

СОВРЕМЕННЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ О ЗАКОНОМЕРНОСТЯХ И МЕХАНИЗМАХ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПРОБОЯ КЛЕТОК

О. Стриха, Е. Смольянинова, Е. Гордиенко

*Институт проблем криобиологии и криомедицины НАН Украины
ул. Переяславская, 23, Харьков 61015, Украина
e-mail: oksana.strikha@mail.ru*

В обзоре литературы изложены современные представления о явлении электрического пробоя клеточных мембран под действием внешнего электрического поля или собственного мембранного потенциала клеток. Рассмотрены закономерности этого явления и факторы, которые существенно влияют на него. Кратко описаны некоторые направления использования электричного пробоя биомембран в медицине и биологии.

Ключевые слова: электрический пробой биомембран, электропорация, электрослияние мембран, биотехнологии.

УДК 535.3-026

ФОТОДИСОЦІАЦІЯ МОЛЕКУЛ ОКСИ- ТА КАРБОКСИГЕМОГЛОБІНУ В АРТЕРІАЛЬНІЙ КРОВІ

С. Мамілов^{1*}, С. Єсьман¹, І. Глебова²

*¹Институт прикладних проблем фізики і біофізики НАН України
вул. Василя Степанченка, 3, Київ 03680, Україна
e-mail: tamilov@mail.ru*

*²Київський національний університет імені Тараса Шевченка
вул. Володимирська, 64/13, Київ 01601, Україна*

В роботі наведено результати досліджень взаємодії лазерного випромінювання з окси- та карбоксигемоглобіну. Показано, що під дією черезшкірного опромінювання відбувається процес фотодисоціації окси- та карбоксигемоглобіну. Досліджено залежність величини фотодисоціації від довжини хвилі падаючого випромінювання. Показано, що квантовий вихід лазерно стимульованої фотодисоціації карбоксигемоглобіну вищий ніж для оксигемоглобіну.

Ключові слова: фотодисоціація, лазерне випромінювання, оксигемоглобін, карбоксигемоглобін.

Фотохімію гемових протеїнів вивчали спочатку переважно методами спектроскопії видимого діапазону. З появою імпульсної лазерної спектроскопії та вдосконаленням спектроскопічної техніки почалися спроби вимірювати квантові виходи фотодисоціації різних комплексів гемоглобіну, однак отримані результати досить розбіжні. Так, виміряний у роботі [10] методом пікосекундної лазерної спектроскопії квантовий вихід фотолізу карбоксигемоглобіну (HbCO) становив 0,7, у той час як оксигемоглобіну (HbO₂) – 0,1. Дослідження на лазерних установках для імпульсної спектрометрії з роздільною здатністю у фемтосекундному діапазоні вимірювання, проведені в роботах [8, 11], показали, що квантові виходи для різних гемових протеїнів (гемоглобін, міоглобін) і різних лігандів (CO, O₂, NO) мало відрізняються один від одного і практично не залежать від температури та іонної сили розчину.

Кінетика процесу фотолізу може бути представлена у вигляді таких стадій: (1) перехід комплексу гемопротеїну з лігандом у збуджений стан; (2) фотодисоціація комплексу і поява спектра deoxyHb; (3) швидка релаксація (перехід збудженої молекули на основний енергетичний рівень); (4) повільна рекомбінація продуктів фотолізу (тобто реасоціація ліганду з гемом, що відокремився під дією випромінювання, але не встиг віддалитися). Процес повільної рекомбінації має різні характерні часи для різних лігандів: 0,1 мкс для HbCO і 1-3 нс для HbO₂. Відомо, що при фотодисоціації комплексів Hb відбуваються конформаційні зміни, як у гемі, так і в білковій глобулі. Перебудова гема при фотодисоціації HbCO описана в даних літератури [9]. Цей процес інтерпретують як "зсув атома заліза з площини гема" або як "куполоподібний вигин гема". При цьому гемове залізо переходить з низькоспінового стану у високоспіновий.

