kumagai, K.; Brechue, W.F. (2000): Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Junio:32(6):1125-9.
- [3] Ariano, M.A.; Armstrong, R.B.; Edgerton, V.R. (1973) Hindlimb muscle fiber populations of five mammals. **J. Histochem. Cytochem.** 21:51-55, 1973.
- [4] Aoki, M. (1977). "Distal slowing of conduction in forelimb and hindlimb myelinated cutaneous afferent fibers in cat." **Experimental Neurology** 56(1): 200-211.
- [5] Basmajian, J.; DeLuca, C.J. (1985) *Muscles Alive: Their Function Revealed by Electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- [6] Beach, T.E. (2004) "Storage Devices" University of New Mexico – Los Alamos Disponível em <<http://www.la.unm.edu/~beach/terms/storage.html>> Acesso em: 13 de maio de 2006
- [7] Beck, J.; Sinderby, C.; Weinberg, J.; Grassino, A. (1995). "Effects of muscle-to-electrode distance on the human diaphragm electromyogram." **J Appl Physiol** 79(3): 975-985.
- [8] Binzoni, T.; Bianchi, S.; Hanquinet, S.; Kaelin, A.; Sayegh, Y.; Dumont, M.; Jéquier, S. (2001). "Human gastrocnemius medialis Pennation Angle as a Function of Age: From Newborn to the Elderly." **Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science** 20(5): 293-298.
- [9] Bodine-Fowler, S.; Bodine-Fowler, S.; Garfinkel, A.; Roy, R.R.; Edgerton, V.R. (1990). "Spatial distribution of muscle fibers within the territory of a motor unit." **Muscle & Nerve** 13(12): 1133-1145.
- [10] Boyd, I.A.; Kalu, K.U. (1979) Scaling factor relating conduction velocity

- and diameter for myelinated afferent nerve fibres in the cat hind limb. **J Physiol (Lond)** 289: 277-297
- [11] Buchthal, F.; Guld, C.; Rosenfalck, P. (1955a). "Propagation velocity in electrically activated muscle fibres in man." **Acta Physiologica Scandinavica** 34: 75-89.
- [12] Buchthal, F.; Guld, C.; Rosenfalck, P. (1955b). "Innervation zone and propagation velocity in human muscle." **Acta Physiologica Scandinavica** 35: 174-190.
- [13] Buchthal, F.; Erminio, F.; Rosenfalck, P. (1959). "Motor unit territory in different human muscles." **Acta Physiol Scand.** 45(1):72-87.
- [14] Burke, R.E.; Levine, D.N.; Zajac, F.E.; Tsairis, P.; Engel, W.K.(1971) Mammalian motor units: physiological-histochemical correlation in three types in cat gastrocnemius. **Science.** 174(10): 709-12.
- [15] Burke, R.E.; Levine, D.N.; Tsairis, P; Zajac, F.E 3d. (1973a) Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. **J Physiol (Lond)** 1973 234: 723-748.
- [16] Burke, R.E.; Levine, D.N. (1973b) Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius. **J Physiol (Lond)** 1973 234: 749-765.
- [17] Burke, R.E.(1981) Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. Ch 10, pp 345-422 in: Handbook of Physiology Section I: The Nervous System Volume II. Motor Control, Part I. Section ed. J.M. Brookhart and V.B. Mountcastle. American Physiological Society, Bethesda, Md. 1981.
- [18] Buller, A.J.; Dornhorst, A.C.; Edwards, R.; Kerr, D.; Whelan, R.F. (1959) Fast and slow muscles in mammals. **Nature** :183(4674):1516-7.
- [19] Celichowski, J.; Krutki, P.; Bichler, E (1996). "Axonal conduction velocity of motor units of rat's medial gastrocnemius muscle." **Journal of Physiology-Paris** 90(2): 75-78.
- [20] Chamberlain, S.; Lewis, D. (1989). "Contractile characteristics and innervation ratio of rat soleus motor units." **J Physiol (Lond)** 412: 1-21.
- [21] Cisi, R.R.L. (2002) "Desenvolvimento de um simulador de uma sub-rede da medula espinal" Dissertação de mestrado – EP-USP.

