

АПАРАТ ЗА КОНТРОЛ НА ЧЕСТОТАТА НА СЪРДЕЧНИЯТ РИТЪМ

зл.ас. Галиция Иванова Петрова - ТУ Пловдив

доц.к.тн Илион Стамболиев - ТУ София

ст.ас.Иван Владимир Рачев - ТУ Пловдив

ст.ас. Огнян Костадинов Обретенков - ТУ Пловдив

1993

В доклада се описва реализацията на апарат за измерване на честотата на сърдечния ритъм със сигнализация при появата на ритъмни нарушения. Апаратът е предназначен за непрекъснато наблюдение и следене на честотата на сърдечната активност при сърдечно болни и след инфарктни състояния, извън отделенията за реанимация и интензивни грижи.

Наред с общите изисквания към този тип апарати, в случая се поставят и някои специфични изисквания, произтичащи от конкретното предназначение. Апаратът за контрол на честотата на сърдечния ритъм трябва да има минимален обем, тъй като ще се поставя на удобно място в грехите на сърдечно болният. Апаратът трябва да има автономно хранване и ниска консумация. Трябва да бъде удобен за използване от хора непрофесионалисти, тоест максимално опростен за манипулиране. Като се има въпредвид и психологическият момент при сърдечно болните при задействане на алармата за ритъмно нарушение се поставят високи изисквания за свеждане до минимум на вероятността за лъжливи сработвания на схемата за сигнализация.

Процесът на измерване и контрол на честотата на сърдечния ритъм преминава през следните основни етапи [1],[2]: (фиг.1)

- 1) Преобразуване на сърдечната активност в усилен електрически сигнал;
- 2) Идентификация на реперен образ, еднозначно съответстващ на един сърдечен цикъл, в непрекъснатия усилен електрически сигнал;
- 3) Определяне на квазипериода на сърдечната активност или броене на реперните импулси за определен период от време;
- 4) Индикация на измерената честота на сърдечния ритъм;

5) Сигнализация при попадане на измерената честота извън предварително зададени граници, съответстващи на ритъмните нарушения.

Най-удобен за идентификация реперен образ се оказва *QRS* комплекса, съдържащ относително висок честотен спектър в сравнение с останалите елементи на електрокардиографския сигнал (ЕКГ).

Съществуват множество методи и схемни решения, при които по аналогов път е реализиран блока за идентификация на *QRS* комплекса [3]. Като общ недостатък на този тип апарати може да се посочи, че използват един или два критерия за идентификацията на *QRS* комплекса, което при нормална сърдечна активност дава задоволителни резултати, но при голямото разнообразие от ритъмни нарушения се оказват незадоволителни. От друга страна е трудно по аналогов път да се приложат повече критерии за идентификация на *QRS* комплекса, тъй като е свързано с чувствително усложняване на схемата. Най-честите грешки при описаният тип апарати са следните:

- В случай че съществуват *QRS* комплекси с различна амплитуда и в същото време T вълни със сравнително голяма амплитуда и пикообразна форма е трудно да се различат двата типа вълни в ЕКГ сигнала;

- при рязко (скокообразно) изменение на базовата линия (изолинията) е възможно то да се регистрира като *QRS* комплекс.

Наред с описаните недостатъци на конвенционалните апарати за измерване на честотата на сърдечния ритъм, в конкретния случай на приложение се добавят и множеството артефакти, насложени върху полезния сигнал, които са предизвикани от двигателната активност на сърдечно болният.

В описвания апарат за контрол на честотата на сърдечния ритъм, посочените недостатъци на конвенционалните апарати се отстраняват по програмен път. Обработката на усиления ЕКГ сигнал се извършва чрез цифрова филтрация. Апаратът е изграден от следните основни блокове: (фиг.2)

- Блок за първична обработка на ЕКГ сигнала;

- Микрокомпютърен блок;

- Блок за сигнализация при ритъмни нарушения.

Възможно е към апарата да бъде добавен и блок за индикация на честотата на сърдечния ритъм.

В блока за първична обработка се извършва усилване и аналогова филтрация на ЕКГ сигнала. Блокът е изграден от три стъпала: входен буферен усилвател, реализиран в съответствие с изискванията към

усилвателите за бионапрежение; режекторен филтър за отстраняване на смущенията индуцирани от електрическата мрежа; усилвател с голям коефициент на усилване. При реализацията на блока за първична обработка на ЕКГ сигнала са използвани CMOS прецизни операционни усилватели за да се удовлетворят изискванията за ниска консумация на апарата.

След първичната обработка усиленият ЕКГ сигнал постъпва на входа на микрокомпютърния блок, който изпълнява следните функции:

- идентификация на *QRS* комплекса;
- измерване на честотата на сърдечният ритъм;
- управление на сигнализацията при ритъмни нарушения.

Усиленият ЕКГ сигнал се дискретизира от аналого-цифровият преобразувател (АЦП) и получените стойности на дискретите се записват в RAM паметта. В постоянната памет (EPROM) е записана програмата за цифрова обработка на дискретизирания ЕКГ сигнал. Алгоритъма на програмата за цифрова филтрация е оформен в пет стъпки [4],[5],[6].

При първата стъпка се извършва отделяне на високочестотните компоненти на дискретизирания ЕКГ сигнал от нискочестотния диапазон, в който преобладаващи са честотните съставки на *P* и нормалните *T* вълни. Наред с това се филтрират и нискочестотните смущения, дължащи се най-често на двигателните артефакти и на изменението на потенциала на електрода и кожата.

