

11. Сеченов И.М. Избранные произведения. Т. II. Физиология нервной системы. – М.: АН СССР, 1956. – 944 с.

12. Титарь В.П. Нелинейная модель физиологической оптики // Сучасні проблеми науки і освіти: Матеріали конференції (Одеса, 26.04–05.05.2013). – Харків, 2013. – С. 136–140.

13. Титарь В.П. Оптические синтезированные апертуры в голографических телевизионных системах // Вісник Харківського національного університету. Серія: Радіофізика та електроніка. – 2011. – Вип.18, № 966. – С. 56–67.

14. Титарь В.П. Проблемы создания голографической телевизионной системы / В.П.Титарь, Т.В.Богданова // Радиоэлектроника и информатика. – 1999. – №2. – С. 38–42.

НОВЫЕ МЕТОДИКИ ФИЗИОДИАГНОСТИКИ ДЛЯ ВЕРИФИКАЦИИ ДЕЙСТВИЯ СВЕТОВЫХ ЛЕЧЕБНЫХ ФАКТОРОВ НА ОРГАНИЗМ

Тондий Л.Д., *Журавлев В.А., *Макаревич В.С., ***Колупаева Т.В., **Зависиступ Ю.В.

Харьковская медицинская академия последипломного образования;

*Клинический санаторий «Роща» ЗАО «Укрпрофздравницы»;

**Харьковский национальный университет радиоэлектроники;

***Харьковский национальный университет им. В.Н.Каразина

Разработка, внедрение и использование новых методик светолечения, при которых клинический эффект реализуется путем чрескожного (экстраокулярного) воздействия с очень малыми энергиями излучения, способствовали поиску средств диагностики, способных засвидетельствовать при этом проявление физиологического ответа организма. Такие средства верификации позволяли бы определять оптимальные лечебные дозы светового воздействия, создавать эффективные лечебные методики.

Сегодня, когда в медицину внедряется светотерапия низкоинтенсивным излучением светодиодов и аппаратов поляризованного света с небольшой излучающей поверхностью, применение такой верификации способствовало бы созданию экономически выгодной и одновременно высокоэффективной лечебной фотоаппаратуры.

Для решения поставленной задачи предлагается использовать три методики, предложенные учеными харьковских научно-исследовательских, учебных и лечебно-профилактических учреждений.

Определение биологического возраста человека путем регистрации микротока. В методике используется прибор для измерения силы тока в тканях человека. Величина микротока зависит от степени ограничения способности организма поддерживать водно-электролитный баланс. Полученные при обследовании пациентов результаты сравниваются с данными таблицы возрастных показателей у практически здоровых лиц.

Метод ауроскопии вокруг пальца с использованием электростатического эффекта. Локализация патологического процесса определяется по системе П.Манделя, разработанной для Кирлиан-диагностики.

Локальная термометрия облученного светом участка кожи посредством пленочных термоиндикаторов Института монокристаллов (г. Харьков), позволяющих определять температуру кожи с чувствительностью до десятых долей градуса по изменению цвета пленки.

МОЖЛИВОСТІ МОНІТОРИНГУ ОКСИГЕНАЦІЇ ПУХЛИННОЇ ТКАНИНИ МЕТОДОМ СПЕКТРОСКОПІЇ ЗВОРОТНЬОГО ДИФУЗНОГО ВІДБИТТЯ СВІТЛА

Чепурна О.М., *Штонь І.О., **Войцехович В.С., Холін В.В., ***Павлов С.В.

ПМВП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси, Україна;

*Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології імені Р.Є.Кавецького НАН України, м. Київ, Україна;

**Інститут фізики НАН України, м. Київ, Україна;

***Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

Проблема. Метод фотодинамічної терапії (ФДТ) пухлин полягає у введенні в організм фотосенсибілізатора (ФС), у його вибіркового накопиченні у пухлині та опроміненні останньої світлом (переважно лазерним) з довжиною хвилі, що відповідає піку максимального поглинання ФС. Внаслідок опромінення молекули ФС переходять у збуджений стан та передають частину енергії молекулярному кисню, що перетворюється із свого звичайного триплетного стану в збуджений синглетний. Синглетний кисень є токсичним для тканин і пошкоджує пухлину. Наявність молекулярного кисню в зоні опромінення є однією з обов'язкових умов для успішного проведення ФДТ. Тому відстеження динаміки рівня кисню в пухлині важливе для ефективного використання ФС та потужності лазерного випромінювання.

Метод. Одним із методів визначення рівня насичення тканин киснем є реєстрація відносного вмісту оксигемоглобіну за допомогою спектроскопії зворотного дифузного відбиття світла. Він базується на зниженні відносно величини інтенсивності зворотного розсіяння оксигемоглобіну на довжині хвилі 635 нм при підвищенні концентрації дезоксигемоглобіну в тканині. Використання волоконно-оптичних датчиків дає можливість зручно проводити вимірювання сатурації для поверхневих та внутрішньочеревних пухлин. Спектрометр на основі матриці з зарядовим зв'язком, який реєструє відбиті сигнали, має високу швидкість та чутливість, що дозволяє в режимі реального часу оцінити динаміку зміни оксигенації пухлини. Наявність достатньої концентрації кисню є критичною при проведенні ФДТ, тому діагностика його рівня в тканинах з корекцією режиму опромінення підвищить ефективність лікування.