- [22] Clarys, J.P.; Cabri, J. (1993). 'Electromyography and the study of sports movements: a review', **J. Sports Sci.**, 11, pp. 379–448
- [23] Daube, J.R. (1995) "Estimating the number of motor units in a muscle." **J Clin Neurophysiol** 12, pp. 585–594.
- [24] Daube, J.R. (2006). "Motor unit number estimates--From A to Z." **Journal of the Neurological Sciences** 242(1-2): 23-35.
- [25] Degaspari, S. (2003) "Influência da denervação cirúrgica nos diferentes tipos de fibras musculares, morfologia da célula satélite e microvascularização do músculo sóleo de ratos Wistar" Dissertação de mestrado – ICB-USP.
- [26] Dheyriat, A.; Sappey-Marini, D.; Lissac, M.; Bonmartin, A.(1997)" Anatomical study with MRI of a small muscle: the masseter". **J Radiol.** 1997 May; 78(5): 359-66.
- [27] Dorfman, L. J.; Howard, J. E.; McGill, K.C. (1989). Clinical studies using automatic decomposition electromyography (ADEMG) in needle and surface EMG. **Computer Aided EMG and Expert Systems**. J. E. Desmedt. Amsterdam, Elsevier: 189-204.
- [28] Duchene, J.; Hogrel, J.Y. (2000). "A model of EMG generation." **IEEE Transactions on Biomedical Engineering** 47: 192-201.
- [29] Dumitru, D.; King, J.C.; Rogers, W.E., Stegeman, D.F. (1999) "Positive sharp wave and fibrillation potential modeling". **Muscle & Nerve**. 22(2): 242-51.
- [30] Dumitru, D., J. C. King, *et al.* (1999). "Determinants of motor unit action potential duration." **Clinical Neurophysiology** 110: 1876-1882.
- [31] Edgerton, V.R.; Smith, J.L.; Simpson, D.R. (1975). "Muscle fibre type populations of human leg muscles." **Histochemical Journal** 7: 259-266.
- [32] Einsiedel, L.; Luff, A. (1993). "Motor units within the normal rat medial gastrocnemius." **Exp Physiol** 78(3): 371-381.
- [33] El Dassouki, M.; Lefaucheur, J.-P.(2002). "The correlation between muscle and nerve fiber conduction velocities in thenar muscle is lost in case of carpal tunnel syndrome." **Clinical Neurophysiology** 113(7): 1121-1124.

- [34] Esener, S.; Kryder, M. (1999) "Alternative Storage Technologies" **WTEC Panel Report on The Future of Data Storage Technologies**. WTEC Hyper-Librarian. Baltimore, Maryland
- [35] Farina, D.; Merletti, R. (2001). "A novel approach for precise simulation of the EMG signal detected by surface electrodes." **IEEE Transactions on Biomedical Engineering** 48: 637-646.
- [36] Farina, D.; Cescon, C.; Merletti, R. (2002). "Influence of anatomical physical and detection - system parameters on surface EMG." **Biol. Cybern.** 86: 445 - 456.
- [37] Feindel, W.; Hinshaw, J.R.; Weddell, G. (1952) The pattern of motor innervation in mammalian striated muscle. *J Anat.* 1952 Jan;86(1):35-48.
- [38] Feindel, W. (1954). "Anatomical overlap of motor-units." **The Journal of Comparitve Neurology** 101(1): 1-17.
- [39] Feinstein, B.; Lindegard, B.; Nyman, E.; Wohlfart, G. (1955) "Morphologic studies of motor units in normal human muscles". **Acta Anat (Basel)**. 1955; 23(2): 127-42.
- [40] Fleshman, J.W.; Munson, J.B.; Sybert, G.M.; Friedman, W.A. (1981). "Rheobase, input resistance, and motor-unit type in medial gastrocnemius motoneurons in the cat." **Journal of Neurophysiology** 46: 1326-1338.
- [41] Friederich, J. A.; Brand, R. A. (1990). "Muscle fiber architecture in the human lower limb." **Journal of Biomechanics** 23(1): 91-95.
- [42] Fry, N.R.; Gough, M.; Shortland, A.P. (2004) "Three-dimensional realisation of muscle morphology and architecture using ultrasound". **Gait Posture**. 20(2): 177-82.
- [43] Griep PA, Gielen FL, Boom HB, Boon KL, Hoogstraten LL, Pool CW, Wallinga-De Jonge W (1982). Calculation and registration of the same motor unit action potential. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol.** 53(4):388-404.
- [44] Gwynn, D.G.; Heardman, V. (1965) "A cholinesterase-Bielschowsky staining method for mammalian motor endplates." **Stain Technol.** 4: 15-18.
- [45] Gydikov, A., L. Gerilovsky, *et al.* (1986). "Influence of the muscle fibre

