

RASTREAMENTO DE MULTIPLAS ZONAS DE INERVAÇÃO DE S-EMG MULTICANAL POR TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS

F. A. Soares****, A. Zaghetto***, J. L. A. de Carvalho*, A. F. da Rocha**

*Departamento de Engenharia Elétrica - ENE/Universidade de Brasília - UnB, Brasília, Brasil

**Faculdade UnB Gama/Universidade de Brasília - UnB, Gama, Brasil

***Departamento de Ciência da Computação - CIC/Universidade de Brasília - UnB, Brasília, Brasil

soaresfabiano@ieee.org

Abstract: Tracking of innervation zones (IZs) is an important problem in surface electromyography (S-EMG). Cases of fecal or urinary incontinence after episiotomy are often associated with lesions on the IZs of the muscles of the perineum. These cases of incontinence could be easily avoided if proper methods of IZ identification were available. This work proposes a method for tracking of multiple IZs based on image processing techniques. A total of 12 synthetic S-EMG signals, contemplating one, two, or three IZs were simulated to evaluate the algorithm. The proposed method was able to correctly identify the IZs on such signals. It proved to be robust to false negatives (fail to identify an IZ), but it was sensitive to false positives (detecting an IZ that does not exist).

Palavras-chave: eletromiografia de superfície multicanal; S-EMG multicanal; zonas de inervação; processamento de imagens; arranjos de eletrodos.

Introdução

O posicionamento do eletrodo é uma questão importante durante a gravação de sinais eletromiográficos de superfície (*surface electromyography*, ou S-EMG) [1]. A posição do eletrodo é geralmente determinada pela localização da zona de inervação (*innervation zone*, ou IZ). A qualidade da informação registrada pode diminuir se os eletrodos não estiverem devidamente posicionados, especialmente se eles estiverem próximos à IZ ou às regiões de tendão, onde a forma do potencial de ação da unidade motora (*motor unit action potential*, ou MUAP) muda significativamente [2]. A eletromiografia de superfície multi-canal, usando arranjos (vetores) de eletrodos, permite a extração de informações anatômicas e fisiológicas das unidades motoras (*motor units*, ou MUs), tais como a localização das IZs [2]. Num futuro próximo, grandes conjuntos de eletrodos serão incorporados em peças de vestuário, com a finalidade de monitorar a atividade dos muitos músculos. A identificação automática das zonas de inervação musculares será essencial para a estimação automática de características anatômicas e fisiológicas.

Além disso, episiotomia ou lacerações durante o parto podem acarretar em danos às inervações dos

músculos na região do períneo, ocasionando em incontinência fecal ou urinária [4], sendo assim, um cuidado adicional, durante o parto ou durante a episiotomia, deve ser tomado, a fim de evitar perda do controle dos músculos do períneo.

A identificação visual das IZs em sinais de eletromiografia é possível, mas frequentemente difícil, principalmente quando analisando um músculo com múltiplas IZs como o esfíncter anal. Embora existam na literatura métodos para o rastreamento automático de IZs [4], nenhum método até o momento se mostrou eficaz no rastreamento de múltiplas IZs.

A metodologia proposta visa identificar uma ou mais IZs por meio da análise de sinais de S-EMG multicanal, utilizando técnicas de processamento de imagem para tal.

Materiais e Métodos

Simulador de sinais de S-EMG – Para analisar o desempenho do método proposto, 12 sinais sintéticos foram utilizados, sendo: 3 sinais com uma IZ; 6 sinais com duas IZs; e 3 sinais com três IZs. Tais sinais foram obtidos por meio do simulador de sinais de S-EMG proposto por Farina e Merletti [5]. Todos os sinais simulados possuem uma velocidade de condução média de $4 \pm 0,3$ m/s e 3 segundos de duração, e possuem dispersão na localização das IZs com desvio padrão de até 1 canal.

