

ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКТРІВ ФОТОЛЮМІНЕСЦЕНЦІЇ БІОЛОГІЧНИХ РІДИН

**М.М. Чаварга, Л.Л. Шимон, С.А. Євдокимов, О.М. Ганич,
М.М. Ганич, Л.А. Коцюбняк.**

Ужгородський національний університет. Фізичний факультет, кафедра квантової електроніки. НДІ фітотерапії УжНУ.

Створено автоматизовану експериментальну установку для дослідження спектрів фотолюмінесценції біологічних рідин в діапазоні 300-600 нм. Збудження люмінесценції здійснюється свіченням неперервного спектру (168-280 нм) газорозрядної дейтерієвої лампи ДДС-30. Удосконалено методику досліджень люмінесцентних спектрів рідин. Показано, що люмінесцентний аналіз біологічних рідин людини є перспективним методом діагностики стану здоров'я.

1. Вступ

В медичній практиці для діагностичних цілей застосовують фотолюмінесценцію як простий, доступний і ефективний метод, але при цьому досліджують не власну люмінесценцію молекул біологічних рідин або тканин, а люмінесценцію спеціальних препаратів (люмінофорів), які ефективно люмінесцують і мають властивість після введення їх в організм накопичуватись в тканинах з тією чи іншою патологією. При опроміненні таких тканин ультрафіолетовим світлом внаслідок ефективного збудження люмінофорів тканини з патологічними змінами можна спостерігати візуально. Цей спосіб виявлення вражених тканин знайшов широке застосування в хірургії.

Що стосується власної люмінесценції біологічних рідин, то її дослідження стало можливим тільки в останні десятиріччя завдяки розвитку техніки реєстрації надслабких світлових потоків, оскільки ефективність збудження власної люмінесценції молекул біологічних рідин на декілька порядків менша ніж люмінофорів. Наші дослідження проводились на технічній базі кафедри квантової електроніки фізичного факультету співробітниками кафедри квантової електроніки та НДІ фітотерапії в рамках програми міжфакультетської наукової співпраці.

2. Техніка експерименту

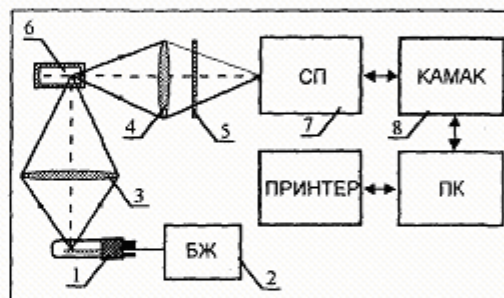


Рис. 1. Блок-схема експериментальної установки

1 – джерело збуджуючого світла (газорозрядна дейтерієва лампа ДДС-30), 2 – блок живлення лампи, 3,4 – конденсорні лінзи, 5 – смуговий світлофільтр, 6 – кювета з досліджуваною рідиною, 7 – спектральний прилад, монохроматор МСД-1, 8 – інтерфейс КАМАК, ПК – персональний комп'ютер.

Будь-яка експериментальна установка для дослідження спектрів фотолюмінесценції рідин повинна мати джерело збуджуючих фотонів, кювету для досліджуваної рідини і систему для спектрального аналізу люмінесцентного свічення. Блок-схема експериментальної установки показана на рисунку 1. В наших дослідженнях збуджуюче світло від

дейтерієвої дугової лампи 1 збірною лінзою 3 концентрується в кювету 6 з рідиною. Люмінесцентне свічення спостерігається під кутом 90° до напрямку збуджуючого і лінзою 4 направляється на вхідну щілину спектрального приладу 7. Спектральний прилад призначений для роботи в діапазоні 200-800 нм, має дифракційну ґратку з 1200 штр/мм, забезпечує обернену лінійну дисперсію 4,7 нм/мм. Розгортка в спектр здійснюється за допомогою крокового двигуна з кроком сканування 1 нм. Реєстрація світлового потоку здійснюється за допомогою фотоелектронного помножувача ФЭУ-106 в режимі підрахунку окремих фотоелектронних імпульсів.