Серед великої кількості наукових даних [14, 17] (гемоглобін і його похідні, мабуть, найбільш вивчені моделі) у літературі практично відсутня інформація про зв'язок ефективності реакції фотодисоціації HbCO з довжиною хвилі діючого випромінювання. У відомих роботах вивчалася спектральна залежність лише кінетичних характеристик у спектрі поглинання розчину, однак залежність ефективності фотолізу HbCO від довжини хвилі діючого випромінювання не знайдена. Розгляд питання про використання фотолізу як методу детоксикації при отруєнні чадним газом потребує більш повного знання процесу фотодеструкції HbCO. Логічним є питання, чи існує залежність ефективності фотолізу від довжини хвилі діючого випромінювання, а також наскільки далеко можна зсунути у червону та ближню інфрачервону ділянку спектра діючого випромінювання, спостерігаючи при цьому дисоціацію комплексу.

Матеріали та методи

Для визначення відносної концентрації карбоксигемоглобіну в крові використовувався розроблений в Інституті прикладних проблем фізики і біофізики (ІППФБ) НАН України трихвильовий датчик, що працює в розсіяному назад світлі на базі стандартної пульсооксиметричної пари світлодіодів V97B ($\lambda_{\max}=660$ нм і 935 нм), світлодіода L- 53MGS ($\lambda_{\max}=568$ нм) і кремнієвого фотодіода BPW34. На рис. 1 наведено зовнішній трихвильовий датчик.



Рис. 1. Трихвильовий датчик для вимірювання відносної концентрації карбоксигемоглобіну.

Управління роботою датчиків, збір і передача даних забезпечуються вимірювальним блоком, сполученим з персональним комп'ютером, який здійснює обробку інформації, виведення її на екран монітора і збереження тренда сигналів на жорсткому накопичувачі.

Вимірювальний блок містить вхідний і вихідний тракти й мікроконтролер, який керує роботою обох трактів і забезпечує двосторонній обмін інформацією з ПК (персональний комп'ютер). Апаратна побудова вимірювального блоку дає змогу здійснювати запис до 8-ми незалежних сигналів.

Мікроконтролер управляє послідовністю подачі живлення на світлодіоди й опитування фотодіодів, забезпечує безперервність даних вимірювання, зберігаючи їх у внутрішній пам'яті блоку в ті періоди, коли ПК перериває обмін. Мікроконтролер являє собою мікропроцесорний блок, до складу якого входять мікропроцесор, оперативна пам'ять, постійна пам'ять, дешифратор, таймер, стабілізований кварцом тактовий генератор і порти введення-виведення.

Вхідний тракт вимірювального блоку складається з підсилювачів із ланцюгами узгодження з джерелом сигналів, комутатор входів, пристрій вибірки та зберігання сигналів і 16-розрядний аналого-цифровий перетворювач. Вхідний тракт працює з поділом каналів за

часом. Вихідний тракт включає в себе 10-розрядний цифро-аналоговий перетворювач, формувачі імпульсів і комутатори вихідних сигналів.

Режим роботи вимірювального блоку задається спеціальним програмним забезпеченням. Програмна оболонка дає операторові змогу задавати в ПК необхідні параметри роботи: вибір кількості світлодіодів і фотодіодів; послідовність включення вихідних сигналів (свічення світлодіодів).

Робочі параметри: тривалість імпульсів засвічення світлодіодів $\tau=160$ мкс. Частота повторення імпульсів – 348 Гц (період – 2,87 мс), струм через світлодіоди – регульований від 0 до 150 мА (при напрузі від 0 до 5 В).

Зареєстрований сигнал, модульований пульсовою хвилею крові, обробляється за методикою, запропонованою в [2] для визначення відношення коефіцієнтів модуляції на двох парах довжин хвиль. Використання модуляції світла пульсовою хвилею крові дозволило виключити вплив неппульсуючої компоненти (біотканин, венозна кров). Відносна концентрація карбоксигемоглобіну визначається як відношення концентрації карбоксигемоглобіну до суми концентрацій усіх компонент гемоглобіну в артеріальній крові [7, 4] і є функцією відношення коефіцієнтів модуляції на двох парах довжин хвиль.

Результати і їхнє обговорення

Для експериментального дослідження впливу зовнішнього випромінювання на сатурацію артеріальної крові SaO_2 і концентрації HbCO в крові *in vivo* було використано 15 джерел випромінювання (світлодіоди і лазерні діоди) у видимій та ближній ІЧ ділянці спектра з довжинами хвиль 405; 470; 505; 525; 568; 590; 605; 625; 635; 650; 660; 700; 780; 860 і 940 нм. Для кожного з джерел підбирали такий струм живлення, щоб, по можливості, забезпечити рівень випромінювання, який оцінювався вимірювачем середньої потужності й енергії лазерного випромінювання ИМО-2Н, близько 15 мВт. Відповідна густина потужності опромінення шкіри з урахуванням вихідної апертури джерел становить від 50 до 100 мВт/см². У ряді випадків для зменшення потужності використовували нейтральні світлофільтри із засвіченої та проявленої фотоплівки, вирізані за діаметром вихідного отвору джерела.

