

## **Практична робота**

**09.11.2020 р.**

### **Практична пульсоксиметрія**

#### **Будова та розрахунок пульсометра**

**Мета роботи:** ознайомитися з основними методами вимірювання пульсу та ступеня насичення крові киснем, що реалізовані в пульсових оксиметрах. Вивчити класичну будову пульсового оксиметра. Навчитися проектувати вимірювальні блоки пульсового оксиметра.

#### **Завдання по роботі:**

1. Прочитати та вивчити матеріал наведений нижче.
2. Вибрати один з методів вимірювання пульсу та сатурації крові.
3. Розробити структурну схему приладу.
4. Провести розрахунок основних блоків за структурною схемою.
5. Вибрати елементу базу та привести принципову схему приладу вимірювання пульсу та сатурації крові.
6. Зробити висновки по роботі.

АКТ  
Чтот  
разд

## 1. Діагностичні показники газообміну та газів крові

Клінічний моніторинг газів крові включає контроль фізіологічних параметрів, які відображають вміст кисню та вуглекислого газу в крові. В якості діагностичних показників використовуються величини напруги кисню та вуглекислого газу в крові, а також ступінь насичення гемоглобіну крові киснем в артеріальній або змішаній венозній крові.

Величина **напруги кисню** в крові ( $PO_2$ ) визначається величиною парціального тиску кисню в повітрі, що знаходиться у зіткненні з кров'ю, при якому між киснем повітря та киснем, розчиненим у крові, встановлюється рівновага. Значення  $PO_2$  характеризує здатність крові розчинити в собі ту або іншу кількість кисню, тобто відображає процес засвоєння кисню легеньми.

Величина  $PO_2$  вимірюється в одиницях тиску, частіше за все у мм. рт. ст., аналогічно до величини парціального тиску газу. Парціальний тиск кисню в повітрі визначається величиною барометричного тиску повітря та фракційною концентрацією тиску в сухому повітрі.

Так, якщо при нормальному атмосферному тиску повітря 760 мм. рт. ст. доля кисню в повітрі складає 21 % , то парціальний тиск кисню у повітрі, що вдихається, дорівнює 150 мм. рт. ст. (з атмосферного тиску додатково віднімається тиск водяних парів, який при температурі тіла 37°C дорівнює 47 мм. рт. ст.).

Венозна кров має величину  $PO_2$  значно нижчу, ніж парціальний тиск кисню в альвеолярному повітрі, тому при проходженні крові крізь легені вона оксигенується, тобто насичується киснем. Артеріальна кров має діапазон “нормальних” значень  $PO_2$  від 70 до 116 мм. рт. ст.

Кисень у крові переноситься в основному еритроцитами, вступаючи у хімічний зв'язок із гемоглобіном (Hb). Поєднуючись з гемоглобіном, кисень створює легко дисоціюючу сполуку оксигемоглобін (HbO<sub>2</sub>):



Окислення гемоглобіну визначається напругою розчиненого в крові кисню та характеризується кривою дисоціації HbO<sub>2</sub> (рис.1.), яка є залежністю величини ступеню насичення гемоглобіна крові киснем (SaO<sub>2</sub> від PO<sub>2</sub>).

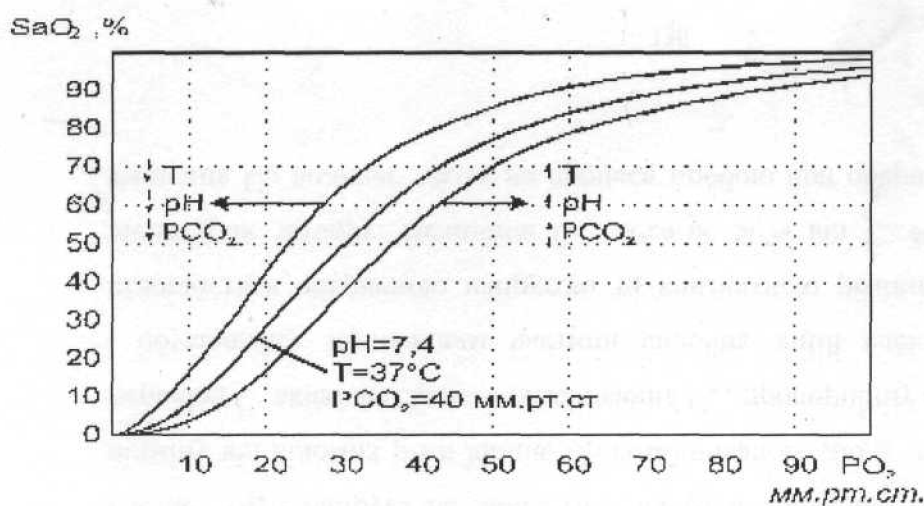


Рис. 1. Криві дисоціації оксигемоглобіну.

Верхня частина кривої, що відповідає нормальному насиченню артеріальної крові киснем (>95%), показує властивість гемоглобіну зв'язувати велику кількість O<sub>2</sub> при значних коливаннях PO<sub>2</sub>, наприклад, при зміні парціального тиску кисню в повітрі, яке вдихається, що має місце підчас інгаляції газовою сумішшю, бідною киснем.

При PO<sub>2</sub><40 мм. рт. ст. властивість гемоглобіну зв'язувати O<sub>2</sub> різко падає. В цьому випадку дисоціація полегшується, що є характерним для процесів у тканинах організму, які активно споживають O<sub>2</sub>. У капілярах це

явище посилюється внаслідок збільшення напруги  $\text{CO}_2$ , що ще більше полегшує віддачу  $\text{O}_2$  тканинам.

