

ЕДИН ПОДХОД ЗА ПОЛУЧАВАНЕ НА МНОГОКАНАЛНИ ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАМИ  
(1994)

ст.н.с. I ст. д.т.и. Иван Доцински, ЦЛБМИ - БАН  
н.с. I ст. к.т.н. Ивайло Христов, ЦЛБМИ - БАН

Характерни параметри на съвременните многоканални електрокардиографи са синхронно възприемане на сигналите от всички точки на отвеждане, цифрова обработка с цел отстраняване на мреховите смущения, потискане на дрейфа на изоелектричната линия и ограничаване на мускулните смущения, подреждане на записите, отпечатване на съобщения за прекъснати проводници на пациентния кабел и данни за регистрираните сигнали (видове отвеждания, използвани усилвания, филтри, скорост на хартията), измерване на параметри, класификация и диагностични заключения. Към това трябва да се добавят плаваща изолация на входните стъпала, регистриране на пейсмейкърни импулси и бързо възстановяване след дефибрилация. Част от тези показатели са присъщи и за едноканалните апарати, при условие че се постигат за разумни цени и в малки габаритни размери.

Високите изисквания към многоканалните електрокардиографи (по-нататък само електрокардиографи) се постигат удобно с мултипроцесорно устройство. Разработеният от нас апарат съдържа три микропроцесорни системи изградени с 6809, съответно за усилвателния, управляващия и регистриращия модул.

Усилвателният модул е с плаващо захранване, 8-канален и постояннотоков (фиг. 1). Той включва по един операционен усилвател на канал в първото стъпало, като резисторите от неинвертиращите входове са свързани с изхода на повторител на сигнала от левия крак F. По този начин се осигурява високото входно съпротивление и коефициент на ретекция на инструментален усилвател с минимален брой чипове. Първото стъпало усилва около 20 пъти 8-те разлики R-F, L-F, C1-F÷C6-F. Повторителят на F поддържа на изхода си потенциал, с който предпазва от насищане работещи канали, когато някои от другите имат прекъснати проводници на входа.

Второто стъпало се състои от един диференциален усилвател, който подава на аналого-цифров преобразувател (АЦП) разликата между мултиплексиран канал на първото стъпало и подходящо отместване, генерирано от цифро-аналогов преобразовател (ЦАП) [1]. Така се отстраняват постоянните поляризационни потенциали без разделителни кондензатори. В [1] точното възпроизвеждане на голям размах на сигналите се осигурява, като за един и същи входен сигнал се правят

три преобразувания – с текущия цифров код на ЦАП, с увеличения с 1 код и със намаляния с 1. Те се използват за изчисляване с точността на АЦП на усилените от второто стъпало отмествания на ЦАП, които следват големите и резки промени в сигнала. В разработения апарат се правят само две преобразувания, като вида на второто се определя от стойността, получена с текущия код.

Връзката с управляващия модул е двустранна серийна с оптронна изолация. Дискретизираните сигнали се прехвърлят с помощта на високоскоростен интерфейс [2]. Серийни канали има още за вход от Холтер система или някакъв друг източник и за изход към персонален компютър. Постоянната и оперативна памет имат странична организация. Големият им обем позволява запомняне на дълги епохи и използване на висок език за цифрова обработка [3, 4, 5, 6, 7, 8].

Регистриращият модул приема данни в реално и квазиреално време чрез паралелен интерфейсен адаптер, като управлява 104 мм микроточков термопринтер, позволявайки надлъжен и напречен запис на сигналите [9] и регистриране на векторкардиографски бримки [10].

Постояннотоковото усилване е предпоставка за специфични софтуерни решения за разпознаване и сигнализация на прекъснат проводник в пациентния кабел, за акуратно отпечатване на пейсмейкърни импулси и за бързо възстановяване на запис в реално време след дефибрилационен импулс.

При стартиране на записа на сигналите, 12-битовото АЦП има за кратко време поредици от стойности на насищане 000 или FFF, докато ЦАП адаптира подходящи цифрови кодове за компенсирание на поляризационните потенциали на всеки канал. По време на записа такива стойности могат да показват:

1. Канал или канали с висящ вход на операцияния усилвател 074. Критерий за откриване на съответния прекъснат пациентен проводник е цикличното превключване на 000 и FFF в един период на мрежовото напрежение.

2. Наличие на пейсмейкърни импулси. Те имат продължителност до 1 мс, разширяват се от входните нискочестотни филтри, но все пак са достатъчно кратки за разпознаване. По време на тяхното времетраене обаче е необходимо да се блокират отместванията на ЦАП. Това се реализира програмно, като последната стойност на АЦП преди насищането се запомня и за времето, докато текущата стойност я превишава, се отпечатва стойност равна на запомнената плюс подходяща амплитуда за пейсмейкърния импулс.

3. Дефибрилационен импулс, чийто въздействие върху насищането на входните стъпала е по-продължително. След изтичане на времето на евентуален пейсмейкърен импулс, отместванията на ЦАП се разрешават и поради липсата на R-C вериги възстановяването на записа на електрокардиографските сигнали става за по-кратко от нормираното в стандартите време от 5 s.