У першій серії експериментів світлодіоди або лазерні діоди вводили всередину трихвильового пульсоксиметричного датчика спереду таким чином, щоб опромінювалась нижня передня частина першої фаланги пальця і при цьому прямий світловий потік не потрапляв на поверхню фотоприймача. Відстань від зовнішнього джерела дії до фотоприймача становила близько 5 мм. Вимірювання проводили на пальцях помірних курців зі середнім вмістом карбоксигемоглобіну в крові від 4 до 6%. Для вивчення дії кожного з джерел було записано від 10 до 25 трихвильових наборів фотоплетизмограм за схемою: 30–

40 с без випромінювання, 30–40 с при ввімкненому випромінюванні та 30–40 с без випромінювання.

Приклади динаміки змін сигналів трихвильового датчика і обчислених SaO_2 і HbCO під дією випромінювання різних довжин хвиль на першу фалангу пальця представлено на рис. 2–4.

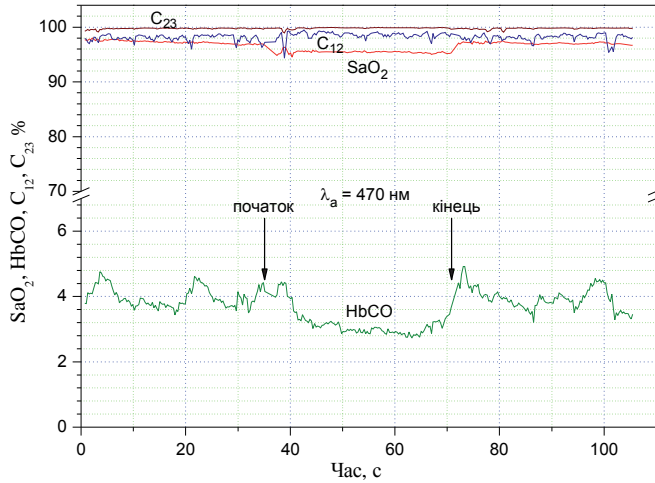


Рис. 2. Дія випромінювання LED L-7113PBC-H (470 нм, 18 мВт) на SaO_2 і HbCO . C_{12} і C_{23} – коефіцієнти кореляції сигналів λ_1 (568 нм) і λ_2 (660 нм) та λ_2 і λ_3 (935 нм).

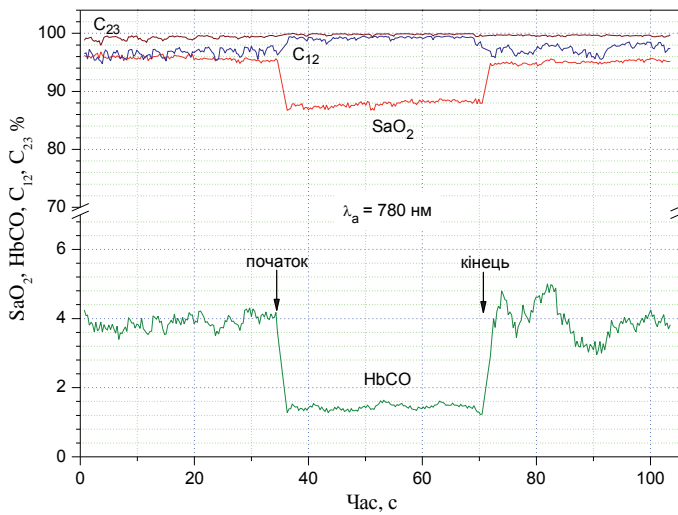


Рис. 3. Дія випромінювання LD HLDH-780-A-90-01 (780 нм, 15 мВт) на SaO_2 і HbCO . C_{12} і C_{23} – коефіцієнти кореляції сигналів λ_1 (568 нм) і λ_2 (660 нм) та λ_2 і λ_3 (935 нм).