Величина **напруги вуглекислого газу  $\text{PCO}_2$**  у крові характеризує процес виведення з організму  $\text{CO}_2$ .  $\text{PCO}_2$  обчислюється аналогічно до величини  $\text{PO}_2$ , у тих же одиницях, частіше за все в мм. рт. ст. Діапазон “норми” для  $\text{PCO}_2$  складає від 35 до 45 мм. рт. ст.

Важливою характеристикою оксигенації крові, яка широко використовується в системах клінічного моніторингу, є величина **ступеню насичення гемоглобіну крові киснем –  $\text{SaO}_2$**  (сатурація крові киснем). Визначення даного параметру має деякі особливості, пов’язані з тим, що кров дорослої людини окрім відновленого гемоглобіну та оксигемоглобіну містить по крайній мірі ще два види гемоглобіну, які не беруть участі у транспорті кисню: метгемоглобін (MetHb) та карбоксигемоглобін (COHb). Виключаючи патологічні стани, ці фракції містяться у крові в достатньо низьких концентраціях: MetHb – 0,2...0,6%, CoHb – 0...0,8% (для осіб, що не палять).

Існують методики оцінки газів крові, нечутливі до вмісту дисфункціональних фракцій. В цьому випадку визначається величина так званої *функціональної сатурації* крові киснем:

$$\text{SaO}_{2\text{ фун}} = ( [\text{HbO}_2] / ( [\text{HbO}_2] + [\text{Hb}] ) ) 100\% , \quad (2)$$

де [...] – концентрація відповідної величини. В розрахунку величини  $\text{SaO}_{2\text{ фун}}$  не приймаються до уваги фракції гемоглобіну, які не беруть участі у транспорті кисню.

Більш точні дані про сатурацію крові дають методики вимірювань, що визначають так звану *фракціонну сатурацію крові* киснем:

$$\text{SaO}_{2\text{ фр}} = ( [\text{HbO}_2] / ( [\text{HbO}_2] + [\text{Hb}] + [\text{COHb}] + [\text{MetHb}] ) ) 100\% . \quad (3)$$

Слід відмітити, що при різкому збільшенні долі дисфункціональних фракцій гемоглобіну, наприклад, при отруєнні чадним газом, методики визначення функціональної сатурації дають результати, що розбігаються зі значеннями фракційної сатурації. В цьому випадку використання даних функціональної сатурації призводить до помилкового уявлення про ступінь оксигенації крові.

В анестезіологічному моніторингу найбільший інтерес при аналізі складу дихальної газової суміші представляє визначення **вмісту CO<sub>2</sub> у повітрі, що видихається**. З цією метою використовується метод капнометрії, який дозволяє у реальному масштабі часу вести вимірювання величини парціального тиску CO<sub>2</sub> (або значення об'ємної концентрації) у момент закінчення видоху – **PETCO<sub>2</sub>**. Значення вмісту CO<sub>2</sub> у повітрі, що видихається, в цей момент часу відповідає величині PCO<sub>2</sub> артеріальної крові. Тому спостерігаюче вимірювання PETCO<sub>2</sub>, що досягається більш простими технічними засобами, ніж PCO<sub>2</sub> артеріальної крові, має високу діагностичну цінність для респіраторного моніторингу.

Важливу діагностичну інформацію дає аналіз фізіологічної кривої – капнограми, що реєструється в реальному масштабі часу. Ця крива є залежністю поточного значення PCO<sub>2</sub> у часі. Капнограма звичайно відображується на графічному дисплеї моніторного приладу, що дозволяє визначити параметри дихання та візуально оцінити динаміку процесу дихання.

## **2. Моніторинг ступеню насичення гемоглобіну крові киснем**

### **2.1. Спектрофотометрична оксиметрія**

У дослідженнях оксигенації крові широко застосовується методика спектрофотометрії, яка полягає у вимірюванні поглинання світла, що пройшло крізь пробу крові у різних спектральних діапазонах.

Кількісна спектрофотометрія крові заснована на використанні закону Beer-Lambert для розчинів, який пов'язує інтенсивність світла, що падає на досліджувану пробу ( $I_{\text{пад}}$ ) та інтенсивність світла, що проходить крізь неї ( $I_{\text{пр}}$ ) (рис. 2.):

$$I_{\text{пр}} = I_{\text{пад}} \exp(-A) , \quad (4)$$

де  $A = k [C] d$  – величина абсорбції (поглинання);  $k$  – коефіцієнт молярної екстинкції, постійний для кожної речовини та довжини хвилі падаючого світла;  $[C]$  – концентрація речовини, що поглинає світло;  $d$  – товщина шару поглинаючої речовини.

