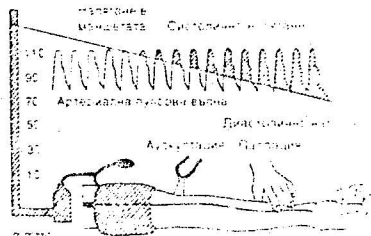


инж. Иво Илиев  
ТУ – София

Количествените характеристики на системното артериално налягане носят важна диагностична информация за състоянието на кръвоносната система. Методите за тяхното измерване се разделят на инвазивни и неинвазивни. Инвазивното измерване се осъществява посредством катетер, който се вкарва в голям кръвоносен съд и директно отчита стойностите на артериалното налягане в различните фази от работата на сърцето. При неинвазивните методи принципът на измерване е следният (фиг.1): Периферна артерия в даден участък от долен или горен крайник се притиска от напълнена с въздух маншета; налягането в маншетата се измерва с манометър.

Когато налягането в маншетата, което се предава на периартериалните тъкани стане по-високо от най-високото налягане в артерията, кръвотокът в последната изцяло се прекъсва. При последващото постепенно отпускане на маншетата настъпва момент, когато артериалният кръвоток се появява отново. Тази повторна поя-



Фиг. 1

ва на артериален кръвоток може да се обективизира чрез различни сигнали, което определя и различните методи за неинвазивно измерване. Най-широко приложение в практиката са намерили аускулаторният и осцилометричният методи. При първия се следи появата на характерни тонове (тонове на Коротков) под долния ръб на маншетата. При втория се регистрират движенията на стената на артерията, които се предават като осцилации на налягането в маншетата. По-ограничено приложение поради своята неточност и трудност при изпълнението намират палпаторния, ултразвуковия и електроплетизмографския методи.

Обект на настоящият доклад е апаратната реализация на един сравнително нов метод за определяне параметрите на артериалното налягане, кактовто е фотоелектричния метод [2], [3]. Той в значителна степен допълва neinбазивните методи при различни физиологични отклонения и трабми, когато е невъзможно приложението на разгледаните по-горе методи. Фотоелектричния метод се основава на закона на Ламберт-Буге-Беер (1), който дава зависимостта между падащия и преминалия светлинен поток през изследван обект в зависимост от структурата и геометричните му размери [1].

$$(1) \quad \Phi_e = \Phi_o \exp(-acd),$$

където:

$\Phi_e$  - преминал светлинен поток;

$\Phi_o$  - падащ светлинен поток;

$a$  - молекулярен коефициент на поглъщане [ $m^2(kg.mol)^{-1}$ ];

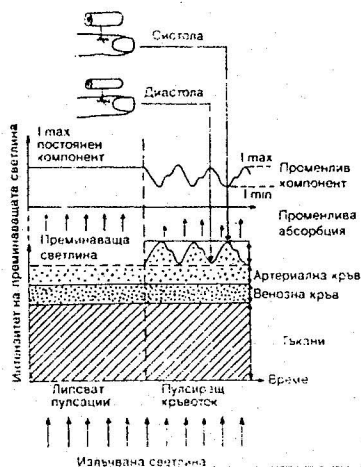
$c$  - молекулярна концентрация [ $kg.mol.m^{-3}$ ];

$d$  - дебелина на изследваното вещество [m].

В конкретния случай изследван обект е пръст на ръката, тъй като е лесно достъпна част от човешкото тяло със сравнително добре изразени и плитко разположени артерии. Обемът кръв в

съдовото русло на пръста на ръката се променя синхронно с пулсациите на артериалния кръвоток. Фотоелектричната

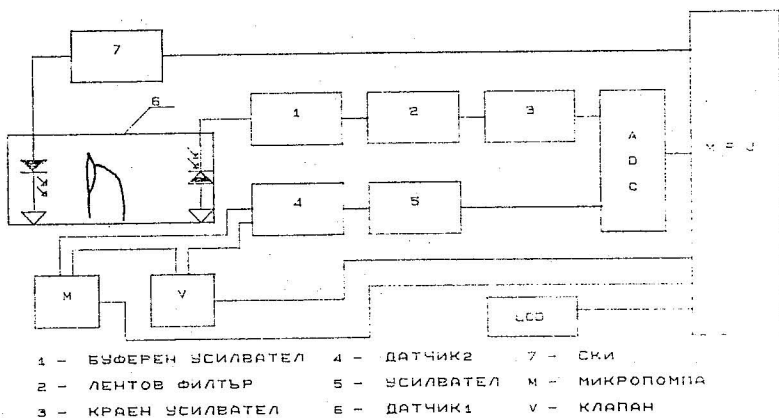
плетизмография на пръст регистрира обемните промени в артериалното съдово русло на съответния участък. Тя се основава на абсорбцията на светлина с определена дължина на вълната. Формата на плетизмографичната пулсова крива се определя от интензитета на преминалата светлина. Абсорбцията на светлина може да се раздели на компоненти, равни на



Фиг. 2

абсорбционната способност на отделните субстанции, през които преминава светлината: тъкани, венозна и артериална кръв, добавен обем артериална кръв синхронно с работата на сърцето (фиг.2). Т.е., плетизмографичната пулсова крива има два компонента: постоянен, непулсиращ компонент – неговата величина се определя от абсорбцията на светлина, преминала през тъкани, венозна кръв, артериална кръв и пулсиращ компонент – неговата величина се определя от добавения обем артериална кръв синхронно с работата на сърцето. Този факт дава възможност на базата на анализ на промяната в амплитудата на пулсиращия компонент при подаване на външно налягане с известна стойност да се съди за параметрите на системното артериално налягане.

