

РЕГИСТРИРАНЕ НА ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАМИ ПРИ ПАЦИЕНТИ С ПЕЙСМЕЙКЪРИ И ПРИ ДЕФИБРИЛАЦИЯ

ст.н.с. I ст. д.т.н. Иван Асенов Доцински, к.т.н. Ивайло Иванов
Христов и ст.н.с. I ст. д.м.н. Иван Константинов Даскалов
Централна лаборатория по биомедицинско инженерство - БАН

Електрокардиографите (ЕКГ) трябва да отговарят на специфични изисквания при пациенти с вградени кардиостимулатори (пейсмейкъри) и в случаите, когато се използва дефибрилатор. Пейсмейкърните импулси имат продължителност $0,1 \pm 1$ ms и амплитуда, превишаваща многократно амплитудите на вълните в спонтанната електрокардиограма. След пейсмейкърни импулси следват характерни QRS комплекси, които трябва да бъдат регистрирани без изкривяване на формата или изменение на нулевата линия на сигнала. Дефибрилационният импулс е с почти същата продължителност, но има амплитуда от порядъка на 4 ± 5 kV. Приема се, че той продължава да действа на входа на ЕКГ до 200 ms след подаването му. Освен естествените мерки за защита срещу пробив, апаратите трябва да притежават средства за подновяване на записа на спонтанната електрокардиограма до 5 s след дефибрилация [1].

Поради наличие на сравнително висок и много бавно изменящ се потенциал на прехода електрод-кожа (до ± 300 mV), първите стъпала на ЕКГ усилват сравнително малко (25 ± 40 пъти) и са свързани с вторите стъпала чрез разделителни R-C вериги с времеконстанта от 3,2 s, която създава условия за насищане на усилвателя при поява на висок и стръмен входен сигнал. Затова се взимат различни мерки за намаляване на времето за възстановяване.

Широко разпространено решение за ограничаване на насищането от дефибрилационни импулси е поставянето на дьвупосочно свързани диоди успоредно на резистора R към маса (фиг. 1). Когато са отпушени, те намаляват бързо напрежението върху кондензатора C (фиг. 2), но след преминаване на дефибрилационния импулс (условно показан като правоъгълен), съпротивлението им в права посока се увеличава и времето, когато второто стъпало ще стане активно се определя освен от времеконстантата, още и от неговите хранващи напрежения и коефициент на усилване k_2 . Ето защо 5 секундно възстановяване не се постига безпроблемно. Освен това диодите

Въвеждат почти същото закъснение и при пациенти с пейсмејкър, докато без диоди кратките пейсмејкърни стимули презареждат слабо кондензатора (фиг. 3). Така стигаме до извода, че двойка диоди решават проблема, ако са запушени при появата на импулси и отпушени след тяхното преминаване. Такава схема е показана на фиг. 4, където диодите са обратно свързани към захранващите напрежения. За съжаление тя е нереализуема на практика, защото обратните съпротивления на диодите трябва да бъдат изключително еднакви, за да осигуряват близко до нула отместване на входа на второто стъпало и много високи, за да не намаляват стойността на времеконстантата. Такова свързване на диоди се използва на входа на първото стъпало за предпазване от обикновени ($\neq kV$) пренапрежения, но там отместването се определя от връзката с пациента.

Въвеждането на диоди в обратната връзка на първото стъпало (фиг. 5) също не може да редуцира презарядя на кондензатора, защото операционните усилватели са неинвертиращи, а амплитудите на пейсмејкърните и дефибрилационните импулси на входовете се ограничават до захранващите напрежения.

Възможно е свързване на аналогов ключ паралелно на резистора (фиг. 6), който се затваря от микропроцесорна система μP , когато аналого-цифровият преобразувател ADC достига границите на обхвата си. Това е добро решение при дефибрилация, но при пейсимулси отварянето на ключа ще предизвика преразпределение на тока на несиметрия през резистора $R = 1,6 \text{ M}\Omega$ и кондензатора C и съответно скок на изхода на второто стъпало.

Ние изпробвахме вариант, при който диодите са свързани към маса през резистор $500 \text{ k}\Omega$ (фиг. 7). Резултатите са приблизително добри. Времето за успокояване след дефибрилация е около 5 s , а скоковете в сигнала при пейсмејкърни стимули са приемливи. Това обаче е компромисно решение с единственото предимство, че е просто и евтино.

Най-добри резултати получихме, като съставихме подходящи алгоритъм и програма за разработения от нас μP постояннотоков многоканален усилвател на ЕКГ [2], представляващ развитие на аналогично устройство за електроенцефалография [3].