- end geometry on the extracellular potentials." **Biol Cybernetics** 54: 1-8.
- [46] Gutmann, E.; Hanzlikova, V. (1966) "Motor Unit in Old Age" **Nature** (London) 209: 921-922.
- [47] Happak, W.; Liu, J.; Burggasser, G.; Flowers, A.; Gruber, H.; Freilinger, G. (1997). "Human Facial Muscles: Dimensions, Motor Endplate Distribution, And Presence Of Muscle Fibers With Multiple Motor Endplates." **The Anatomical Record** 249: 276-284.
- [48] Helal, J.-N.; Bouissou, P. (1992). "The spatial integration effect of surface electrode detecting myoelectric signal." **IEEE Transactions on Biomedical Engineering** 39(11): 1161-1167.
- [49] Helene, O.A.M.; Varin, V.R. (1991) "Tratamento Estatístico de Dados em Física Experimental" Editora Edgard Blücher Ltda, 2ª edição, 1-116
- [50] Henneman, E.; Olson, C.B. (1965). "Relations Between Structure And Function In The Design Of Skeletal Muscles." **J Neurophysiol** 28(3): 581-598.
- [51] Huxley A.F., Stämpeli R. (1949) Evidence for saltatory conduction in peripheral myelinated nerve fibres. **J Physiol.** ;108(3):315–339
- [52] Jacobs, J.; Homan, M. (2004) "AMD Sempron 2800+ & 3100+" Disponível em: <<http://www.techwarelabs.com/reviews/processors/sempron/>> Acesso em: 20 de junho de 2005.
- [53] Johnson, M.A.; Polgar, J.; Weightman, D.; Appleton, D. (1973a) "Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study." **J Neurol Sci.** 18(1):111-129.
- [54] Johnson, M.A.; Polgar, J.; Weightman, D.; Appleton, D. (1973b) "A comparison of Fibre Size, Fibre Type Constitution and Spatial Fibre Type Distribution in Normal Human Muscle and in Muscle from Cases of Spinal Muscular Atrophy and from Other Neuromuscular Disorders." **J Neurol Sci.** 19(3):347-361.
- [55] Kadhiresan, V.; Hassett, C.; Faulkner, J.A. (1996). "Properties of single motor units in medial gastrocnemius muscles of adult and old rats." **J Physiol (Lond)** 493(2): 543-552.
- [56] Kanda, K. and K. Hashizume (1998). "Effects of long-term physical