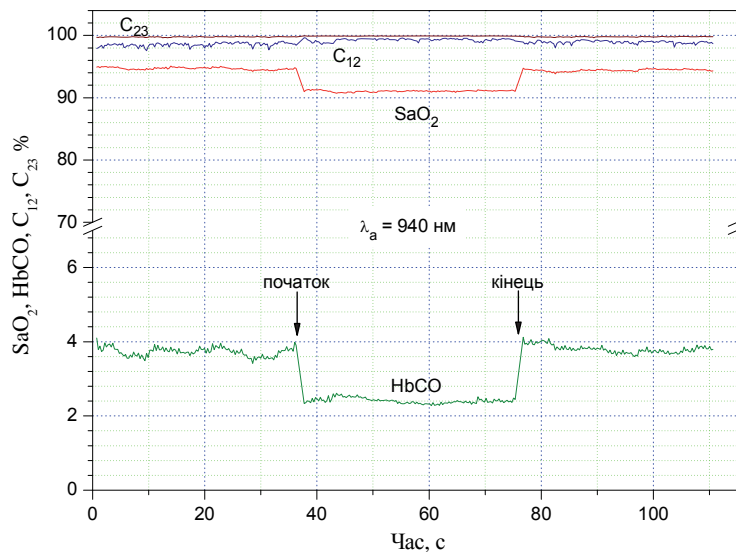
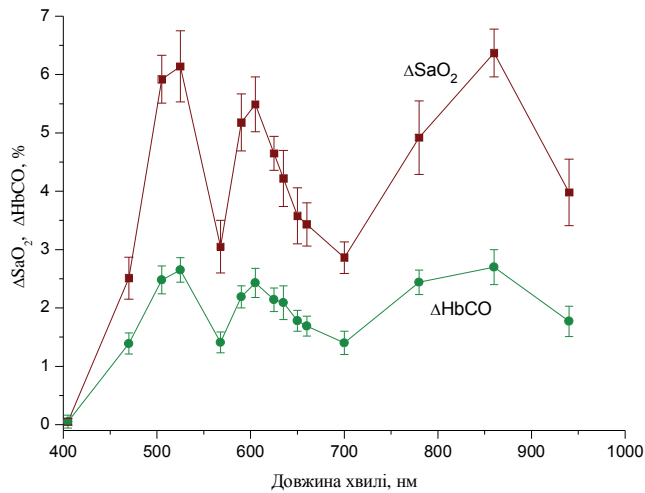
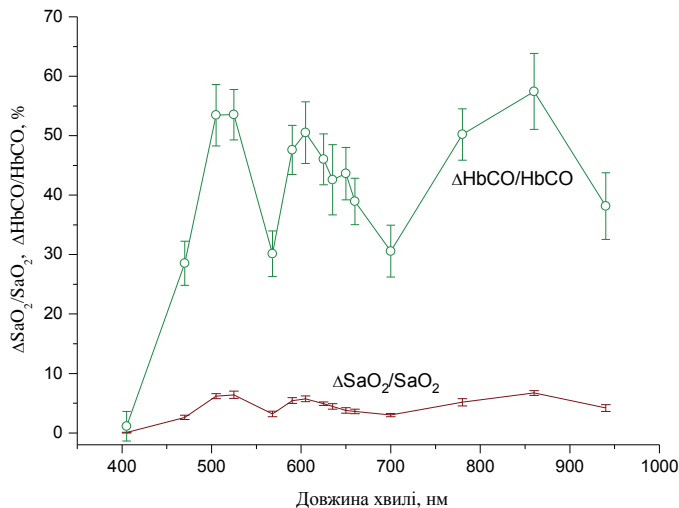


Рис. 4. Дія випромінювання LED L-53F3C (940 нм, 14 мВт) на SaO_2 і HbCO . C_{12} і C_{23} – коефіцієнти кореляції сигналів λ_1 (568 нм) і λ_2 (660 нм) та λ_2 і λ_3 (935 нм).

За кожним графіком динаміки змін відносних концентрацій окси- та карбоксигемоглобіну обчислювали середні значення SaO_2 і HbCO на інтервалах без опромінення і під час опромінення. Отримані значення статистично обробляли з використанням відповідного пакету програми Origin 7.5 та обчислювали похибки значень для вірогідності $p=0,95$. За даними статистичної обробки результатів вимірювань для всіх джерел отримано значення відносних концентрацій окси- і карбоксигемоглобіну без опромінення і під час опромінення 1-ї фаланги пальця залежно від довжини хвилі зовнішнього джерела (рис. 5).