Керування спектральним приладом і установкою в цілому здійснюється персональним комп'ютером. Результати вимірів виводяться на монітор і можуть бути роздруковані на принтері у вигляді люмінесцентного спектру (в більшості випадків від 300 до 600 нм) з кроком сканування 1 нм – всього 300 точок. Тривалість виміру в кожній точці задається перед початком вимірів, в більшості випадків вона становила 0,1 с. Повна тривалість виміру одного спектру складає ~10 хвилин, включаючи промивку і завантаження кювети, встановлення спектрального приладу на початкову довжину хвилі, запис і роздрук спектру.

В спектральних дослідженнях, в яких здійснюється реєстрація світлових потоків незначної інтенсивності, завжди існує проблема, пов'язана з нестабільністю роботи установки, яка обмежує точність проведення вимірів. Можна вказати на такі основні причини цієї проблеми: а) – нестабільність роботи джерела світла, б) – нестабільність роботи приймача світла (фотоелектронного помножувача) і системи реєстрації фотоелектронних імпульсів в цілому. Для того, щоб можна було коректно контролювати роботу установки в цілому (від джерела збуджуючого випромінювання до програмного забезпечення), інтенсивності в спектрах потрібно калібрувати через оптично стабільний об'єкт, молекули

якого не розпадаються під дією збуджуючого світла, і який має люмінесцентні емісії у відповідному спектральному діапазоні. Відносно хорошим об'єктом для цієї мети є звичайне касторове масло, яке має люмінесцентні смуги майже посередині досліджуваного нами спектрального діапазону, причому інтенсивність цих емісій по порядку величини така ж як і в емісії досліджуваних нами біологічних рідин. При будь-яких змінах в установці (заміна ФЕП або спектральної лампи, тощо) роботу апаратури можна легко проконтролювати шляхом запису люмінесцентного спектру контрольної рідини (рис.2., 1).

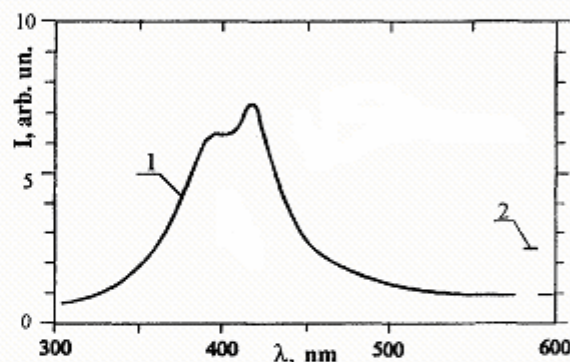


Рис. 2

1 – спектр касторового масла, 2 – опорний сигнал.

Для поточного контролю роботи вузлів установки, в монохроматорі укріплено світлодіод, який живиться високостабілізованим джерелом напруги і вмикається на короткий час (0,5 с) в кінці вимірів кожного спектру. При цьому випромінювання світлодіода потрапляє через вихідну щілину монохроматора на фотокатод ФЕП і реєструється у вигляді короткого сигналу на фоні люмінесцентної емісії (рис.2.,2). При такій процедурі контролюється і документується робота установки (за винятком джерела збуджуючого випромінювання) під час дослідження кожної проби.

Основною характеристикою спектральних емісій є їх інтенсивність в

максимумі, оскільки вона пропорційна концентрації люмінесцюючих молекул. Важливою є також інформація про положення максимуму емісії на шкалі довжин хвиль (λ_{\max}), про ширину емісії на напіввисоті ($\Delta\lambda$), початок і кінець емісії (λ_n , λ_k), (рис.3). Якщо широка емісія обумовлена люмінесценцією декількох молекул, то зміна в молекулярному складі досліджуваної біологічної рідини може проявитися не тільки через зміну інтенсивності в максимумі сумарної смуги, але і через зміну λ_{\max} , $\Delta\lambda$, λ_n і λ_k відносно еталонного спектру (спектру здорових). В наших дослідженнях залежно від стану здоров'я в першу чергу спостерігаються зміни інтенсивності емісій I_e і положення їх максимумів λ_{\max} . Дані про інтенсивності емісій в максимумі ми представляємо у вигляді величини відношення $I_{\text{во}}$ інтенсивності емісій I_e до інтенсивності опорного сигналу $I_{\text{ос}}$, у відносних одиницях.

$$I_{\text{во}} = I_e / I_{\text{ос}}$$

де I_e – інтенсивність емісії, $I_{\text{ос}}$ – інтенсивність опорного сигналу, $I_{\text{во}}$ – відношення інтенсивностей.