- exercise on age-related changes of spinal motoneurons and peripheral nerves in rats." **Neuroscience Research** 31(1): 69-75.
- [57] Kandel, E.R.; Schwartz; J.H., Jessell, T.M. (2000). "Principles of Neural Science". New York, McGraw-Hill, 1-1414.
- [58] Kereshi, S.; Manzano, G.; McComas, A.J. (1983) "Impulse conduction velocities in human biceps brachii muscles." **Exp Neurol.** Jun;80(3):652-62.
- [59] Kernell, D.; Lind, A.; van Diemen, A.B.J.P.; De Haan, A. (1995). "Relative degree of stimulation-evoked glycogen degradation in muscle fibres of different type in rat gastrocnemius." **J Physiol (Lond)** 484(1): 139-153.
- [60] Kleissen, R.F.; Burke, J.H.; Harlaar, J.; Zilvold, G. (1998) "Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application". **Gait Posture.** 1998 Oct 1;8(2): 143-158.
- [61] Koshev, A.; Gantchev, N.; Gydikov, A.; Gerasimenko, Y.; Christova, P. (1992). "The effect of muscle fiber length change on motor units potentials propagation velocity." **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 32(6): 287-294.
- [62] Kugelberg, E. "Histochemical composition, contraction speed and fatigability of rat soleus motor units." **J Neurol Sci.** 1973 Oct; 20(2): 177-98.
- [63] Kumagai, K.; Abe, T.; Brechue, W.F.; Ryushi, T.; Takano, S.; Mizuno, M. (2000): Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. **Journal of Applied Physiology**, 88(3):811-6.
- [64] Lago, P.; Jones, N. B. (1977). "Effect of motor-unit firing time statistics on e.m.g. spectra." **Med Biol Eng Comput** 15(6): 648-655.
- [65] Lateva, Z.C.; McGill, K.C.; Johanson, M.E. (2002). "Electrophysiological evidence of adult human skeletal muscle fibres with multiple endplates and polyneuronal innervation." **J Physiol (Lond)** 544(2): 549-565.
- [66] Lim, A.Y.; Pereira, B.P.; Kumar, V.P.; De Coninck, C.; Taki, C.; Baudet, J.; Merle, M. (2004). "Intramuscular innervation of upper-limb skeletal muscles." **Muscle & Nerve** 29(4): 523-530.
- [67] Lindstrom, L.H.; Magnusson, R.I. (1977). "Interpretation of myoelectric

- power spectra: a model and its applications." **Proc of the IEEE** 65: 653-662.
- [68] Loh, E.Y.; Agur, A.M.; McKee, N.H. (2003). "Intramuscular innervation of the human soleus muscle: A 3D model." **Clinical Anatomy** 16(5): 378-382
 - [69] Lowery, M.M.; Stoykov, N.S.; Taflove, A.; Kuiken, T.A. (2002). A multiple-layer finite-element model of the surface EMG signal. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering** 2002 May;49(5):446-54.
 - [70] Maltenfort, M. G.; Heckman, C. J.; Rymer, W.Z. (1998). "Decorrelating actions of Renshaw interneurons on the firing of spinal motoneurons within a motor nucleus: a simulation study." **Journal of Neurophysiology** 80: 309-323.
 - [71] McColl, R.W; Fleckenstein, J.L.; Bowers, J.; Theriault, G.; Peshock, R.M. (1992) "Three-dimensional reconstruction of skeletal muscle from MRI". **Comput Med Imaging Graph.** 16(6): 363-71.
 - [72] McDonagh, J.C.; Binder, M.D.; Reinking, R.M.; Stuart, D.G. (1980). "A commentary on muscle unit properties in cat hindlimb muscles." **Journal of Morphology** 166(2): 217 - 230.
 - [73] McGill, K.C.; Lateva, Z.C (2001). "A model of the muscle-fiber intracellular action potential waveform, including the slow repolarization phase." **IEEE Transactions on Biomedical Engineering** 48: 1480-1483.
 - [74] McGill, K.C. (2004) "Surface electromyogram signal modeling"(2004). **Med Biol Eng Comput.**;42(4):446-54.
 - [75] McNeil, C.J.; Doherty, T.J.; Stashuk, D.W.; Rice, C.L. (2005). "Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men." **Muscle & Nerve** 31(4): 461-467.
 - [76] McPhedran, A. M.; Wuerker, R. B.; Henneman, E. (1965). "Properties Of Motor Units In A Homogeneous Red Muscle (Soleus) Of The Cat." **J Neurophysiol** 28(1): 71-84.
 - [77] Miller-Larsson, A. "A model of spatial distribution of muscle fibres of a motor unit in normal human limb muscles." **Electromyogr Clin Neurophysiol.** 20(4-5):281-98.
 - [78] Miller-Larsson, A. (1985) "An analysis of extracellular single muscle fibre