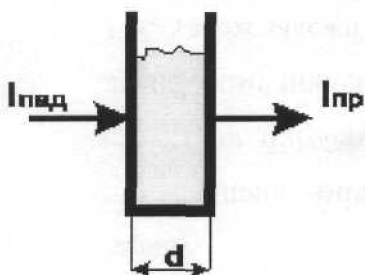
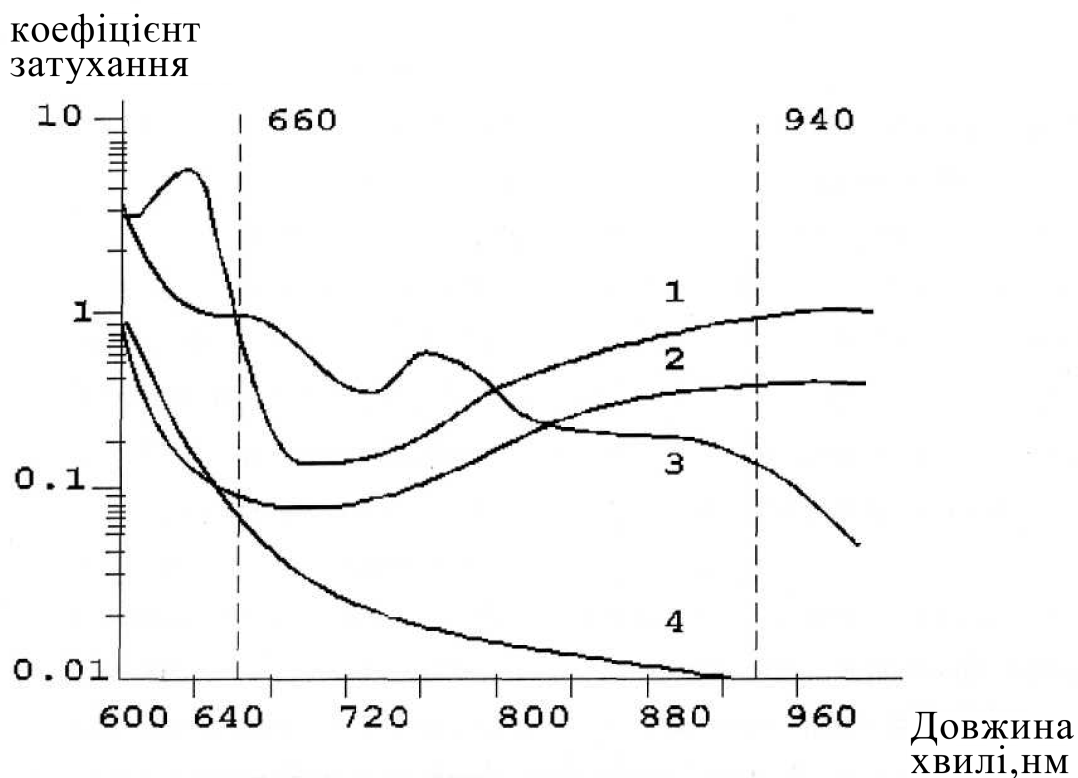


Рис. 2. До закону Beer-Lambert.

Поглинання світла для постійної товщини шару досліджуваної речовини, що визначається, наприклад, розміром вимірювальної кюветки, залежить від коефіцієнту екстинкції та пропорційно концентрації поглинаючої речовини. Залежність коефіцієнта екстинкції від довжини хвилі падаючого світла створює спектр поглинання речовини.

Дослідження оптичних властивостей крові з метою визначення ступеню її оксигенації, показує, що кожна форма гемоглобіну має свій власний спектр поглинання (рис. 3.). Так, оксигемоглобін має мінімум поглинання у червоній частині спектру, де поглинання редуційованого гемоглобіну вище; в інфрачервоній частині спектру поглинання

оксигемоглобіну стає дещо вищим за поглинання гемоглобіну. Карбоксигемоглобін має різко падаючу залежність поглинання, і в ІЧ - області його поглинання незначно. Метгемоглобін має більш складну залежність поглинання від довжини хвилі випромінювання, однак можна виділити характерні ділянки спектру, де оптичні властивості метгемоглобіну



1-метгемоглобін, 2—оксигемоглобін, 3—гемоглобін,  
4-карбоксигемоглобін

Рис. 3. Залежність поглинання світла від довжини хвилі випромінювання для різних форм гемоглобіну.

істотно відрізняються від властивостей інших форм гемоглобіну. Для вимірювання концентрації усіх чотирьох форм гемоглобіну необхідно провести вимірювання поглинання принаймні на чотирьох довжинах хвиль.

Для цілей клінічної оксиметрії можна припустити, що концентрація фракцій  $\text{COHb}$  і  $\text{MetHb}$  мала у порівнянні з концентрацією  $\text{HbO}_2$  і  $\text{Hb}$ , тоді функціональну сатурацію артеріальної крові можна визначити за допомогою вимірювань тільки на двох довжинах хвиль світла.

Для визначення фракційної сатурації необхідно використовувати чотири довжини хвилі випромінювання, щоб додатково знайти концентрації  $\text{MetHb}$  та  $\text{COHb}$ .

Багатопроточна спектрофотометрія проб крові використовується в кюветних оксиметрах, що застосовуються у лабораторній практиці.

Спроби безпосереднього використання методики спектрофотометрії для побудови моніторних приладів неінвазивного черезшкірного вимірювання сатурації артеріальної крові киснем не призвели до успіху внаслідок нестійкості показань таких приладів. Це пов'язано з тим, що при спектрофотометрії тканин, що містять кровоносні судини (наприклад, при просвічуванні ушної раковини), не вдається диференціювати артеріальний та венозний гемоглобін. Сильний вплив на результати вимірювань сатурації абсорбційних властивостей шкіри та тканин, що підлягають, призводить до необхідності індивідуальної калібровки таких приладів для кожного пацієнта.

