

## Програмно осигуряване и метод за измерване на кръвно налягане в Холтер система

В. Луканов, Д. Вълчев, И. Илиев

### 1. Въведение

Холтер системите представляват апарати за продължително следене на определени биологични параметри: пулс, ЕКГ сигнал, кръвно налягане и др. Създаването на подобни системи стана възможно следствие развитието на елементната база и повишаване производителността на използваните процесори. В по-модерните устройства освен проста регистрация, се извършва и значителна част от анализа.

При проектирането на Холтер апарати е необходимо да бъдат решени редица схемотехнически проблеми [1]. Заедно с това се поставят изключително големи изисквания и към програмното осигуряване поради особености, свързани с автономността на устройствата, необходимостта от продължителна работа в разнообразни условия и възможности за различни видове грешки.

В настоящата работа са представени основните принципи на програмното осигуряване на система за продължително следене на кръвно налягане и пулс, проектирана в лабораторията по "Медицинска електроника" при ИУ-София. Тя е изградена на базата на многозадачна операционна система което много улеснява цялостното му разработване. Използвани за езиките за програмиране: асемблер за операционната система и програмите обработващи сигналите и С++ за управлението на апарата.

Представен е и осцилометричен метод за измерване на кръвно налягане. Ефективността на метода се базира на оригинално схемотехническо решение (филтер с променлива честота на среза) и различни филтрации и интерполации даващи възможност за откриване на пулсации и в зашумен сигнал.

### 2. Програмно осигуряване на апарата за продължително следене на пулс и кръвно налягане.

Разработеният апарат е реализиран на базата на едночиповия микроконтролер 80С 552 на фирмата INTEL. Този микропроцесор се

оказва много подходящ за използване в подобни устройства. Той включва редица схеми които много улесняват програмирането. В случай цялото програмно осигуряване е изградено на базата на многозадачна операционна система което дава възможност отделните задачи да се програмират независимо една от друга и за лесно използване на различни езици за програмиране, в случай асемблер и Си. Операционната система е написана на Си, което се налага от изисквания за бързодействие и от от липсата на бърз кроскомпилятор за Си за процесора 80552 (това до голяма степен се определя от структурата му).

Програмата за управляване на прекъсванията е базова програма, която в същност управлява разделението на времето между задачите. Честотата на програмните прекъсвания се определя от необходимата честота на дискретизация за тоновете на Коротков и е 5ms (задава се от вградения таймер). Когато апарата е поставен в режим на използване на осцилометричния метод, честотата на дискретизация е 20Hz. Редуването на задачите се определя от таблицата чието съдържание може динамично да се променя.

Съществуват три отделни задачи:

- Първа задача - управление на апарата (клавиатура, дисплей). От тази задача се настройват режимите на измерване, записва се специфична информация за моментното състояние на пациента и т.н.
- Втора задача - измерване на кръвното налягане (осцилометричен метод и метод на Коротков).
- Трета задача - осъществяване на комуникациите с външен компютър (предаване и приемане на данни).

Нормално разпределението на времето между задачите е както следва:

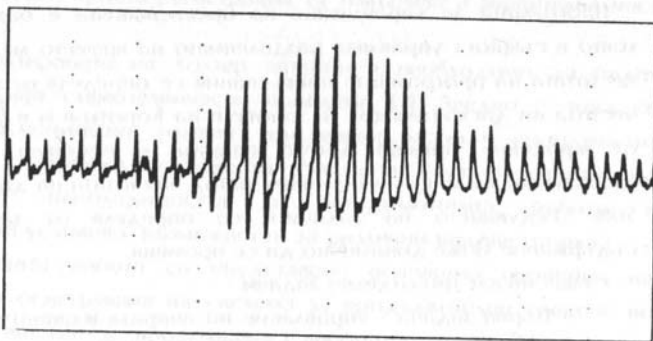
- Първа задача - 25 %;
- Втора задача - 75 %;
- Трета задача - 0 %.

Характерна възможност на програмното осигуряване е възможността за промяна на разпределението на времето. Описаното времеразделяне е валидно за режим на последователни измервания. При настройка на апарата или обмен на данни времето се променя. Също така, повече време е необходимо при измерване на кръвното налягане по метода на Коротков, който работи с по-високочестотен сигнал.

Програмите от първа и втора задача са написани на Си, а от третата задача на асемблер. Тактовата честота на микропроцесора е 16/12 MHz и осигурява необходимото бързодействие. Времето, което се заема от фоновата програма е около 1 % от циклите, в които има аналого-цифрово преобразуване, а в останалите е под 2 %.

### 5. Измерване на кръвно налягане по осцилометричния метод

Принципа на измерване при осцилометричния метод се изразява в следното. Напомпва се маншетата до налягане по-високо от систоличното. След това плавно или стъпаловидно налягането в маншетата се намалява, като чрез датчик се регистрират пулсациите в кръвния поток. Една типична крива на изменение е показана на фигура 1.



фиг. 1

Максимална стойност пулсациите имат при стойност на налягането в маншетата наречено средно налягане  $P_{\text{сред}}$ . Между пулсациите при средното налягане и при систоличното налягане  $P_{\text{сис}}$  и диастоличното налягане  $P_{\text{ди}}$  са в сила определени съотношения, които са различни при различните реализации на метода и се използват за извършване на измерването. Използуваният алгоритъм е представен с помощта на псевдокод (1).

