

**МЕТОД И УСТРОЙСТВО ЗА ИЗМЕРВАНЕ НА ОКСИХЕМОГЛОБИНА
И ОРОСЯВАНЕТО НА ПЕРИФЕРНИТЕ ТЪКАНИ****Стоян Танев, Пламен Трендафилов, Петър Генов***Институт за космически изследвания – Българска академия на науките***METHOD AND DEVICE FOR MEASURING THE OXYHAEMOGLOBIN
AND THE IRRIGATION OF THE PERIPHERAL TISSUES****Stoyan Tanev, Plamen Trendaphilov, Petar Genov***Space Research Institute – Bulgarian Academy of Sciences***Keywords:** oxygen saturation, blood perfusion index, pulse oxymeter, heart rate

Abstract: A well-known method measuring the oxyhaemoglobin in the blood has been adapted. Research into the fading of light signal with wave length of 658 and 870 nanometres has been carried out. A device for measuring the oxyhaemoglobin and the irrigation of the peripheral tissues has been designed. The working capacity of the device has been checked in normal and high mountain conditions.

Клетките на организма се нуждаят от кислород, който се пренася чрез кръвта от белите дробове към различни органи и тъкани. В процеса на дишане кислородът прониква през стените на алвиолите в белия дроб и се закрепва за специални клетки, наречени еритроцити. Хемоглобинът свързва кислорода и го разнася из целия организъм. При съединяването му с кислорода се получава ярко червено вещество, наречено оксихемоглобин. След освобождаването на кислорода оксихемоглобинът се превръща в дезоксихемоглобин (хемоглобин, беден на кислород).

Нарушаването на нормалните дихателни функции на белия дроб е причина за намаляване на насищането на кръвта с кислород. Наблюдават се учестяване на пулса и засилване на сърдечните съкращения в покой и при работа; за единица време по-голям обем богата на кислород кръв от белите дробове отива към тъканите; натрупва се физическа и психическа умора.

Ограниченото намаляване на кислородоотделянето от артериалната кръв към тъканите, води до намаляване обмяната на веществата, белодробен и мозъчен оток. Събира се вода в белите дробове, което силно затруднява дишането, мозъкът набъбва от увеличеното съдържание на вода в мозъчните клетки. От това следва хроничен кислороден глад на най-чувствителните структури в човешкото тяло – мозъчните, водещо към хипоксия и смърт. Това налага прецизно, бързо и лесно измерване на процентното съдържание на кислород в кръвта.

Разработен е портативен пулс оксиметър, измерващ степента на насищане на кръвта с кислород, пулсовата честота и степента на перфузия на кръвния поток в периферните тъкани. Проведени са тестове, доказващи достоверността на резултатите от измерването на прибора.

Методът на измерване на прибора се базира на регистриране поглъщането на пропуснатата през тъканта (пръст, ухо и др.) светлина с две различни дължини на вълната.

В съответствие със закона на Bigger-Labert връзката между излъчената светлина I_0 и преминалата през абсорбиращ материал или тъкан светлина I със същата дължина на вълната се дава от израза:

$$(1) \quad \frac{I}{I_0} = e^{-Ecd} = e^{-A},$$

където c - е концентрацията на абсорбера, d – дебелина на материала, E – коефициент на молекулярна екстинкция за съответната дължина на вълната, $Ecd = A$ - абсоция (поглъщане).

След логаритмуване на двете страни на равенството за A получаваме:

$$(2) \quad -\ln \frac{I}{I_0} = Ecd = A .$$

Ако светлината преминава през смес от различни субстанции, общото затихване ще бъде сума от затихването, причинено от всички субстанции. Ако с C_{Hb} и C_{HbO} означим респективно концентрацията на хемоглобин и оксигемоглобин в кръвта, със C_N - концентрацията на всички постоянни абсорбери, като кожа, коса и др. , с d_{Hb} , d_{HbO} и d_N - съответната дебелина на абсорбиращия слой и с E_{Hb} , E_{HbO} , E_N - коефициентите молекулярни екстинкции за съответните субстанции можем да напишем зависимостта:

$$(3) \quad -\ln \frac{I}{I_0} = E_{Hb}d_{Hb}C_{Hb} + E_{HbO}d_{HbO}C_{HbO} + E_Nd_NC_N = A$$

При пулсираща кръв през тъканта абсорбирането на светлината на дадена дължина на вълната ще се изменя във времето и може да бъде описана чрез израза:

$$(4) \quad -\frac{d}{dt} \ln \frac{I}{I_0} = \frac{d}{dt} E_{Hb}d_{Hb}C_{Hb} + \frac{d}{dt} E_{HbO}d_{HbO}C_{HbO} + \frac{d}{dt} E_Nd_NC_N = \frac{d}{dt} A$$