Пряма спектрофотометрія крові використовується у волоконно-оптичних оксиметрах, що застосовуються для оцінки оксигенації венозної крові ( $\text{SvO}_2$ ). Для цієї мети застосовуються спеціальні катетери підключичної вени або легеневої артерії, які використовуються звичайно для визначення параметрів внутрішньосерцевої гемодинаміки. Вони додатково містять два ізольовані одне від одного оптичні волокна. Робочі кінці волокон з оптичними насадками закріплені на торці катетера, що розміщується у досліджуваній судині. Протилежні кінці волокон з'єднані з оптоелектронним перетворювачем. Вхід "передаючого" волокна підключений до джерела зондуючого випромінювання, вхід "приймаючого" – до фотоприймача спектрофотометра. Таким чином, на вході фотоприймача створюється сигнал, пропорційний долі світла, що розсіюється від деякого об'єму крові,



який оточує кінець катетера в судині. Вимірювання проводяться на трьох довжинах хвиль 800, 700, 670 нм, що підвищує точність визначення SvO<sub>2</sub>.

Моніторинг SvO<sub>2</sub>, що здійснюється разом з визначенням серцевого викиду методом термодилуції, має високу діагностичну цінність, особливо у грудній хірургії при виборі тактики лікування у післяопераційному періоді.

Черезшкірна спектрофотометрія використовується в церебральних оксиметрах для моніторингу величини регіональної сатурації крові в судинах мозку (rSO<sub>2</sub>). Згідно до фізіологічних даних, судинне русло кожного регіону мозку на 75 % містить венозні, на 20 % - артеріальні, на 5 % - капілярні судини. Таким чином, значення rSO<sub>2</sub>, що отримуються при черешкірній спектрофотометрії, виявляються усередненими та найбільш близькими до сатурації відтікаючої від мозку венозної крові.

Величина церебральної rSO<sub>2</sub> є важливим показником адекватності церебральної оксигенації, оскільки одним з перших компенсаторних механізмів тканинного дефіциту кисню є посилення його екстракції з протікаючої крові, що супроводжується швидким зниженням сатурації відтікаючої венозної крові.

Для визначення rSO<sub>2</sub> використовують випромінювання близької ІЧ-області у діапазоні 650 – 1100 нм. ІЧ- випромінювання глибоко проходить у тканини, що дозволяє використовувати датчики rSO<sub>2</sub>, що накладаються на шкіру лоба пацієнта.

Моніторинг церебрального rSO<sub>2</sub> має важливе значення у кардіохірургії при проведенні екстракорпорального кровообігу в умовах гіпотермії, у нейрохірургії, трансплантології.

## **2.2. Методика пульсової оксиметрії**

Методика пульсової оксиметрії, яка була запропонована у 70-х роках, заснована на використанні принципів фотоплетізографії, що дозволяють

виділити артеріальну складову абсорбції світла для визначення оксигенації артеріальної крові. Вимірювання цієї складової дає можливість використати спектрофотометрію для неінвазивного черезшкірного моніторингу сатурації артеріальної крові киснем. У відповідності до методики фотоплетізмографії ділянка тканин, у якій досліджується ковотік, розташовується на шляху променя світла між джерелом випромінювання та фотоприймачем датчика (рис. 4.).

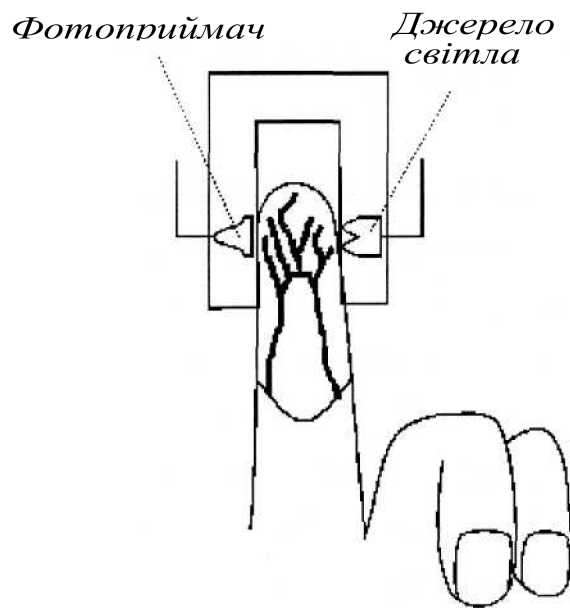


Рис. 4. Датчик фотоплетізмограми при дослідженні кровотоку в пальці руки

Згідно до закону Beer-Lambert, величина абсорбції світла пропорційна товщині шару поглинаючої речовини, тобто при дослідженнях кровотоку вона визначається розміром судини, або об'єму крові, що проходить через досліджувану ділянку тканин. Звуження та розширення судини під дією артеріальної пульсації кровотоку викликають відповідні зміни амплітуди сигналу, що отримують з виходу фотоприймача.

Фотоплетізмограма (ФПГ), яку отримують після посилення та обробки сигналу фотоприймача (рис. 5.), характеризує стан кровотоку в місті розташування датчика. Зокрема, коли тиск крові збільшується або виникає вазодилатація судин, амплітуда ФПГ зростає, при зниженні тиску або вазоконстрикції судин амплітуда падає.

