

ЛАЗЕРНИЙ ПОЛЯРИМЕТР ЗІ СТАТИЧНИМ АНАЛІЗАТОРОМ ДЛЯ ГЛЮКОМЕТРІЇ

Цвілюк Д. А., Федорова Р. М.

(Наукові керівники Богомолов М. Ф., к.т.н., доцент,

Білошицька О. К., ст. викл.)

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,

Факультет біомедичної інженерії

При розробці неінвазивного глюкометра для постійного використання, виникає необхідність досягати максимально можливої портативності. Попри наявність існуючих методів, котрі можна було б застосувати при проектуванні такого приладу, їх втілення в компактному розмірі або недоцільне, або призводить до зниження точності та ефективності.

За мету було поставлено розробку основної складової приладу (рис. 1) для неінвазивного вимірювання глюкози в крові. Було обрано метод оптичної поляриметрії. Основним завданням було позбавлення від повороту аналізатора, що дозволить створити портативний прилад для безперервного моніторингу.

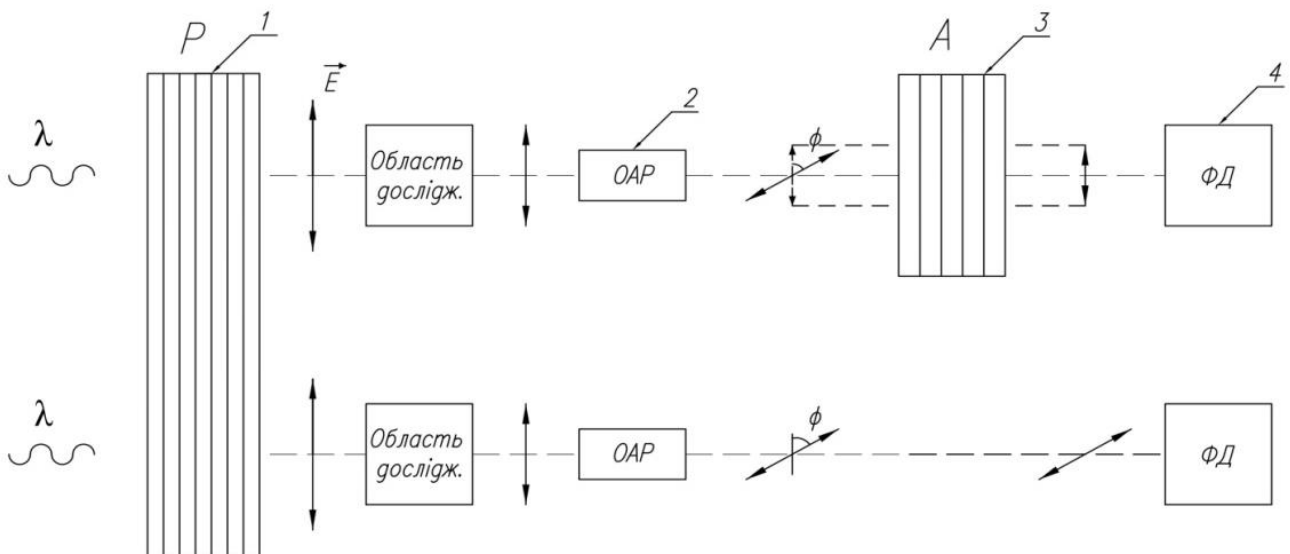


Рис. 1. Поляризаційна оптична схема

При проходженні лінійно поляризованого світла певної довжини хвилі через оптично активне середовище, останнє буде впливати на напрям розповсюдження напруженості електричного поля світлової хвилі, повертаючи його на певний кут ϕ . Величина даного кута є прямо пропорційною до величини концентрації активної речовини на шляху проходження променя.

Лазерне випромінювання проходить через поляризатор 1, після цього вже лінійно поляризоване світло входить в об'єкт дослідження, де активна речовина 2 змінює орієнтацію коливань вектора напруженості. Далі промінь втрачає

частину інтенсивності на аналізаторі 3 через те, що крізь нього проходить лише вертикальна складова електричного поля хвиль. Фотодетектор 4 приймає залишкову інтенсивність. Для того, щоб мати змогу визначити кут φ , а також не враховувати поглинання інтенсивності об'єктом дослідження чи іншими перешкодами, використовується паралельний канал, що має такий самий вигляд як і перший, за виключенням наявності аналізатора. Відношення величини інтенсивності променя, падаючого на фотодетектор першого каналу до другого дорівнює квадрату косинуса кута φ . Величина даного кута пов'язана з інтенсивністю хвилі законом Малюса. Розрахувати концентрацію будь-якої речовини за допомогою даної схеми можна за допомогою формули:

$$C = \frac{\arccos \sqrt{\frac{I_1}{I_2}}}{\alpha_\lambda \times L}$$

де C - концентрація шуканої речовини, I_1 , I_2 - інтенсивності променів, падаючих на фотодетектори першого та другого каналів, α_λ - коефіцієнт питомого обертання на довжині хвилі λ , L - довжина зразка.

Варто зазначити, що оброблені фотоелектричні сигнали дають сигнал, пропорційний вимірюваному куту φ , але не залежному від коефіцієнта пропускання об'єкта. Останнє важливо, так як досліджувані об'єкти можуть змінювати коефіцієнт пропускання, зокрема, при зміні області вимірювання. [1] Це говорить про універсальність приладу, можливість використання різними людьми без додаткового калібрування.

Як результат, маємо збільшення точності вимірювання, зменшення розмірів приладу та зниження його вартості. Звичайно, таку поляриметричну схему можна використовувати і для створення лабораторного поляриметра, проте перераховані в даній роботі переваги схеми матимуть найбільш ефективний вплив саме на розробку глюкометра з безперервним моніторингом.

Література

1. Аксенов Е. Т. Контроль концентрации глюкозы в биотканях методом когерентной оптической поляриметрии / Е. Т. Аксенов, Г. О. Кафидова, Д. В. Мокрова, В. М. Петров // Научно-технические ведомости СПбГПУ. – 2011. - № 4. – с. 102-108.