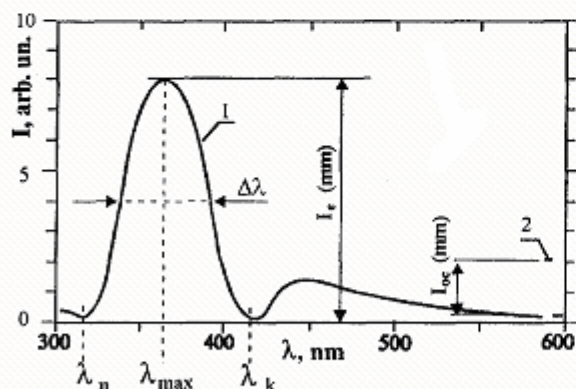


Рис.3. Основні характеристики спектральних емісій.

1 – люмінесцентна емісія, 2 – калібровочний сигнал.

В експериментах по дослідженню спектрів фотолюмінесценції рідин існує також проблема, пов'язана з можливістю

проникнення збуджуючого світла в спектральний прилад і накладання цього свічення на люмінесцентне, внаслідок чого спектри люмінесценції спотворюються. Спостереження люмінесцентного свічення під кутом 90° до збуджуючого не усуває цього недоліку до кінця – збуджуюче світло може проникнути в спектральний прилад шляхом розсіяння на деталях кювети, або на неоднорідностях, які можуть міститися в рідині. Слід відмітити, що якщо при цьому досліджувана люмінесцентна емісія і збуджуюче свічення знаходяться в різних спектральних діапазонах, то проблем, як правило, не виникає навіть у випадку, коли розсіяне збуджуюче світло проникає в монохроматор через вхідну щілину – спектральний прилад одночасно є і світлофільтром.

Умови, коли збуджуюче і люмінесцентне свічення знаходяться в різних спектральних діапазонах, легко забезпечити, якщо для збудження використовувати короткохвильове лазерне випромінювання, або застосовувати інтерференційні світлофільтри, однак збудження люмінесценції випромінюванням з фіксованою довжиною хвилі різко збіднює спектральний склад люмінесцентного свічення – окремі люмінесцентні емісії не появляються в спектрі. Отже, збудження люмінесценції за допомогою джерела з відносно широким спектральним діапазоном, як у лампи ДДС-30, поряд з недоліками (емісії можуть накладатись одна на одну) має і певні переваги (спектри несуть більше інформації). Лампа ДДС-30 характеризується суцільним емісійним молекулярним спектром в основному від 168 нм до 280 нм, але смуга незначної інтенсивності спостерігається і в діапазоні 300 – 600 нм, тобто в діапазоні, в якому спостерігаються люмінесцентні смуги досліджуваних нами біологічних рідин.

Відокремлення довгохвильової частини свічення в каналі збудження і короткохвильової в каналі спостереження шляхом застосування відповідних світлофільтрів є не завжди можливим,

оскільки промисловість випускає обмежений набір світлофільтрів. Крім того для кривих пропускання світлофільтрів характерним є плавне наростання коефіцієнта пропускання на початку і плавне зменшення в кінці діапазону, що робить неможливим їх застосування у випадку, коли довжина хвилі збуджуючого випромінювання знаходиться поряд із довжиною хвилі люмінесцентної емісії.

Що стосується контролю наявності в люмінесцентному спектрі збуджуючого випромінювання, то в цьому випадку достатньо записати спектр з кювети, в яку налито нелюмінесцюючу рідину, наприклад дистильовану воду. Відсутність будь-яких емісій в спектрі в цьому випадку вказує на відсутність в ньому розсіяного світла на деталях кювети або установки в цілому, але це стосується тільки прозорих рідин. Якщо ж в досліджуваній рідині є неоднорідності, то на них відбувається розсіювання збуджуючого світла. Внаслідок цього в випадку, коли спектральні діапазони збуджуючого і люмінесцентного випромінювання розділені недостатньо надійно, або відповідні світлофільтри взагалі відсутні, на емісії люмінесцентного спектру накладаються емісії розсіяного світла (релеївське розсіювання), які за формою повторюють криву випромінювання джерела світла в цьому спектральному діапазоні.