Todos os sinais gerados foram baseados em um músculo hipotético com 3 mm de espessura da camada de gordura, 1 mm de espessura da camada de pele, e 20 unidades motoras, cada uma com um número aleatório de fibras musculares (de 50 a 550 fibras) de 220 mm de comprimento. A taxa de amostragem utilizada foi de 2048 Hz para cada um dos 15 canais diferenciais obtidos a partir de um arranjo de 16 eletrodos lineares com uma distância intereletródica de 5 mm.

Formação da Imagem de S-EMG – Um sinal de S-EMG multi-canal corresponde aos sinais de S-EMG em vários pontos de um músculo, adquiridos com um vetor ou uma matriz de eletrodos espaçados uniformemente. Este trabalho interpreta os sinais de S-EMG multi-canal como imagens, onde em um eixo temos as amostras temporais, no outro eixo temos os canais de S-EMG e os tons de cinza representam a amplitude do sinal no

dado canal e no dado instante de tempo. Essa imagem representa informações provenientes de vetores unidimensionais de eletrodos.

Essa representação em forma de imagem foi gerada redimensionando os sinais de S-EMG, usando interpolação bicúbica de duas vezes ao longo da dimensão temporal e de 100 vezes ao longo da dimensão dos canais. Esses fatores de interpolação foram escolhidos segundo um compromisso entre custo e eficiência no tempo de processamento.

Os valores de amplitude foram normalizados para o intervalo de 0 a 1, e representados em tons de cinza, onde o branco representa a amplitude máxima do sinal original e o preto representa a amplitude mínima do sinal original. Dessa forma evidencia-se a condução dos MUAPs ao longo das MUs como linhas diagonais nas imagens obtidas.

Em sinais de S-EMG multi-canal contendo IZs, espera-se dois grupos de linhas diagonais com inclinações opostas, onde a região da imagem a partir de onde esses dois grupos de linhas opostas se originam é a localização de uma IZ.

Rastreamento das IZs – Para destacar linhas de condução mais suaves originadas a partir de MUs profundas ou MUs menores, e para aumentar o contraste dessas linhas, um filtro de detecção de forma de onda foi utilizado para intensificar as regiões da imagem onde MUAPs estão presentes. Dessa forma, as bordas das linhas são exibidas de forma clara e evita-se que linhas de baixo contraste sejam descartadas durante a binarização. O filtro Hermitiano foi adotado para tal objetivo, permitindo uma melhor delimitação dos MUAPs, para os sinais testados. O *kernel* do filtro Hermitiano é dado por:

$$h(x, y) = A \exp\left(-\frac{x'^2}{\sigma_x^2} - \frac{y'^2}{\sigma_y^2}\right), \quad (1)$$

$$x' = x \cos \theta + y \sin \theta, \quad (2)$$

$$y' = -x \sin \theta + y \cos \theta, \quad (3)$$

onde A é um fator de escala e θ é o ângulo de rotação da superfície Hermitiana com respeito ao eixo x.

Foi utilizado o valor $\theta = \pi/2$, devido ao fato de que esse valor resulta no destaque, nas imagens, das linhas de condução tanto das MUAPs que estão acima quanto das que estão abaixo da IZ, o que é necessário para destacar a posição das IZs.

Quanto às dimensões do filtro, foi utilizado o comprimento $\sigma_x = 60$ pixels na horizontal e $\sigma_y = 30$ pixels na vertical. Esses valores são consistentes com a duração típica dos MUAPs [6] para os fatores de interpolação proposto, e são capazes de intensificar a amplitude do sinal de forma a diferenciar as regiões de inatividade das regiões onde os MUAPs estão presentes.

O algoritmo proposto para o rastreamento das IZs é baseado no gradiente das formas de onda na direção dos

canais. Gradientes opostos e divergentes indicam regiões onde existem IZs.