Изложеният алгоритъм е силно опростен, но представя основните стъпки от метода. В ред 5 се използва начална стойност на налягането в маншета 150 mm Hg. Ако това налягане се окаже много за определяне на систоличното налягане, при следващото напомпване се използва по-висока стойност. Тези налягания могат да се променят

при настройка на апарата. Основен момент от алгоритъма е блокът за получаване на пулсациите при фиксирана стойност на налягането в маншета от ред 9. Използуваният подход е следният. Нека са получени три последователни пулсации с максимални стойности  $Mx1$ ,  $Mx2$ ,  $Mx3$  и минимални стойности преди максимумите  $Min1$ ,  $Min2$ ,  $Min3$  и съответни времена  $tx1$ ,  $tx2$ ,  $tx3$  и  $tn1$ ,  $tn2$ ,  $tn3$ . Тези пулсации се получават, като се следи първата производна и освен това са наложени някои ограничения върху стръмността и продължителност предния фронт, максимума на пулсация, както и защитно време при намерена пулсация. Ако последните две амплитуди се отличават по-малко от 15 %, то за стойност на пулсациите при фиксираното налягане в маншета се приема величината  $A$  [2].

(1)

```

1   Нагласяне нулата на датчика за налягане;
2   Флаг за намерена максимална пулсация H max=0;
3   Флаг за намерено систолично налягане H sys=0;
4   Флаг за намерено диастолично налягане H dia=0;
5    $P_{cut}$  първо налягане;
6   lb1;
7   while (H dia=0) |
8       Фиксира се налягането в маншетата  $P_{cut}$ ;
9       Отчитат се пулсациите в маншетата :
10      if (намерена е максимална пулсация  $A_m$ ) |
11          H max=1;
12          корекция на обвивката на кривата на пулсациите;
13          if (намерено е систоличното налягане) H sys=1;
14      |
15       $P_{cut} = P_{cut} - DP$ ;
16  |
17  if (H sys=0) |
18       $P_{cut}$  второ налягане;
19      goto lb1;
20  |
21  Уточняване стойностите на  $P_{sys}$  и  $P_{dia}$ ;

```

$$(2) \quad A = \frac{(M_{x1} \cdot M_{n1} - M_{x2} \cdot M_{n2})}{2}$$

Ако максимумите се отличават повече, то се прави опит да се получи пулсацията по три амплитуди, като се използва интерполация, позволяваща да се открият пулсации дори на фона на значителен дрейф. В този случай се изчисляват величините

$$(3) \quad \begin{aligned} A_1 &= M_{x1} + (M_{x2} - M_{x1}) \frac{T_{n2} \cdot T_{x1}}{T_{x2} \cdot T_{n1}} \cdot M_{n1} \\ A_2 &= M_{x2} + (M_{x3} - M_{x2}) \frac{T_{n3} \cdot T_{x2}}{T_{x3} \cdot T_{n2}} \cdot M_{n2} \end{aligned}$$

Ако  $abs(A_1 - A_2) < 0.075(A_1 + A_2)$ , то за големината на пулсацията се приема

$$(4) \quad A = \frac{(A_1 + A_2)}{2}$$

Много важен е проблемът за точно определяне на средното налягане  $P_{mean}$  и максималните пулсации, тъй като те са изходните данни за определяне на кръвното налягане. Проблемът е в това че след приключване на изпускането на въздуха, ние имаме получена максимална стойност за някое налягане на маншетата, но тази стойност не е истинска, поради дискретните стойности на налягането в маншетата. Истинската стойност се намира някъде между обходените при изпускането със стъпка DP налягания. Тя може да се получи по следния начин. Нека максималната пулсация е  $A_m$  и тя е получена за налягане  $P_m$ . Съседните налягания и пулсации са  $A(-1), P(-1), A(1), P(1)$ . Ако  $A(-1)$  и  $A(1)$  се различават в границите на 15 %,  $P_m$  се приема за стойност на средното налягане. В противен случай се прави интерполация по следния алгоритъм.

$$(5)$$

```

if (A(-1) > A(1)) {
    l = 1;
    k = 1;
}
else {

```

$l:1:$

$k:-1:$

$$P_{\max} = P_m \cdot (P_m - P(l)) \frac{(2A(l) - 5(A_m - A(l)))}{4A(l)}$$

$$A_{\max} = A_m + (P_m - P(l)) \frac{(A_m - A(l))}{(P_m - P(k))}$$

Използуваната интерполация значително повиши точността на намиране на средното налягане, пулсациите при него и следователно на систоличното и диастоличното налягане.

Изключително удачно се оказва използването на филтър с променлива честота на среза. Той дава възможност да се повиши честотата на среза при напompване, изпускане на маншетата или при наличие на големи смущения.

Друг важен момент в използвания метод е възможността за променлива стъпка на изпускане на маншетата. Причината за това се крие в много различните стойности на кръвното налягане за различни категории хора. Например често срещани са следните случаи:

налягане 120/80 - нормално; 70/50 - пациенти с хипотония;

110/40 - спортисти; 180/100 - пациенти с хипертония.

Ако се работи с постоянна стъпка на изпускане, например 8 мм H<sub>2</sub>O, то е ясно, че при различните случаи броя на стъпките, времето за измерване и точността ще бъдат различни. Ето защо след първото измерване на даден пациент се изчислява големината на стъпката, така че тя да съответствува на определен брой стъпки.

### Литература

1. Луканов В. И. Илиев, Д. Вълчев. Апарат за продължително измерване на кръвно налягане и пулс. 1993.
2. UNITED STATES PATENT 4 754 761. RAMSEY, III ET AL., Jul. 5, 1988.
3. UNITED STATES PATENT 4 926 873. FRANKENREITER, May 22, 1990.
4. UNITED STATES PATENT 4 917 116. LA VIOLA ET AL., Apr. 17, 1990.