

ОБРАБОТКА И АНАЛИЗ НА БИОМЕДИЦИНСКИ СИГНАЛИ СЪС СИСТЕМА ЗА ИЗМЕРВАНЕ НА ПУЛС И КИСЛОРОДНОТО НАСИЩАНЕ В КРЪВТА

Георги Щерев¹⁾, Васил Кръстев²⁾

¹⁾ ТУ – София, филиал Пловдив, e-mail: g_shterev@tu-plovdiv.bg

²⁾ „АВВ” ЕАД, e-mail: vasil920326@gmail.com

Резюме: В доклада са описани реализираната програмно-апаратна система за измерване на пулс и кислородно насищане в кръвта на базата на универсален микроконтролер. Системата съдържа измервателна сонда за пръстов накрайник, аналогов усилвател и микроконтролер (с алгоритъм за управление) в състава на персонален компютър, където графично се визуализират сигналите. Показана е примерна програмна процедура в MATLAB и експериментални резултати от работата на микроконтролера с програма на C++.

Ключови думи: измерване на пулс, кислородно насищане в кръвта, алгоритъм за данни за обработка на микроконтролер, графично визуализиране с персонален компютър, виртуален инструмент в среда на LabVIEW;

1. Въведение

Състоянието на сърдечната дейност и кислородното насищане в кръвта са изключително важни параметри за човешкия организъм при наблюдение, контрол и при спешни случаи.

Движението на кръвта в кръвоносните съдове е пряко следствие от механичната работа на сърцето, поради което има пулсиращ характер. В хода на циркулацията на кръвта се наблюдават три съгласувани явления: кръвен поток (пулсова вълна на потока), промяна на напречното сечение на кръвоносните съдове (обемна пулсова вълна) и промяна на кръвното налягане (пулсова вълна на налягането). За тях се съди, като се наблюдават и изследват параметрите на най-важните и най-натоварените биологични системи в човешкия организъм – кръвоносната и дихателната [1].

В медицинската практика са намерили приложение неинвазивни методи за регистриране на периферен пулс, базирани на различни принципи, в зависимост от типа на измерваната пулсова вълна - фотоплетизмографски, импеданс-плетизмографски, доплер-ултразвуков, артериална тонометрия, осцилометричен и др. [2].

До момента в световната практика се обсъждат два метода за отчитане на кислородно насищане в кръвта:

- *Чрез обработка на снета кръвна проба* - това е най-точният метод за отчитане на кислородно насищане в кръвта, но е свързан с екстракция на кръв. Необходимо е продължително време за обработка на кръвната проба. Измерването се прави от квалифициран медицински персонал с

наличието на специализирана и скъпа апаратура за анализ на веществата;

- *Чрез използване на светлинната абсорбация на веществата* – този метод е по-надежден и по-бърз от предходния. При него най-голямото отклонение от реалното съдържание на кислород в кръвта е между 2 и 5 %. Методът не е агресивен, реализацията е евтина и не е нужно наличието на квалифициран персонал за обработка да резултатите.

Движеща сила за развитието на медицинската техника при диагностиката е получаване на достоверна и точна информация от стойности (данни) в реално време, посредством специализирани сензорни системи, в състава на компютърна техника със сериозен изчислителен ресурс, където дискретния сигнал се обработва и интерпретира графично, за подробен анализ и оценка.

