

ОТСТРАНЯВАНЕ НА СМУЩЕНИЯ В ЕЛЕКТРОГАСТРОГРАФСКИ СИГНАЛИ
ОТ ПОВЪРХНОСТТА НА ТЯЛОТО

ст.н.с. I ст. Иван Доцински д.т.н, н.с. Ивайло Христов к.т.н.,
ст.н.с. I ст. Иван Даскалов д.м.н. Медицински факултет - София
ст.н.с. I ст. Елена Атанасова д.м.н. Институт по физиология - БАН
1993

Електрогастрографията (ЕГГ) е неинвазивен метод за регистриране на електрическата активност на стената на стомашния мускул. Този метод би могъл да бъде полезен за диагностика на смущенията в стомашния мотилитет, но засега е все още в експериментален стадий, поради ниското качество на ЕГГ записи.

ЕГГ активност се изследва вътрешно чрез имплантирани електроди в серозата или фиксирани на близко разположени електроди към мукозата и външно от повърхността на кожата.

Електрогастрографските сигнали (ЕГС) са насложени с артефакти от бионапреженията на сърцето и от дихателната дейност, които заедно с мреховите смущения и дрейфа на нулевата линия затрудняват интерпретацията на получаваните данни. Честотната лента на ЕГС е приблизително $0,03 \pm 0,2$ Hz [1, 2]. Най-ниската честота на дишане би могла да бъде близо до 0,2 Hz, а смущаващото влияние на сърдечната активност е с основна честота около 1 Hz, но е най-голямо по време на камерните контракции, съответстващи на QRS комплекса на електрокардиограмата, макар че неговият спектър е в граници от 8 до 15 Hz.

Във временната област, която позволява непосредствена и физиологично обоснована интерпретация на ЕГС, смущенията се потискат най-често чрез лентови филтри [1], но те не са достатъчно ефикасни поради застъпване на спектрите на ЕГС и дихателните сигнали и поради много голямата амплитуда на QRS комплекса. В честотната област се използват различни методи на корелационния и спектралния анализ [2, 3], които позволяват разделяне на зоните на стомашната активност и дишането, но елиминирането на параметъра време прави данните недостатъчно информативни за клиничко-физиологични цели. Според Abell и Malagelada [1] текущият спектрален анализ може да маскира някои диетритични промени, като напр. кратки интермитентни тахи- и брадикастрия.

Дрейфът на нулевата линия на ЕГС се ограничава най-често чрез RC верига с времеконстанта 5 s, поставена след първите стъпала на усилвателя, поради опасността от насищане вследствие на електродния

постояннотоков потенциал.

Въпреки високия коефициент на режекция, широко разпространената схема на инструментален усилвател, не потиска в достатъчна степен мрежовите смущения. Това се дължи на факта, че източникът на сигналите е високоомен, електродните съпротивления са различни, пациентният кабел има паразитен капацитет, а през него и пациента преминават паразитни токове [4, 5]. В такива случаи част от синфазните напрежения се трансформират във фалшиви противофазни, които заедно с други смущаващи противофазни напрежения се усилват даже и ако входното стъпало има безкрайно голям коефициент на режекция. Според Burniaux [5] при разлика във входните импеданси 1 k Ω и капацитет на кабела 1,8 nF, резултатният коефициент на режекция за 50 Hz не превишава 64 dB.

Мрежовите смущения в ЕГС могат да бъдат допълнително потиснати чрез нискочестотен филтър с честота на среза около 0,2 Hz, чието основно предназначение е да ограничи влиянието на сърдечната дейност и дишането. Пълното премахване на артефактите от дишането обаче е засега нерешим проблем във временната област на сигналите в случай на едновременни тахикардия и брадикардия.

Влиянието на амплитудата на QRS комплекса е проучено при потискане на дрейфа на нулевата линия на електрокардиограмата [6, 7]. Предложен е метод, при който високи и/или стръчни вълни се елиминират и техните интервали се интерполират линейно. Електрокардиографските сигнали се усредняват, след което полученият с голяма точност дрейф се изважда от комплексния сигнал.

Настоящата работа си поставя за задача да прецени въздействието на QRS комплекса при нискочестотна филтрация на ЕГС и ефекта от неговото предварително отстраняване. За целта сигналите се дигитализират със сравнително висока честота от 200 Hz, която позволява да се получи електрокардиографски сигнал с достатъчна точност. Остатъчните мрежови смущения се премахват допълнително, като се използва субтракционна процедура в реално време [8]. Тя изисква синхронизиране на честотата на дискретизация с определени фази на мрежовото напрежение [9].

Пълното отстраняване на артефактите от сърдечната дейност започва с разпознаване на високи и стръчни вълни. Това са най-често QRS комплекси, но биха могли да бъдат и големи Т вълни. Тяхното участие при усредняване на сигналите е нежелателно, защото високите им амплитуди не могат да бъдат потиснати радикално,

въпреки относително доброто им честотно разграничаване от ЕГС. Затова тези вълни се отстраняват, като се заместват с линейни участъци. След това се прилага цифров филтър от усредняващ тип с първа нула в 0,4 или 0,8 Hz, което съответствува приблизително на честота на срез 0,2 или 0,4 Hz на аналогов филтър. Така електрокардиографските сигнали се премахват изцяло.