- action potential field--modelling results". **Biol Cybern.** 1985; 51(4): 271-84.
- [79] Miller-Larsson, A. (1986). "Motor unit action potential field--modelling results." **Biol Cybern** 53(5): 307-321.
- [80] Mito, K.; Kaneko, K.; Makabe,H.; Takanokura, M.; Sakamoto, K. (2006). "Comparison of experimental and numerical muscle fiber conduction velocity (MFCV) distribution around the end-plate zone and fiber endings." **Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research.** 12(4): BR115-123.
- [81] Morgan, D. L.; Proske, U. (2001). "On the branching of motoneurons." **Muscle & Nerve** 24(3): 372 - 379.
- [82] Myers, L. J.; Lowery, M.; O'Malley, M.; Vaughan, C. L.; Heneghan, C.; St Clair Gibson, A.; Harley, Y. X.; Sreenivasan, R. (2003). "Rectification and non-linear pre-processing of EMG signals for cortico-muscular analysis." **Journal of Neuroscience Methods** 124(2): 157-65.
- [83] Muraoka, T.; Chino, K.; Muramatsu, T.; Fukunaga, T.; Kanehisa, H. (2005). "In vivo passive mechanical properties of the human gastrocnemius muscle belly." **Journal of Biomechanics** 38(6): 1213-1219.
- [84] Nandedkar, S.D; Stålberg, E.V. (1983). "Simulation of single muscle fibre action potentials." **Medical & Biological Eng & Computing** 18: 719-726.
- [85] Nandedkar, S.D.; Stålberg, E.V.; Sanders, D.B. (1985). "Simulation techniques in electromyography." **IEEE Transactions on Biomedical Engineering** 32: 775-785.
- [86] Nandedkar, S. D.; Sanders, D.B.; Stalberg, E.V. (1986). "Simulation and analysis of the electromyographic interference pattern in normal muscle. Part II: Activity, upper centile amplitude, and number of small segments." **Muscle & Nerve** 9: 486-490.
- [87] Nandedkar, S.D.; Sanders, D.B.; Stalberg, E.V.Nandedkar (1988). "Simulation of concentric needle EMG motor unit action potentials." **Muscle & Nerve** 11(2): 151-159.
- [88] Norman,W. (1999) "Table of Lower Limb Muscles" Disponível em:

<<http://mywebpages.comcast.net/wnor/tableofmuscles.htm>> Acesso em: 04 de Novembro de 2004.

- [89] Nyquist, H. (1928). "Certain Factors Affecting Telegraph Speed." **Bell System Technical Journal** 47: 617–644.
- [90] Ogata, T.; F. Murata (1969). "Cytological features of three fiber types in human striated muscle." **Tohoku J Exp Med** 99(3): 225-245.
- [91] Ogata, T.; Yamasaki, Y. (1985) "The three-dimensional structure of motor endplates in different fiber types of rat intercostal muscle. A scanning electron-microscopic study." **Cell Tissue Res**: 241(3):465-72.
- [92] Okajima, Y.; Toikawa, H.; Hanayama, K.; Ohtsuka, T.; Kimura, A.; Chino, N. (1998). "Relationship between nerve and muscle fiber conduction velocities of the same motor unit in man." **Neuroscience Letters** 253(1): 65-67.
- [93] Ottaviani, L.B.; Childers, M.K. (1995). "Localization of the neuromuscular junction through needle electromyography." **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation** 76(11): 1045-1046.
- [94] Padykula, H.A.; Gauthier, G.F. (1970) The Ultrastructure of the Neuromuscular Junctions of Mammalian Red, White, and Intermediate Skeletal Muscle Fibers. **The Journal of Cell Biology** • Volume 46, 1970 • Pages 27-41.
- [95] Parent, M.; Lévesque; Parent, A. (2001). "Two types of projection neurons in the internal pallidum of primates: Single-axon tracing and three-dimensional reconstruction." **The Journal of Comparative Neurology** 439(2): 162-175.
- [96] Park, E.; Meek, S.G. (1995). "Adaptive filtering of the electromyographic signal for prosthetic control and force estimation." **IEEE Transactions on Biomedical Engineering** 42: 1048-1052.
- [97] Peker, T.; Gulekon, N.; Turgut, B.H.; Anil, A.; Karakose, M.; Mungan, T. Danisman, N. (2006) "Observation of the Relationship between the Shape of Skeletal Muscles and Their Nerve Distribution Patterns: A Transparent and Microanatomic Study." **Plastic and reconstructive surgery** 117(1): 165-76.