Проблему контролю прозорості рідини можна досить просто розв'язати, якщо в спектрі джерела збудження наявні характерні емісії, наприклад, атомні лінії, або неширокі молекулярні смуги. Контролюючи появу та інтенсивність цих емісій на фоні люмінесцентних спектрів, можна в кожному конкретному вимірі контролювати прозорість досліджуваної біологічної рідини. Відсутність емісій розсіяного світла в спектрі означає, що рідина достатньо прозора.

В емісійному спектрі газорозрядної дейтерієвої лампи ДДС-30 наявні дві характерні відносно неширокі молекулярні емісії невеликої інтенсивності з максимумами при 493 нм і 590 нм. Смуги

належать молекулярному дейтерію [1], і чітко проявляють себе, якщо опромінювати візуально непрозору пробу будь-якого походження – чим мутніша проба, тим інтенсивніші емісії. Дистильовану воду можна штучно зробити непрозорою шляхом добавки білого нелюмінесцюючого порошку, наприклад вапна. Як показали дослідження, в нашому випадку візуальний контроль можна вважати цілком надійним, оскільки людське око є високочутливим в плані контролю за прозорістю.

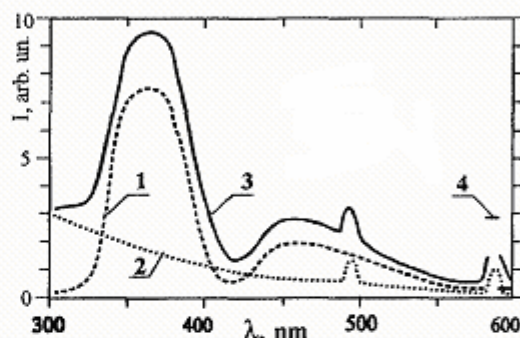


Рис. 4. Вплив мутності проби на форму люмінесцентних спектрів.

1 – люмінесцентний спектр прозорої сироватки крові практично здорової людини, 2 – спектр релеївського розсіювання на дистильованій воді з штучно введеними механічними домішками, 3 – спектр мутної сироватки крові, спостерігається вклад люмінесцентного свічення і релеївського розсіювання, 4 – калібровочний сигнал.

На рисунку 4 показано результати дослідження впливу штучно створеної мутності на форми спектрів люмінесценції. Крива 2 відповідає спектру релеївського розсіювання на неоднорідностях в дистильованій воді, тобто відтворює форму емісійного спектру джерела збудження в цьому діапазоні. На кривій чітко проявляють себе на фоні суцільного спектру неширокі смуги молекулярного дейтерію при 493 та 590 нм. Крива 1 відповідає люмінесцентному спектру прозорої проби сироватки крові практично здорової людини (внаслідок відсутності

розсіювання, в спектрі відсутні емісії молекулярного дейтерію). Крива 3 відповідає люмінесцентному спектру тієї ж проби сироватки крові, але із штучно введеними неоднорідностями (розчину вапна). Як видно, крива 3 представляє собою суму кривих 1 і 2.

Дослідивши вплив мутності досліджуваної рідини на форму люмінесцентних спектрів ми, фактично, одержали автоматичний контроль прозорості проби. Як бачимо, контроль прозорості рідини дозволяє взагалі обходитись без світлофільтрів і ми отримуємо можливість досить суттєво підвищити чутливість установки, оскільки світлофільтри для ультрафіолетової області спектру, в тому числі й інтерференційні, відчутно зменшують світловий потік збуджуючого випромінювання як за інтенсивністю, так і за спектральним складом. В нашому випадку усунення світлофільтра в каналі збудження дозволило суттєво підвищити чутливість установки, в діапазоні 300-400 нм внаслідок чого стала можливою більш рання діагностика деяких захворювань.

Крім вказаних, існує також питання, пов'язане з глибиною проникнення збуджуючого світлення в кювету. Внаслідок великої густини молекул в рідинах відбувається ефективне поглинання збуджуючого світлення, в результаті чого його інтенсивність може різко зменшуватись в міру збільшення віддалі від внутрішньої поверхні вхідної стінки кювети. В окремих випадках збуджуюче світлення не поширюється далі декількох вхідних шарів молекул [2]. Для деяких молекул, наприклад для водного розчину молекул НАДФ (нікотинамід аденін дінуклеотид фосфат), це явище спостерігається візуально – ближче до вхідної стінки кювети люмінесцентне світлення має суттєво більшу інтенсивність. Оскільки ефективність поглинання збуджуючого світла залежить від довжини хвилі, форма люмінесцентного спектру може змінюватись залежно від того, як близько вхідна стінка кювети знаходиться до оптичної осі приладу. Якщо вказана

віддаль є незначною (долі міліметра), то спектральний прилад починає “бачити” клеєні шви кювети, через які в прилад потрапляє розсіяне збуджуюче світло.