Оскільки середні значення SaO_2 і HbCO без опромінення для серій експериментів з різними довжинами хвиль трохи відрізняються, логічно привести величину ефекту до початкових значень. На рис. 6 наведені відносні значення змін SaO_2 і HbCO – $\Delta\text{SaO}_2/\text{SaO}_2$ і $\Delta\text{HbCO}/\text{HbCO}$ при опроміненні у процентному відношенні.

Рис. 5. Абсолютні зміни ΔSaO_2 і $\Delta HbCO$ при опроміненні 1-ї фаланги пальця (спектр дії).Рис. 6. Відносне падіння SaO_2 і $HbCO$ при опроміненні 1-ї фаланги пальця.

На спектрі спостерігаються два максимуми у видимій ділянці спектра (в ділянці 520 і 600 нм) і більш широкий максимум у ближній ІЧ ділянці (860 нм). У видимій ділянці падіння SaO_2 досягає 6,1%, а $HbCO$ – 2,6%, у ближній ІЧ ділянці – 6,4% і 2,7% відповідно. При цьому слід зазначити, що падіння SaO_2 відбувається на фоні 95%, а $HbCO$ – на фоні 5%, тобто фотолізу зазнають ~5% молекул оксигемоглобіну і ~50% молекул карбоксигемоглобіну. Даний факт свідчить про те, що в умовах *in vivo* квантовий вихід фотодисоціації карбоксигемоглобіну на порядок вищий, ніж оксигемоглобіну.

Один із механізмів ефекту фотодисоціації $HbCO$ може бути пояснений виходячи з рис. 7, що базується на висновках роботи [9]. В основному стані (GS) атомарної групи Fe-CO

зв'язуюча ВЗМО (верхня зайнята молекулярна орбіталь) утворена в результаті змішання зв'язуючої π -орбіталі порфіринового кільця та гібридизованої пари з розпушуючої зовнішньої π -орбіталі CO і d_{z^2} -орбіталі атома Fe.

Першим після основного стійким станом групи Fe-CO вважається так званий Q-стан (НВМО – нижня вільна молекулярна орбіталь). У ньому зв'язок атомів підтримується лише змішанням (π^* CO-dFe), тому що при поглинанні енергії з довжиною хвилі 570 нм електрон прог-орбіталі переходить на π^* -орбіталь порфірину і не бере участь у зв'язку з центральним атомом Fe. Відбувається так званий перенос заряду Fe-Por [12]. У цьому стані рівноважна відстань Fe-CO дещо збільшується. Після цього система Fe-CO може безвипромінювально перейти в нестійкий стан (RS), у якому гібридизована (π^* CO-dFe)-молекулярна орбіталь вже є розпушуючою. Однак перехрещування потенціальних кривих електронних станів QS і RS припадає на відстань Fe-CO приблизно 1,96 Å. Подолання цього бар'єру висотою 0,2 еВ відбувається завдяки коливанням зв'язку з частотою 480 cm^{-1} , тобто згідно з [12] через приблизно 50 фс після Q-переходу; потім атоми розходяться.

Очевидно, що ймовірність дисоціації прямо зв'язана з ймовірністю заселення Q-стану, тобто з ймовірністю Q-переходу. У свою чергу, ймовірність цього переходу прямо залежить від населеності нижнього електронно-коливального стану системи.

Відомо, що у спектрі гема відсутня оберտальна структура. Коливальні рухи також складні настільки, що в безструктурних смугах електронного поглинання не розділюються. Однак на даний час чітко показані характерні рухи окремих груп у комплексі, в тому числі й зв'язку Fe-CO [16].

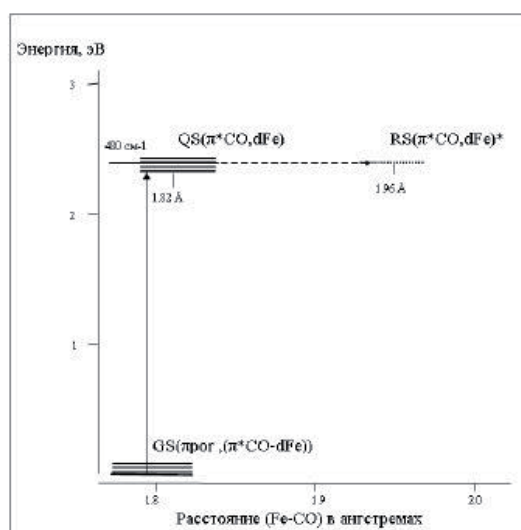


Рис. 7. Енергетична схема початкового етапу дисоціації комплексу гем-СО [16]. GS – основний стан, QS – перший збуджений, RS – нестійкий (repulsive) стан.

