

AQUISIÇÃO DE SINAIS ELECTROMIOGRÁFICOS RECORRENDO A ELÉCTRODOS EM SUBSTRATOS TÊXTEIS

Luís Barros¹, Maria de Jesus Dias¹, Helder Carvalho², André Catarino³

¹*Centro de Ciência e Tecnologia Têxtil; mjesus.dias2@gmail.com*

²*Departamento de Engenharia Têxtil, Universidade do Minho; helder@det.uminho.pt*

³*Departamento de Engenharia Têxtil, Universidade do Minho; whiteman@det.uminho.pt*

PALAVRAS CHAVE: Electromiografia, sensores, eléctrodos têxteis.

RESUMO: *A electromiografia (EMG) constitui um método fundamental para o estudo do comportamento biomecânico de um indivíduo. Este artigo apresenta um estudo realizado na óptica do desenvolvimento de eléctrodos têxteis não invasivos para a realização de electromiografia de superfície. O trabalho apresenta um método de fabrico de eléctrodos, as suas vantagens e limitações e uma comparação entre dois tipos de eléctrodos têxteis e convencionais, utilizados neste tipo de medição. Os resultados obtidos indiciam um comportamento para estes eléctrodos têxteis considerado semelhante ao dos convencionais, podendo deste modo constituir uma alternativa válida, sobretudo quando se tem em consideração as vantagens que estes proporcionam.*

1 INTRODUÇÃO

Como é do conhecimento geral, existem duas abordagens para a medição da actividade muscular por recurso à electromiografia (EMG) - a abordagem invasiva e a não-invasiva, apresentando vantagens e inconvenientes. Este artigo apresenta um estudo realizado com o intuito de se desenvolver eléctrodos não invasivos de base têxtil para a realização de EMG de superfície. O trabalho apresentado faz parte de um projecto de investigação denominado BIOSWIM, cujo principal objectivo é o desenvolvimento de um sistema de aquisição de parâmetros biomecânicos, biológicos e de desempenho de um nadador e no qual existirão diversos sensores, nomeadamente eléctrodos para medição da actividade de alguns dos grupos musculares, considerados como mais importantes para a prática desta modalidade.

Os eléctrodos convencionais não invasivos apresentam-se em versões rígidas ou flexíveis, sendo colocados na área onde se

pretende medir a actividade muscular, normalmente fixados por intermédio de adesivos. Com o objectivo de proporcionar um maior conforto ao nadador, evitar o recurso a processos de fixação agressivos e após a experiência bem sucedida na integração de eléctrodos têxteis para electrocardiografia (ECG) [1,2], procurou-se nesta fase desenvolver eléctrodos têxteis capazes de substituir os eléctrodos EMG convencionais.

Existem já diversas aplicações de eléctrodos em base têxtil, sobretudo para ECG, conforme é relatado em [3]. As tecnologias mais usadas para o seu fabrico são através de malhas de trama [1-4, 8-10], tecidos e bordados [5-7]. No entanto a sua utilização levanta algumas questões, como por exemplo a variação da impedância entre eléctrodo e pele, abordado por [9-11]. No que diz respeito à EMG, [7] propõe o princípio capacitivo para sensores sem contacto com a pele, enquanto que [5] e [6] optam pelo método tradicional de EMG de superfície por contacto com a pele. As

matérias-primas são um componente essencial no fabrico do eléctrodo pelo que é alvo de pesquisa [1,7, 9-11]. Nem todos os materiais serão os mais adequados conforme se conclui em [9,10], sendo sugerido o recurso a multifilamentos e aço inox, inclusive em detrimento da prata, ou se possível o uso de Ag/AgCl, para evitar problemas associados às medições. Tratando-se de eléctrodos em que não se recorre normalmente a métodos de fixação como adesivos, a abordagem mais comum consiste no uso de compressão, ponto que é abordado em [7,12]. De uma forma geral, as pesquisas realizadas apontam para a utilização de eléctrodos têxteis, uma vez que cumprem com os requisitos essenciais de medição de sinais biométricos.