Для усунення цього недоліку нами була розроблена і виготовлена спеціальна кювета, в якій вхідна стінка розміщена під певним кутом до оптичної осі монохроматора. Величина кута вибирається таким чином, щоб в положенні, коли оптична вісь приладу перетинається з центром плями, яка утворюється на вхідній стінці в місці входження збуджуючого пучка, шви кювети були схованими з невеликим запасом ($\sim 1\text{мм}$) за шторку вхідної щілини, рисунок 5. В нашому випадку цей кут становить $\sim 20^\circ$. При такому розміщенні кювети спектральний прилад “бачить” місце входження збуджуючого випромінювання в кювету, а значить, в спектрі реєструються і ті люмінесцентні емісії, які внаслідок резонансного поглинання збуджуються тільки у вхідних шарах досліджуваної рідини.

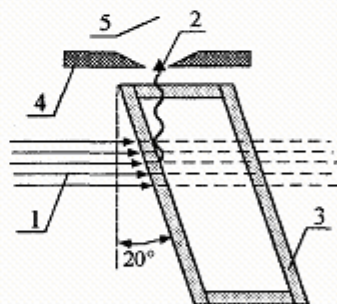


Рис. 5. Кювета для дослідження спектрів фотолюмінесценції рідин.

1 – збуджуюче випромінювання, 2 – люмінесцентне світлення, 3 – кварцова кювета,

4 – вхідна щілина монохроматора, 5 – оптична вісь монохроматора.

3. Результати досліджень.

Спектри люмінесценції в першу чергу несуть в собі інформацію про концентрацію тих чи інших молекул, здатних люмінескувати під дією короткохвильового випромінювання. Ту ж

саму інформацію, в принципі, можна отримати й іншими методами, в яких визначається концентрація досліджуваних молекул. Незаперечною перевагою люмінесцентного методу є те, що в цьому випадку інформація отримується експресно і відразу по декількох об'єктах, причому з відносно великою точністю, яка обмежується тільки нестабільністю роботи установки за час проведення одного виміру, $\sim 4\%$. Така інформація є особливо цінною, якщо в біохімічному процесі одна молекула утворюється за рахунок розпаду іншої, наприклад, якщо концентрація серотоніну збільшується за рахунок концентрації триптофану і т.д. Подібна інформація є цінною не тільки в діагностичному плані, але і в плані вивчення суті біохімічних процесів в живому організмі, а також контролю їх перебігу, контролю дії ліків, дієт, тощо.

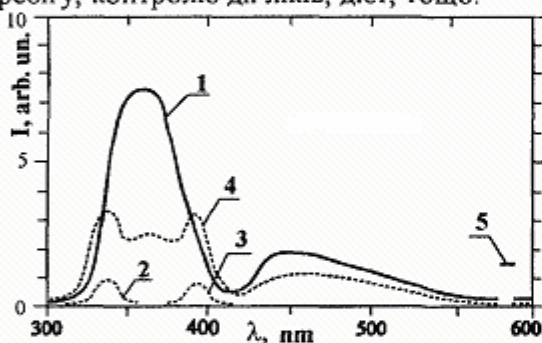


Рис.6. Люмінесцентні спектри деяких біологічних рідин

1. – спектр сироватки крові практично здорових, 2 – спектр водного розчину серотоніну, 3 – спектр водного розчину індоксилсульфату (літературні дані [3]), 4 – люмінесцентний спектр сироватки крові хворих з онкологічними захворюваннями гепатобіліарної системи, 5 – калібровочний сигнал.

