



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.

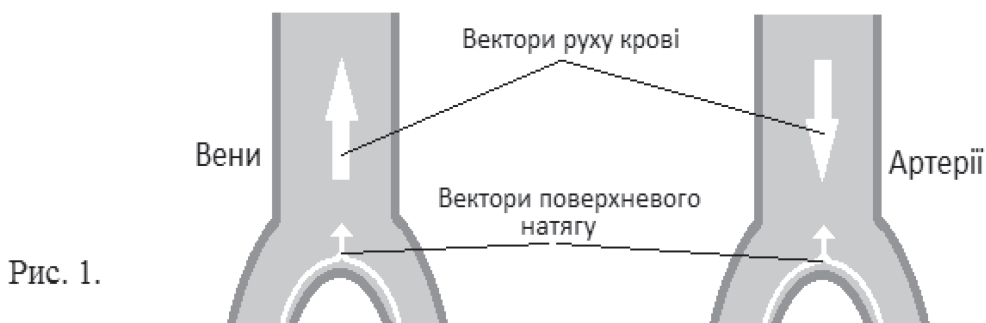


Рис. 1.

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, обходиться 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



покрашеними властивостями в тонкому приповерхневому шарі є актуальним. Глибина пошкодженої поверхні (глибина порушеного шару) кремнієвих пластин – є важливим параметром, який необхідно контролювати при виготовленні МС. Пошкодження поверхні виникає в результаті механічних взаємодій, на етапі виготовлення пластин, а також при різних технологічних процесах. Знання глибини пошкодженого шару дозволяє оптимізувати процеси обробки кремнієвих пластин і вибрати найкращі з них, що, у свою чергу, підвищить їх вихід. Під час механічної обробки поверхонь напівпровідникових кристалів у зоні контакту із зернами алмазобразивного матеріалу відбувається руйнування вихідної досконалої структури й утворення приповерхневого пошкодженого шару, у якому в залежності від технологічних умов обробки можуть виникати пружні і пластичні деформації, мікротріщини, крихке руйнування, локальна термічна обробка і навіть поліморфне перетворення. Очевидно, що фізико-механічні властивості пошкодженого шару істотно відрізняються від властивостей вихідного монокристалу. Дослідження структури та глибини пошкодженого шару, як правило, проводились за допомогою методів рентгенівської топографії, оптичної та електронної мікроскопії, двокристалного спектрометра, оже-спектроскопії тощо, у результаті чого було запропоновано безліч моделей. Метод рентгенівського дифракційного муару (РДМ) є досить чутливим до незначних деформацій і поворотів атомних площин, виявлення одиничних дислокацій, вивчення полів деформацій у монокристалах при дії зовнішніх факторів.

Саме тому у даній роботі методом РДМ проведено дослідження структури пошкодженого шару, що виникає при механічній обробці Si, які в значній мірі можуть доповнити і розширити відомості про структуру, глибину ступінь досконалості. Для цієї цілі використовувались рентгенівські інтерферометри, виготовлені з досконалих монокристалів. Механічна обробка поверхнею (111), (112) аналізатора проводилось корундовими порошками й алмазними пастами. Оцінки глибини порушеного шару проводились також методом оптичної мікроскопії. Рентгенівські топограми й інтерферограми, отримані при дифракції від площин (220). При шліфуванні абразивом М-5 на топограмах видні окремі мікротріщини й область підвищеної інтенсивності розсіювання; на інтерферограмах, крім звичайного топографічного зображення, виявляються зміни вихідної муарової картини, які відповідають появі області пружних деформацій. Глибина порушеного шару – 15-20 мкм. (включаючи область пружних деформацій). Якщо розмір абразива дорівнює 10 мкм., на топограмах починають появлятися чорно-білі пелюстки розеток деформацій, а в муарових картинах видно допоміжні полоси або їх подвосня, а також достатньо протяжна область пружних деформацій. Глибина порушеного шару – 35-40 мкм. При розмірах абразива 28 мкм кількість розеток деформацій і нерегулярностей в муарових картинах збільшується. Глибина пошкодженого шару рівна 120-140 мкм. З точки зору рентгенівської дифракції пошкоджений шар можна розділити на дві зони кінематичного і динамічного розсіювань. Кінематичне розсіювання спостерігається від полікристалічної частини пошкодженого шару, динамічне – від зон дислокаційних ансамблів і пружних деформацій.

У результаті досліджень, проведених методами, модель порушеного шару можна зобразити таким чином: а) зона рельєфу з полікристалічною структурою, від якої спостерігається кінематичне розсіювання; б) зона мікротріщин, дефектів пакування і дислокаційних ансамблів, глибина якої змінюється в межах 3-4d (d- розмір зерна абразива); в)- зона пружної деформації, у даній області метод РДМ має перевагу перед всіма іншими методами, так як чутливість методу РДМ до спотворень ґратки на 1-2 порядки вищий електронного дифракційного муару, глибина пошкодженого шару складає 4-5d. Величини деформацій і напруг в другій і третій зонах можуть бути визначені методом РДМ.

Показано, що в другій зоні мікротріщин і дислокаційних ансамблів спостерігаються дефекти пакування. Третя зона пружної деформації є досить протяжною, навіть при видаленні перших двох зон, і залишкові напруги в монокристалі все ж залишаються.

Шинкура Л.М.

ТЕРМОГРАФІЯ ЯК ДІАГНОСТИЧНИЙ МЕТОД

Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики

Вищий державний навчальний заклад України

«Буковинський державний медичний університет»

Метою даної роботи є фізичне пояснення використання методу термографії як діагностичного. Тіло людини має певну температуру завдяки терморегуляції, істотною частиною якої є теплообмін організму з навколишнім середовищем. Теплообмін відбувається за допомогою теплопровідності, конвекції, випаровування і випромінювання (поглинання). Важко точно вказати розподіл кількості теплоти між перерахованими процесами, оскільки він залежить від багатьох факторів: стану організму (температура, рухливість, емоційний стан і т.д.), стану навколишнього середовища (температура, вологість, рух повітря тощо), одягу (матеріал, форма, колір, товщина). Тіло людини є джерелом інфрачервоного випромінювання. Максимальна енергія випромінювання відповідає довжині хвилі 9,6 мкм.

У здорової людини розподіл температур по тілу і випромінювання стандартне. Запальні процеси, пухлини можуть змінювати температуру окремих ділянок тіла, за рахунок чого інтенсивність інфрачервоного випромінювання від них змінюється. Так, температура вен залежить від стану кровообігу, а також від охолодження або нагрівання кінцівок. Тому реєстрація теплового випромінювання від різних ділянок тіла людини використовується як діагностичний метод. Такий метод реєстрації випромінювання від різних ділянок