Направени са изследвания на голям брой електрокардиограми [6, 7], за да се изработят подходящи критерии за разпознаване на недопустимите за усредняване високи и/или стрънни вълни. Резултатите показват, че началото на тези вълни трябва да се отбелязва в момента, когато наклонът на сигналите превиши граничната стойност от 2,5 $\mu\text{V}/\text{ms}$. Разпознаването на края на същите вълни става с по-сложен алгоритъм, тъй като съществува опасност от фалшивото му поставяне в участъци с големи и продължителни елевации или депресии в ST сегмента с почти хоризонтален ход. Затова е прието да се търси участък, за който наклонът на сигналите е бил непрекъснато по-малък от граничния в продължение на 250 ms. Когато това условие се изпълни, краят на високата и/или стрънна вълна се определя 250 ms назад във времето.

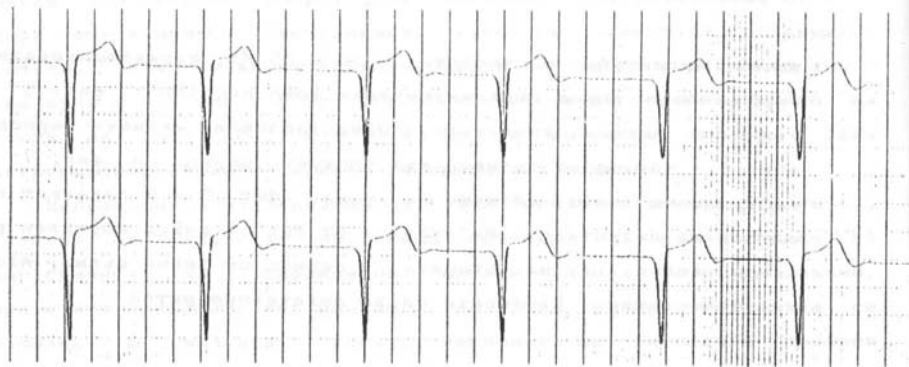
На фиг. 1 е показан двуканален запис със скорост 50 mm/s и чувствителност 125 $\mu\text{V}/\text{cm}$. Реален електрокардиографски сигнал е сумиран със синусоиден сигнал с честота 0,05 Hz и амплитуда 500 μV , който симулира ЕГС. На следващата фигура се вижда резултатът от прилагането на цифров усредняващ филтър с първа нула 0,8 Hz. Скоростта на движение на хартията е пак 50 mm/s. Горният канал показва остатъчните артефакти от QRS-T участъка. В сигнала, представен на долния канал, високите и стрънни вълни на електрокардиограмата са отстранени. Не се наблюдават никакви изкривявания в синусоидалния сигнал. На фиг. 3 записите са със скорост 2 cm/min, като визуализираните дискрети са взети през определени периоди от време от цифровите сигнали. Отново може да се твърди, че предложеният метод премахва изцяло артефактите от сърдечната дейност.

На следващите фигури са представени електрогастрографски записи, направени с прототип на двуканален електрогастрограф, който прилага описаните по-горе процедури и отпечатва ЕГС с микроточков термопринтер. Чувствителностите са 125, 250 и 500 $\mu\text{V}/\text{cm}$, а аналого-цифровото преобразуване е 10-битово с максимална разделителна способност 1,56 μV . Фиг. 4 показва бавни вълни с

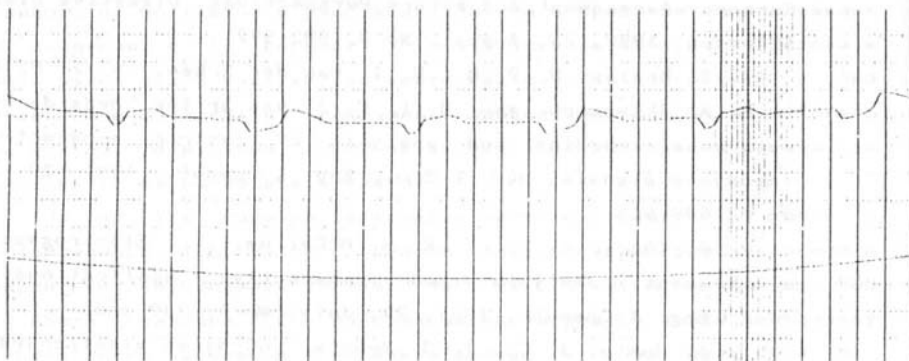
ниска амплитуда и честота около 0,05 Hz, характеризиращи спокоен период на мигриращ миоелектрически комплекс (ММК), фиг. 5 - бавни вълни с висока амплитуда, представляващи активен период на ММК, фиг. 6 - преход от активен към спокоен период и фиг. 7 - бавни гастровълни след поемане на храна. Фиг. 8 и 9 показват промени в случай на дизритмия. На първата от тях се вижда нормален ритъм от бавни вълни, а на втората - период от бавни вълни, насложени с високочестотни. Маркерите са за дихателния ритъм.

