

СИСТЕМА ЗА ДЪЛГОВРЕМЕННО СЛЕДЕНЕ НА КРЪВНО НАЛЯГАНЕ И ПУЛС

инж. ктн. Войслав В. Луканов

инж. Иво Ц. Илиев

инж. Димитър Вълчев

ТУ - София

В диагностичната лекарска практика широко приложение през последните години намериха апаратите за продължително следене на определени жизнени параметри, което дава възможност за прецизиране на медицинското заключение. Първите апарати с такова предназначение (известни в практиката като Холтер системи) са разработени за следене на биоелектрическата активност на сърцето на базата на 1 канал ЕКГ в рамките на 24 часа. Основната идея при разработването и достоинства на тази система са във възможността за записване на определени ритъмни или морфологични нарушения, които са останали скрити при рутинните медицински прегледи, а в действителност се проявяват във времето и оказват неблагоприятно въздействие върху състоянието на пациента. Такива нарушения са особено характерни за кръвоносната система, където под въздействие на симпатикотонични фактори, определени заболявания или употреба на лекарствени препарати еднократно измерване на кръвното налягане в лекарския кабинет не винаги дава възможност за обективна оценка на цялостното състояние.

Обект на настоящия доклад е именно апарат за продължително измерване на кръвно налягане и пулс, разработен в нашата лаборатория. При конструиране на подобен род апарати има няколко основни проблеми, които трябва да бъдат решени [1].

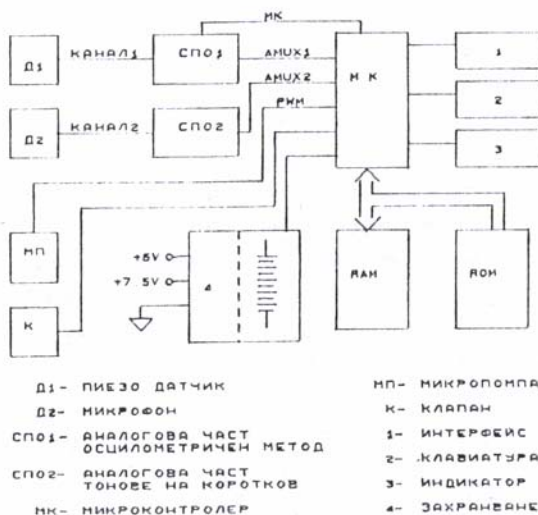
Първо, тъй като апаратът трябва да натрупа информация в рамките на 24 часа е необходимо да бъде носен непрекъснато от пациента, т.е. трябва да е с портативни размери. Преносимостта налага и изискването за автономно захранване, т.е. по отношение на схемотехниката изискване за минимална консумация.

Вторият проблем е свързан с нестационарността на провежданите измервания. Пациентът се намира в различно физическо

състояние през целия интервал на изследване и това води до необходимост от определени схемотехнически и програмни решения за откриване и елиминирание на недействителните резултати вследствие на това.

Трето – продължителността на изследването води до натрупване на значително количество информация, която трябва да бъде обработена, запомнена и след това прехвърлена към регистриращо устройство за възможно най-кратко време.

На фиг.1 е представена обобщената блокова схема на Холтер за кръвно налягане и пулс [2], [3]. За подобряване точността на измерването е предвидена възможност за работа по един от двата основни метода за измерване на кръвно налягане, а именно Осцилометричния и с тонове на Коротков. Имат се предвид предимствата на първия при покой на пациента и на втория при движение се пациент.



ФИГ. 1

Датчик1 е датчик за налягане от пиезоелектричен тип, а Датчик2 е микрофон за регистриране на тоновете вследствие турбулентното движение на кръвта. Схемите за предварителна обработка на сигнала включват лентови филтри за отделяне на

информативната съставка и усилватели за мащабиране на сигнала в динамичния обхват на АЦП. От клавиатура се активира един от методите за измерване като съответния канал се избира с помощта на аналогов мултиплексор. Данните от измерването се обработват в едночипов микроконтролер и се запомнят в RAM.

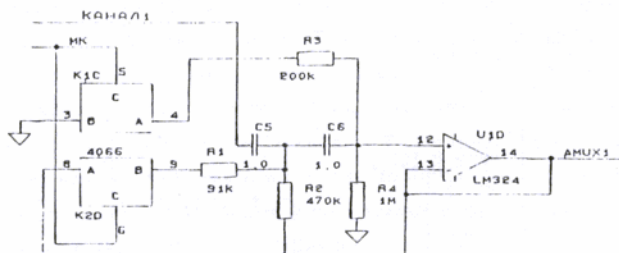
Апаратът е конструиран на базата на едночиповия микроконтролер 80C552 на фирмата Intel. Конструктивните и функционалните му възможности удовлетворяват напълно посочените по-горе изисквания, а именно:

- консумация в нормален режим на работа - 7mA;
- вградено 8-канално, 10-битово АЦП;
- 5 входно-изходни порта;
- вграден сериен интерфейс;
- 2 широко-импулсно модулирани изходи;
- вътрешен автоматичен RESET при грешка в програмата;
- вътрешни таймери и др.