Принципът на работа на постояннотоковия усилвател (фиг. 8) се състои в следното. Потенциалът на прехода електрог-кожа се

компенсира за всеки канал чрез подходящо отместване с цифро-аналогов преобразувател DAC, управляван от μP . Така при отсъствие на кондензатор преходните процеси са изключително бързи. Всъщност нещата са по-сложни.

Макар и бавно потенциалът на прехода електрог-кожа се променя и би могъл да достигне границите на обхвата на ADC по време на запис на електрокардиограма. Това налага превключване на цифровия входен код на DAC, но тогава неговата грешка се усилва от второто стъпало. Тя се компенсира, като за всяка стойност в изхода на схемата за стробирано запомняне SN се правят 2 преобразувания - едното с текущия код на DAC и второто с променен с ± 1 код, а разликата между двете цифрови стойности, представляваща усилената грешка на DAC, се запомня в μP . Това позволява при нужда следващият дискрет да бъде получен с новия код и преизчислен с точността на ADC. Знакът за промяната в кода се определя от мястото, което заема текущия дискрет в обхвата на ADC.

Електрокардиографът, реализиран по схемата от фиг. 8, се управлява от програма, която разпознава откачени електроди преди начало на записа и поддържа оптимално разположени върху хартията отвеждания. Електроди могат да се откачат и по време на запис, когато са възможни и артефакти от движение на пациента и бавен дрейф на нулевата линия на каналите. И в двата случая сигналите излизат извън размера на хартията. Записът се прекратява, изчакват се няколко сърдечни цикъла, но не повече от 4 s, след което той продължава с ново оптимално подреждане на сигналите. Точно така действа програмата и при получаване на дефибрилационен импулс на входа на ЕКГ. Това е показано на фиг. 9, където възстановяването на запис от имитатор, маркирано с две стрелки, е най-често за около 2 s. Постояннотоковият усилвател позволява времето да бъде намалено значително, стига да се откажем от оптималното подреждане на отвежданията.

Артефакти от пейсмейкърни стимули върху изобразяването на QRS комплексите могат да бъдат отстранени, ако по същото време се забрани промяната на цифровия входен код на DAC. Алгоритъм с такова действие е показан на фиг. 10. Стимулът се открива чрез разлика в два последователни дискрета $\Delta = D_i - D_{i-1}$, превишаваща границата $L = \pm 1600 \mu V$ ($640 \mu V/ms$ при дискретизация с 400 Hz). На

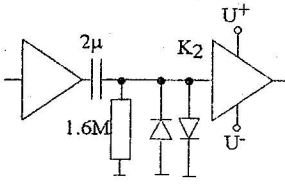
фигурата е представен само клон за +L. Ако $\Delta > L$ е предизвикана от откачен електрод (тогава $SAT \neq 0$), кодът на DAC се променя с 1 (блок SU). В противен случай ($SAT = 0$) се мества гали $\Delta > L$ се появява за първи път. Ако това е така ($FL = 0$), във флага FL се записва числото 5, отговарящо на 7,5 ms, а в текущата клетка на паметта M_i - предишната стойност, увеличена с избрана амплитуда на стимула A. Стойността на FL се намалява с 1, блокът SU се прескача. При следващия дискрет се активира друг клон на алгоритъма, като пълтищата са два: през $\Delta > L$, ако стръмността на сигнала продължава да бъде висока или през $FL > 0$, ако тя вече е ниска. Сега в паметта се записва амплитудата на пейсмейкърния стимул, докато дискретът D_i не стане по-малък от стойността в предишната клетка на паметта M_{i-1} или не изтече определеното чрез FL време.

SAT се зарежда с числото 16, ако второто преобразуване LH е 0 или FFF и се установява в 0, след 16 последователни такта, за които едновременно $\Delta < \pm L$, $FL = 0$ и $0 < LH < FFF$.

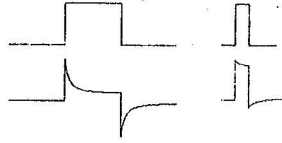
На фиг. 11 и 12 са показани записи от пациенти с пейсмейкър. Амплитудите на регистрираните стимули варират, поради честотата на дискретизация от 400 Hz и н.ч. филтър, поставен на входа на усилвателя за потискане на радиосмущения. Записите показват пълна липса на отскок при регистриране на пейсимулсите. Вижда се редуване на стимулирана със спонтанна активност и стимули, които съвпадат по време изцяло (fusion pace) или частично (pseudo-fusion pace) с близък до нормален по форма QRS комплекс.