Типова форма люмінесцентних спектрів сироватки крові практично здорових людей ($n = 40$) показана на рисунку 6, крива 1. Для цих спектрів характерна наявність двох широких емісій з максимумами при $\lambda_1 = 360$ нм і $\lambda_2 = 445$ нм. Для ототожнення емісій нами були

досліджені люмінесцентні спектри водних розчинів всіх 22 амінокислот, а також ряду інших високомолекулярних сполук, таких як триптофан, серотонін, НАДФ та ін. Наші дослідження показали, що найбільш ефективно люмінесцують молекули триптофану ($\lambda_{\text{max}} = 360$ нм), а також серотоніну ($\lambda_{\text{max}} = 340$ нм) і НАДФ ($\lambda_{\text{max}} = 445$ нм). Порівняння цих результатів з літературними даними [3-5] вказує на їх хорошу узгодженість. Невеликі розбіжності в положеннях максимумів (таблиця 1) ми пояснюємо дещо різними формами кривих чутливостей спектральних установок, а також різними спектральними характеристиками джерел збудження. Ми вважаємо, що саме ці молекули вносять основний вклад в утворення люмінесцентних спектрів сироватки крові. Близькими за формою до кривої 1 є також люмінесцентні спектри ліквору.

Максимуми інтенсивностей люмінесцентних емісій триптофану, серотоніну і індоксилсульфату знаходяться досить близько один від одного на шкалі довжин хвиль (355, 360 і 380 нм відповідно, криві 1, 2 і 3). Це призводить до того, що зміна в співвідношенні концентрацій згаданих молекул проявляється у вигляді зсуву максимуму в ту, або іншу сторону. В більшості випадків концентрація серотоніну і індоксилсульфату в сироватці крові практично здорових є незначною, а максимум найбільш інтенсивної емісії спостерігається при 360 нм. Якщо в сироватці крові стає помітною концентрація серотоніну (або якоїсь іншої, ще не ідентифікованої нами сполуки, що люмінесцує в цьому діапазоні довжин хвиль), максимум згаданої емісії зсувається в сторону коротких хвиль. У випадку, якщо зростає концентрація індоксилсульфату (при незначній концентрації серотоніну), максимум зсувається в сторону більших довжин хвиль.

Можлива також ситуація, коли одночасно із збільшенням концентрації серотоніну та індоксилсульфату

зменшується концентрація триптофану. В цьому випадку люмінесцентна емісія має форму кривої з двома максимумами, (крива 4). Цей спектр може бути представлений як сума кривих 1, 2 і 3 при одночасному зменшенні концентрації молекул триптофану. Люмінесцентні спектри з чітко вираженими додатковими максимумами спостерігалися тільки при онкологічних захворюваннях гепатобіліарної системи. Незначне роздвоєння емісії характерне для ранніх стадій

захворювання ($n = 50$), і може бути цінним для ранньої діагностики передпухлинних станів. Спостерігались також випадки, коли в люмінесцентному спектрі інтенсивність емісій триптофану і НАДФу була майже на два порядки меншою, ніж звичайно (цироз печінки з асцитом), або при нормальній інтенсивності і формі емісії триптофану емісія НАДФу була відсутня. В таких випадках прогноз, на жаль, для хворого є невтішним.

Таблиця 1
Положення максимумів інтенсивності люмінесцентних емісій на шкалі довжин хвиль.

молекула	λ_{\max} (нм) наші досл.	[3]
тирозин	-----	303
серотонін	340	345
триптофан	360	348
індоксил	-----	380
НАДФ	445	462-470
рибофлавін	-----	520
білірубін	515	525

Як показали наші дослідження, спектри люмінесценції сечі мужчин ($n=30$) і невагітних жінок ($n=20$) не мають особливої діагностичної цінності, у всякому разі нам не вдалося виявити твердо встановлених закономірностей, тобто зв'язку між формами люмінесцентних спектрів і діагнозом захворювання. На противагу цьому, спектри сечі вагітних жінок з наявністю гіпертонії ($n=30$), можуть виявитися дуже важливими. Справа в тому, що гіпертонія може бути викликана різними причинами і, залежно від причини, процедура лікування повинна бути різною. Якщо ж при цьому діагноз встановлено невірно, то може наступити преєклампсія – дуже важкий стан, при якому життя пацієнтки є під загрозою (приблизно 5 випадків на 100 тисяч жителів). Очевидно, що вчасно і правильно встановлений діагноз в таких випадках має надзвичайно велике значення.