2 TECNOLOGIA UTILIZADA

Existem algumas tecnologias para o fabrico de eléctrodos, conforme mencionado na secção anterior. As mais utilizadas recorrem à malha de trama devido às vantagens proporcionadas como o facto de bastar um fio condutor para se produzir o eléctrodo, o que configura uma vantagem económica. A equipa de investigação optou por utilizar teares *seamless* (sem costuras), uma vez que são máquinas concebidas para o fabrico de peças com a largura do corpo humano. Trata-se de máquinas com um diâmetro mais reduzido e que preferencialmente fabricam peças isoladas e não malha a metro, sendo muito populares em artigos que envolvem o recurso a elastano, como o vestuário desportivo e íntimo. A grande vantagem do uso desta tecnologia reside na possibilidade de se fabricar o eléctrodo com a forma que se quiser, na posição da peça de vestuário que se desejar e inclusivamente conferindo-lhe propriedades únicas de estabilidade e elasticidade. Para a medição da actividade muscular através da EMG de superfície, os eléctrodos deverão estar alinhados com os feixes das fibras musculares. Esta tecnologia permite também o fabrico dos eléctrodos com o

alinhamento que se pretender. Os eléctrodos ficam deste modo embebidos na própria malha, com as vantagens de conforto que poderão proporcionar ao utilizador. São potencialmente reutilizáveis, proceder a operações de limpeza e manutenção suaves sem perda das suas funções.

O principal obstáculo no fabrico de eléctrodos têxteis consiste nas características mecânicas do fio condutor e na matéria-prima que o constitui [9,10]. Assim, o fio deverá ser maleável o suficiente para que seja capaz de suportar as operações de torção e tracção de que será alvo. Deverá possuir ainda alguma elasticidade, que lhe permita recuperar a forma inicial após a remoção de uma força de tracção. Acresce ainda a necessidade de se ter um fio com uma secção de diâmetro compatível com as dimensões das agulhas usadas para o fabrico da malha. Grosso modo poder-se-á afirmar que esse diâmetro deverá ser metade do diâmetro existente no gancho da agulha.

A equipa de investigação levou a cabo diversas experiências nas quais incluiu fios condutores monofilamento assim como multifilamento com o propósito de aferir se seria possível a sua utilização como matéria-prima para o fabrico dos sensores. No caso dos monofilamentos utilizou-se fio de cobre sem nenhum tipo de tratamento, tendo-se verificado que o material não suporta as forças de tracção existentes, para além de preservar uma forma permanente. No caso dos fios multifilamento recorreram-se a diversos fios, tendo-se verificado a possibilidade de fabricar eléctrodos a partir dos mesmos. Seleccionaram-se então dois tipos de fio: um fio baseado numa mistura de fibras de poliéster (80%) com aço inox (20%) – Bekitex BK - fio **FA**, e outro fio baseado em monofilamentos de poliamida revestida a prata (80%), recobrimo um monofilamento de elastano (20%) – Elitex – Fio **FB**. Destas experiências resultaram

então as primeiras versões dos eléctrodos para EMG.

3 PLANEAMENTO DA EXPERIÊNCIA

Uma das características mais importante das malhas de trama é a sua elasticidade. As malhas de trama de face simples, como o Jersey e derivados, apresentam uma elasticidade extremamente elevada no sentido horizontal, sendo um pouco menor no sentido vertical da malha. O eléctrodo, fazendo parte integrante da própria malha, irá sofrer efeitos de tracção, o que farão com que este se alongue. Este efeito de tracção pode causar os seguintes efeitos: aumentar a área de medição e alterar a distância entre eléctrodos; alterar significativamente as propriedades condutoras dos eléctrodos; demorar demasiado tempo a recuperar a sua dimensão original após a remoção da força de tracção.

Outra particularidade importante é o contacto do eléctrodo com a pele: na EMG de superfície é habitual recorrer-se à limpeza da pele, removendo ou reduzindo a córnea assim como a gel condutor para reduzir a impedância entre a pele e o eléctrodo. Para evitar o deslocamento deste último é vulgar o recurso a adesivos.

No presente caso, o eléctrodo, ao fazer parte da própria malha e ao pretender-se a sua reutilização não deverá utilizar adesivos como método de fixação, propondo-se como alternativa a aplicação de uma compressão de modo a garantir que o eléctrodo permanecerá na posição correcta durante o movimento.