Литература:

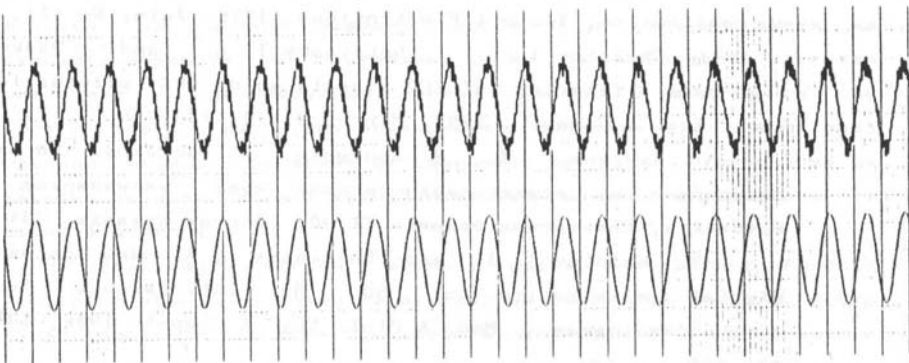
1. Abell, T. L., Juan-R. Malagelada, *Electrogastrography. Current Assessment and Future Perspectives, Digestive Diseases and Sciences*, 1988, 33, August, No 8, 982-992.
2. Bruijs, P. P. M., E. J. van der Schée, A. J. P. M. Smout, L. M. A. Akkermans and H. L. C. J. van Srtien, *Bedside system for cutaneous recording and analysis of gastric myoelectrical and impedance signals, Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 1991, 29, November, No 6, 609-615.
3. Chen J., R. W. McCallum, *Electrogastrography: measurement, analysis and prospective applications, Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 1991, 29, July, No 4, 339-350.
4. Huhta, J. C., J. G. Webster. 60-Hz in electrocardiography. *IEEE Trans. BME*, 20, 1973, No 3, 91-101.
5. Burniaux, Ch. *Amplificateurs d'instrumentation: principes et realisation, Toute l'Electronique*, 1976, Juin, No 411, 55-58.
6. Christov I. I., Dotsinsky I. A. and Daskalov I. K. High-pass filtering of ECG signals using QRS elimination. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 1992, March, No 30, 253-256.
7. Христов, И., И. Доцински, И. Даскалов. Високочестотно филтриране на електрокардиосигнали чрез елиминирание на QRS комплекса, *Електронна техника ET'90, сборник доклади*, 234-239.
8. Christov I. I. and Dotsinsky I. A. New approach to the digital elimination of 50 Hz interference from the electrocardiogram. *Med. & Biol. Eng. & Comput.* 1988, July, No 26, 431-434.
9. Levkov, C., G. Michov, R. Ivanov and I. Daskalov. Subtraction of 50 Hz interference from the electrocardiogram. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 1984, July, No 22, 371-373.



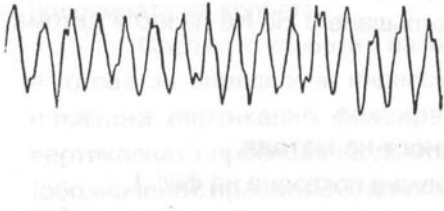
фиг. 1



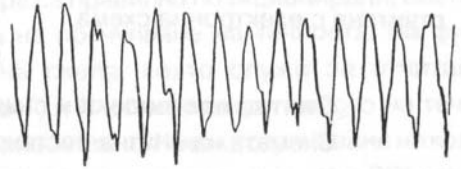
фиг. 2



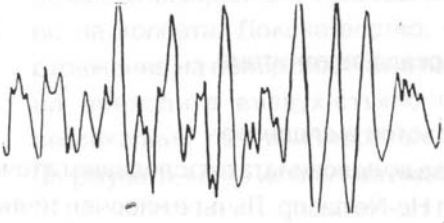
фиг. 3



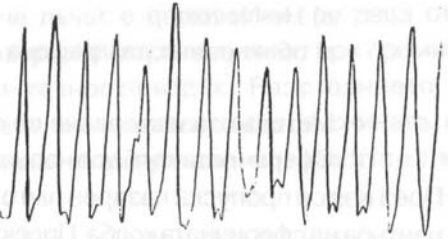
фиг. 4



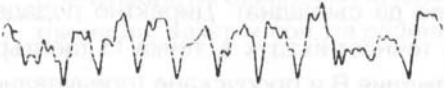
фиг. 5



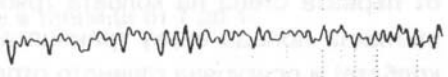
фиг. 6



фиг. 7



фиг. 8



фиг. 9