Абсорбцията на светлина от косата, кожата и ноктите остава константа, т.е.

$$\frac{d}{dt} E_Nd_NC_N = 0 .$$

Лявата страна на равенството (4) може да бъде представено като:

$$(5) \quad -\frac{d}{dt} \ln \frac{I}{I_0} = \frac{d}{dt} \ln I - \frac{d}{dt} \ln I_0$$

Ако запазим I_0 константа по време на измерването получаваме:

$$(6) \quad -\frac{d}{dt} \ln I = \frac{d}{dt} E_{Hb}d_{Hb}C_{Hb} + \frac{d}{dt} E_{HbO}d_{HbO}C_{HbO} = \frac{d}{dt} A$$

От израза (6) се вижда че логаритъмът на преминалата през тъканта светлина е право пропорционална на сумарното поглъщане на хемоглобина и деоксигемоглобина в пулсиращата артериална кръв.

Ако използваме фоточувствителен елемент (например PIN диод), токът на диода i , може да бъде представен с израза:

$$(7) \quad i = kI ,$$

където k е константа, зависи от типа на диода и дължината на светлинната вълна. След логаритмуване на тока i на изхода на логаритматора получаваме напрежение

$$(8) \quad V = a \ln i = a \ln kI = a \ln k + a \ln I$$

Променливата съставна на напрежението V може да запишем с израза:

$$(9) \quad \Delta V = \Delta a \ln i = \Delta a \ln k + \Delta a \ln I$$

Имайки предвид че k е константа, следва че $\Delta \ln(k) = 0$ и за променливата съставна на напрежението можем да запишем

$$(10) \quad \Delta V_1 = \Delta a \ln i = \Delta a \ln I = \Delta a A = \Delta a E_{Hb} d_{Hb} C_{Hb} + \Delta a E_{HbO_2} d_{HbO_2} C_{HbO_2}$$

За да определим насищането на кръвта с кислород SO_2 , е необходимо да определим поглъщането на светлината на Hb от това на HbO₂.

Ако използваме две различни дължини на светлинни вълни, например 650 nm - червена и 800 nm - инфрачервена, отношението на амплитудите за тези две дължини на вълните може да бъде представено, като отношение на равенство (10).

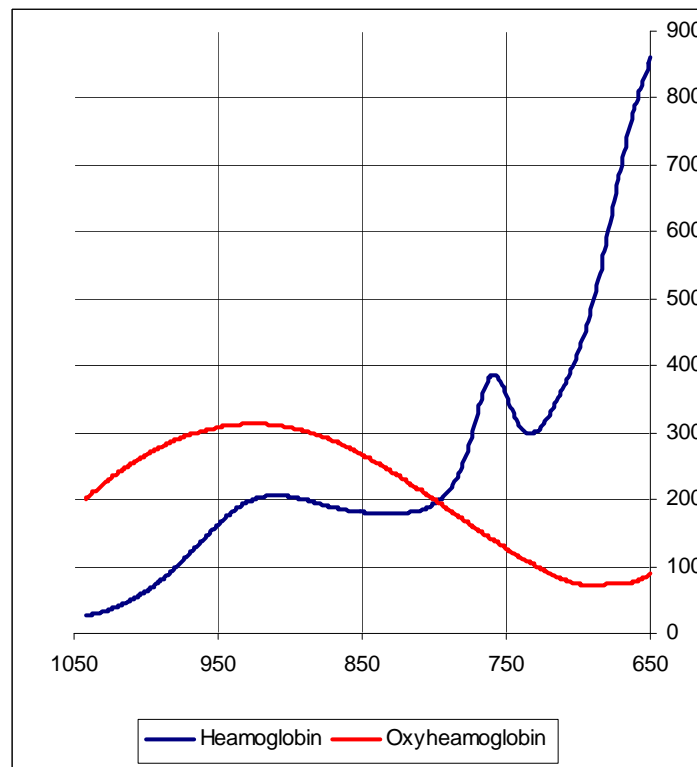
$$(11) \quad \frac{a \Delta \ln I_R}{a \Delta \ln I_{IR}} = \frac{\Delta a E_{R_{Hb}} C_{Hb} d_{Hb} + \Delta a E_{R_{HbO_2}} C_{HbO_2} d_{HbO_2}}{\Delta a E_{IR_{Hb}} C_{Hb} d_{Hb} + \Delta a E_{IR_{HbO_2}} C_{HbO_2} d_{HbO_2}}$$

Дебелината и концентрацията на веществото абсорбатор е сума от всички абсорбиращи компоненти. Да предположим, че абсорбиращите компоненти са Hb и HbO₂, процентно можем да ги представим като (100-x) и x, при което получаваме за :

$$(12) \quad C_b \cdot d_b = C_{Hb} \cdot d_{Hb} + C_{HbO_2} \cdot d_{HbO_2} = (100 - x) C_b \cdot d_b + x C_b \cdot d_b .$$

