

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM ELETROCARDIÓGRAFO COM ELETRODO SECO

Eletródos “secos” para o monitoramento dos pulsos elétricos do coração utilizando acoplamento capacitivo foram desenvolvidos. Um circuito de alta impedância conecta os eletródos a um amplificador de instrumentação “home made” de baixo ruído. Os resultados experimentais obtidos indicaram uma boa qualidade do sinal a para propósitos de ensino e com o melhoramento da técnica a possíveis aplicações em eletrocardiógrafos.

INTRODUÇÃO

Na execução de eletrocardiogramas a obtenção de sinais cardíacos é feita por intermédio de dois sensores de contato e um terceiro de aterramento, encostados à pele do paciente. A necessidade de eletródos secos seguros, de fácil manipulação para uso médico seria de grande conveniência. A maioria dos eletródos do tipo úmido ou gel não são somente irritantes para a pele quando usados por períodos prolongados, mas também necessitam de um cuidadoso preparo da pele para se obter resultados clinicamente úteis.¹ Uma técnica de eletródos “secos” foi descrita por Richardson². Esta técnica consiste de um disco de metal anodizado que conta com o acoplamento capacitivo com a pele para originar seu sinal elétrico.

Apesar do sinal se apresentar em nosso corpo na forma de pulsos de 2mV de amplitude aproximada e frequência aproximada de 1Hz, medi-lo não é trivial, devido a alta impedância apresentada pela pele(seca). Neste trabalho esta medida foi possível utilizando-se eletródos secos acoplados a operacionais com entrada FET(field effect transistor), que têm impedância também bastante elevada. O sinal de cada sensor é então aplicado em um amplificador diferenciador que fornece na saída o sinal dos pulsos cardíacos amplificados,

CIRCUITO

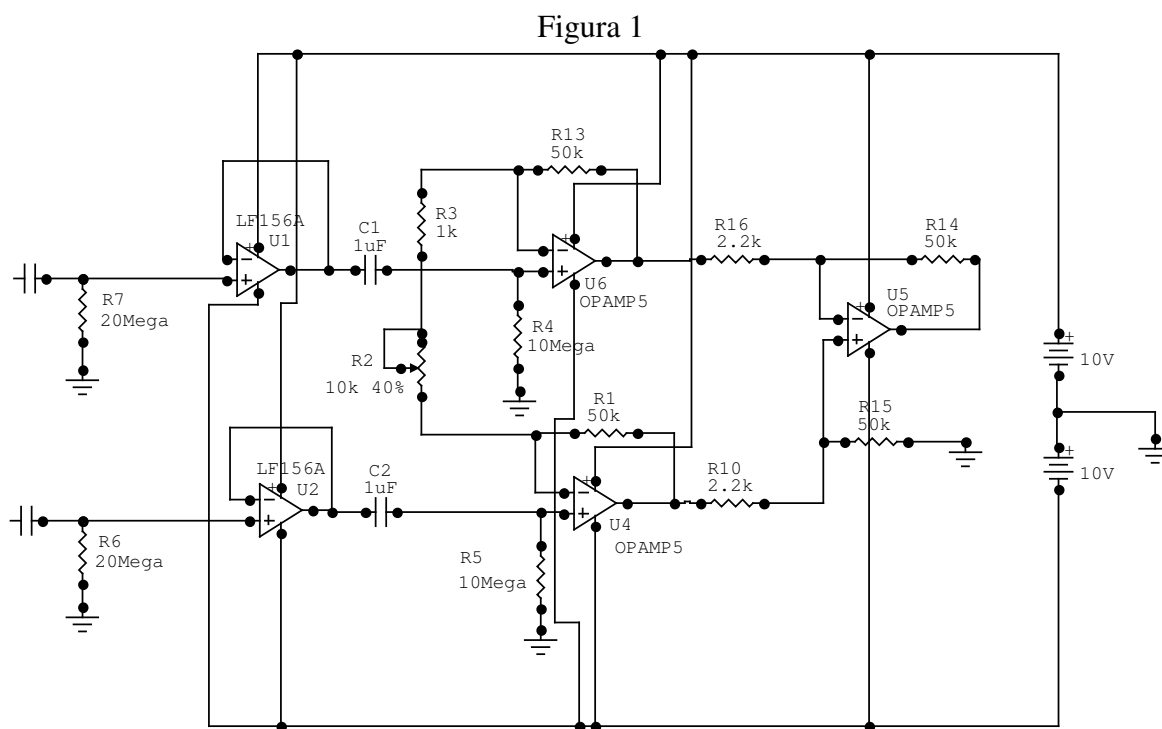
Nos últimos anos, a tecnologia de semi-condutores se desenvolveu muito, avançando em complexidade e especificidades. Dispomos hoje comercialmente, a custos não proibitivos de um vasto grupo de circuitos integrados que comtêm um grande número de componentes, tornando-se conjuntos amplificadores completos. No trabalho de W. H. KO é mostrado o desenvolvimento de um amplificador para eletródos secos utilizando componentes discretos como o JFET (transistor de efeito de campo de junção) ¹. O circuito é de difícil reprodução e requer uma escolha cuidadosa dos componentes.