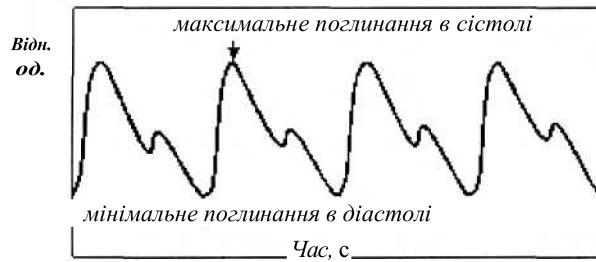


Рис.5. Фотоплетізмограма периферичного пульсу.

Зміни у формі ФПГ можуть вказувати на розвиток гемодинамічних порушень на досліджуваній ділянці судинного русла, тому ФПГ відображається на графічному дисплеї монітору для використання у клінічній діагностиці.

Для неінвазивного визначення оксигенації крові у “полі зору” фотоплетізмографічного датчика розташовується ділянка тканин, що містить артеріальні тканини. В цьому випадку сигнал з виходу датчика, пропорційний до абсорбції світла, що проходить через тканини, включає дві складові: пульсуючу компоненту, що зумовлена змінами об’єму артеріальної крові при кожному серцевому скороченні, та постійну “базову” складову, що визначається оптичними властивостями шкіри, венозної та капілярної крові та інших тканин досліджуваної ділянки (рис. 6.).

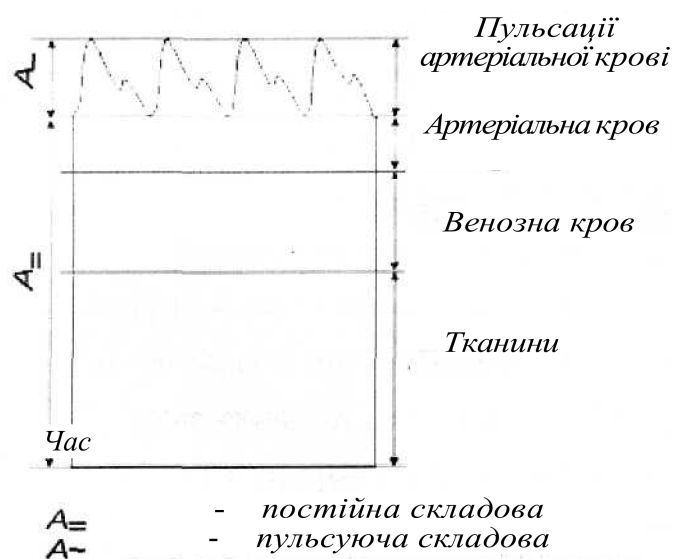


Рис. 6. Розподіл абсорбції світла у тканинах

Шляхом аналізу форми сигналу ФПГ можна виділити його фрагменти, що відповідають моментам сістолічного викиду. Саме у ці короткі проміжки часу на вершині сістоли вдається найбільш точно визначити сатурацію артеріальної крові киснем.

Для визначення сатурації використовується методика двопрменевої спектрофотометрії. Вимірювання абсорбції світла виконується у моменти сістолічного викиду, тобто в моменти максимуму амплітуди сигналу датчика (рис.5.6.) для двох довжин хвиль випромінювання. Для цієї цілі у датчику використовуються два джерела випромінювання з різними спектральними характеристиками.

Для отримання найбільшої чутливості визначення сатурації кисню довжини хвиль випромінювання джерел необхідно вибирати в ділянках спектру з найбільшою різницею в поглинанні світла оксигемоглобіном та гемоглобіном. Цій умові задовольняють червона та ближня інфрачервона області спектру випромінювання (рис. 3).

При довжині хвилі 660 нм (червона область) гемоглобін поглинає приблизно у 10 разів більше світла, ніж оксигемоглобін, а на хвилі 940 нм (інфрачервона область) – поглинання оксигемоглобіну більше, ніж гемоглобіну.

Для підвищення точності визначення сатурації методом пульсової оксиметрії використовується нормування сигналів поглинання світла, для чого вимірюється постійна складова в моменти діастолі  $A_{=}$  та знаходиться відношення амплітуди пульсуючої складової  $A_{.}$  до величини  $A_{=}$  (рис.5.6.):

$$A_{\text{норм}} = A_{.}/A_{=} \quad (5)$$

Ця процедура виконується для кожної довжини хвилі випромінювання. Нормована величина поглинання не залежить від інтенсивності випромінювання світлодіодів, а визначається тільки оптичними властивостями живої тканини.

Для отримання значень сатурації розраховують відношення нормованих величин поглинання світла для двох вибраних довжин хвиль:

$$R = (A./A_{=})^{\text{чер}} / (A./A_{=})^{\text{інф}}, \quad (6)$$

де індекс <sup>чер</sup> відноситься до абсорбції в червоній області спектру, а індекс <sup>інф</sup> – до абсорбції в інфрачервоній області спектру.

Величина R емпірично пов'язана зі значеннями сатурації калібровочною залежністю, що отримана у процесі градування приладу (рис.7.).

