

УДК 612.117.5

І.О. Куцман, Р.М. Чобік, А.М. Пасічник, В.Ф. Заворотний, канд. фіз.-мат. наук

Метод зменшення впливу дисгемоглобінів на результати пульсоксиметрії

Розглянуто теоретичні основи впливу сторонніх форм гемоглобіну на точність пульсоксиметра, змодельовано вплив карбокси- та метгемоглобіну на точність визначення насиченості киснем крові методом пульсоксиметрії. Отримано графіки залежності похибки визначення насиченості крові киснем від довжини хвилі вимірювального каналу при різних концентраціях карбокси- та метгемоглобіну. Запропоновано метод зменшення впливу дисгемоглобінів на точність пульсоксиметра.

The basal principles of abnormal hemoglobins effect on pulsoximetry are exemined. The simulation of abnormal hemoglobins effect on pulsoximetry was carried on and the relative error-measuring wavelength diagram was obtained. The method for abnormal hemoglobins effect reducing is introduced.

Ключові слова: пульсоксиметрія, карбоксигемоглобін, метгемоглобін, спектрометрія, насиченість крові киснем, спектр поглинання

Вступ

Насиченість гемоглобіну крові киснем є фундаментальним показником життєдіяльності людини. Широке застосування пульсоксиметрії як спектрофотометричного методу для визначення цього показника пояснюється тим, що світло має здатність переносити значні потоки інформації при невеликій потужності, практично не впливаючи на стан об'єкта, не руйнуючи його, може проникати в об'єкт на значну глибину, діяти дистанційно. Оскільки пульсоксиметри вимірюють всі параметри неінвазивним методом, то на точність його показів впливають зовнішні та внутрішні фактори. Потенційна можливість виникнення похибок закладена в самому принципі вимірювання насиченості киснем крові та частоти пульсу і в його технічній реалізації [1]. Шкода, якої вони можуть завдавати в операційних та палатах інтенсивної терапії, досить серйозна, оскільки хибна інформація приводить до прийняття неправильних рішень.

Проблеми впливу різних факторів на точність пульсоксиметрії присвячено багато уваги в науковій літературі [2]. В роботі [3] зокрема перераховуються основні похибки, що призводять до похибок діагностики та вказуються основні ме-

тоди усунення або зменшення впливу дестабілізуючих факторів пульсоксиметра.

Однак в літературі недостатньо, на наш, погляд висвітлено питання впливу сторонніх домішок гемоглобіну.

Метою даної роботи є дослідження впливу дисгемоглобінів на точність показів пульсоксиметра та знаходження методу його зменшення.

1. Деякі теоретичні відомості про пульсоксиметрію

Дія пульсоксиметрів заснована на специфічних спектрах поглинання молекул гемоглобіну, які переносять кисень з легень до всіх частин тіла і входять до складу еритроцитів – червоних кров'яних тілець. В альвеолах легкі молекули гемоглобіну (Hb) хімічно приєднують до себе кисень, перетворюючись на оксигемоглобін (HbO₂). З потоком крові вони потрапляють в різні органи і біологічні тканини тіла, де молекули HbO₂ дисоціюють, віддають кисень навколишнім клітинам і перетворюються у відновлений гемоглобін Hb. Таким чином, кисень переноситься лише оксигенованою формою гемоглобіну HbO₂.

Спектри поглинання різних форм гемоглобіну досліджено в роботі [4] (рис. 1).

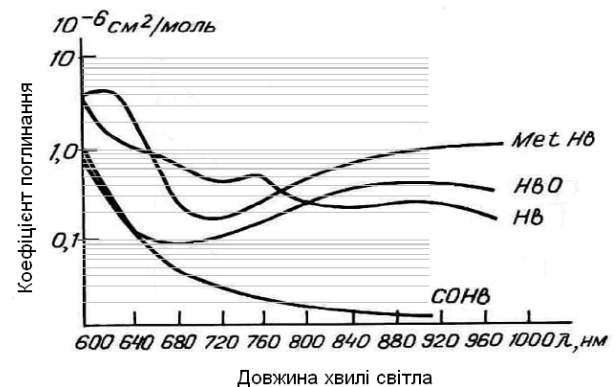


Рис. 1. Спектри поглинання різних форм гемоглобіну: MetHb – метгемоглобіну, HbO – оксигемоглобіну, Hb – деоксигемоглобіну, COHb – карбоксигемоглобіну [4]

