



Нанобіосенсори можуть бути класифіковані відповідно до типу і характеру наноматеріалів, які беруть участь в підсиленні і збільшенні чутливості механізму. Наприклад, всі датчики на основі біосенсорів використовують металеві наночастинки як підсилювачі агентів біохімічних сигналів. Також нанобіосенсорами називаються датчики на основі вуглецевих нанотрубок, які є підсилювачами реакційної специфічності з використанням нанодротів, що переносять носії заряду (нанодротові біосенсори). Зокрема, біосенсори на основі кремнієвих нанодротів, легованих бором, є ефективними для виявлення біологічних і хімічних часток. Крім того, існують датчики на основі квантових точок, які використовують ці точки як контрастні агенти для покращення якості оптичних відповідей. Наноматеріали з унікальними оптичними властивостями, такими як квантові точки з різними довжинами хвиль випромінювання, можуть бути збуджені єдиним джерелом, в той час як органічні барвники з різними довжинами хвиль випромінювання повинні бути збуджені декількома різними джерелами. Оптичні волокна з нанорозмірними діаметрами, що покриті антитілами, використовують для виявлення присутності токсинів в межах однієї клітини. Є повідомлення, що одномірна архітектура, яка містить щонайменше 200 незалежних електричних вузлів нанодроту, була ефективно використана для виявлення низького рівня плазмових антигенів раку кістки.

Вимоги для одночасного виявлення декількох мішеней в одному аналізі призводять до потреби створення нових неорганічних нанокристалів на основі флуоресцентних зондів для заміни органічних флуорофорів.

Вже існують численні клінічні додатки, які пов'язані з буденним використанням нанобіосенсорів. Ці програми включають в себе виявлення глюкози у пацієнтів з цукровим діабетом, який виявляється у бактеріальних інфекціях сечових шляхів, виявлення ВІЛ-СНІДу та діагностики раку. Останні досягнення в галузі медичного зондування пов'язані з розробкою біосенсорів глюкози, які використовують нанотрубки як іммобілізаційні поверхні для ферменту глюкозооксидази. Цей фермент використовується для оцінки глюкози з декількох рідин організму. Традиційно, датчики з використанням ферментів передбачали наявність глюкози в основних тканинах тіла, але використання нанотрубок в якості пристрою для іммобілізації привела до можливості оцінки глюкози з таких рідин організму, як сльози і навіть слина. В одному такому пристрої були ефективно використані одношарові нанотрубки для ферментативного виявлення глюкози.

Таким чином, медичні застосування нанобіосенсорів є універсальними і багатофункціональними. Наноматеріали є дуже важливими для розвитку сенсорних технологій і покращення діагностичних можливостей. Вони також забезпечили більш швидку діагностику, що дозволило швидше отримувати протоколи аналізу і оцінки і, таким чином, безумовно зробили революцію в біозондуванні організмів.

Остафійчук Д.І.

ПОЛЯРИЗАЦІЙНІ ЕФЕКТИ В МЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики

Вищий державний навчальний заклад України

«Буковинський державний медичний університет»

В біомедичній діагностиці останнім часом набули широкого використання оптичні методи формування пошарових зображень біологічних об'єктів. Одним із основних є метод поляризаційної оптичної когерентної томографії. Даний метод використовує низькокогерентну інтерферометрію для отримання внутрішніх зображень (розподілів інтенсивностей) біотканин на глибині до двох міліметрів. Важливим результатом використання даного методу є також отримання поляризаційних мап зображень біооб'єкта на різних глибинах, розраховуючи так звані матриці Мюллера. Розрахунок даних матриць дає можливість отримати інформацію про поляризаційні властивості біооб'єкта.

Методи діагностики можна поділити на два класи: мікродіагностика, що відбувається на рівні атомів та молекул, та макродіагностика – на рівні клітин, органів. Для дослідження структури біооб'єктів використовують методи спектрофотометричні, поляриметричні, кореляційні. Спектрофотометричні базуються на аналізі просторових, часових змін інтенсивності оптичного випромінювання розсіяного фазово неоднорідними шарами. Поляриметричні, використовуючи матрицю когерентності світлових коливань, базуються на аналізі ступеня поляризації світлових коливань в одній точці поля розсіяного випромінювання. Кореляційні, базуються на аналізі ступеня кореляції між компонентами поляризації світлових хвиль у різних точках біологічних об'єктів.

Загальною особливістю морфологічного формування біотканин усіх типів є процеси необмеженого росту, тому останні можемо віднести до само- подібних структур, основою яких є структурована двокомпонентна структура, що складається з фібрилярної позаклітинної матриці, яка містить різного роду клітинні утворення. У рамках такої моделі вдалося пояснити механізми формування поляризаційної неоднорідності біологічних тканин різних типів (кісткової і м'язової, кровоносних судин мозку, бронхіального дерева). Враховуючи це, складається новий напрямок оптичної діагностики біотканин в основі якого лежить лазерна поляриметрія розподілів азимутів та еліптичностей поляризації світлових коливань в граничному об'єктному полі або зображенні біологічної тканини.