Всичко това показва необходимостта от разработване, реализиране и изследване на нови измервателни системи за определяне на пулса и кислородното насищане в кръвта (оксехометрия) при изследване на пациент от диагностиращ специалист, на базата на универсални микроконтролери

Оттук произтичат и **конкретните задачи:**

1. Проучване на съществуващи структурни схеми за протичащите процеси в подобни, съвременни измервателни системи;

2. Математическо моделиране на измервателния процес в система за измерване на пулс и съдържание на кислород в кръвта;

3. Изследване на математическия модел на сензорната система в установен режим на измер-

ване;

2. Основни принципи на действие

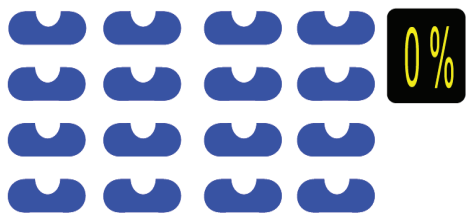
Чрез системите за пулсова оксиметрия се определя сатурацията на кръвта (SaO_2), показваща каква част от хемоглобина (в %) се е свързала с кислорода. В сила е зависимостта:

$$SaO_2 = \frac{HbO}{Hb + HbO} \cdot 100\% \quad (1)$$

Параметърът (SaO_2) е индикативен показател за текущите промени във функционирането на две важни системи в човешкото тяло – дихателната и кръвоносната, а нормалните му стойности са в обхвата на 95% ÷ 99%.

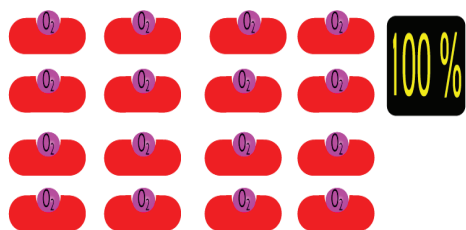
Основните трудности при снемане на сигнала произтичат от обстоятелството, че измервателната проба (сонда) трябва да бъде надеждно закрепена по време на измерването в участъци от тялото, които са лесно достъпни и богато кръвоснабдени с плитко разположени артерии – например: пръст на ръката, възглавничката на ухото, устната, езикът, и др.

Методът за определяне на SaO_2 е спектрофотометричен, като при регистрацията на измерваният сигнал се вземат в предвид разликите в спектралните чувствителности на редуцирания хемоглобин (Hb с 0% O_2 – фиг. 1) и напълно окисления хемоглобин (HbO свързан 100% O_2 – фиг. 2).



how equipment works .com

Фиг. 1. Хемоглобин с 0% кислород



how equipment works .com

Фиг. 2. Хемоглобин, наситен със 100% кислород

Системите за SaO_2 се реализират на основата на редица физични закони. Най-важният от тях, служещ за основа на методите за определяне на кислородно съдържание, е законът на *Бер-Ламбер-Буге*, представляващ преминаване на светлина през оптична преграда:

$$I_x = I_0 e^{-\mu d} \quad (2)$$

където:

I_x е интензитетът на преминалия светлинен поток;

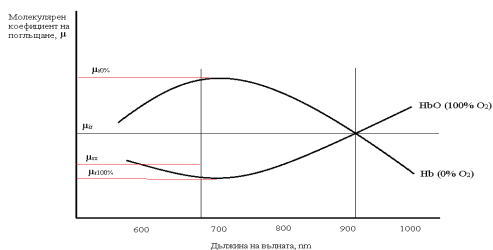
I_0 - интензитетът на падащия светлинен поток;

μ - молекулярен коефициент на поглъщане на преградата;

c - концентрацията на абсорбиращото вещество;

d - геометричният размер на преградата.

На фиг.3 са представени спектралните характеристики на Hb и HbO , откъдето се вижда, че дължините на вълните за определяне на SaO_2 се подбират така, че да отговарят на условията:



Фиг. 3. Спектрални характеристики на окислен и редуциран хемоглобин

- $\mu_{0\%}$ - молекулярен коефициент на поглъщане на червената светлина на Hb ;
- $\mu_{100\%}$ - молекулярен коефициент на поглъщане на червената светлина на HbO ;
- μ_{ir} - молекулярен коефициент на поглъщане на инфрачервената светлина.