У якості опорної було обрано ізобестичну точку на довжині хвилі 805 нм, при якій коефіцієнти поглинання дезоксигемоглобіну й оксигемоглобіну є однаковими. У якості основної довжини хвилі, на якій проводили вимірювання, обрано 635 нм, для якої коефіцієнти поглинання дезоксигемоглобіну й оксигемоглобіну максимально відрізняються. Це дозволяє розрахувати сатурацію крові киснем (SaO₂), що відповідає відношенню концентрації оксигемоглобіну до загального вмісту гемоглобіну і виражається у відсотках (1):

$$SaO_2 = [HbO_2 / (HbO_2 + Hb)] \times 100\%, \quad (1)$$

де HbO₂ – молярна концентрація оксигемоглобіну; Hb – концентрація дезоксигемоглобіну.

Структурна реалізація. Схема експериментальної установки зображена на рис. 1. Випромінювання напівпровідникових лазерів (1) фокусувалось на торець передавального світловоду (2), по якому опромінювали біологічний об'єкт (3). Світло проходило крізь тканини та, зазнаючи відбиття і розсіювання, поступало на приймальний світловод (4). У роботі використовували кварцові світловоди з діаметром внутрішньої жили волокна 400 мкм. Приймальний та передавальний світловоди знаходились в безпосередньому контакті із вибраною зоною опромінення або розташовувались на невеликій відстані від неї (1 мм), щоб запобігти впливу на її оптичні властивості внаслідок надавлення. При цьому, оскільки відстань між світловодами була більше 3 мм (в нашому випадку від 4 до 8 мм), френелівське відбиття світла від тканин не реєструвалось. Враховуючи числову апертуру волокна (NA= 0,32), можна що лазерне випромінювання виходить з дистального кінця світловоду із розкриттям променів 37,2°. Тому відстань між волокнами дозволяє також запобігти прямого (без проходження через тканини) попадання лазерного випромінювання від передавального світловоду до приймального. Із останнього світло потрапляло на спектрометр (5) типу Ocean Optics USB 4000 (USA), який керувався комп'ютером (6) через USB-інтерфейс.

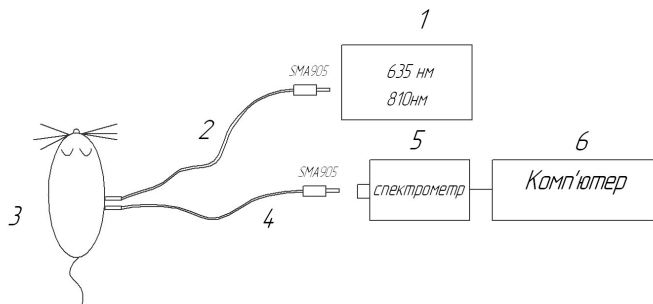


Рис. 1. Схема експериментальної установки для вимірювання спектра зворотнього дифузного відбиття тканин *in vivo*: 1 - напівпровідникові лазери з довжиною хвилі випромінювання 635 та 810 нм; 2 – передавальний світловод; 3 – об'єкт дослідження; 4 - приймальний світловод; 5 - спектрометр; 6 – персональний комп'ютер

Результати експериментів. Нами була проведена серія експериментів на мишах лінії C₅₇Bl/6 з перещепленою в подушечку задньої кінцівки або внутрішньошкірно в область спини карциномою легень Льюїс. В якості ФС використовували препарат «Фотолон», який вводили тваринам внутрішньовенно у концентрації 10 мг/кг. ФДТ проводили напівпровідниковим лазером (ПМВП «Фотоніка-Плюс», Черкаси) з наступними параметрами випромінювання: довжина хвилі – 660 нм, щільність потужності – 100 мВт/см², час опромінення – 300 сек.

На рис. 2 наведено динаміку сатурації (SaO₂) в мікроциркуляторному руслі шкіри миші до та після ФДТ. Низький рівень сатурації одразу після терапії зумовлений, з одного боку, утилізацією кисню в фотохімічних реакціях, а з іншого боку – пошкодженням капілярів внаслідок ФДТ. Таким чином, ФДТ призводить до зменшення рівня оксигенації тканин, а при достатньо високих дозах – і до незворотніх ефектів.

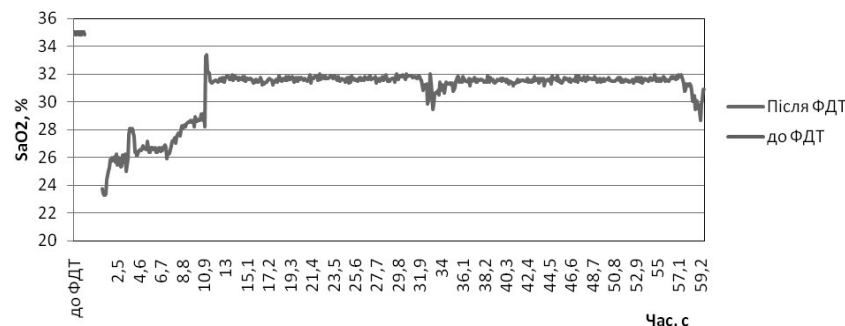


Рис.2. Типова динаміка сатурації киснем карциноми легень Льюїс до ФДТ та одразу після проведення процедури

Незначні відхилення сигналу після його стабілізації обумовлені просторово-часовими коливаннями мікроциркуляції крові. Інколи такі осциляції в деякій мірі маскують реальний ефект впливу ФДТ на тканини, особливо при малих щільностях потужності випромінювання.

Висновки. Досліджено можливість моніторингу оксигенації пухлинної тканини за допомогою реєстрації спектрів відбиття окси- і дезоксигемоглобіну. Використовуючи дану систему, планується оцінювати швидкість відновлення молекулярного кисню та визначати оптимальний час для повторного опромінення зони пухлини. Даний метод також допоможе оцінити ефективність ФДТ, рівень пошкодження судин та ступінь оксигенації пухлини.