Визначення рівня насиченості киснем гемоглобіну відбувається двоканальним методом. Обирають дві різні довжини хвилі: опорну (в тій частині спектру, де оксигемоглобін та відновлений гемоглобін поглинають однаково слабо, наприклад, при довжині хвилі $\lambda_{оп} = 840 \text{ нм}$) та вимірювальну (в тому спектральному діапазоні,

де коефіцієнти поглинання молекул оксигемоглобіну та відновленого гемоглобіну значно відрізняються, наприклад, при $\lambda_{\text{вум}}=650$ (нм). Якщо крізь якусь частину спектра, наприклад, мочку вуха чи палець пропустити промінь світла, в якому є спектральні складові вказаних довжин хвиль, то при проходженні крізь тіло складова з вимірювальною довжиною хвилі поглинатиметься сильніше. На виході вона виявляється значно слабшою, ніж опорна складова. Інтенсивність вимірної складової до того ж тим менша, чим нижче рівень насиченості крові киснем.

Інтенсивність світла на виході з тіла опорного та вимірювального сигналів може бути визначена за рівняннями (1) та (2):

$$I_{\text{оп}} = T_{\text{оп}} \cdot I_{\text{оп},0} \exp\left(-\left(k_{\text{Hb},\text{оп}} C_{\text{Hb}} + k_{\text{HbO},\text{оп}} \times C_{\text{HbO}} + k_{\text{COHb},\text{оп}} C_{\text{COHb}} + k_{\text{MetHb},\text{оп}} C_{\text{MetHb}}\right) d\right) \quad (1)$$

$$I_{\text{вум}} = T_{\text{вум}} \cdot I_{\text{вум},0} \exp\left(-\left(k_{\text{Hb},\text{вум}} C_{\text{Hb}} + k_{\text{HbO},\text{вум}} \times C_{\text{HbO}} + k_{\text{COHb},\text{вум}} C_{\text{COHb}} + k_{\text{MetHb},\text{вум}} C_{\text{MetHb}}\right) d\right) \quad (2)$$

де $T_{\text{оп}}$ та $T_{\text{вум}}$ - коефіцієнти пропускання світла шкірою на довжинах хвиль $\lambda_{\text{оп}}$ та $\lambda_{\text{вум}}$ відповідно; $I_{\text{оп},0}$ та $I_{\text{вум},0}$ - інтенсивності світла на вході в тіло на довжинах хвиль $\lambda_{\text{оп}}$ та $\lambda_{\text{вум}}$; $k_{\text{Hb},\text{оп}}$, $k_{\text{HbO},\text{оп}}$, $k_{\text{COHb},\text{оп}}$, $k_{\text{MetHb},\text{оп}}$ - молярні коефіцієнти поглинання різних форм гемоглобіну на довжині світла опорного каналу; $k_{\text{Hb},\text{вум}}$, $k_{\text{HbO},\text{вум}}$, $k_{\text{COHb},\text{вум}}$, $k_{\text{MetHb},\text{вум}}$ - молярні коефіцієнти поглинання різних форм гемоглобіну на довжині світла вимірювального каналу; C_{Hb} , C_{HbO} , C_{COHb} , C_{MetHb} - молярні концентрації різних форм гемоглобіну. d - довжина шляху світла в тканині (товщина пальця).

Слідуючи теоретичним викладкам роботи [3], у випадку застосування опорного та вимірювального каналів з довжинами хвиль $\lambda_{\text{оп}}=840$ нм та $\lambda_{\text{вум}}=660$ нм отримуємо спрощену формулу, за якою і розраховується рівень кисню в крові в стандартних пульсоксиметрах:

$$S = \frac{k_{\text{Hb},\text{вум}} - a k_{\text{HbO},\text{оп}}}{k_{\text{Hb},\text{вум}} + k_{\text{HbO},\text{вум}} - a(k_{\text{Hb},\text{вум}} + k_{\text{Hb},\text{оп}})} \quad (3)$$

$$\text{де } a = \frac{\ln(T_{\text{вум}} I_{\text{вум},0} / I_{\text{вум}})}{\ln(T_{\text{оп}} I_{\text{оп},0} / I_{\text{оп}})}$$

Однак в крові присутні й інші форми гемоглобіну, зокрема карбоксигемоглобін й метгемоглобін. В нормі вміст карбоксигемоглобіну в крові невеликий – 0-2%, і практично не впливає на величину насичення киснем. В курців вміст кар-

боксигемоглобіну може досягати 10-12%, при гострих отруєннях чадним газом він може перевищувати 30%. При рівні карбоксигемоглобіну більше 50% можливі судоми, кома та летальні наслідки. Нормальна концентрація метгемоглобіну в крові – 0,2-0,6%. Метгемоглобінемія виникає внаслідок дії на гемоглобін метгемоглобіноутворюючих речовин, при отруєнні речовинами, що містять нітро- та аміногрупу. Метгемоглобінемія більше 70% може призвести до летальних наслідків.