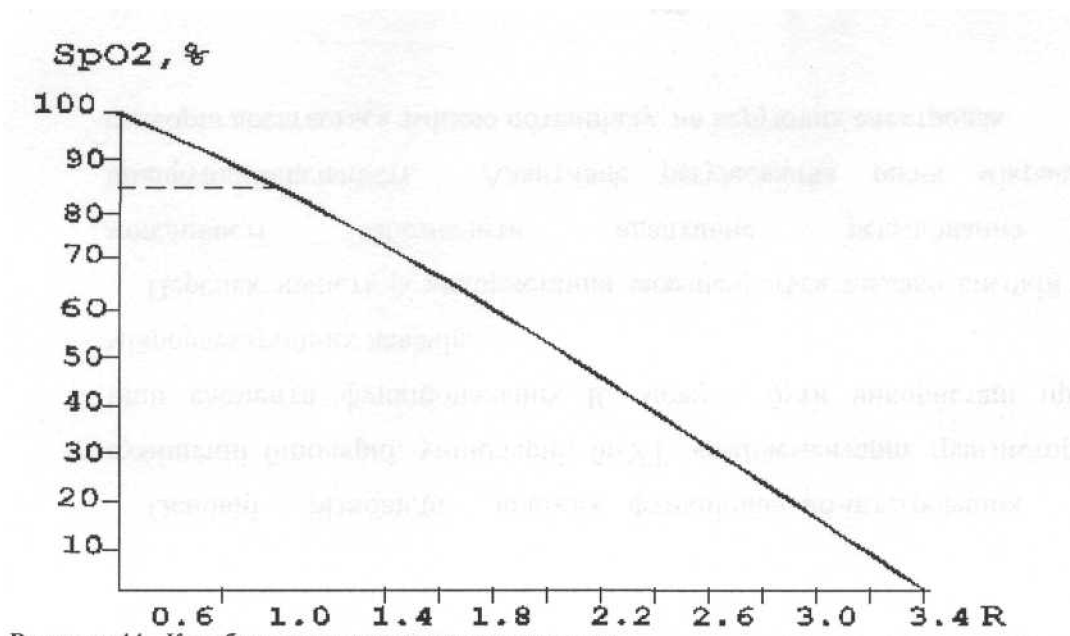


Рис.7. Калібровочна крива пульсоксиметру.

Відношення R змінюється від 0,4 для 100% сатурації до 3,4 при 0% сатурації. Відношення, яке дорівнює 1, відповідає сатурації 85%. Хід кривої визначається теоретичною залежністю, яка заснована на співвідношеннях для поглинання світла. Однак для точного визначення сатурації необхідне уточнення калібровочної залежності за експериментальними даними, що отримані, наприклад, за допомогою кюветного оксиметру.

Слід відмітити, що величина відношення  $R$  не залежить від оптичних характеристик шкіри, тканин, що підлягають, а визначається оптичними властивостями артеріального викиду крові, що визначає високу точність вимірювання сатурації в пульсоксиметрії.

### **2.3. Особливості будови пульсоксиметрів**

Фотоплетізмографічний датчик пульсоксиметру містить два світловипромінюючих діода, що працюють один – в “червоній”, інший – в “інфрачервоній” області спектру, а також широкополосний фотоприймач. Конструктивно датчик виконується таким чином, що при його розташуванні на поверхні тіла людини на фотоприймач поступає світло випромінювачів, що послаблене ділянкою тканин, яка містить артеріальну судину.

На практиці використовується два типи датчиків, перший аналізує випромінювання світлодіодів, що проходить через тканини, другий – відбите від досліджуваних тканин випромінювання.

Датчики випромінювання, що проходить (рис. 4), закріплюються на кінці пальця руки або ноги, мочці вуха пацієнтів, у дітей датчик часто закріплюється на стопі в області великого пальця або на долоні.

Датчики, що реєструють розсіяне тканинами випромінювання, розташовуються на поверхні тіла в проекції сонної або скроневої артерії.

Для датчиків пульсоксиметрів використовуються спеціально розроблені безкорпусні світлодіоди червоного та інфрачервоного діапазонів, розташовані на одній підкладці для суміщення оптичних вісей випромінювання.

Висока крутизна спектральної характеристики абсорбції  $Hb$  та  $HbO_2$  (рис. 3) в області червоного та інфрачервоного випромінювання вимагає малого розкиду центральної довжини хвилі випромінювання світлодіодів, що використовуються у датчику. Для червоного діапазону довжина хвилі

випромінювання повинна знаходитися у межах  $660 \pm 5$  нм, для інфрачервоного -  $940 \pm 10$  нм.

Технологічний розкид довжини хвилі випромінювання при виробництві світлодіодів може досягати значення  $\pm 15$  нм. Тому виникає необхідність провести відбраковку світлодіодів за довжиною хвилі випромінювання, що здорожує датчик пульсоксиметру. Деякі виробники моніторної апаратури йдуть іншим шляхом. Для різних значень довжин хвиль випромінювання світлодіодів вводиться корекція калібровочної залежності, яка пов'язує відношення R та значення сатурації. Ця обставина примушує з насторогою відноситися до можливості заміни датчиків пульсоксиметрів без проведення уточнення градуювання приладу.

В якості фотоприймачів у датчиках пульсоксиметрів використовуються кремнійові фотодіоди, які мають високу чутливість в області “червоного” та “інфрачервоного” діапазонів випромінювання, швидкодію та низький рівень шуму.

Структурна схема пульсоксиметру показана на рис. 8.