O algoritmo consiste das seguintes etapas:

1. O sinal de S-EMG é filtrado utilizando um filtro passa-baixas do tipo média móvel para remoção de possíveis ruídos de alta frequência (frequências maiores que 1024 Hz) e para suavizar as formas de onda.
2. O sinal é dividido em janelas de 0,1 s.
3. A imagem de S-EMG é criada a partir da interpolação da janela escolhida do sinal original.
4. As amplitudes, para a janela, são normalizadas de 0 a 1.
5. O histograma de tons de cinza da imagem da janela é equalizado para melhorar o contraste da imagem.
6. O filtro Hermitiano é utilizado para destacar as linhas de condução dos MUAPs para cada janela.
7. Para cada linha da imagem da janela (eixo dos canais), é feita a média das amplitudes de cada instante de tempo (tons de cinza das colunas da imagem).
8. Os passos 3 a 6 são repetidos para cada janela.
9. Os vetores coluna resultantes das médias temporais de cada janela são guardados em uma matriz, formando nova imagem.
10. Nessa nova imagem, é feita uma decimação no eixo dos canais para melhorar a visualização da imagem. Dessa forma, obtemos o número de janelas temporais no eixo do tempo (30 janelas de 0,1 s para os sinais simulados) e 15 linhas no eixo dos canais representando cada canal do vetor de eletrodos.
11. É aplicado o gradiente na direção da imagem correspondente à direção dos canais.
12. Uma superfície é formada a partir dos gradientes, onde os picos são as possíveis posições das IZs.
13. Um mapa topológico em tons de cinza é criado a partir da superfície, onde as regiões mais claras indicam as IZs.

Resultados

As Figuras de 1 a 4 ilustram o processo de rastreamento das zonas de inervação para um sinal com duas IZs. A Figura 1 mostra duas IZs criadas em um sinal de S-EMG sintético, a Figura 2 mostra o resultado do procedimento 11, a Figura 3 mostra o resultado do procedimento 12 e a Figura 4 mostra o resultado final após o passo 13.

Para se analisar o desempenho do algoritmo, um especialista identificou manualmente a posição das IZs para todos os sinais. Em seguida, a região apontada pelo especialista foi comparada com a posição apontada pelo algoritmo. Em casos onde existe dispersão das IZs, apenas as posições centrais foram consideradas. Em caso de falso positivo (o algoritmo apontar para uma posição onde não há IZ), a região foi marcada e o número de IZs falsas foi contado.

Não foi levada em conta, para este estudo, a dispersão falsa proporcionada pelo algoritmo. Essa

análise é proposta como trabalho futuro. No entanto todos os sinais simulados possuem um nível de dispersão criado pelo algoritmo para desalinhar as MUs de forma a tornar o músculo artificial mais verossímil.

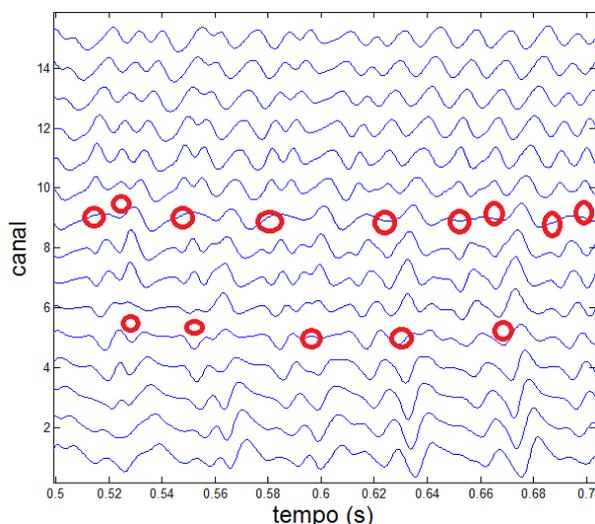


Figura 1: Janela de aproximadamente 0,2 s de um sinal de S-EMG sintético com duas zonas de inervação, localizadas próximas aos canais 5 e 9. As IZs são indicadas por círculos vermelhos em cada MUAP disparado ao longo do tempo. É possível observar uma dispersão nos pontos onde ocorrem as IZs.