Neste trabalho modificamos esta técnica. Empregamos um amplificador operacional com entrada FET, de alta impedância para acoplar a entrada do amplificador diferencial, que fornece o sinal para o monitoramento. A configuração do circuito eletrônico possui fator de amplificação suficiente para disponibilizar em sua saída tensão facilmente mensurável com um osciloscópio, por exemplo. O circuito integrado utilizado foi o CA3140, que devido ao uso de transistores MOSFET(PMOS) tem alta impedância e

necessita de baixíssimas corrente em sua entradas para o funcionamento (abaixo de picoAmperes). O diagrama de blocos, esquema e parâmetros do CA3140 estão disponíveis pelo fabricante³.

Utilizando o “CircuitMaker”, programa de projeto e simulação eletrônica do laboratório de ensino do IFGW, várias versões para o circuito eletrônico foram tentadas. Parâmetros tais como amplificação, frequência de corte do amplificador, saturação do sinal, entre outras tiveram que ser corretamente dimensionadas para obter-se o circuito da figura 2.

A frequência cardíaca de uma pessoa situa-se, entre 1Hz e 3 Hz (repouso e esforço intenso). A rede elétrica, devido a sua presença em todos os ambientes introduz muito ruído no sinal, e isso acarreta a saturação do circuito, como observado experimentalmente. Para eliminarmos tal efeito danoso, o circuito todo foi blindado eletro-magneticamente com uma folha de papel alumínio. Os cabos dos sensores também são blindados apropriadamente e todos aterrados juntos. Na figura 1 está a versão final do circuito que se apresenta em funcionamento e forneceu, entre outros, o monitoramento cardíaco apresentado no gráfico1.



SENSOR

Originalmente foi empregado como sensor isolado substratos quadrados de silício de 6mm com uma área circular interna de 4,5mm de diâmetro. Sobre estes uma camada, de dióxido de silício, SiO₂, com espessura variando de 1micron a 2000Å. Neste projeto usamos provisoriamente como sensor pequenas placas de cobre, que em cotato com a pele, geram o efeito de acoplamento capacitivo desejado, figura 2.

Gráfico 1 – Voltagem x Tempo(ms)