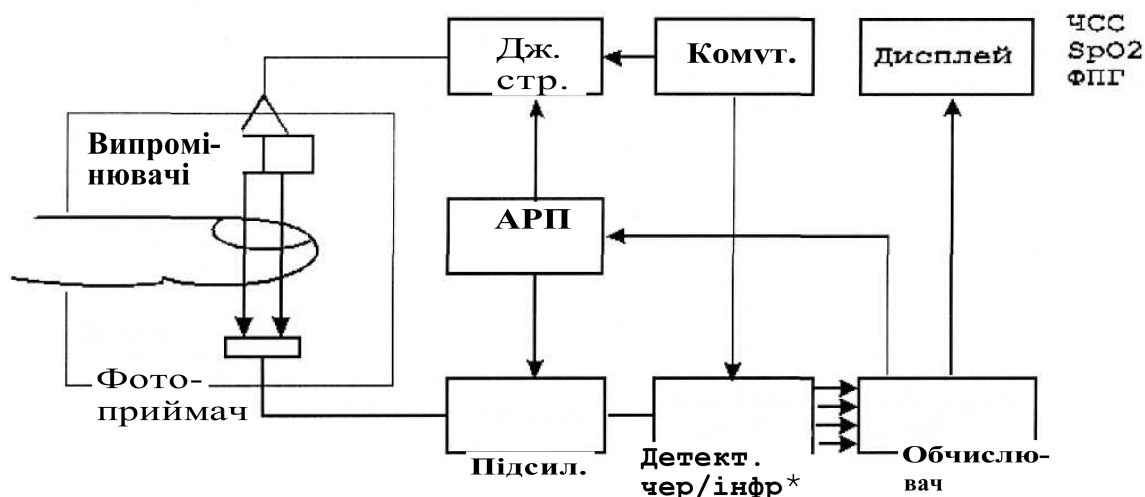


Рис. 8. Структурна схема пульсоксиметру

Фотоприймач перетворює інтенсивність послабленого тканинами “червоного” та “інфрачервоного” випромінювання в електричний сигнал, що

надходить у тракт підсилення. Випромінювачі датчика вмикаються по черзі, тобто комутуються з частотою порядку 1000 Гц, що дозволяє використовувати для реєстрації випромінювання один фотоприймач, який комутується. Далі в підсилювальному тракті сигнали “червоного” та “інфрачервоного” випромінювання розділяються на два канали за допомогою імпульсів керування комутатора, що переключають світлодіоди. У кожному каналі проводиться вимірювання двох складових ФПГ сигналу, зумовлених постійною та пульсуючою складовими абсорбції. Ці дві складові ФПГ сигналу необхідні для обчислювання величини R та визначення сатурації за калібровочною кривою.

Особливістю підсилювального тракту є необхідність підсилення сигналів фотоприймача у достатньо великому динамічному діапазоні вхідних сигналів (більше, ніж 60 дБ). Ця вимога зумовлена значним розкидом оптичних характеристик шкіри, тканин, що підлягають, вираженністі пульсацій кровотоку в місті розташування датчику у різних пацієнтів.

Реалізація потрібного динамічного діапазону досягається використанням цифрової АРП, що охоплює каскади посилення ФПГ сигналу та джерела струму, що живить світлодіоди. Система АРП підтримує вихідні сигнали підсилювального тракту на рівні номінальної напруги входу АЦП обчислювача з метою зменшення шуму квантування.

Обчислювач пульсоксиметру містить програмне забезпечення, що реалізує первинну обробку ФПГ сигналу, алгоритми виділення артеріальних пульсацій по “червоному” та “інфрачервоному” каналам, обчислення відношення R та визначення величини SpO<sub>2</sub> за занесеною у пам'ять підсилювача калібровочною залежністю.

Складність алгоритмів, що використовуються при обробці сигналів у пульсоксиметрах, зумовлюється високим рівнем перешкод, що супроводжують реєстрацію ФПГ, а також вимогами високої точності та швидкодії вимірювань.

Вимоги стандартів до пульсоксиметрії встановлюють основну похибку



вимірювання сатурації у діапазоні (80...99)% рівну  $\pm 2\%$ , (50...79)% -  $\pm 3\%$ , для сатурації нижче 50% похибка звичайно не нормується. Висока точність пульсоксиметрії для значень сатурації більших за 80% необхідна для надійної диференціації розвитку стану гіпоксемії та гіпоксії. В цьому діапазоні крива дисоціації гемоглобіну має малу крутизну і невелике зменшення сатурації означає сильну зміну напруги кисню у крові, що є передвісником гіпоксії. Збільшення допустимої похибки при низьких рівнях оксигенації (менше, ніж 80%) є клінічно обгрунтованим, оскільки в цьому діапазоні найбільшу цінність має не абсолютне значення сатурації, а оцінка динаміки процесу, тобто зміна сатурації протягом певного часу. Вимоги до швидкодії вимірювань сатурації пов'язані з тим, що на певних стадіях ведення наркозу, наприклад, інтубації, можливим є швидкий розвиток епізодів гіпоксемії, які можуть призвести до гіпоксичних станів, небезпечних великими ускладненнями. Реальною вимогою анестезіологічної практики є тривалість процесу вимірювання та оцінки сатурації, що складає не більше, ніж 6...10 с.

#### **2.4. Моніторинг напруги кисню в крові**

У прямому методі оцінки напруги кисню в артеріальній крові використовується аналіз проб крові. З цією метою застосовується кисневий електрод Кларка, що є електролітичною коміркою, відділеною від досліджуваної крові кисневою мембраною (рис. 9.).

