

ЮБИЛЕЙНА ЧЕТВЪРТА НАЦИОНАЛНА НАУЧНО - ПРИЛОЖНА КОНФЕРЕНЦИЯ

АПАРАТ ЗА АНАЛИЗ НА СКОРОСТ НА УТАЯВАНЕ НА ЕРИТРОЦИТИТЕ

инж. АНТОНИЙ ТРИФОНОВ ТРИФОНОВ - ТУ София

Настоящата статия предлага метод за измерване на скорост на утаяване на еритроцитите /СУЕ/. Стремежът е да се създаде апаратура, чрез която резултатите се получават по-бързо, по-точно, като същевременно не се налага измерване "на око".

УВОД

Предлаганата на вашето внимание статия, засяга областта на медицинската електроника. Медицинското понятие "Скорост на утаяване на еритроцитите" от гледна точка на лабораторната практика предполага дълго изчакване на крайния резултат и измерване "на око". СУЕ е мярка за стабилност на добре размесена суспензия от еритроцити в кръвта, поставена във вертикална пипета. Определя се по разстоянието, което преминават еритроцитите в цитратната кръв за определено време един или два часа. Изминатият път е право пропорционален на скоростта:

$$\vec{v} = \frac{\vec{S}}{t}$$

Информационно съдържание: СУЕ е основен показател за развитието на някои болестни процеси. Остро протичащите заболявания се придружават с ускорена утайка, изразено в степен, съответно на тежестта на болестния процес. При оценка на събраната информация се вземат предвид и редица други фактори, като възраст, пол, менструален цикъл, бременност, лекарства, хранене и др. За измерване на СУЕ в практиката е разпространен методът на Вестергрен.

ОПИСАНИЕ НА ПРЕДЛАГАНИЯ В СТАТИЯТА МЕТОД

Представената апаратура е предназначена да измерва гъстотата на кръвна проба по фотометричен път. Идеята е да не се изчаква както при стандартните методи един или

повече часа, а да се получи резултат значително по-рано, например за 20 или 30 минути. Не съществува в литературата метод или дори изследвания, които да показват някаква зависимост между гъстотата на пробата на определено ниво и някакви отклонения от нормалната кръвна картина. Следователно, методът, който се предлага е начален етап по една огромна работа за утвърждаване на този тип изследвания. Предполага се, че съществува определена връзка между гъстотата на пробата и утайката от еритроцити, която би се получила за първия и дори втория час. Целта е да се намери съответният закон, описващ тази връзка, също така и зависимостта на метода от споменатите вече фактори, например пол, възраст, температура и др. Поставяйки пипетата във вертикално положение и пропускаяки един и същ по големина светлинен сигнал, може да се оцени гъстотата на пробата или разликата в гъстотите в горния и долния край. Извършвайки тези измервания последователно, няколко пъти, за определено време /20 минути/, се снима закона на СУЕ. Разбира се, смисълът на получените резултати би могъл да се окаже съвсем различен и да се тълкува по друг начин. От утвърденият вече метод на Вестергреен биха могли да се използват лабораторните съдове и реактиви за предотвратяване на съсирването на кръвта, както и физическите и биологическите процеси, настъпващи в кръвната суспензия.

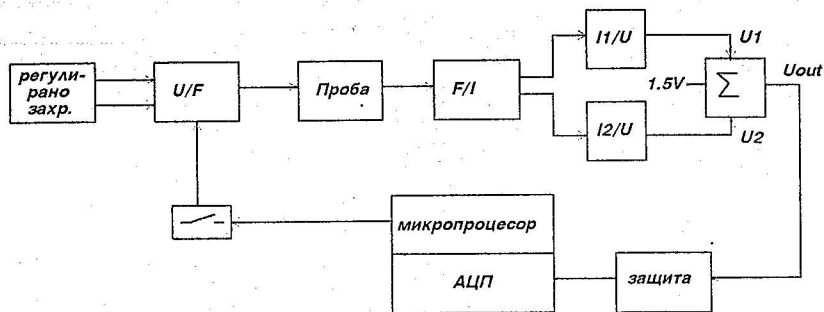
БЛОВОВА СХЕМА. НАЧИН НА ДЕЙСТВИЕ НА АПАРАТА.