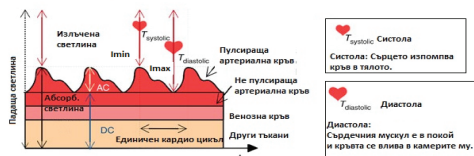
- първата дължина да е в спектралната област, където има най-голяма разлика в молекулярните коефициенти на поглъщане, т. е. съответната дължина на вълната да е максимално чувствителна към степента на оксигенация на кръвта (нюанс на червеното, между тъмно и алено червено). Вижда се, че това е червена област, като най-често се използва източник на лъчение с дължина на вълната на 660 nm;

- втората дължина на вълната е в областта, където няма разлика в чувствителността на оксигенацията на кръвта, т. е. използва се като репер. Това е инфрачервена област, при която е репо-

рчително да се използва източник на лъчение с дължина на вълната 910 nm.

В случая неизвестна величина се явява μ_{rx} – молекулярният коефициент за поглъщане на червената светлина, при текущото измерване. Ако той бъде определен, то параметърът SaO₂ може да бъде изчислен от зависимостта [3]:

$$SaO_2 = \left(1 - \frac{\mu_{r100\%} - \mu_{rx}}{\mu_{rx} - \mu_{r0\%}}\right) \cdot 100\% \quad (3)$$



Фиг. 4. Тъкнна структура и интензи-тет на преминалия светлинен поток,
- при диастола - I_{max} и
- при систола - I_{min}

Отчитайки тъкнатата морфология (фиг. 4) на оптичната преграда и наличието на непрекъснат процес (кръвонапълване – кръвоизпразване) за моментите на систола и диастола изразът (2) придобива вида:

$$\text{- за диастола: } I_{max} = I_0 e^{-\mu c d} \quad (4)$$

$$\text{- за систола: } I_{min} = I_0 e^{-\mu c (d + \Delta d)} \quad (5)$$

откъдето след логоритмуване се получава:

$$\ln \frac{I_{max}}{I_0} = -\mu c d \quad (6)$$

$$\ln \frac{I_{min}}{I_0} = -\mu c (d + \Delta d) \quad (7)$$

Ако от равенство (6) се извади (7) се стига до израза:

$$\ln \frac{I_{max}}{I_0} - \ln \frac{I_{min}}{I_0} = \mu c \Delta d \quad (8)$$

Прилагайки правилото, че разликата от логаритми е равна на логаритъма от частното им, се получава:

$$\ln \frac{I_{max}}{I_{min}} = \mu c \Delta d \quad (9)$$

Изразът (9) е представен в съответствие с разгледаните по-горе характеристики на Hb и HbO, т. е. при използване на червена и инфрачервена светлина, той придобива вида:

- за червена светлина

$$\ln \frac{I_{max r}}{I_{min r}} = \mu_{rx} c \Delta d \quad (10)$$

- за инфрачервена светлина

$$\ln \frac{I_{max ir}}{I_{min ir}} = \mu_{ir} c \Delta d \quad (11)$$

Като разделим (10) на (11), се получава:

$$\frac{\ln \frac{I_{max r}}{I_{min r}}}{\ln \frac{I_{max ir}}{I_{min ir}}} = \frac{\mu_{rx}}{\mu_{ir}}, \quad (12)$$

$$\text{т.е. } \mu_{rx} = \frac{\ln \frac{I_{max r}}{I_{min r}}}{\ln \frac{I_{max ir}}{I_{min ir}}} \mu_{ir} \quad (13)$$

Следователно, ако се използва измервателна апаратура, която включва два светлинни източника, излъчващи в червената и инфрачервената области, ще се измери интензитетът на светлинния поток в моментите на систола и диастола за двете дължини на вълните. Тогава замествайки измерените стойности в израз (12), може да се изчисли неизвестната стойност μ_{rx} и след полагагането ѝ в израз (13) ще се определи числената стойност на кислородното насищане.