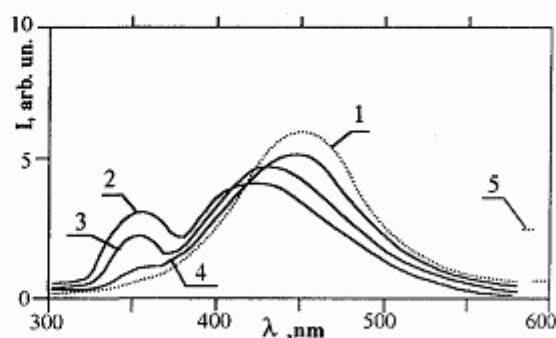


Рис.7. Спектри люмінесценції молекул сечі вагітних жінок.

1- практично здорових, 2,3,4 – токсикози вагітності на різних стадіях захворювання, 5 – калібровочний сигнал.

В наших дослідженнях в люмінесцентних спектрах сечі вагітних жінок, яким було поставлено діагноз преєклампсія ($n=9$), зафіксовано додаткову емісію з максимумом в районі 348 нм, що

відповідає люмінесценції триптофану. Ця емісія при інших хворобах, а також в сечі здорових людей нами не спостерігалася. Встановлено, що інтенсивність емісії триптофану при прееклампсії залежить від стану здоров'я – чим важчий стан, тим інтенсивніша емісія (рисунок 7). На рисунку 7 показані спектри люмінесценції сечі практично здорових (крива 1), і вагітних жінок з наявністю гіпертонії (криві 2, 3 і 4), причому криві 2, 3 і 4 відповідають різним стадіям захворювання. Якщо крива 2 відповідає стадії важкого стану, то крива 4 вже відповідає етапу суттєвого покращення стану здоров'я. Таким чином, ми отримуємо можливість не тільки діагностування стану здоров'я, але і об'єктивного контролю процесу лікування.

Важливість методики діагностування прееклампсії визначається з однієї сторони можливими важкими наслідками цього захворювання (як для матері, так і для плода), а з другої сторони – наявною можливістю надати необхідну лікарську допомогу при своєчасно і якісно поставленому діагнозі.

1. Pearse R.W.B., Gaydon A.G. The Identification of Molecular Spectra. – London, 1963. – 170 p.
2. Ландсберг Г.С. Оптика. – Москва:Наука.1976. – 928.
3. Otto S.Wolfbeis, Marc Leiner. Mapping of the Total Fluorescence of Human Blood Serum as a New Method for Its Characterisation.// *Analytica Chimica Acta*, 167.- 1985. p.203-215

Висновки

Удосконалення методики досліджень спектрів люмінесценції рідин зробило можливим раннє діагностування токсикозів вагітних на основі досліджень спектрів сечі, які іншими методами діагностуються тільки на пізніх стадіях розвитку хвороби.

Люмінесцентний аналіз біологічних рідин людини є перспективним методом діагностики стану здоров'я за допомогою фізичних методів дослідження. Можна стверджувати, що дослідження люмінесцентних спектрів сироватки крові має значення для ранньої діагностики передпухлинних станів, а також онкологічних захворювань гепатобіліарної системи.

Отримані результати можуть бути використані для моделювання біохімічних процесів протікання хвороби і контролю процесу лікування на основі виробленої моделі, оскільки відносна концентрація люмінесцюючих молекул вимірюється з великою точністю.

4. J.P.Leiner, M.R.Hubmann, O.S.Wolfbeis. The total fluorescence of human urine. *Analytica Chimica Acta*, 198.- 1987. p.13-23.
5. M.J.Leiner, R.J.Schaur, G.Desoye, O.S.Wolfbeis. Fluorescence topography in biology. III: Characteristic deviations of tryptophan fluorescence in sera of patients with gynecological tumors. *Clinical Chemistry*. Vol 32, No 10,1986. p.1974-1978.

Examination of spectrums of a photoluminescence of biological fluids

**N. Chavarga, L.L. Shimon, S.A. Evdokimov, O.M. Ganich,
M.M. Ganich, L.A. Kocjubnjak**

Uzhgorod National University, Pidgirna str. 46, Uzhgorod, 88000 Ukraine
tel. (0312) 66 37 26, E-mail: chavarga@mail.uzhgorod.ua

The automatized experimental equipment for investigation of the photoluminescence spectra of biological liquids in the range of 300-600 *nm* is made up. Luminescence excitation is fulfilled by radiating the continuous spectrum (168-280 *nm*) of the gas-discharge deuterium lamp. The methods of investigating luminescent spectra of liquids are perfected. It is shown that the luminescent analysis of human biological liquids is a perspective method of health state diagnostics.