Литература:

1. IEC 62D(CO)17. Medical electrical equipment; Electrocardiograph. Part 2: Particular requirements for safety.
2. Доцински И., И. Христов (1994) Един подход за получаване на многоканални електрокардиограми. Трета национална научно-приложна конференция с международно участие "Електронна техника '94", Созопол, 28-30 септември, стр. 11-16.
3. Dotsinsky I. A., Christov I. I., Daskalov I. K. (1991) Multichannel DC amplifier for a microprocessor electroencephalograph. Med. & Biol. Eng. & Comput., 29, 324-329.

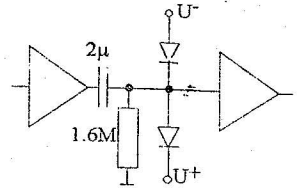


Фиг. 1

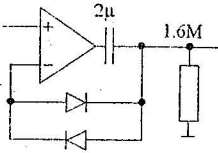


Фиг. 2

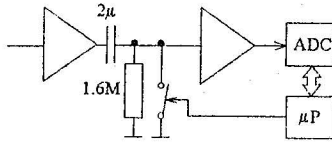
Фиг. 3



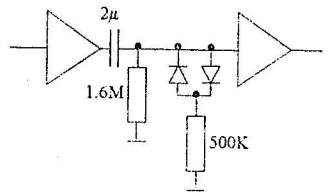
Фиг. 4



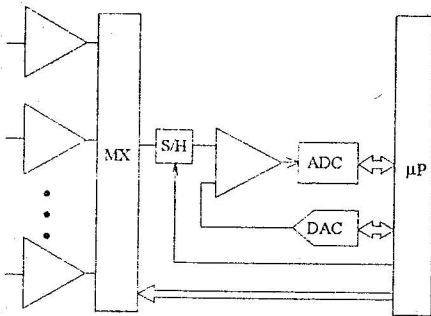
Фиг. 5



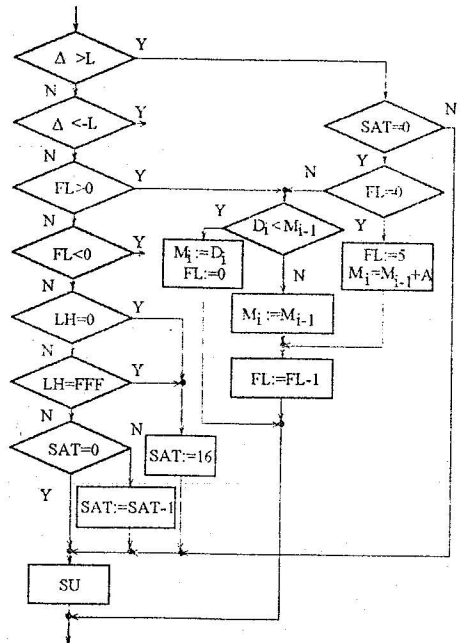
Фиг. 6



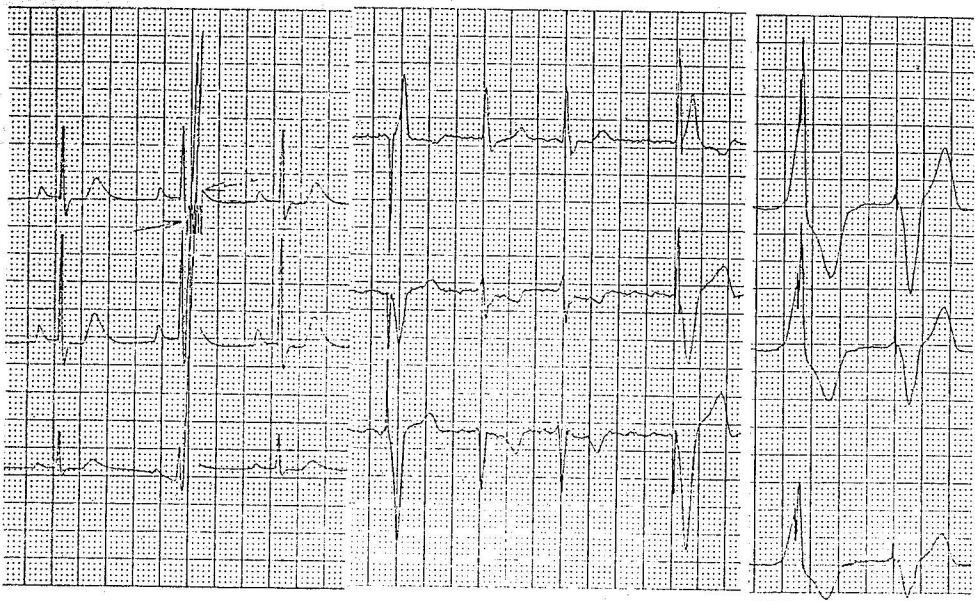
Фиг. 7



Фиг. 8

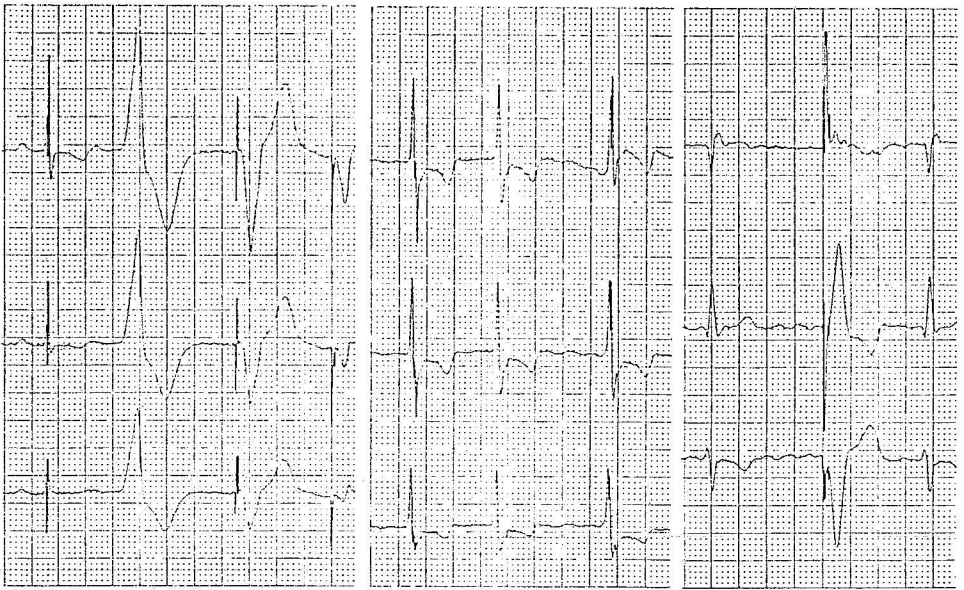


Фиг. 10



Фиг. 9

Фиг. 11



Фиг. 12

ELECTROCARDIOGRAMS RECORDING OF PACED PATIENTS AND DURING DEFIBRILLATION

Prof. D. Sc. Ivan A. Dotsinsky, Ph. D. Ivailo I. Christov and
Prof. D. Sc. Ivan K. Daskalov

Centre of Biomedical Engineering, Bulgarian Academy of Sciences

Some specific requirements have to be met by the electrocardiographs (ECG) during defibrillation and in cases of paced patients. The record of the heart activity should be restored up to 5 s after the defibrillation. The paces are followed by characteristic QRS complexes that should be presented without shape and subsequent baseline distortion.