Смисълът, влаган в СУЕ от клиничната медицина е различен от този, който се влага в настоящото изследване. Разликата е изцяло в реализацията на измерването и друго тълкуване на резултатите. Процесите, които протичат в кръвната проба са абсолютно аналогични и при двата случая, тъй като се използват едни и същи реактиви, прибори и технология от клиничната практика. В тази връзка развитието на съвременната микропроцесорна техника би решила голяма част от задачите на лаборантите, а в подалечна перспектива и премахване на субективния фактор в лабораторните анализи.

Технологията на измерването може да се реализира с апаратура, която не е сложна и скъпа. Съответно тя би могла да представлява част от друга по-сложна техника, стига да могат да се изпълнят изискванията към измерването. Схемата, чрез която преобразуваме разликата в гъстотите на пробата по дължина на епруветката е показана на фиг. 1.

Условията при, които се прави измерването, отговарят напълно на условията при класическите методи на измерване. А именно:

- нормални условия/налягане, температура, влажност и др./;
- строго спазване на техниката за вземане на кръв от пациента и съблюдаване правилата за изготвяне на пробата;
- вертикално положение на пипетата;
- защита от пряка слънчева светлина и вибрации.



фиг. 1

Методиката на работа е следната:

Най-напред се провежда тест, чрез който се калибрира апарата. Регулираме захранващия блок до тогава, докогато не се получи напрежение $U_{out}=1.5V$. Това напрежение е получено при преобразуването на двата светлинни потока плус опорното, което е също $1.5V$. При разлика в потоците напрежението не би било $1.5V$. Така се премахва грешката в дебаланса на светодиодния модул. Опорното напрежение е избрано с такава стойност, за да не се работи в началото на характеристиката на АЦП и да се избегне възможността от подаване отрицателно напрежение на АЦП в първия момент при калибрацията. Светодиодите преобразуват тока в светлинен поток с определена енергия, а фотодиодите регистрират тази енергия /непогълната от пробата част/ и я преобразуват в ток. Така получаваме два източника на ток. Токовете в порядъка на микроампери се преобразуват в напрежение посредством операционни усилватели. Изходното напрежение се подава на входа на операционен усилвател, свързан като суматор, който събира разликата от двете получени след преобразуването напрежения и $1.5V$. Блокът "защита" предпазва АЦП от подаване на напрежение извън рамките на $-0.5 \div 5.5 V$. Изходът на усилвателя е свързан директно към вход 1 на АЦП на микропроцесора. Той преобразува сигнала от аналогов в цифров, извършва необходимите изчисления и индикации на резултатите. Управлението на светодиодите се извършва от микропроцесора. Той дава старт на цялата процедура с тестовите и измерванията. Полученото напрежение U_{out} ще бъде винаги по-голямо от $1.5V$, защото пропускливостта в горната част на пипетата е винаги по-голяма или равна на пропускливостта в долната част. Това дава основание да се настрои АЦП на микропроцесора за обхват на преобразуване $-0 \div 5 V$. Другото предимство при относителното измерване на плътностите, е максималното подтискане на смущаващите въздействия, като например паразитно осветление, кислородно насищане и други,

абсорбиращи светлината, кръвни съставки.

ПРОГРАМНО ОСИГУРЯВАНЕ. АЛГОРИТЪМ.

На фиг. 2 е представен алгоритъмът на програмното осигуряване. За да бъде по-прегледна и по-функционална, структурата е образувана от ред по-малки единици, които се изпълняват в даден момент на повикване. Така се спестява и време за изпълнение на изчислителните процеси. Специално за тази задача времето не е слабото място на метода, защото процесите са бавни.