A necessidade de se conseguir um compromisso entre elasticidade e recuperação rápida da forma inicial e ainda a um contacto permanente com a pele levou à proposta de uma combinação de fios com a presença de elastano, mesmo nas áreas onde o eléctrodo se encontra, assim como de uma estrutura de malha específica capaz de favorecer a condutividade eléctrica, conseguindo-se deste modo obter um efeito

de compressão adequado e mantendo o eléctrodo em contacto com a pele. As questões do comportamento do eléctrodo relativamente à sua estabilidade dimensional poderiam assim ser estudadas para se compreender os seus efeitos.

Optou-se pois por produzir em primeiro lugar eléctrodos com dimensões maiores que as recomendadas para, depois do estudo da estabilidade dimensional versus impedância, se avançasse para uma solução com as dimensões adequadas para a medição de EMG. Para comparação utilizaram-se eléctrodos comerciais em forma de colher Ag/AgCl, diâmetro 10 mm (Eléctrodo **A**) e eléctrodos descartáveis em forma de pá, com dimensões 2,6x2,0 cm (Eléctrodo **B**).

4 CONSIDERAÇÕES SOBRE O FABRICO DOS ELÉCTRODOS

As malhas com eléctrodos foram produzidas utilizando um tear jacquard semless da marca MERZ, modelo MBS. Utilizou-se um fio não condutor à base de poliamida e conjunto com um fio de elastano. Na área onde se situa o eléctrodo, este fio é trocado pelo fio condutor, já identificados como fios **FA** e **FB**. O fio de elastano nunca foi removido durante o fabrico das peças. Foi produzido um desenho no sistema CAD do tear, no qual pequenos rectângulos identificam os eléctrodos. O sistema CAD e o sistema de programação do tear traduzem os desenhos e instruções para a linguagem máquina do tear. Os eléctrodos assim produzidos apresentam as dimensões de 3,5x4,0 cm para o fio **FA** e 3,8x4,3 cm para o fio **FB**. A estes eléctrodos atribuiu-se o nome de eléctrodos **C** e **D**, respectivamente.

A conexão dos eléctrodos têxteis foi assegurada por cabos blindados, cravados aos fios têxteis condutores. A figura 1 ilustra os dois tipos de eléctrodos produzidos.



Figura 1. Aspecto dos eléctrodos têxteis C e D.

5 SOFTWARE E HARDWARE DESENVOLVIDO

O sistema de condicionamento de sinal é composto por um filtro passa-alto de 1ª ordem, um andar de amplificação e um filtro passa-baixo de 1ª ordem. O filtro passa-alto apresenta uma frequência de corte aos 15 Hz e o filtro passa-baixo uma frequência corte aos 950 Hz. O andar de amplificação baseia-se num amplificador de instrumentação AD620. O sinal analógico depois de condicionado é depois enviado para uma placa de aquisição da National Instruments, que se encarrega de o converter para sinal digital, seguidamente processado pelo programa desenvolvido para o efeito, software esse criado no ambiente de desenvolvimento LABVIEW. A aplicação submete então o sinal a novo filtro passa-alto, a partir dos 5 Hz e um filtro passa-banda, destinado a eliminar fontes originárias da frequência de funcionamento da rede eléctrica, isto é, 50 Hz. Na aplicação é possível determinar o espectro de frequências EMG e apresentar o valor eficaz do sinal (RMS).

Os eléctrodos foram todos ensaiados com o mesmo sistema de condicionamento de sinal e segundo o método descrito em [11], sendo deste modo mais fácil estabelecer uma comparação entre os diferentes eléctrodos.

6 RESULTADOS OBTIDOS

A medição do comportamento sob o ponto de vista de impedância eléctrodo-pele mostrou que os valores para os eléctrodos têxteis seguem o padrão de outros trabalhos efectuados com eléctrodos convencionais,

como em [9,10], conforme a figura 2 ilustra. Comparando os dois eléctrodos têxteis utilizados, verifica-se que **C** e **D** apresentam valores similares, um pouco melhores para **D**.

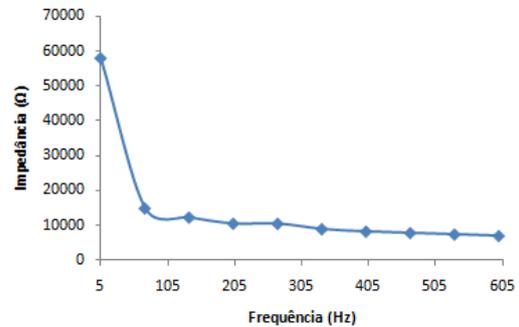


Figura 2. Impedância entre eléctrodo e pele para o eléctrodo **D** em repouso.