Заместваме в (11) и получаваме:

$$(13) \quad \frac{a \Delta \ln I_R}{a \Delta \ln I_{IR}} = \frac{\Delta E_{R_{Hb}} (100 - x) + \Delta E_{R_{HbO_2}} x}{\Delta E_{IR_{Hb}} (100 - x) + \Delta E_{IR_{HbO_2}} x}$$

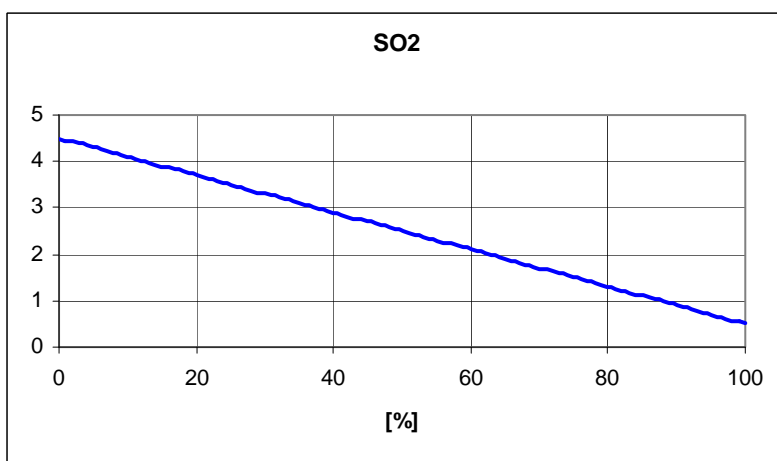


Фиг. 1

Заместваме стойностите на молекулярна екстинкция E_{RHb} и E_{RHbO_2} за разглежданите дължини на светлината фиг. 1 и заместваме в (13).

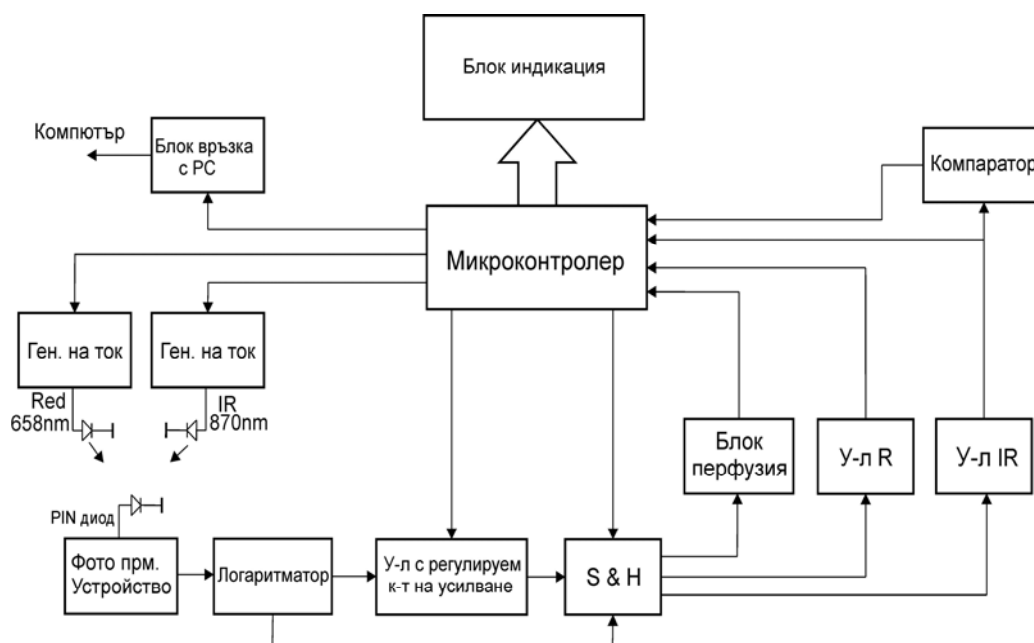
$$(14) \quad \frac{a\Delta \ln I_R}{a\Delta \ln I_{IR}} = \frac{900.(100-x) + 100.x}{200.(100-x) + 200.x}$$

Изразът (14) представлява функция на права линия и за $HbO_2 = 0\%$ ($x = 0$) и $HbO_2 = 100\%$ ($x = 100$) съответно получаваме отношение 4.5 и 0.5. Линейната зависимост на отношението на амплитудите към сатурацията е показано на фиг. 2



Фиг. 2

Разработеният оксиметър има блокова схема, показана на фиг. 3 .