Пружне розсіювання світла (нефелометрія) – це один із ефективних методів макродіагностики, які застосовуються у медицині, біології. Застосування лазерів з високою спектральною густиною, керованою поляризацією випромінювання, дозволило спростити вимірювання, підвищити їх надійність і розширити застосування методу в гематології, імунології, вірусології. Лазерна нефелометрія застосовується для



визначення ступеня деформованості еритроцитів, функції розподілу еритроцитів по розмірах, вмісту білків у сечі та крові. Поляризаційна нефелометрія, заснована на аналізі повної матриці розсіювання біологічного об'єкта, перспективна для дослідження макроструктури різноманітних біологічних об'єктів (форми і розміру окремих часток, характеристик розподілу по розміру, оптичних сталих, статистичних характеристик просторового розподілу часток, наявності анізотропії). Знання макроструктури біологічних об'єктів, біотканин, дає можливість ранньої діагностики деяких захворювань, пов'язаних із зміною макроструктури (наприклад катаракти, глаукоми).

На даний момент перспективними напрямками поляризаційних досліджень є Мюллер – матрична поляриметрія тканин нирки; поляризаційне картографування лазерних зображень гістологічних зрізів нирки та реконструкція показника двопронезаломлення її речовини; поляризаційна корелометрія оптично тонких гістологічних зрізів тканин простати людини.

Шаплавський М.В., Зав'янський Л.Ю.
ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ОПОРУ СУДИННОГО РУСЛА В ГЕМОДИНАМІЦІ

*Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Вищий державний навчальний заклад України
«Буковинський державний медичний університет»*

Як відомо, в артеріальній системі судинного русла від аорти до капілярів тиск падає від 120 до 10 мм рт. ст. Природно, це явище є наслідком взаємодії динаміки фізико-хімічних параметрів крові і ендотелію розгалужень мережі судин. Науковий аналіз такої взаємодії є актуальним вже тому, що саме її відхилення призводять до перепадів артеріального тиску у проксимальній частині судинної мережі, зокрема, до гіпер – чи гіпотензивного станів.

Звертаємо увагу фахівців та дослідників гемодинаміки на те, що пояснення фізичної природи вищезначеного градієнту тиску з позицій гідродинаміки Ньютона та Пуазейля є некоректним уже тому, що зі зростанням швидкості руху крові в аорті в 5 разів (фізіологічна флюктуація) за градієнтом швидкості (сила тертя Ньютона) відбулося би відповідне зростання опору, а з ним і тиску, чого, звісно, не відбувається.

Виникає питання – чому гемостатичний тиск падає за вищезазначеним вектором? Адже його перехід у кінетичну складову при ході до капілярів не відбувається внаслідок багатократного розширення русла. За нашим переконанням відповідь треба шукати, зокрема, у неминучому опорі поверхневого натягу крові у зоні численних розгалужень судинного русла (див. рис. 1). Тільки в зоні артеріоли – капіляри їх близько 2 000 000.

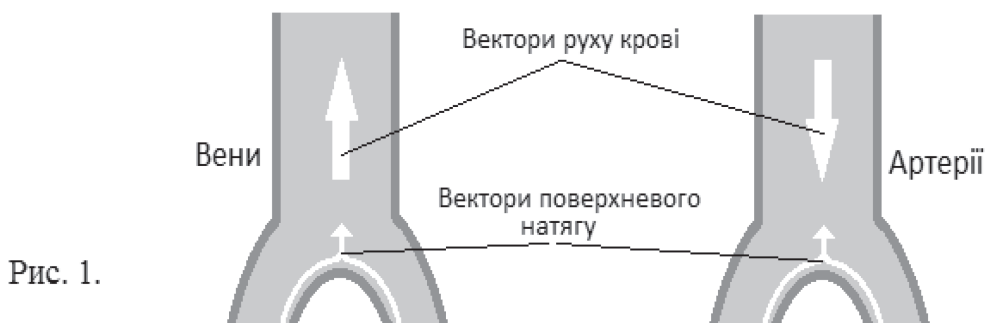


Рис. 1.

Елементарним підтвердженням цього постулату є добре відомий факт вибіркового пошкодження ендотелію саме в цих зонах. Венозна система – від капілярів до порожнистої вени, що займає ту ж площу контакту із кров'ю, що і капіляри, обходить градієнтом від 10 до 0 мм рт. ст.. Розглянемо знову поверхневий натяг, але у венозній системі (Рис. 2). Виходить, що енергія серця, витрачена на збільшення площі масиву крові, тепер повертається рухом крові від капілярів до нього. Цілком очевидно, знівелювавши тертя в судинах біологічна система усунула витрати енергії, зокрема, на додання біфуркацій.

Виходячи з наших попередніх робіт, де обґрунтована ключова роль кристалогідратних оболонок учасників кровообігу – крові і судин та полі- факторної біофізичної системи рушійних сил крові слід звернути увагу на дослідження змін поверхневого натягу крові. Такі зміни мають впливати на перерозподіл ньютонівських сил опору в гемодинаміці, а отже, впливати на тиск в судинах.

Є наукові дані, що дозволяють запідозрити наявність поверхнево активних властивостей ендотелію судин до поверхні рідкого кристалу - крові в зонах біфуркацій. Зазначені фізичні основи здійснюються in vivo, тобто є біофізичними параметрами гемодинаміки.

Шафранюк В.П.
**ДОСЛІДЖЕННЯ ГЛИБИНИ ПОШКОДЖЕНОГО ШАРУ В МОНОКРИСТАЛАХ КРЕМНІЮ
МЕТОДОМ РЕНТГЕНІВСЬКОЇ ДИФРАКЦІЙНОЇ ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ**

*Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики
Вищий державний навчальний заклад України
«Буковинський державний медичний університет»*

Перехід до субмікронних технологій виготовлення мікросхем (МС), потребує високих вимог до використання досконалих напівпровідникових матеріалів. Тому формування кремнієвих пластин з