При втората стъпка е реализиран цифров нискочестотен филтър, с цел да се филтрират високочестотните смущения. Като краен резултат след втората стъпка се формира изход от лентов филтър, след който в множеството от дискрети се формират пикове на местата където съществуват компоненти с относително висок честотен спектър в ЕКГ сигнала (*QRS* комплекси, паталогични *T* вълни или резки скокообразни изменения на изолинията).

С третата стъпка се извършва разделянето на паталогичните *T* вълни от останалите компоненти, пропуснати през лентовия филтър. *QRS* комплексите се усилват, а паталогичните *T* вълни се подтискат. Съществуват обаче случаи когато резки изменения на базовата линия (изолинията) могат да създадат допълнителни лъжливи пикове в изходното множество от дискрети. Този проблем се решава с четвъртата стъпка от цифровата обработка на ЕКГ сигнала.

Ако се използва факта, че *Q*, *R* и *S* вълните са симетрични относно ординатната ос, докато при скокообразно изменение на базовата линия

нямаме такава симетрия (фиг.3), то тогава можем да разграничим двата случая в зависимост от знака на изрази:

$$(Y_{1i} - Y_{1(i-3)}) \cdot (Y_{1i} - Y_{1(i+3)})$$

където:

- Y_{1i} е стойността на i -тия дискрет след първата стъпка на цифровата обработка;

- $Y_{1(i-3)}$ и $Y_{1(i+3)}$ са стойностите на дискретите отместени съответно три позиции назад и три позиции напред от Y_{1i} .

Тогава ако:

$(Y_{1i} - Y_{1(i-3)}) \cdot (Y_{1i} - Y_{1(i+3)}) > 0$, имаме *QRS* комплекс и стойността на i -тия дискрет от третата стъпка Y_{3i} се умножава с коефициент $K=1$, а ако:

$(Y_{1i} - Y_{1(i-3)}) \cdot (Y_{1i} - Y_{1(i+3)}) < 0$, имаме скокообразно изменение на изолинията и Y_{3i} се умножава с коефициент $K=0$.

По този начин с четвъртата стъпка се отстраняват лъжливите пикове в изходното множество от дискрети.

Петата стъпка от алгоритъма е идентификация на реперните точки. За целта резултатът от четвъртата стъпка се преобразува в множество от точки, описващи импулсна поредица с период равен на цикъла на сърдечната активност. Признакът за преобразуване е преминаването на адаптивно прагово ниво.

След приключване на процедурата по цифровата обработка на ЕКГ сигнала се изчислява честотата на сърдечният ритъм. При попадане на честотата извън предварително дефинираните граници, индициращи ритъмно нарушение, микрокомпютърният блок подава команда за активиране на блока за сигнализиция.

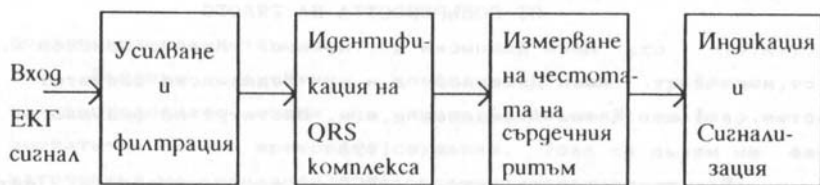
Микрокомпютърният блок е реализиран на база едночипов микрокомпютър МС68НСТ11, който удовлетворява изискванията за ниска консумация към апарата.

Като възможност за развитие и усъвършенстване на апарата е добавянето на допълнителна RAM памет, в която да се съхраняват дискретите от няколко периода на ЕКГ сигнала при наличие на ритъмно нарушение, което впоследствие може да се използва като информация за разчитане от специалист кардиолог.

Описаният апарат илюстрира тенденцията за оптимизиране и минимизиране на аналоговата част чрез използване на гъвкава и адаптивна цифрова обработка на ЕКГ сигнала.

Литература:

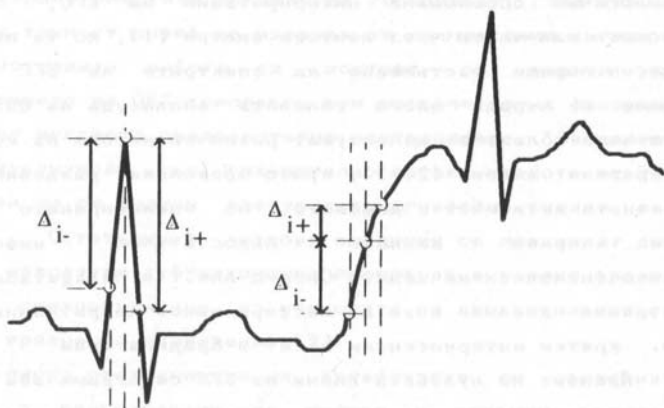
1. Даскалов И., И. Стамболиев, Електромединска диагностична техника., Техника, 1978.
2. Томпкинс У., Дж. Уебстер. Микрокомпютърни медицински системи. Проектиране и приложение., Москва, 1983.
3. Медицинска техника., 1981, бр.2,3,4.
4. Masahiko Okada, A Digital Filter for the QRS Complex Detection, IEEE - Transactions on Biomedical Engineering, December 1979.
5. Донеvски Б., Г. Ненов, Цифрови филтри., Техника, 1982.
6. Джоунс Брайън, Електроника за експерименти и изследвания., Техника, 1991.



Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3