Кисневий електрод містить платиновий катод та срібляний анод, що поєднані через вимірювач струму з джерелом напруги. Кисень проходить через мембрану і в результаті електрохімічної реакції біля платинового електроду створює гідроксильні іони:



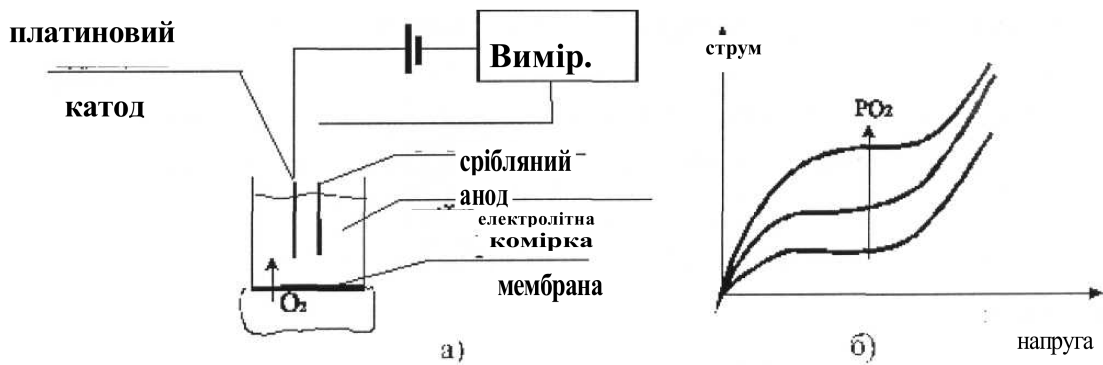


Рис. 9. Кисневий електрод Кларка :

а – схема ввімкнення;

б – полярограма.

Струм у ланцюзі електроду залежить від кількості приєднаних електронів, яка визначається кількістю кисню, що дифундує в електролітичну комірку. Робоча точка електроду встановлюється у діапазоні напруг, що відповідають області “плато” полярограми (рис.9.). В цьому випадку струм, що реєструється у ланцюзі електроду, виявляється пропорційним величині  $PO_2$  у досліджуваній пробі крові.

Для черезшкірного методу визначення  $PO_2$ , який застосовується у моніторних приладах, використовуються мембранні датчики, що містять електрод Кларка та нагрівний елемент. Мембрана електроду приводиться до торкання зі шкірою, яка нагрівається до температури приблизно  $44^{\circ}C$ . Під дією нагріву кисень з капілярних судин дифундує в епідерміс, а згодом – в електролітичну комірку, де відбувається вимірювання.

Значення напруги кисню в крові, виміряні черезшкірним методом ( $PtcO_2$ ) у дітей, достатньо близько відповідають величинам  $PO_2$ , що визначені у пробах артеріальної крові. Але у дорослих пацієнтів розбіжність значень  $PtcO_2$  та  $PO_2$  збільшується. Помилки визначення значень  $PtcO_2$  залежать від товщини шкіри, підшкірного кровотоку, фізіологічних факторів, що впливають на доставку кисню до поверхні шкіри (зменшення серцевого

викиду, артеріальний тиск крові, виникнення центральної вазоконстрикції). Як результат,  $PtcO_2$  виявляється заниженим у порівнянні з відповідним артеріальним значенням.

У нормі у дорослих різниця значень  $PtcO_2$  та  $PO_2$  становить 20 %, у дітей за рахунок ефекту нагрівання та, відповідно, росту  $PO_2$  значення  $PtcO_2$  можуть на 5...15 % перевищувати дані артеріальних вимірювань.

Для зменшення помилок визначення  $PtcO_2$  датчик приладу розташовують на поверхні шкіри у місцях з високим капілярним тиском та мінімальною вазоконстрикцією. Найбільш часто використовуються локалізації датчиків на грудинній клітині в області ключиці, на шкірі голови, латеральному боці живота, внутрішньому боці стегна.

Слід відмітити, що монітори  $PtcO_2$  потребують ретельного обслуговування. Нагрівання електроду, що необхідне при черезшкірних вимірюваннях, призводить до прискорення випаровування електроліту комірки, який за цією причиною потребує періодичного поновлення.

Із-за повільного дрейфу показань датчик  $PtcO_2$  не може залишатися на одному місці більш, ніж декілька годин. Місце локалізації датчика змінюють кожні 2 або 4 години, проводячі повторну калібровку приладу. Це також дозволяє уникнути термічних подразнень, а іноді і опіків шкіри під електродом.

Мембрана електрода датчика, що контактує зі шкірою, легко пошкоджується. При збільшенні її товщини збільшується час реакції датчика на зміну  $PO_2$ . Цей час залежить також від товщини шкіри досліджуваного. Так, у дітей час відгуку датчика складає 10...15 с, у дорослих – 45...60 с.

Зниження помилок визначення  $PO_2$  при неінвазивному моніторингу досягається шляхом використання мініатюрного електроду Кларка, що розташований у кон'юнктиві. Ці датчики можуть функціонувати безперервно протягом 24 годин.

Порівняння вимірювачів  $PO_2$  з пульсоксиметрами показує, що останні мають більшу чутливість до сильної гіпоксемії, більш високу (у 5...8 разів)

швидкодiю вимiрювань. Крім цього, монiтори  $PO_2$  потребують постійного обслуговування датчикiв. Однак значення  $PO_2$  є кращими показниками при гiпоксемiї, нiж значення сатурацiї кисню.

Це пов'язано з тим, що, як витiкає з кривої дисоцiацiї гемоглобiну,  $SpO_2$  слабо змiнюється при значеннях  $PO_2$ , що перевищують 90 мм.рт.ст. Зокрема,  $PO_2$  стає бiльш кращим показником у дiтей з ризиком ретинопатiї при надмiрнiй вториннiй оксигенацiї кровi.