Будемо вважати, що для групи Fe-CO у гемі Нв енергетична структура, принаймні, кількох перших електронно-коливальних станів схожа з такою структурою для вільної двохатомної молекули. При цьому відстані між коливальними підрівнями у групи Fe-CO малі, але розділені між собою.

Зрозуміло, що лівіше максимуму кривої ефективності дисоціації (при менших довжинах хвиль) реакція можлива, тому що можливий і перехід з будь-якого заселеного коливального підрівня системи основного електронного стану (GS) на доступний коливально-обертальний підрівень Q-стану. При менших довжинах хвиль дисоціація має місце [3], мабуть, завдяки тому, що система має шляхи релаксації з розташованих вище збуджених станів у Q-стан. Це означає, що, наприклад, поглинання в ділянці смуги Core, що відповідає чисто порфіриновому π^* - π переходу, приводить до такої зміни геометрії електронної густини в комплексі, що стає можливим процес переносу заряду з Fe на порфірин, і система може перейти в Q-стан.

Переважає більшість відомих робіт, присвячених дослідженню динаміки процесів фотодисоціації карбоксигемоглобіну, виконана з використанням джерел випромінювання з довжинами хвиль у ділянці 430 нм (смуга Core), 530 і 570 нм (β і α -смуги поглинання HbCO відповідно) і невідомі дані досліджень фотодисоціації HbCO у ближній ІЧ ділянці спектра. В роботі [15] для дослідження структури карбоксиміоглобіну в кристалічному стані до і після фотодисоціації використовувався лазерний діод із довжиною хвилі на краю червоної ділянки – 690 нм, з посиланням на те, що квантова ефективність фотодисоціації навіть у цій ділянці близька до одиниці.

У ряді експериментальних і теоретичних робіт визначали значення енергії зв'язку Fe-CO в молекулах карбоксигемоглобіну. Вважається що енергія дисоціації HbCO становить близько 20 ккал/моль [13]. Вказаній енергії дисоціації (в перерахунку на одну молекулу) відповідає енергія фотона з довжиною хвилі приблизно 1,4 мкм, тобто в ближній ІЧ ділянці спектра. З вищесказаного випливає, що фотодисоціацію карбоксигемоглобіну здатне викликати і випромінювання ближнього ІЧ діапазону (в ділянці 700–950 нм), незважаючи на низький коефіцієнт поглинання HbCO у цій ділянці.

При розгляді отриманих у даній роботі спектрів дії випромінювання необхідно враховувати особливості розповсюдження світла вглиб тканини. Світло видимого діапазону від синьої (400–470 нм) до жовтої (600 нм) ділянки спектра має невелику глибину проникнення у тканину (приблизно від 1 до 5 мм залежно від близькості смуг поглинання оксигемоглобіну і меланіну) та характеризується значним розсіянням, що зростає зі зменшенням довжини хвилі. Світло червоної і особливо ближньої ІЧ ділянки значно глибше проникає у м'які тканини (до одиниць і десятків сантиметрів відповідно). Тому опромінення

в ділянці 525 нм (а також і 568 нм), яке може бути найбільш ефективним у тонких шарах крові, з точки зору фотодеструкції НbCO в реальних умовах *in vivo* може бути ефективним лиш у неглибоких (кілька мм) приповерхневих шарах шкіри.

Серед можливих механізмів дії випромінювання ближньої ІЧ ділянки слід розглядати і термодинамічну модель, у якій як пусковий механізм розглядається локальне нагрівання крові або тканини в зоні поглинання світлового випромінювання. Гіпотеза про локальний розігрів, обговорювана дотепер [5], ґрунтується на процесі релаксації частини поглиненого лазерного випромінювання в тепло, що викликає локальне підвищення температури біотканини. Як показали результати прямих вимірювань [1], максимальна зміна температури крові людини в напрямку поширення пучка He-Ne-лазера з густиною потужності 200 мВт/см² досягала ~0.5°C при тривалості опромінення 25 хв. Наведені в [1] експериментальні результати задовільно узгоджуються з теоретичними оцінками. Відзначимо, що підвищення температури крові зменшує спорідненість гемоглобіну до кисню і збільшує парціальний тиск кисню P_{O₂}. На кожний градус підвищення температури тиск P_{CO₂} збільшується на 4%, P_{O₂} – на 6%, оскільки, відповідно до оцінок [6], $\Delta \log P_{O_2} = 0,031 T$ (°C). Таким чином, температура впливає на взаємодію гемоглобіну з лігандами, полегшуючи постачання органів і тканин киснем при гіпертермії. Проблема локального нагрівання крові в умовах створюваного пучком випромінювання градієнта температур потребує подальшого вивчення.