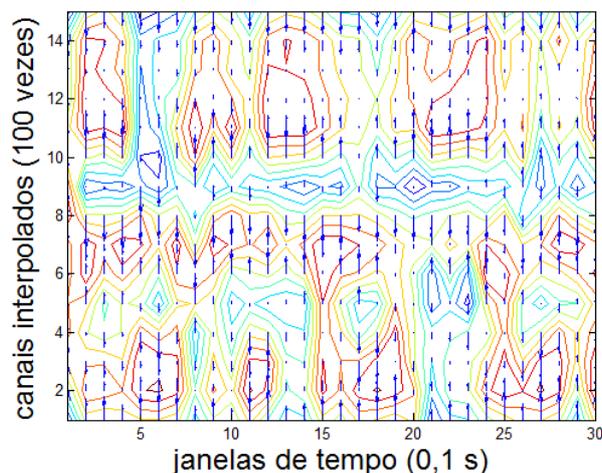


Figura 2: Mapa topológico, com os gradientes para cada janela analisada do sinal da Figura 1. Pares de gradientes divergentes têm suas origens sobre a IZ. Através do mapa é possível verificar que as IZs estão próximas aos canais 5 e 9.

O algoritmo proposto foi capaz de identificar corretamente todas as IZs para os 12 sinais de S-EMG simulados. Casos com uma, duas ou três IZs foram contemplados e corretamente identificados, mesmo quando uma das IZs foi ativada um número reduzido de vezes. O algoritmo mostrou-se ainda capaz de rastrear a dispersão das IZs à medida que outras MUs inervadas em regiões próximas são recrutadas para manter o nível de força exigido. As Figuras de 1 a 4 mostram um

correto rastreamento de IZs para um sinal com duas IZs.

Não foi observado caso de falsos negativos, ou seja, não houve casos onde uma IZ podia ser observada em uma região do sinal de S-EMG multicanal, mas o algoritmo proposto foi incapaz de apontar sua localização.

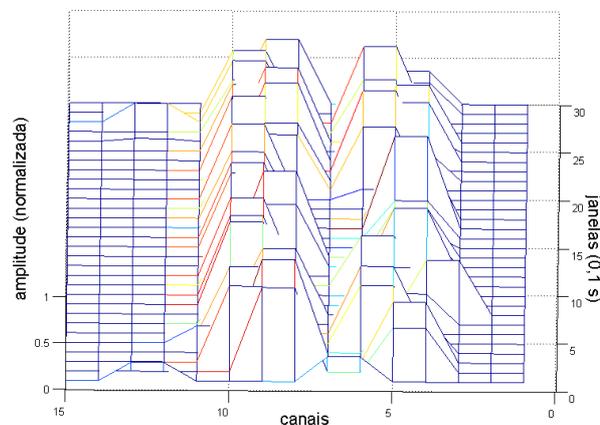


Figura 3: Superfície mostrando os picos que indicam a posição das IZs. Podemos ver que as IZs estão localizadas sobre o canal 5 e o canal 9 com alguma dispersão.

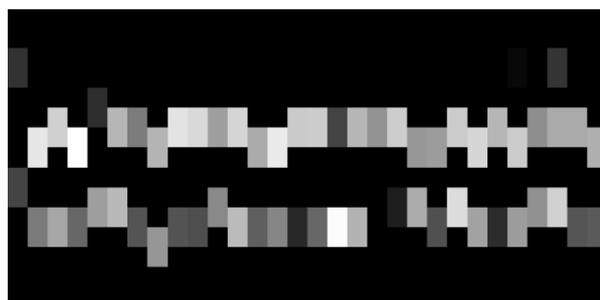


Figura 4: Mapa topológico criado a partir da superfície apresentada na Figura 3. As regiões mais claras que se destacam do fundo preto apontam a localização das IZs. É possível identificar as duas zonas de inervação e suas respectivas dispersões.