3. Структурна схема на системата

Системата за измерване на пулс и кислородно насищане в кръвта (СИКНВК) съдържа:

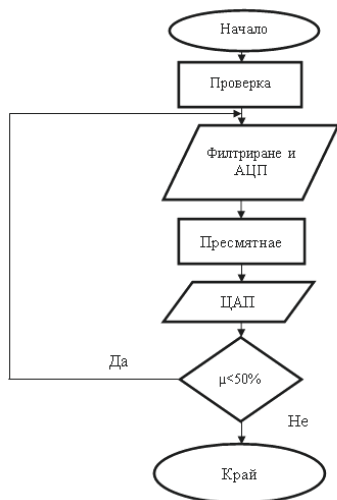
- измервателна проба (сонда);
- свързващи проводници;
- процесорна единица, която ще обработва резултатите (данните);
- визуализиращ интерфейс;

СИКНВК точно изпълнява последователностите:

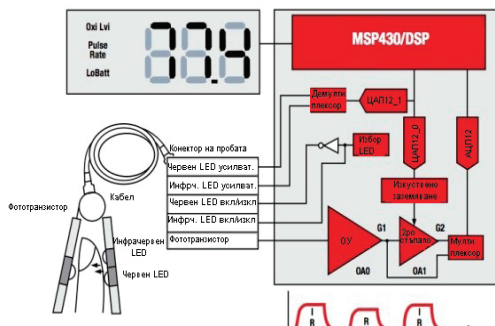
- 1) прави проверка за наличие на всички елементи в системата;
- 2) получава измервателните данни;
- 3) сравнява, анализира и обработва данните;
- 4) визуализира резултата в разбираема форма;
- 5) повтаря посочените по-горе последователности за възможно по-кратко време, за да регистрира по-добра точност и достоверност на получените резултати;

Блоквата схема на програмата и на схемата на една от реализациите на системата е показана на фиг. 5 и фиг. 6. Тя изпълнява точно процедурата за правилно действие. В нея са включени измервателна проба, процесорна единица и филтри,

ограничавачи външните смущения, дисплей,



Фиг. 5. Блокова схема на програмата за пулсова оксиметрия



Фиг. 6. Блокова схема на SKNvK

4. Симуляционен модел

Преди реализирането на подобна система е изключително важно да се състави симуляционен модел и алгоритми, на базата на които ще се изгради системата. Такъв модел може да се създаде в среда на MATLAB, като се разработи алгоритъм [3], в който посредством опростени симулации се изясни действието на системата за кислородна сатурация:

В разработката симуляционния алгоритъм изпълнява:

1. Въвеждане на математически създаден симуляционен сигнал, с параметри близки до тези на реалния биосигнал;

2. Реализиране на FIR филтър;
3. Изчисляване на пулса;
4. Изчисляване на кислородното насищане на кръвта;
5. Извеждане на числовите данни в диалоговия прозорец;

Програмна реализация в MATLAB:

```

    clc, clear all;
    rng default % returns the previous
    settings of the random number
    Fs = 1000;
    t = linspace(0,1,Fs);% времеви
    вектор
    x = cos(2*pi*115*t)+0.5*randn(
    size(t))/2;%
  
```

```

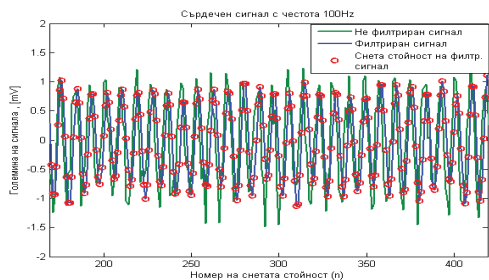
    fc = 150;
    Wn = (2/Fs)*fc;
    b = fir1(20,Wn,'low',kaiser(21,3)
    );%open Kaiser window
    fvtool(b,1,'Fs',Fs)% Filter
    Visualization Tool
    y = filter(b,1,x); % филтриран
    сигнал
  