У роботі методом СО-пульсоксиметрії показано, що зовнішнє випромінювання видимого та ближнього інфрачервоного діапазону викликає падіння концентрацій окси- та карбоксигемоглобіну (SaO₂ і НbCO) крові в умовах *in vivo*. Ефект має місце під час опромінення з густиною потужності від 50 до 100 мВт/см²; після закінчення опромінення SaO₂ і НbCO повертаються до початкових значень. Величина падіння відносних концентрацій окси- та карбоксигемоглобіну залежить від довжини хвилі та глибини проникнення світла всередину тканини. Отримано спектри дії випромінювання видимої та ближньої ІЧ ділянки на вміст окси- та карбоксигемоглобіну крові при опроміненні першої та другої фаланг пальця (відстань від джерела випромінювання до фотоприймача пульсоксиметричного датчика відповідно близько 5 і 12 мм) помірних курців зі середнім вмістом НbCO від 4 до 6%. У тонких поверхневих шарах шкіри (до 5 мм) ефект падіння концентрацій НbO₂ і НbCO максимальний при опроміненні в зеленій ділянці спектра. В ділянці 525 нм падіння SaO₂ досягає 5% і НbCO – 2,5% при початкових рівнях 95 і 5% відповідно. Результати роботи підтверджують можливість використання примусової фотодеструкції карбоксигемоглобіну у комплексних методах лікування отруєння чадним газом.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Букатый В. И., Павлова Я. В., Сакович С. И., Устинова Г. Г. Взаимодействие низкоинтенсивного лазерного излучения с кровью человека // Биомед. технологии и радиоэлектроника. 2005. № 1. С. 46–57.
2. Кравченко В.Й., Мінов О.М, Мамілов С.О., Плаксії Ю.С. Патент України 31291А “Спосіб визначення сатурації крові киснем”, пріоритет 29.07.98.
3. Кузьмин В. В., Салмин В. В., Салмина А. Б., Проворов А. С. Изучение зависимости эффективности фотодиссоциации карбоксигемоглобина от длины волны фотолизирующего излучения // Вестн. КрасГУ. 2006. С. 40–45.
4. Мамілов С.О., Плаксії Ю.С., Єсьман С.С. Патент України № 89354. Спосіб визначення відносної концентрації карбоксигемоглобіну в артеріальній крові. Бюл. №2/2010.
5. Москвин С. В., Буйлин В. А. Основы лазерной терапии. М.; Тверь: Триада, 2006. С.141-167.
6. Рябов Г. А. Гипоксия критических состояний. М.: Медицина, 1988. С. 57-63.
7. Asimov M. M., Rubinov A. N., Asimov R. M. et al. Novel laser-optical technology of blood carboxyhemoglobin photodecomposition and elimination of carbon monoxide poisoning effect // Laser and Laser Information Technologies - ILLA'2009X: Intern. Conf. Section 5. P. 381–388.
8. Burmester T., Welch B., Reinhardt S., Hankeln T. A vertebrate globin expressed in the brain // Nature. 2000. Vol. 407. P. 520–523.
9. Dunietz B. D., Drew A., Head-Gordon M. Initial step of the photodissociation of the CO ligated heme group // J. Phys. Chem. B. 2003. Vol. 107. P. 5623–5629.
10. Egan W. J., Brewer W. E., Morgan S. L. Measurement of carboxyhemoglobin in forensic blood samples using UV-visible spectrometry and improved principal component regression // Appl. Spectroscopy. 1999. Vol. 53. P. 218–225.
11. Fierro M. Carbon monoxide (CO) / Air Updates. Health professional pages. 2001. P. 1–11.
12. Franzen S., Kiger L., Poyart C. Heme Photolysis Occurs by Ultrafast Excited State Metal to ring Charge Transfer // Bioph. J. 2001. Vol. 80. P. 2327–2385.
13. Greene B. I., Hochstrasser R. M., Weisman R. B., Eaton W. A. Spectroscopic studies of oxy- and carbonmonoxyhemoglobin after pulsed optical excitation // Proc. Natl. Acad. Sci. USA. 1978. Vol. 75. N 11. P. 5255–5259.
14. Hamdanet D., Kigert L., Dewilde S. et al. The redox state of the cell regulates the ligand binding affinity of human neuroglobin and cytoglobin // J. Biol. Chem. 2003. Vol. 278. P. 61713–61721.
15. Hartmann H., S. Zinser S., Komminos P. et al. X-ray structure determination of a metastable