O algoritmo proposto mostrou-se sensível a falsos positivos. Todavia, picos de falsos positivos se mostraram baixos em comparação aos picos que apontam para IZs reais. A Figura 5 exemplifica um sinal sintético de S-EMG contendo apenas uma IZ e a Figura 6 exemplifica dois casos de falsos positivos nesse mesmo sinal, onde podem ser observadas duas faixas em um tom de cinza escuro (amplitude mais baixa), as quais apontam para IZs falsas.

Para um caso mais extremo, um sinal com três IZs e com um espalhamento maior das IZs (desvio padrão de ± 1 canal) foi simulado. Uma janela de aproximadamente 0,2 s desse sinal é mostrado na Figura 7. Podemos ver um espalhamento maior das três IZs na Figura 7. O algoritmo proposto identificou corretamente a posição das IZs e seus respectivos espalhamentos, mostrando inclusive a capacidade do algoritmo de rastrear IZs espalhadas espacialmente. As Figuras 8 e 9

mostram os resultados obtidos para o sinal da Figura 7.

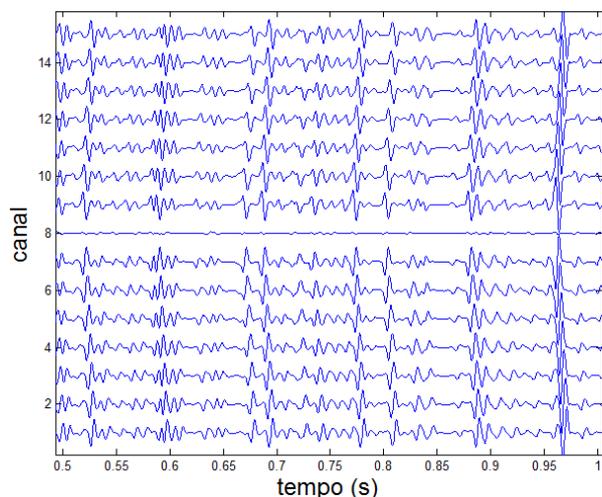


Figura 5: Trecho de 0,2 s do sinal de S-EMG sintético com apenas uma IZ, localizada no canal 8.



Figura 6: Resultado final do rastreamento da IZ mostrada na Figura 4. As regiões circuladas indicam falsas IZs.

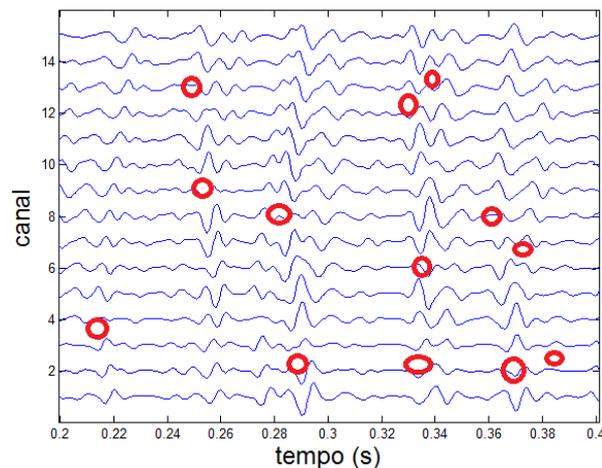


Figura 7: Janela de aproximadamente 0,2 s de um sinal de S-EMG sintético com três zonas de inervação com dispersão, localizadas próximas aos canais 2,8 e 12. As IZs são indicadas por círculos vermelhos em cada MUAP disparado ao longo do tempo. É possível observar uma dispersão nos pontos onde ocorrem as IZs.