No que diz respeito ao comportamento dos eléctrodos face à estabilidade dimensional dos mesmos, observou-se que regra geral há uma tendência para a impedância diminuir à medida que o eléctrodo sofre um maior alongamento. A explicação poderá estar relacionada com a quantidade de contactos entre materiais condutores aumentar e sobretudo estabilizar. Observa-se igualmente que o eléctrodo **D** apresenta normalmente uma impedância mais baixa que o **C**, mas há uma tendência para se aproximarem à medida que o alongamento nas duas direcções aumenta. Esta tendência parece verificar-se para as frequências intermédias, sendo que para as frequências altas se observa de novo uma pequena diferença entre **C** e **D**.

7 ELÉCTRODOS PARA EMG

Nesta fase os eléctrodos **C** e **D** foram redesenhados de modo a se conseguir obter duas pequenas barras distanciadas de aproximadamente 2,0 cm entre si, quando a malha se encontra relaxada. Enquanto se manteve o comprimento em 4,0 cm, alterou-se a largura para 0,5 cm no caso do eléctrodo **C** (designado agora por **E**) e 0,3 cm para o caso do eléctrodo **D** (designado agora por **F**). Esta diferença deve-se ao fio

condutor utilizado e à capacidade que a malha teve para contrair após relaxação. Os ensaios foram no entanto realizados com a preocupação de ter os eléctrodos com as mesmas dimensões. Neste caso um dos eléctrodos funciona como positivo e o outro como negativo. A figura 3 apresenta os eléctrodos acima descritos.

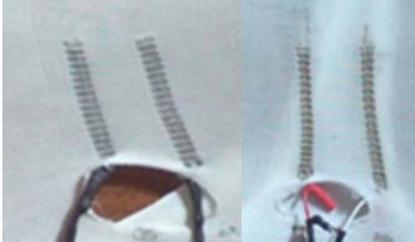


Figura 3. Eléctrodos **E** e **F** baseados nos fios **FA** (esquerda) e **FB** (direita) para EMG.



Figura 4. Eléctrodo **A** com gel electroconductor.

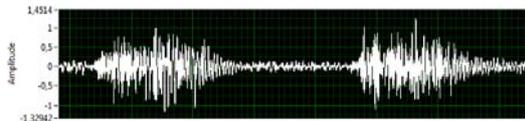


Figura 5. Eléctrodo **B** com gel electroconductor.

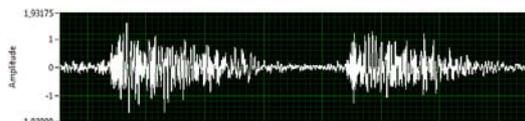


Figura 6. Electrodo **E** com gel electroconductor.

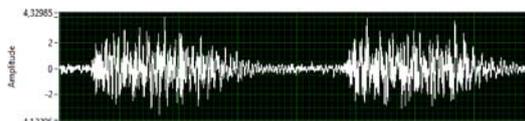


Figura 7. Eléctrodo **F** com gel electroconductor.

A comparação dos sinais obtidos em condições semelhantes de contração do bíceps permite dizer que os eléctrodos têxteis apresentam resultados com algumas semelhanças aos obtidos com os que se

encontram comercialmente disponíveis. Existe no entanto alguma diferença na amplitude, sendo o eléctrodo **A** o que apresenta valores mais elevados, o que poderá ser explicado pelo facto de este ser concebido de acordo com as recomendações EMG.

8 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

Este artigo aborda a questão do fabrico de eléctrodos têxteis, a sua incorporação na peça de vestuário e a sua utilização como sensores para EMG. Apresenta-se de um modo geral o processo de fabrico e os problemas associados ao mesmo. Dois eléctrodos têxteis são fabricados e comparados com eléctrodos convencionais, tanto do ponto de vista da impedância eléctrodo-pele como do ponto de vista do sinal registado com o músculo em esforço e em repouso.