The first amplifier stages of ECG are connected to the second ones through R-C circuits (3,2 s time-constant) because of the slow varying electrode-to-skin potential with relatively high amplitude. Therefore the amplifier may be saturated for long time when a steep and high signal is presented at the input.

Some solutions restricting the saturation due to the defibrillation by appropriate diodes connection around the R-C circuits are known. Unfortunately they cause shape and baseline distortion in the electrocardiogram of patients with pacemaker.

Earlier we developed a DC amplifier including DAC that subtracts the electrode-to-skin offset from the signal at the input of the second stage. In order to avoid the amplification of the DAC error by the second stage in case of DAC code change during the record, two AD conversions of the sampled signal are made - the first one with the current DAC code and the second one with the incremented or decremented code. Thus the true modification of the subtracted value is measured by the ADC.

The DC amplifier is an ideal instrument for fast recovery of the heart activity recording after defibrillation. However, for an accurate presentation of paced QRS complexes some corrections of the DAC control should be implemented because every saturation will cause a new cycle of DC adjustment that will distort the paced QRS complex. Our program stops the DAC variation for a few milliseconds t_p when a slope beyond $640 \mu\text{V}/\text{ms}$ in the signal has been detected. Then a value corresponding to 1 mV at the amplifier input is added to the last discrete D_L in order to mark the pace pulse. This value is repeatedly memorized until either the input signal becomes lower than D_L or t_p has been elapsed. Recordings with paced patients are presented in the paper.