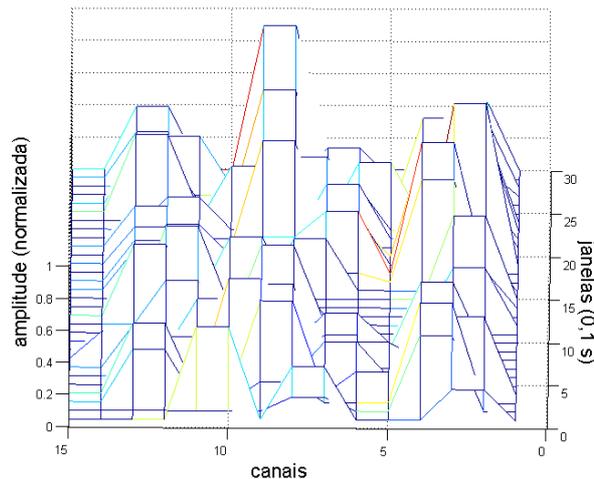


Figura 8: Superfície mostrando os picos que indicam a posição das IZs. Podemos ver que as IZs estão localizadas em torno de três regiões distintas: em torno do canal 2, em torno do canal 8 e em torno do canal 12.

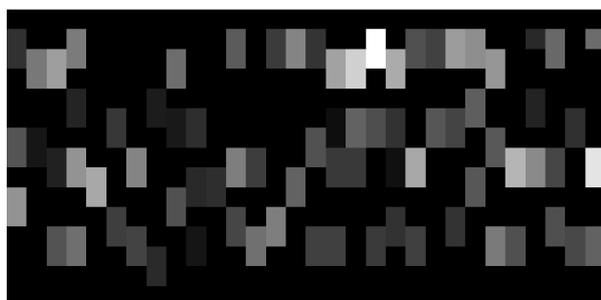


Figura 9: Mapa topológico criado a partir da superfície apresentada na Figura 8. As regiões mais claras que se destacam do fundo preto apontam a localização das IZs para cada janela de tempo (0,1 s). É possível identificar as três zonas de inervação e suas respectivas dispersões.

Discussão

O algoritmo proposto mostrou-se capaz de identificar IZs em sinais contendo uma, duas ou três IZs. Ele também se mostrou capaz de rastrear a dispersão das IZs. Essa capacidade do algoritmo é importante, não apenas por poder identificar mais de uma IZ, mas também por permitir uma medida da dispersão das inervações de diferentes MUs na mesma região.

O método mostrou-se robusto em relação a falsos negativos e não se observou nenhum caso de falso negativo para os sinais analisados; ou seja, o algoritmo identificava todas as IZs presentes nos sinais e nas suas posições corretas.

O método baseia-se na estimação das IZs presentes em pequenos intervalos de tempo (0,1 s), dessa forma é possível estimar tanto a posição da IZ quanto a variação de sua posição em um esforço dinâmico, uma vez que as IZs movem-se sob a pele durante esforços dinâmicos [7].

Falsos positivos (IZs falsas) foram identificados pelo

algoritmo proposto na maioria dos resultados, em maior ou menor número. No entanto, esses falsos positivos possuem amplitude baixa quando comparados aos picos de IZs verdadeiras. Para aplicações onde falsos positivos são críticos, um limiar pode ser aplicado de forma a eliminar picos menores do que 10% do maior pico, por exemplo. Uma outra forma de se eliminar parte dos falsos positivos é fazer um alinhamento de todo o sinal de forma a descontar os atrasos de propagação de um canal para o outro. Dessa forma os gradientes serão calculados de forma mais precisa.

Para aplicações como a identificação de IZs para uma intervenção cirúrgica, os falsos positivos não são tão críticos quanto os falsos negativos, uma vez que o cirurgião está à procura de pelo menos uma região onde não existam IZs.