Реальний вміст оксигемоглобіну становитиме:

$$S = \frac{C_{\text{HbO}}}{C_{\text{HbO}} + C_{\text{Hb}} + C_{\text{MetHb}} + C_{\text{COHb}}} \quad (4)$$

де C_{HbO} - молярна концентрація оксигемоглобіну, C_{Hb} - молярна концентрація відновленого гемоглобіну, C_{MetHb} - молярна концентрація метгемоглобіну, C_{COHb} - молярна концентрація карбоксигемоглобіну.

2. Моделювання впливу дисгемоглобінів на роботу пульсоксиметра

Моделювання проводилося в програмному середовищі MatLab. Розраховувалася відносна похибка вимірювання показів пульсоксиметра, що виникає внаслідок відхилення рівня кисню в крові, розрахованого за формулою (3) від реального вмісту кисню (4). На величину похибки головним чином впливають значення коефіцієнтів поглинання світла різними формами гемоглобіну на опорній та вимірювальній довжині світла та їх концентрації.

Розрахунки проводилися окремо для випадків підвищеного вмісту карбокси- та метгемоглобіну. При розрахунках загальна концентрація гемоглобіну вважалася рівною 2,55 моль/м³ (відповідає 170 г/моль гемоглобіну). Концентрація дезоксигемоглобіну становила 2% від загальної концентрації гемоглобіну, рівень карбокси-/метгемоглобіну задавалися рівними 0, 12, 24, 35, 47 та 58%, концентрація оксигемоглобіну – відповідно 98, 86, 74, 63, 51 та 40%.

Інтенсивності світлових променів взято 1 мкд, коефіцієнти пропускання опорного та вимірювального каналів – 60 та 20%.

Довжина опорного каналу – 840 нм. Довжина світла вимірювального каналу задавалася в межах діапазону від 600 до 920 нм.

При моделюванні були отримані графіки залежності відносної похибки пульсоксиметрії від довжини хвилі світла вимірювального каналу при концентраціях карбокси- та метгемоглобіну 0, 12, 24, 35, 47 та 58% (див. рис. 2,3).

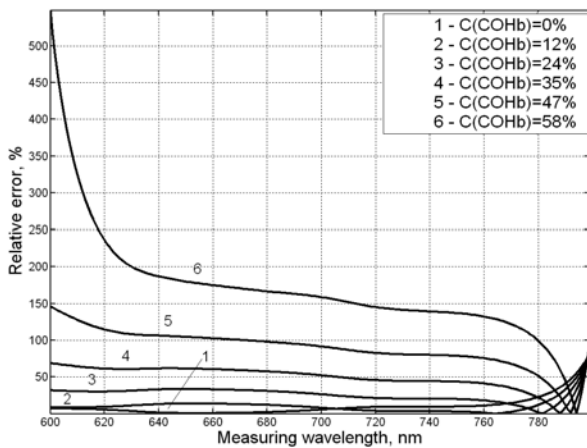


Рис. 2. Залежність відносної похибки пульсоксиметра від довжини хвилі вимірювального каналу при різних концентраціях карбоксигемоглобіну

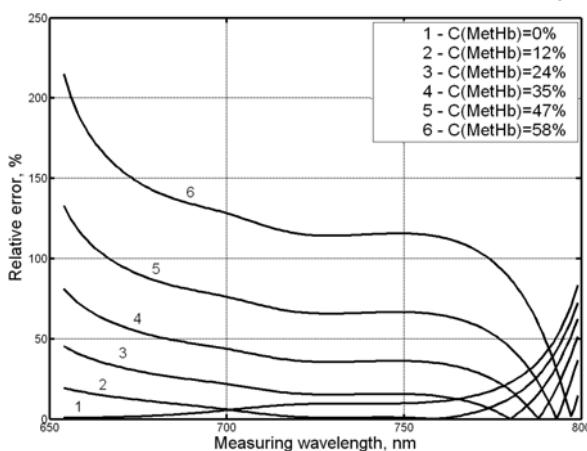


Рис. 3. Залежність відносної похибки пульсоксиметра від довжини хвилі вимірювального каналу при різних концентраціях метгемоглобіну

Отримані результати підтверджують доцільність використання в якості вимірювального каналу світла з довжиною хвилі 660 нм при фізіологічних концентраціях карбокси- та метгемоглобіну. Однак зі зростанням концентрації дисгемоглобіну похибка вимірювання зростає. При довжині хвилі вимірювального каналу >790 нм покази пульсоксиметра будуть недостовірними в зв'язку зі схожістю коефіцієнтів поглинання на опорній та вимірювальній довжині хвилі.