A alteração da dimensão pode assumir um desfecho importante, pois poderá ou não ditar a alteração da impedância e respectivo comportamento às frequências. Das experiências realizadas verificou-se que o comportamento destes eléctrodos têxteis é semelhante aos eléctrodos rígidos. A alteração das dimensões do eléctrodo, embora afecte o valor da impedância, mas esta permanece constante desde que as dimensões se mantenham. Também se observou que há uma tendência para o eléctrodo **C** se aproximar de **D**, assim como de **E** para **F**. Esta constatação poderá ser importante para a escolha da matéria-prima, uma vez que estes fios podem assumir custos bastante elevados. Os ensaios preliminares indiciam ainda que os sinais obtidos na medição da actividade muscular se assemelham aos obtidos com eléctrodos convencionais pelo que é de esperar com optimismo que estes eléctrodos têxteis possam de facto constituir uma alternativa viável.

Como perspectivas futuras, pretende-se desenvolver a aplicação para a identificação da fadiga muscular com base nestes eléctrodos têxteis; estudar o efeito que diferentes estruturas têxteis poderão ter na impedância resultante e respectiva variação com a frequência do sinal, assim como propor uma versão experimental de um array de eléctrodos para medição da actividade muscular acompanhando o movimento do próprio músculo. Outras questões pertinentes que ainda não tem resposta são o efeito real que operações de manutenção têm na performance de um sensor desta natureza e quais as melhores.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Universidade do Minho e à FCT pelo financiamento concedido ao projecto, identificado pelo número PTDC/EEA-ELC/70803/2006.

REFERÊNCIAS

- [1] Silva, M., Catarino, A., Carvalho, H., Rocha, A., Monteiro, J., Montagna, G., " *Study of vital sign monitoring with textile sensor in swimming pool environment*". Proceedings of the IECON 2009, The 35th Annual Conference of The IEEE Industrial Electronics Society, 2009
- [2] Silva, M., Catarino, A., Carvalho, H., Rocha, A., Monteiro, J., Montagna, G., " *Textile sensors for ECG and respiratory frequency on swimsuits*", Proceedings of the Conference on Intelligent Textiles and Mass Customisation, 2009
- [3] P. J. Xu, H. Zhang, X. M. Tao, " *Textile-structured electrodes for electrocardiogram*", Textile Progress, vol 40:4, 183-213, 2008
- [4] M. Catrysse, R. Puers, C. Hertleer, L. Van Langenhove, H. van Egmond, D. Matthys. " *Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit*", Sensors and Actuators, Vol 114, 302-311, 2004
- [5] T. Linz, L. Gourmelon, G. Langereis, " *Contactless EMG sensors embroidered onto textile*", 4TH INTERNATIONAL WORKSHOP ON WEARABLE AND IMPLANTABLE BODY SENSOR NETWORKS, IFMBE Proceedings, Vol 13, 29-34, 2007
- [6] Trindade I., Lucas, J., Miguel R., Alpuim P., Carvalho M., Garcia N., " *Lightweight portable sensors for health care*", e-Health Networking Applications and Services (Healthcom), 2010 12th IEEE International Conference on, 175-179, 2010
- [7] Taelman J., Adriaensen T., van der Horst C, Linz T., Spaepen A., " *Textile Integrated Contactless EMG Sensing for Stress Analysis*", Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 3966-3969, 2007
- [8] E. Scilingo, A. Gemignani, R. Paradiso, N. Taccini, B. Ghelarducci, D. De Rossi, " *Performance Evaluation of Sensing Fabrics for Monitoring Physiological and Biomechanical Variables*", IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, VOL. 9, NO. 3, 345-352, 2005
- [9] L. Rattfalt, M. Lind'en, P. Hult, L. Berglin, P. Ask, " *Electrical characteristics of conductive yarns and textile electrodes for medical applications*", Med Bio Eng Comput, Vol 45, 1251-1257, 2007
- [10] L. Rattfalt, M. Chedid, P. Hult, M. Lind'en, P. Ask, " *Electrical Properties of Textile Electrodes*", Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 5735-5738, 2007
- [11] M. SPACH, R. BARR, J. HAVSTAD, E. CROFT LONG, " *Skin-Electrode Impedance and Its Effect on Recording Cardiac Potentials*", Circulation, Journal of The American Heart Association, 649-656, 1966
- [12] Montagna, G., Catarino, A., Carvalho, H., Rocha, A., " *Study and optimization of swimming performance in swimsuit designed with Seamless Technology*", Autex 2009 World Textile Conference, Izmir, Turkey , 2009, May 26- 28th.