```

```

    plot(x,'g')
    hold on
    plot(y)
    xlabel('Измерване')
    ylabel('Големина на сигнала')
    title('Сърдечен сигнал с честота
    100Hz'); % надписване на ос
    hold on
    plot(y,'ro') %Отбелязване на вся-
    ка дискретна точка от графиката с "o"
    beat_count=0; %0 сърдечни удари
    for k=2:length(y)-1 %
    k=2:length(data)-1, защото ако
    k=1:length(data)-1,
    if(y(k)>y(k-1) & y(k)>y(k+1)
    & y(k)>1)
    beat_count=beat_count+1;%отчитане
    на брой сърдечни удара
    end
    end
    fs=100; %честота на сърдечния
    сигнал
    N=length(y); %дължина на вектора
    за преобразуване
    duration_in_seconds=N/fs; %брой
    стойности за секунди
    duration_in_minutes=duration_in_
  
```

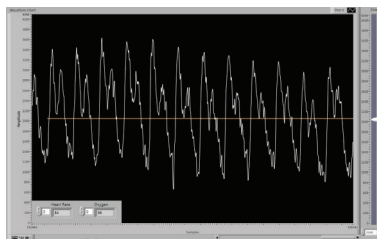
seconds/60;

```
BPM=beat_count/duration_in_
minutes % SaO2=(1-(1.50-max(y)) /
(max(y)-min(y))) *100
```



Фиг. 6. Извеждане и сравняване на зашумения и филтрирания сигнал

5. Експериментални резултати



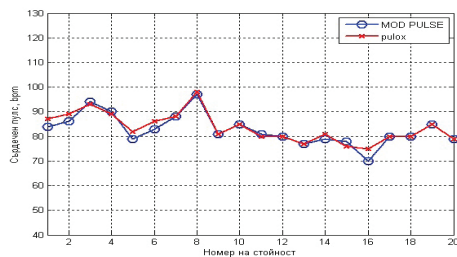
Фиг. 7. Изследване на пациент

Визуализацията на измерения от СИКНвК сигнал се извършва чрез програмата, разработена в среда на LabVIEW, на Texas Instruments.

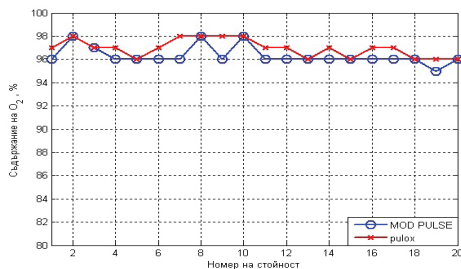
Изследванията върху пациент от фиг. 7 показват стабилни и здравословни стойности на сърдечния пулс и на кислородното съдържание в кръвта, но сигналът има по-голяма колебателност, което е признак за възбуда. Тук е момента да се посочи, че колкото по-голяма е амплитудата на снетия сигнал, толкова по-добро кръвооросяване има пациента, защото при по-голямо количество преминаваща кръв през кръвоносните съдове, абсорбцията на светлина е по-голяма, което пряко оказва влияние върху вида на сигнала.

На фиг. 8 и 9 са изобразени резултатите от сравнително измерване на двете величини (пулс и SaO_2) с двата уреда (проверяван и еталонен).

Резултатите показват, че изградената система има стабилна работа и малка относителна грешка при измерване (за измерването на пулс максималната грешка е под 0.6%; за измерването на SaO_2 под 0,25 %).



Фиг. 8. Измерени стойности на сърдечния пулс



Фиг. 9. Измерени стойности на кислородното съдържание в кръвта

6. Изводи

1. Синтезиран и експериментиран е алгоритъм за установяване на стойностите на пулса и съдържание на кислород в кръвта. Алгоритъмът е изпитан върху записи със системата в продължение на един час върху четири пациента, при сравнителни измервания с фирмен оксиметър.