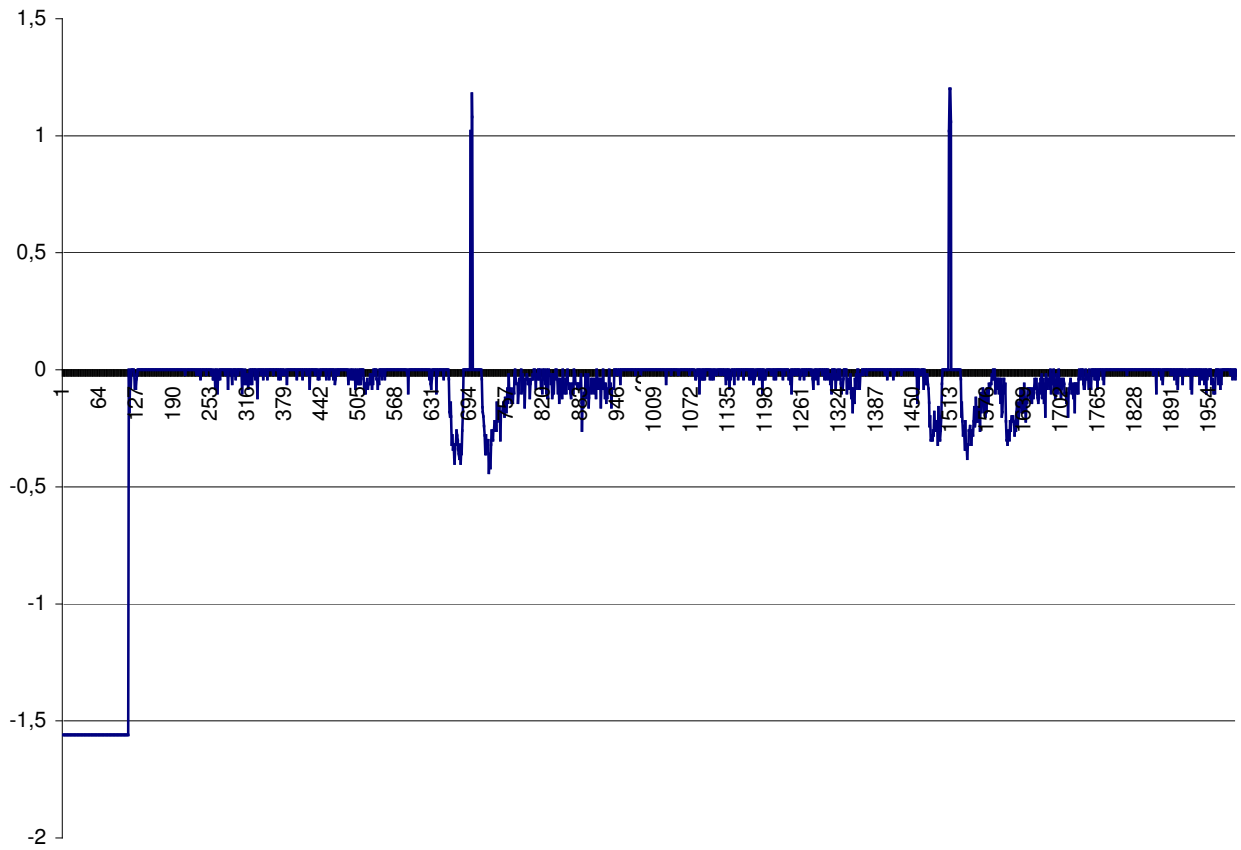
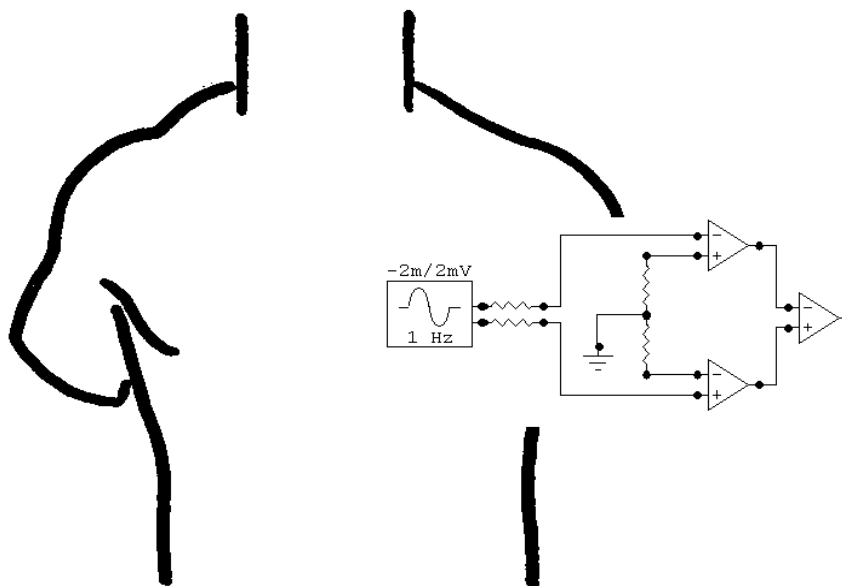


Figura 2



CONCLUSÕES

O circuito eletrônico conjuga simplicidade e bom desempenho. Os sensores de cobre utilizados cumprem provisoriamente, com relativa eficiência sua função nesta etapa, que pode até ser considerada intermediária, na obtenção de um dispositivo de monitoramento cardíaco seguro, preciso e de baixo custo. A próxima etapa consiste no desenvolvimento do sensor de silício.

Agradecimento ao professor Fernando Esquelino, FCM Unicamp, por seu interesse em simplificar alguns aspectos de funcionamento do coração para um leigo.

Referências:

- ¹ INSULATED ACTIVE ELECTRODES; KO WH, NEUMAN MR, WOLFSON RN, YON ET
IEEE TRANSACTIONS ON INDUSTRIAL ELECTRONICS AND CONTROL INSTRUMENTATION
IE17 (2): 195-& 1970
- ² Richardson. P.C., Proc. 20th ACEMB, november, 1967.
- ³ Intersil Corporation

Bibliografia:

- “Eletrocardiograma Normal e Patológico”; Tranchesì, João; Ateneu Editora S.P. S/A, 1975.
“Dispositivos e circuitos de eletrônica aplicada”; Ehrlich, Pierre J.
“Eletrônica”; Malvino, Albert Paul
“Circuito Eléctricos”; Burian, Yaro Jr.
“Introdution to Eletrodynamics”; Griffiths, David J.