Текущите резултати от измерването се визуализират на печнокристален дисплей. Освен тях, включването на дисплей налага и необходимостта за задаване на първоначален режим на измерване, както и за въвеждане на текущи корекции в зависимост от физическото състояние на пациента. Първоначалният режим на измерване се състои в определяне на метода на измерване, интервала на измерване, горната граница на налягането в маншета и часовото време на стартиране на изследването. Указването на текущото физическо състояние на пациента (покой, движение, тичане, изкачване на стълби и др.) става с помощта на няколко кодови комбинации записани в програмата, които се въвеждат от клавиатурата и трябва също да бъдат визуализирани. Тези различни ситуации се отразяват в протокола след края на изследването и са от голямо значение при класифицирането на аномалните отклонения.

Като бе отбелязано по-горе един от основните проблеми при продължителното измерване на кръвното налягане е това, че пациента не е в покой по време на цялото изследване. Това налага включване на определени схемни и програмни решения за откриване и елиминиране на двигателните артефакти. Освен това при

установяване в пневматичната система на определена степен на налягане в маншета, което става с помощта на микропомпа и изпускателен клапан също се появяват значителни разколебания на системата, които трябва да бъдат елиминирани сравнително бързо. Едно практично схемно решение на тези проблеми е дадено на фиг.2. Това е схема на управляем двуполусен високочестотен активен филтър.



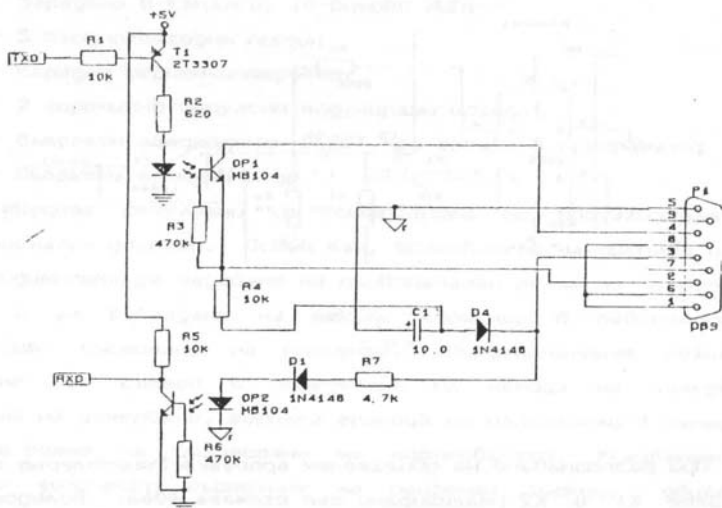
ФИГ. 2

При разпознаване на дъвигателен артефакт контролерът затваря ключовете K1 и K2 реализирани със схемата 4066. Вследствие на това времеконстантата на филтъра се променя 6 пъти и кондензаторите се презареждат бързо, така че филтъра е готов за приемане на полезния входен сигнал в един сравнително къс етап от време. Освен това тази пренастройка на филтъра се извършва и при всеки цикъл отваряне-затваряне на клапана за понижаване на налягането в маншета, при което също се получава разколебание на системата. Практическите експерименти показаха, че освен подобряване на точността на измерванията се получи и значително увеличение на бързодействието, като един цикъл на измерване е в рамките на 20-25s.

С оглед намаляване на консумацията апаратът е конструиран схемотехнически, така че входната аналогова част се включва само по време на измерване от микроконтролера.

Така при минимален интервал между две измервания 5 минути, аналоговата част е активна за около 45s, т.е. консумацията и намалява около 5 пъти.

Връзката с периферно регистриращо устройство се осъществява по сериен интерфейс представен на фиг.3. Особено в случая е, че поради липса на отрицателно напрежение в Холтер системата, формирането на нивото на логическата 1 за RS232 се осъществява от регистриращата част (компютър, анализиращо устройство с принтер и др.) За целта са включени кондензатора C1 и диода D4.



ФИГ. 3

При предаване на лог.1 от регистриращото устройство към Холтера, кондензаторът се зарежда от маса през диода, така че на анода на диода се получава отрицателно напрежение необходимо за формиране на логическото ниво при предаване на лог.1 от Холтера към регистриращото устройство. В случая е използвано галванично разбързване посредством оптроните MB104 с оглед обезопасяване на пациента по време на измерване по метода с монове на Коротков, ако апаратът е включен към регистриращото устройство.

Добро схемотехническо решение се оказва и използването на един от ШИМ изходите на микроконтролера за управление на микронасоса. По този начин се осигурява възможност за регулиране на оборотите и, т.е. за плавно изменение на налягането, което е особено необходимо при достигане на горната граница на налягане в маншета, докато при управление директно от порт бяха необходими няколко цикъла на донапомпване и отваряне на клапана за установяване на желаното налягане. Това от своя страна се отрази положително и върху времетраенето на измерването.

Измерването на пулса става по програмен път, чрез отчитане разстоянието във времето между пиковите стойности приети за систолично налягане. Предвидена е възможност за включване на звукова аларма при превишаване на определени граници за стойностите на налягането и пулса. Границите се въвеждат от лекаря посредством клавиатурата и се изписват на дисплея.

Апаратът работи с 5 броя акумулаторни батерии 1,5V/600mA/h, като автономността му е гарантирана за 36 часа при най-натоварения режим на измерване. Преди стартиране на процедурата се извършва автоматичен самотест на заряда на батериите и се появява съответното съобщение на дисплея.

Л И Т Е Р А Т У Р А:

[1]. Hewlett-Packard. New wave holter system, Physician Guide. US, 1991.

[2]. Shirasaki. Electronic blood pressure meter. US No 5,094,245, Mar. 1992.

[3]. Руденко М. и др. Устройство для измерения артериального давления крови. SU No 1563669, 05.1990.