Отначало се прави калибриране на апарата. То се състои в многократното измерване на изходното напрежение и съответно ръчното му настройване до 1.5V. След калибрирането се дава старт на процедурата по измерването на пробата и програмата автоматично сменя стойностите за 20 минути през една минута, като от всяка стойност изважда съответното опорно напрежение. След това се прави екстраполация на резултата чрез полином на Нютон. Тъй като обработването на резултатите е сложна процедура, изискваща по-големи изчислителни мощности, то тя може да се направи с друга, по-голяма машина. За тази цел е предвиден интерфейс RS 232C.

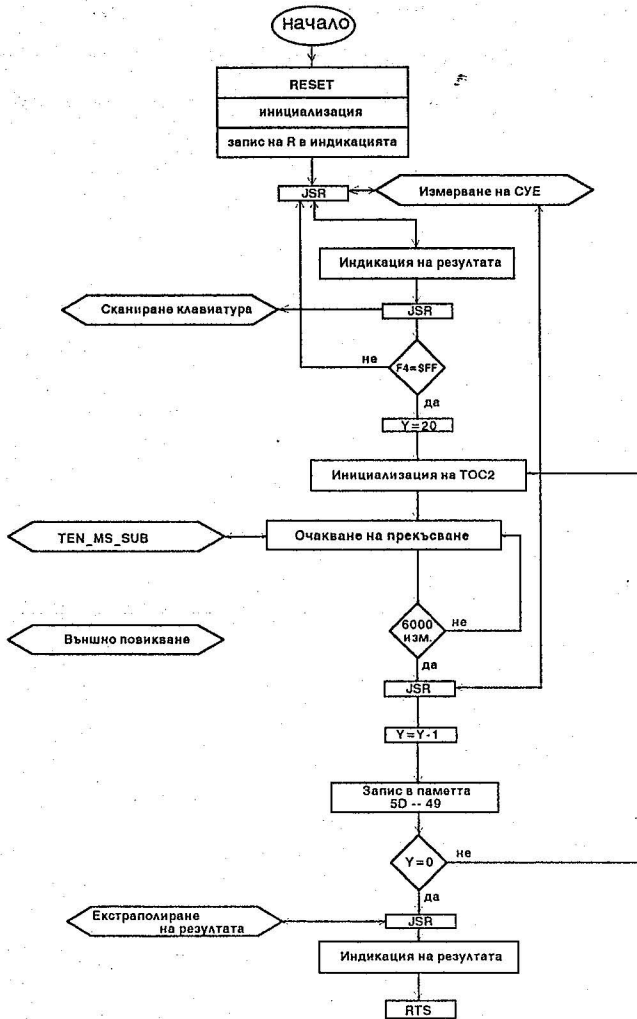
Изходните резултати могат да бъдат стойност, получена след първия час на утайката, или в графичен вид, като крива, реализираща разликата в плътностите през първите 20 минути и предвидена през първия час. За да може да се предвиди какъв ще бъде резултата в първия или втория час, трябва да се направят множество изследвания и да се направи сравнимост с метода на Вестергреен.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Следвайки основните насоки в медицинското уредостроене се препоръчва при изпълнение на апарата да се вземат предвид някои конструктивни особености, като например: голяма и защитена клавиатура, лесно видима индикация и опростен управляващ блок.

ЛИТЕРАТУРА

1. ВМИ. Ръководство по физиология. София
2. Начев Н. Физиология. София, Медицина и физкултура, 1989г.
3. Топкинс. У., Дж. Уебстер. Сопряжения датчиков и устройств ввода данных с компютерами IBM PC. Москва, Мир, 1992г.
4. Хоровиц П., У. Хилл. Искусство схемотехники. 1, 2, 3т. Москва, Мир, 1993г.
5. Webster J. Medical instrumentation application and design. USA, 1992.
6. Motorola. M68HC11 Reference Manual, 1989.
7. Siemens. (фирмен каталог) 1990г



\$FF - флаг за прекъсване на калибрирането

фиг. 2