Como trabalho futuro, é proposto uma avaliação mais extensa do algoritmo com uma quantidade maior de sinais de S-EMG sintéticos e contemplando um número maior de modelos diferentes para os sinais (mais de três IZs, IZs nos canais extremos, etc.). Também é proposta uma análise com sinais reais com diferentes configurações de inervação. Por exemplo, sinais do bíceps braquial possuem uma ou duas IZs, sinais do trapézio possuem uma única IZ e sinais do esfíncter anal possuem múltiplas IZs. Essa avaliação seria muito útil para avaliar o desempenho do algoritmo em casos práticos.

Não houve avaliação do desempenho do algoritmo com IZs posicionadas nas extremidades dos canais de detecção. Esse tipo de IZ gera propagação de MUAPs em uma única direção [8], esse tipo de sinal deve ser avaliado e uma nova regra de decisão deve ser incluída no algoritmo para análise de sinais provenientes de músculos onde esse tipo de IZ pode ocorrer.

Conclusão

Um algoritmo de rastreamento de zonas de inervação foi apresentado. O algoritmo mostrou-se capaz de identificar corretamente uma, duas ou três IZs em sinais de S-EMG sintéticos. O método proposto mostrou-se robusto a falsos negativos (incapacidade de identificar certas IZs presentes no sinal). No entanto, mostrou-se sensível a falsos positivos (falsas IZs presentes nos resultados apresentados pelo algoritmo). O método parece ser promissor e adaptações no algoritmo para diminuir o número de falsos positivos serão implementadas em trabalhos futuros bem como novas regras de decisão para tratar IZs posicionadas nas extremidades das regiões de detecção.

O estudo apresentado aqui apresenta somente casos explorados com sinais sintéticos e sem ruídos. Uma avaliação mais abrangente, contemplando sinais reais de diferentes músculos bem como diferentes níveis de ruído é necessária. Esses casos serão avaliados em trabalhos futuros.

A detecção automática das IZs é importante para não só para o estudo muscular mas também para auxílio em intervenções cirúrgicas como a episiotomia onde uma

incisão em uma região onde uma IZ está presente pode acarretar em incontinência fecal, diminuindo assim a qualidade de vida do paciente.

Agradecimentos

Gostaríamos de agradecer ao professor Merletti do Politecnico di Torino, ao LISiN e ao laboratório GPDS por disponibilizar os recursos utilizados para o desenvolvimento dessa pesquisa. Também gostaríamos de agradecer ao professor Marcelino Monteiro de Andrade pelas valiosas sugestões.

Referências

- [1] Hermens, H. J. et al., (2000) "Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures", *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 10, p. 361–374.
- [2] Merletti, R.; Farina, D.; Gazzoni, M., (2003), "The linear electrode array: a useful tool with many applications", *J. Electromyography Kinesiol.*, v. 13, p. 37–47, 2003.
- [3] Cescon, C., et al., (2008) TASI Project Preliminary Results In: *LISiN Annual Report 2008*, Politecnico di Torino, Turin, Itália, p. 41–43.
- [4] Ostlund, N.; Gerdle, B.; Karlsson, J. S., (2007), "Location of innervation zone determined with multichannel surface electromyography using an optical flow technique", *J. Electromyography Kinesiol.*, v. 17, p. 549–555.
- [5] Farina, D.; Merletti, R., (2001) "A novel approach for precise simulation of the emg signal detected by surface electrodes", *IEEE T. Biomed. Eng.*, v. 4, p. 637–646.
- [6] Rodriguez, I. et al. Motor unit action potential duration, i: Variability of manual and automatic measurements. *J. Clin. Neurophysiol.*, v. 24, p. 52–58, 2007.
- [7] Martin, S.; Macisaac, D., "Innervation zone shift with changes in joint angle in the brachial biceps", *J. Electromyography Kinesiol.*, v.16, p. 144–148, 2006.
- [8] Enk, P. et al. "Innervation zones of the external anal sphincter in healthy male and female subjects: Preliminary Results", *Digestion*, v. 69, p. 123–130, 2004.