3. Метод зменшення впливу дисгемоглобінів на результати пульсоксиметрії

Для зменшення впливу сторонніх форм гемоглобіну на визначення рівня насиченості киснем гемоглобіну, пропонується визначати додатково концентрації карбокси- та метгемоглобіну тим же способом, що й оксигемоглобін (двоканальним спектрометричним методом). Тобто, потрібно обрати два канали для визначення концентрації карбоксигемоглобіну і два – для визначення метгемоглобіну.

Як і для оксигенованої форми гемоглобіну, довжину світла для вимірювального каналу слід обирати в тій частині спектру, де коефіцієнти поглинання карбокси- та метгемоглобіну сильно відрізняються від інших форм гемоглобіну. В якості опорного каналу обиратимемо довжину світла, при якій коефіцієнти поглинання однакові для різних форм гемоглобіну.

Для визначення концентрації метгемоглобіну можна обрати в якості опорного каналу довжину світла 660 нм (коефіцієнт поглинання метгемоглобіну та деоксигемоглобіну однакові), а в якості вимірювального – 840 нм (поглинання світла метгемоглобіном – більше, ніж в інших форм).

З тих же міркувань, можна обрати опорний канал для карбоксигемоглобіну з довжиною хвилі 550 нм, а в якості вимірювального – 840 нм. Однак визначення концентрації карбоксигемоглобіну матиме свою специфіку. На довжині хвилі 840 нм світло поглинається найменш інтенсивно, порівняно з іншими формами гемоглобіну. Тому чим більшою буде концентрація карбоксигемоглобіну, тим інтенсивнішим буде світло вимірювального каналу на виході з тіла. Це потрібно врахувати при математичній обробці даних пульсоксиметра.

При розробці програмного забезпечення пульсоксиметра також потрібно врахувати те, що зі зростанням концентрації дисгемоглобіну концентрація оксигемоглобіну зменшується.

Довжини хвиль 660 нм та 840 нм, що мають слугувати опорними та вимірювальними каналами для визначення концентрації дисгемоглобінів вже застосовуються в стандартних пульсоксиметрах. Тобто, потрібно ввести лише один додатковий канал 550 нм для підвищення точності пульсоксиметра.

Для практичної реалізації методу розробляється макет на основі програмованої системи на кристалі, в котрий закладено алгоритм та схеми вимірювання поглинання на чотирьох довжинах хвиль (вимірювання по кожному каналу рознесені в часі за рахунок комутації вхідних та вихідних кіл). В систему закладена також попередня обробка сигналів та температурна компенсація.

Висновки

В роботі змодельовано вплив дисгемоглобінів на результати показів пульсоксиметрії. Отримано графіки залежності величини відносної похибки вимірювання пульсоксиметрії від довжини хвилі вимірювального каналу при різних концентраціях карбокси- та метгемоглобіну. Встановлено, що зі збільшенням концентрації дисгемоглобіну зростає похибка вимірювання пульсоксиметра. Для зменшення впливу дисге-

моглобінів на результати пульсоксиметрії запропоновано ввести додаткові спектральні канали для визначення і компенсації концентрації дисгемоглобінів.

Література

1. Мосійчук В.С. Аналіз шляхів боротьби з артефактами при реєстрації пульсової хвилі фотоплетизмографічним методом / В. С. Мосійчук // Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2007. – №34. – С.133-137.
2. Sendak MJ, Harris AP, Donham RT. Accuracy of pulse oximetry during arterial oxygen desaturation in dogs. *Anesthesiology* 1988; 68:111-114.
3. Шурыгин И.А., «Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия» М.: "Издательство БИНОМ", 2000. - 301 с.
4. W.G.Zijstra, A.Buursma, and W.P.Meeuwse van der Roest. Absorption Spectra of Human Fetal and Adult Oxyhemoglobin, De-Oxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin. *CLIN.CHEM.*37/9 1991; 1633-1638.

*Национальный технический университет Украины
«Киевский политехнический институт»*