- [98] Paul, A. C. (2001). "Muscle length affects the architecture and pattern of innervation differently in leg muscles of mouse, guinea pig, and rabbit compared to those of human and monkey muscles." **The Anatomical Record** 262(3): 301 - 309.
- [99] Person, R.S.; Libkind, M.S. (1969) "Simulation of electromyograms showing interference patterns." **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 28(6): 625-632.
- [100] Pestronk, A.; Drachman, D. B. (1988). "Motor nerve outgrowth: reduced capacity for sprouting in the terminals of longer axons." **Brain Research** 463(2): 218-222.
- [101] Plonsey, R. (1974) "The active fiber in a volume conductor". **IEEE Trans Biomed Engineering** 1974; 21:371–81
- [102] Polla, B.; D'Antona, G.; Bottinelli, R.; Reggiani, C. (2004) "Respiratory muscle fibres: specialisation and plasticity". **Thorax**. 2004 Sep; 59(9): 808-17.
- [103] Prodanov, D.; Thil, M.-A.; Marani, E.; Delbeke, J.; Holsheimer, J. (2005). "Three-dimensional topography of the motor endplates of the rat gastrocnemius muscle." **Muscle & Nerve** 32(3): 292-302.
- [104] Putz, R.; Pabst (1993) "Sobota: Atlas de Anatomia Humana: Volume 2" Tradução Alexandre Werneck, Cíntia Braga, Wilma Werneck, Hércio Werneck. Rio de Janeiro: Editora Guanabara 1995. 397 p. Título original: Atlas of Human Anatomy (Two Volume Set). 20th edition
- [105] Quick, D.C.; Kennedy, W.R.; Donaldson, L. (1979). "Dimensions of myelinated nerve fibers near the motor and sensory terminals in cat tenuissimus muscles." **Neuroscience** 4(8): 1089-1096.
- [106] Rochel, S.; Robbins, N. (1988). "Effect of partial denervation and terminal field expansion on neuromuscular transmitter release and nerve terminal structure." **J. Neurosci.** 8(1): 332-338.
- [107] Roy, R.R.; Garfinkel, A.; Ounjian, M.; Payne, J.; Hirahara, A.; Hsu, E.; Edgerton, V.R. (1995). "Three-dimensional structure of cat tibialis anterior motor units." **Muscle & Nerve** 18: 1187-1195.
- [108] Rosenfalck P. (1969) "Intra- and extracellular potential fields of active

- nerve and muscle fibres". **Acta Physiol Scand** 321(Suppl.): 1–168.
- [109] Rushton W.A.H. (1951) A theory of the effects of fibre size in medullated nerve, **J Physiol (London)** 115:101–122.
- [110] Sadoyama, T.; Masuda, T.; Miyano, H. (1985) "Optimal conditions for the measurement of muscle fibre conduction velocity using surface electrode arrays." **Med Biol Eng Comput** 23(4): 339-42.
- [111] Sakamoto, K.; Li, W. (1997). "Effect of Muscle Length on Distribution of Muscle Fiber Conduction Velocity for M. Biceps Brachii." **Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science** 16: 1-7.
- [112] Sekiya, S. (1991). "Muscle architecture and intramuscular distribution of nerves in the human soleus muscle." **Acta Anat (Basel)** 140(3): 213-223.
- [113] Sinderby, C.A.; Comtois, A.S.; Thomson, R.G.; Grassino, A.E. (1996). "Influence of the bipolar electrode transfer function on the electromyogram power spectrum." **Muscle & Nerve** 19(3): 290 - 301.
- [114] Slawnych, M.; Laszlo, C.; Hershler, C. (1997). Motor unit number estimation: sample size considerations. **Muscle & Nerve**. 1997 Jan; 20(1): 22-8.
- [115] Slack, J.R.; Docherty, J.R. (1978) The pattern of innervation of a polyneural muscle: axolotl iliotibialis. **Cell Tissue Res**. 1978 Jan 9;186(1):171-80.
- [116] Stalberg, E.; Karlsson, L. (2001). "Simulation of the normal concentric needle electromyogram by using a muscle model." **Clinical Neurophysiology** 112(3): 464-471.
- [117] Staron, R.S (1997). Human skeletal muscle fiber types: delineation, development, and distribution. **Can J Appl Physiol**. 1997;22:307-327
- [118] Stashuk, D.W. (1993). "Simulation of electromyographic signals." **Journal of Electromyography and Kinesiology** 3: 157-173.
- [119] Stein, R.B. (1980). Nerve and Muscle:Membranes, **Cells and Systems**. Springer; 265 p
- [120] Steinberger, P.; Wallays, H. (2005) "Ambystoma mexicanum" Disponível em: <http://www.rieo.net/amph/saramand/imori/amby/mexica.htm>>
Acesso em: 07 de julho de 2005.