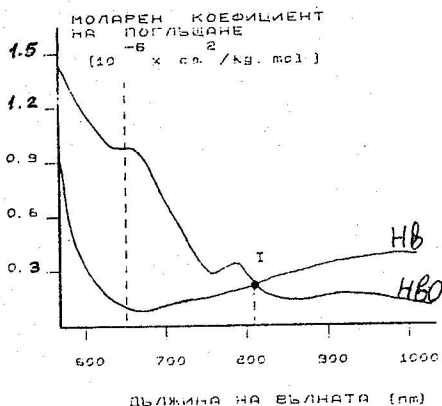
На фиг.3 е представена обобщената блокова схема на предложената апаратна реализация.



Фиг.3

Датчик1 е фотоелектричният преобразувател, включващ излъчвателя и приемника. В конкретния случай това са инфрачервен светодиод и фотоприемник. Изборът на дължина на вълната е съобразно спектралната чувствителност на двете основни кръвни компоненти Hb (хемоглобин) и HbO (оксихемоглобин) дадена в графичен вид на фиг.4. Целта е да се подбере такава дължина на вълната,

при която поглъщането да е сравнително малко и то да не се влияе от степента на наситеност на кръвта с кислород (от степента на аленост на кръвта). На графиката тази дължина на вълната съответства на точката на пресичане на двете криви - т. I.



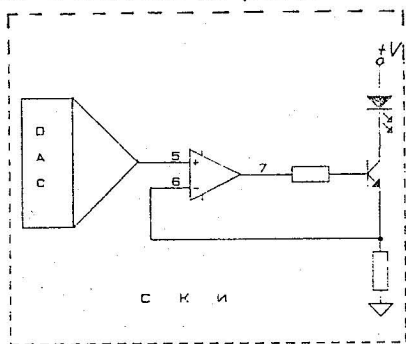
Фиг. 4

Сигналят от фотоприемника се подава последователно към буферен усилвател (преобразувател ток-напрежение), лентов филтър, краен усилвател до единия от входовете на АЦП. Честотната лента на лентовия филтър 0.5-8Hz е съобразно спектъра на полезния сигнал.

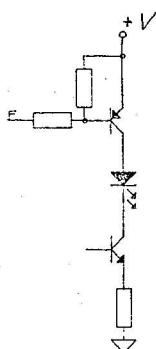
Следващата група от елементи в схемата изграждат и са свързани с контрол на пневматичната част. Желаната стойност на налягането в маншета се регулира посредством микропомпа и клапан, а точната стойност на текущото налягане се измерва посредством Датчик2 - датчик за налягане от пиезоелектричен тип. Сигналят от Датчик2 се усилва и се подава към втория вход на АЦП. По определен алгоритъм, който не е обект на настоящия доклад сметните данни се обработват, а окончателните резултати се визуализират на LCD дисплей.

Основен схемотехнически проблем при този метод е различната геометрия и вътрешна структура в мястото на измерване. Например при закрепване на датчика върху пръст на дете и пръст на

възрастен със значително по-загрубала кожа и по-големи размери, естествено ще е необходима по-голяма интензивност на светлинния поток във втория случай за да се получи достатъчно информативен сигнал. По същия начин се отразяват върху крайните резултати и различното количество тъмен пигмент в кожата, патологични концентрации на редуциран хемоглобин и др. Примерната схема за решаване на този проблем означена като СКИ (схема за контрол на излъчвателя) е показана на фиг.5.



Фиг.5



Фиг.5а

Токът през светодиода се определя от програмируем генератор на ток реализиран посредством ЦАП. По този начин апаратът може сам да се настройва спрямо конкретния обект, като регулира интензивността на светене на светодиода, така че след преобразувателя ток - напрежение да се получи достатъчно ниво на сигнала, което се определя в началото на всеки цикъл на измерване. Експерименталните изследвания показаха, че ток с големина 10-20 mA покрива почти пълния спектър от възможни отклонения на изследвания обект. В редки случаи ако е наложителна по-голяма стойност на тока е възможно да се премине в импулсен режим на работа на излъчвателя с цел да се увеличи големината на тока през него. За тази цел крайната верига се променя съгласно схемата показана на фиг.5а като се добавя още един транзистор, работещ в ключов режим. Неговото управление се осъществява от микропроцесора с определена тактова поредица F. Това изисква да се направят и съответните корекции във приемната част.

Освен конкретните приложения на предложената схемна реализация, тя може да се разглежда и като допълнителна функция на апаратите за определяне на кислородното насищане на кръвта. Идентичността на използваните фотометрични датчици изисква добавяне само на пневматичната система. Включването на модул за регистриране на реоплетизмографската крива на пръста дава възможност за извличане на допълнителна диагностична информация за състоянието на кръвоносните съдове (напр. за тяхната еластичност) [4].

Безспорно предимство на фотоелектричния метод за измерване параметрите на системното артериално налягане е това, че той не се влияе от дъгитални артефакти, т.е. измерването може да се извърши и в случаите когато пациента не е в покой. Това дава възможност по нататъшното развитие на системата да се насочи в посока на апаратите за продължително измерване и контрол.

#### Л И Т Е Р А Т У Р А:

[1]. Yoshia I., Shimada Y., Spectrometric Monitoring of Arterial Oxygen Saturation in Fingertip., Med. & Biol. Eng. & Comp., vol.18, 1980.

[2]. Yamakoshi et al., New Oscillometric Method for Indirect Measurement of Systolic and Mean Arterial Pressure in the Human Finger., Med. & Biol. Eng. & Computing., May 1982.

[3]. USP., Electronic Blood Pressure Meter, No.4,844,084., Jul., 1989.

[4]. Yamakoshi K., Tanaka S., Electrical admittance cuff for noninvasive and simultaneous measurement of haematocrit, arterial pressure and elasticity using volume oscillometric method. MBEC, July 1974.