Цифровата процедура за отстраняване на мрежовото смущение се прилага в квазиреално и реално време [3, 4]. Дрейфовият филтър е реализиран в два варианта. В квазиреално време той е двупосочен за гранична честота 0,4 Hz. В реално време се прилага процедура [6, 7], при която от оригиналния сигнал се отстраняват участъци с високи и стръмни вълни. Те се заместват с линейно интерполирани стойности. Така оформеният файл се подлага на нискочестотна филтрация и синтезираният дрейф се изважда от оригиналния сигнал. Критерият за високи и стръмни вълни има два клона. В зоната на QRS комплекса е в сила вариантът от [6, 7]. Той изисква непрекъснат интервал от 200 ms без високи и стръмни вълни, след което края на детектираната вълна се измества 200 ms напред. Това е направено с цел да се избегне маркиране на край в хоризонтален ST сегмент с елевация или депресия. Този подход обаче има недостатък при някои високи P вълни, които предизвикват сливане с QRS комплекса в един цял интерполиран участък, намаляващ гладкостта на синтезирания дрейф. Затова извън зоната на QRS комплекса непрекъснатият интервал, откриващ хоризонтален участък, е ограничен до 80 ms. Идентификацията на QRS комплекса е софтуерна в реално време [11].

Действащите стандарти за аналогови електрокардиографи позволяват включването на нискочестотен антитреморен филтър от първи ред с гранична честота от 35 до 45 Hz. Нормативи за цифрови електрокардиографи все още няма. При тях по инерция се използват параметрите на посочения филтър за работа в реално и квазиреално време. Цифровите устройства обаче предлагат пълзящо усредняване, което не внася фазови изкривявания и е много бързо. За съжаление, когато първата му нула е в 50 Hz, което е много естествено при обяснения стремеж да се потиска все по-добре мрежовото смущение, граничната честота е около 24 Hz. Съществува цифров филтър [12], който е по-стръмен, с гранична честота 32 Hz и макар и по-бавен е изпълним в реално време. Добър обзор на тези проблеми е направен в [13]. В разглеждания апарат е приложен друг подход. След като изваждането на мрежовото смущение е осигурено в реално време [4],

първата нула на усредняващия филтър се поставя в 66,6 Hz. Това е много удобно за избраната честота на дискретизация 400 Hz и граничната честота е също на около 32 Hz.

Струва ни се, че тази разлика между 32 и 35 Hz не би трябвало да бъде драматизирана, като се има предвид че създаването на нормата за аналогови електрокардиографи някога е било продиктувано от елементарни съображения за компромис между потискането на електромиографските смущения и запазване на формата на QRS комплекса.

Подобно отношение трябва да се вземе и при измерване на честотната лента на цифровите апарати. Очевидно съвременни и изключително ефективни процедури за изваждане на мрежовото смущение без да се засяга спектъра и формата на сигналите и за потискане на дрейфа без фазови изкривявания ще покажат при измерване на честотната лента провал в зоната на 50 Hz и несъответствие с изискваната долна граница от 0,05 Hz. Затова наближава времето, когато някои тестови сигнали за измерване на цифрови електрокардиографи трябва да бъдат осъвременени. Така напр. честотната лента и коефициентът на режекция биха могли да бъдат проверявани чрез остатъчния брум и отклонението във формата на подадени на входа различни по ширина триъгълни импулси с определено разстояние между тях и насложено смущаващо напрежение с мрежова честота.

#### Литература:

1. Dotsinsky I. A., Christov I. I., Daskalov I. K. (1991) Multichannel DC amplifier for a microprocessor electroencephalograph. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 29, 324-329.
2. Луканов В., И. Илиев и А. Лечков (1990) Високоскоростен интерфейс на аналогова подсистема за обработка на биологични сигнали. Първа национална научно-приложна конференция "Електронна техника ET'90", Сборник доклади, 258-261.
3. Levkov C., Michov G., Ivanov R. and Daskalov I. K. (1984) Subtraction of 50 Hz interference from the electrocardiogram. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 22, 371-373.
4. Christov I. I., Dotsinsky I. A. (1988) New approach to the digital elimination of 50 Hz interference from the electrocardiogram. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 26, 431-434.
5. Yan X. G. (1993) Dynamic Levkov-Christov subtraction of

mains interference. Med. & Biol. Eng. & Comput., 31, 635-638.

6. Христов И., И. Доцински и И. Даскалов (1990) Висококачествено филтриране на електрокардиосигнали чрез елиминирание на QRS комплекса. Първа национална научно-приложна конференция "Електронна техника ET'90", Сборник доклади, 234-239.

7. Christov I. I., Dotsinsky I. A., Daskalov I. K. (1992) High-pass filtering of ECG signals using QRS elimination. Med. & Biol. Eng. & Comput., 30, 253-256.

8. Levkov Ch. (1987) Orthogonal electrocardiogram derived from the limb and chest electrodes of the conventional 12-lead system. Med. & Biol. Eng. & Comput. 25, 155-164.

9. Доцински И. (1993) Отпечатване на електрокардиограми с микроточков термопринтер. Втора национална научно-приложна конференция с международно участие "Електронна техника ET'93", Сборник доклади т. I, 33-38.

10. Christov I. I., Dotsinsky I. A. (1990) Recording vectorcardiographic loops with a microdot thermal printer. Frontiers of Medical & Biological Engineering, Vol. 2, No 1, 37-42.

11. Dotsinsky I. (1991) Software real time QRS detection. 16-th International Conference on Medical & Biological Engineering, Kyoto, July, 337.

12. Levkov Ch. L. (1989) Fast integer coefficient FIR filters to remove the AC interference and high-frequency noise components in biological signals. Med. & Biol. Eng. & Comput., 27, 330-332.

13. Gramatikov B. (1992) Comparison of some linear phase FIR-filters for real-time ECG-processing. 6-та национална конференция по биомедицинска физика и техника с международно участие, Сборник материали, 27-31.