- state of carbonmonoxy myoglobin after photodissociation // Proc. Natl. Acad. Sci. USA. Biophysics. 1996. Vol. 93. P. 7013–7016.
16. *Rovira C.* The structure and dynamics of the Fe–CO bond in myoglobin // J. Phys.: Condens. Matter. 2003. Vol. 15. P. 1809–1822.
17. *Von Burg R.* Toxicology Update // J. Appl. Toxicology. 1999. Vol. 19. P. 379–386.

Стаття: надійшла до редакції 12.05.14

доопрацьована 20.09.14

прийнята до друку 22.09.14

PHOTODISSOCIATION OF MOLECULES OXY AND CARBOXYHEMOGLOBIN IN THE ARTERIAL BLOOD

S. Mamilov¹, S. Esman¹, I. Glebova²

¹Institute of Applied Problems of Physics and Biophysics, NAS of Ukraine

3, Vasyl Stepanchenko St., Kyiv 03680, Ukraine

e-mail: mamilov@mail.ru

²Taras Shevchenko National University of Kyiv

64/13, Volodymyrska St., Kyiv 01601, Ukraine

The paper studies the interaction of laser radiation with oxy and carboxyhemoglobin. It is shown that the impact of percutaneous irradiation is the process photodissociation oxy and carboxyhemoglobin. The dependence of the magnitude photodissociation the wavelength of the incident radiation. It is shown that the quantum yield of laser induced photodissociation carboxyhemoglobin than for oxyhemoglobin.

Keywords: photodissociation, laser radiation, oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin.

ФОТОДИССОЦІАЦІЯ МОЛЕКУЛ ОКСИ- И КАРБОКСИГЕМОГЛОБИНА В АРТЕРИАЛЬНОЙ КРОВИ

С. Мамилов¹, С. Есман¹, И. Глебова²

¹*Институт прикладных проблем физики и биофизики НАН Украины*

ул. Василя Степанченка, 3, Киев 03680, Украина

e-mail: tamilov@mail.ru

²*Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко*

ул. Владимирская, 64/13, Киев 01601, Украина

В работе приведены результаты исследований взаимодействия лазерного излучения с окси и карбоксигемоглобина. Показано, что под действием чрескожного облучения происходит процесс фотодиссоциации окси- и карбоксигемоглобина. Исследована зависимость величины фотодиссоциации от длины волны падающего излучения. Показано, что квантовый выход лазеростимулированной фотодиссоциации карбоксигемоглобина выше чем для оксигемоглобина.

Ключевые слова: фотодиссоциация, лазерное излучение, оксигемоглобин, карбоксигемоглобин.

УДК 577.352.4

АКТИВНІСТЬ Ca^{2+} , Mg^{2+} -АТРази ПЛАЗМАТИЧНОЇ МЕМБРАНИ ГЛАДЕНЬКОМ`ЯЗОВИХ КЛІТИН СЕЛЕКТИВНО ПРИГНІЧУЄТЬСЯ КАЛІКС[4]АРЕНОМ С-90

Т. Векліч*, О. Шкрабак, Ю. Мазур

Институт біохімії імені О.В. Палладіна НАН України

вул. Леонтовича, 9, Київ 01601, Україна

e-mail: kinet@biochem.kiev.ua

В експериментах, виконаних на суспензії плазматичних мембран клітин міометрія, оброблених 0,1% розчином дигітоніну, досліджували дію калікс[4]арену С-90 (5,11,17,23-тетра(трифтор)метил(фенілсульфоніліміно)-метиламіно-25,26,27,28-петрапропосікалікс[4]арен) на Ca^{2+} , Mg^{2+} -АТРазну активність. Калікс[4]арен С-90