2. Разработена е нова система за измерване на пулс и насищане с кислород в кръвта. Изследвани са метрологичните й характеристики.

7. Литература

[1] Дойчев, Д., Иво Илиев, С. Табаков, Анализ и обработка на биомедицински сигнали, ТУ-София, 2012.

[2] Ненова, Б., Установяване на наличие на сърдечна дейност при екстремални ситуации, Автореферат, ТУ-София, 2011.

[3] Rangaraj M. Rangayyan, Biomedical Signal Analysis, Wiley-IEEE Press, 2002.

[4] Metin Akay, Nonlinear Biomedical Signal Processing, Wiley-IEEE Press, 2009.

8. Данни за авторите:

Георги Панайотов Щерев: електро-инженер, спец. „Електроизмервателна техника“ (1978), доктор (2007), доцент (2009), ТУ-София, филиал

Пловдив, ФЕА, катедра „Електротехника”, лаборатория „Електрически измервания”; област на научните интереси - измервателни преобразуватели, интелигентни средства за измерване, метрология

Васил Димитров Кръстев: бакалавър инженер, спец. АИУТ (2015); „АВВ” ЕАД; област на научните интереси - интелигентни средства за измерване, автоматизация и управление на технологични процеси.

PROCESSING AND ANALYSIS OF BIOMETRIC SIGNALS WITH PULSE AND BLOOD OXYGEN SATURATION MEASUREMENT SYSTEM

Georgi Shterev¹⁾ Vasil Krystev²⁾

¹⁾ TU – Sofia, Branch Plovdiv, e-mail: g_shterev@tu-plovdiv.bg

²⁾ ABB EAD, e-mail: vasil920326@gmail.com

Abstract: In the present article is described a developed software and hardware system for measurements of pulse and blood oxygen saturation based on a universal microcontroller. The system includes a measurement fingertip probe, analog amplifier, microcontroller (with control algorithm) and a personal computer to visualize the signals. An example software procedure in Matlab and experimental results from controller’s operation with a software written in C++ are provided.

Key words: pulse measurement, blood oxygen saturation, data processing algorithm for microcontroller, graphical visualization on a personal computer, virtual instrument in LabVIEW environment;

Reference

[1] **Dojchev, D., Ivo Iliev, S. Tabakov,** Analis i obrabotka na biomedicinski signali, TU-Sofia, 2012.

[2] **Nenova, B.,** Ustanovqvanе na nalichie na syrdechna dejnost pri ekstremalni situacii, Avtoreferat, TU-Sofia, 2011.

[3] **Rangaraj M. Rangayyan,** Biomedical Signal Analysis, Wiley-IEEE Pess, 2002.

[4] **Metin Akay,** Nonlinear Biomedical Signal Processing, Wiley-IEEE Pess, 2009

ОБРАБОТКА И АНАЛИЗ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ СИСТЕМОЙ ИЗМЕРЕНИЯ ПУЛЬСА И НАСЫЩЕННОСТИ КИСЛОРОДА В КРОВИ

Георги Щерев¹⁾, Васил Кръстев²⁾

¹⁾ ТУ – София, филиал Пловдив, e-mail: g_shterev@tu-plovdiv.bg

²⁾ „АВВ” ЕАД, e-mail: vasil920326@gmail.com

Резюме: В докладе описаны реализованная программно-аппаратная система для измерения пульса и насыщенности кислородом в крови на основе универсального микроконтроллера. Система включает в себя измерительный зонд для пальцевого наконечника, аналоговый усилитель и микроконтроллер (с алгоритмом управления) в составе персонального компьютера, где сигналы отображаются в графическом виде. Показана примерная программная процедура в MATLAB и экспериментальные результаты работы микроконтроллера с использованием программы C++.

Ключевые слова: измерение пульса, насыщенности кислородом в крови, алгоритм обработки данных микроконтроллером, графическое отображение персональным компьютером, виртуальный инструмент в среде LabVIEW.