Фиг. 3

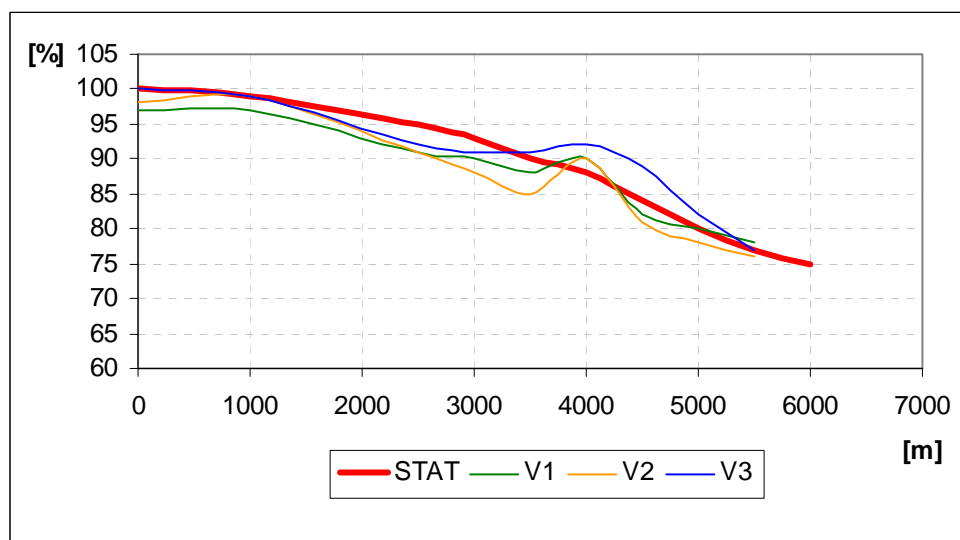
Микроконтролерът управлява два генератора на ток, формиращи два оптични измервателни канала. В изхода на единия е включен червен светодиод, който излъчва светлина с дължина на вълната 658 nm. В изхода на другия е включен инфрачервен светодиод с дължина на вълната 870 nm. Каналите се превключват с честота 1kHz, като

продължителността на светене се задава от микроконтролера за постигане на по-добър енергиен баланс. Преминалият светлинен поток от двата канала през показалеца на ръката постъпва на входа на блок "Логаритматор". Логаритмуваният сигнал се подава на усилвател с регулируем коефициент на усилване, зададен от микроконтролера, при което се постига стабилна работа на прибора. Блокът, "Следене и запомняне" (S&H), управляван от микроконтролера, отделя червената и инфрачервената съставни на сигнала. "Усилвател R" усилва сигнала, получен от светлината генерирана от червения светодиод, и го подава на входа на аналогово цифровия преобразувател на микроконтролера. "Усилвател IR" усилва сигнала, получен от светлината, генерирана от инфрачервения светодиод, и го подава на входа на аналогово-цифровия преобразувател на микроконтролера. "Блок перфузия" формира сигнал, пропорционален на степента на пропускане на артериалната кръв през тъканта, който постъпва на входа на аналогово-цифровия преобразувател на микроконтролера. Блок "Компаратор" компарира пулсовата вълна, получена от инфрачервения канал вследствие от кръвонапълването на капилярите на показалеца на предварително зададено ниво. Сигналят се използва за измерване на пулсовата честота и следващи обработки на всички сигнали. "Блок връзка с РС" осъществява връзката на устройството с персонален компютър за прехвърляне на записаната информация.

Тестването на прибора бе направен по два различни способа:

- **директен сравнителен метод** – сравняване на показанията на прибора с утвърдени в клиничната практика пулс оксиметри на NONIN Medical Inc., Phischer Medical Ltd. В процеса на тестването приборът показва резултати, идентични с използваните при теста прибори, като регистрираното отклонение е по-малко от 2 %.

- **табличен сравнителен метод** - сравняване на показанията на прибора със статистически данни, показани на фиг.4 - графика STAT.



Фиг.4

Тестът е направен с трима клинично здрави доброволци при високопланинско изкачване. Измерените стойности за всеки един са показани с графики V1, V2, V3 на фиг.4. Вижда се, че отклонението от статистическата графика за различни височини е в рамките на допустимите $\pm 5\%$, посочени от авторите на [2].

По време на тестовете приборът показва необходимата точност на измерване и работоспособност в различни условия на експлуатация. Това дава основание да бъде използван в нормални клинични и екстремни условия. Възможността за запис на резултатите от измерванията разширяват възможностите му и го правят приложим при изследване на сънна апнея, постоперативно лечение и в случаи на спешна помощ.

Литература:

1. The high altitude medicine handbook, Pollard, A. J., Murdoch, D. R. Wellington Square, Oxford OX1 2JD, UK 2003.
2. Х р и с т о в В., Л. Т а н е в а. "Ръководство за лабораторни упражнения по микропроцесорна техника", ЮЗУ - Благоевград, 2006 г.