- [121] Sutherland, D.H. (2001): "The evolution of clinical gait analysis. Part 1: kinesiological EMG", **Gait Posture**, 14, pp. 61–70.
- [122] Sutlive, T.G.; McClung, J.R.; Goldberg, S.J.(1999) . "Whole-Muscle and Motor-Unit Contractile Properties of the Styloglossus Muscle in Rat." **J Neurophysiol** 82(2): 584-592.
- [123] Tang, J.; Landmesser, L (1993). "Reduction of intramuscular nerve branching and synaptogenesis is correlated with decreased motoneuron survival." **J. Neurosci.** 13(7): 3095-3103.
- [124] Thomas, C.K.; Sesodia, S.; Erb, D.E.; Grumbles, R.M. (2003). "Properties of medial gastrocnemius motor units and muscle fibers reinnervated by embryonic ventral spinal cord cells." **Experimental Neurology** 180(1): 25-31.
- [125] Tomas, J.; Santafe, M.; Fenoll, R.; Mayayo, E.; Batlle, J.; Lanuza, A.; Piera, V. (1992) "Pattern of arborization of the motor nerve terminals in the fast and slow mammalian muscles." **Biology of the Cell** 74: 299-305.
- [126] Trontelj, J.V.; Stalberg, E.; Mihelin, M. (1990). "Jitter in the muscle fibre." **J Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry** 53: 49-54.
- [127] Uchiyama, T.; Johansson, H.; Windhorst, U. (2003a). "Static and dynamic input-output relations of the feline medial gastrocnemius motoneuron-muscle system subjected to recurrent inhibition: a model study." **Biol Cybern** 89(4): 264-73.
- [128] Uchiyama, T.; Johansson, H.; Windhorst, U. (2003b). " A model of the feline medial gastrocnemius motoneuron-muscle system subjected to recurrent inhibition." **Biol Cybern** 89(4): 139-151.
- [129] Vyskocil, F.; Magazanik, L.G. (1977) Dual end-plate potentials at the single neuromuscular junction of the adult frog. **Pflugers Arch.** 25; 368(3): 271-273
- [130] Wickiewicz, T.L.;Roy, R.R.;Powell, P.L.; Edgerton, VR. (1983). "Muscle architecture of the human lower limb." **Clinical Orthopaedics and Related Research** 179: 275-283.
- [131] Wilson, M.H.; Deschenes, M.R. (2005). "The neuromuscular junction: anatomical features and adaptations to various forms of increased, or

- decreased neuromuscular activity." **International Journal of Neuroscience** 115(6): 803 - 828.
- [132] Wines, M.M.; Hall-Craggs, E.C.B. (1986). "Neuromuscular relationships in a muscle having segregated motor endplate zones. I. Anatomical and physiological considerations." **The Journal of Comparative Neurology** 249(2): 147-151.
- [133] Zhou, P.; Rymer, W.Z. (2004) "Can standard surface EMG processing parameters be used to estimate motor unit global firing rate?" **Journal of Neural Engineering** 1: 99-110.