

*М. В. Кононов, С. П. Радченко,
О. О. Судаков*

Фізичні основи медичної техніки

*Методичні вказівки до проведення
лабораторних робіт*

УДК 518+539.1

Рецензенти:
проф., докт. фіз.-мат. наук П. А. Коротков,
доц., канд. фіз.-мат. наук А. І. Іванісік

Рекомендовано до друку вченою радою радіофізичного факультету
Київського університету імені Тараса Шевченка
(протокол № 2 від 11 жовтня 2004 року).

М. В. КОНОНОВ, С. П. РАДЧЕНКО, О. О. СУДАКОВ

Фізичні основи медичної техніки: Методичні вказівки до проведення лабораторних робіт: К.: Видавничо-поліграфічний центр "Київський університет", 2004. – 36 с.

У виданні наведені фізичні явища, принципи функціонування медичних приладів, методи обробки сигналів, отриманих радіофізичними методами медичної інтроскопії. Також методичні вказівки містять програму та завдання для лабораторних робіт, рекомендації для студентів при підготовці до них і безпосередньо вказівки до їх проведення, описи робіт з основною та додатковою літературою.

УДК 518+539.1

Зміст

ЗМІСТ	3
ВСТУП	5
ПРАВИЛА ТЕХНІКИ БЕЗПЕКИ ПРИ РОБОТІ З ДЖЕРЕЛАМИ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ.....	3 7
Дія лазерного випромінювання на біологічні тканини.....	7
Інструкція по використанню і безпечним методам роботи з лазерами, що використовуються в курсі лабораторних роботах.	3 8
МЕТОДИ ОБРОБКИ І АНАЛІЗУ СИГНАЛІВ	10
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 1 ПРОСТОРОВА ФІЛЬТРАЦІЯ ТОМОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ	10 10
<i>Комплексний розподіл амплітуд світлового поля у фокальній площині плоскої лінзи</i>	<i>11</i>
<i>Оптичні просторові фільтри.....</i>	<i>14</i>
<i>План виконання лабораторної роботи.....</i>	<i>17</i>
<i>Завдання.....</i>	<i>17</i>
<i>Контрольні запитання.....</i>	<i>17</i>
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 2. МАТЕМАТИЧНА ОБРОБКА СИГНАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ ОПТИЧНИХ СИСТЕМ.....	18 18
<i>Взаємна кореляція.....</i>	<i>18</i>
<i>Множення комплексних функцій.....</i>	<i>18</i>
<i>Диференціювання функцій.....</i>	<i>19</i>
<i>Інтегрування функцій.....</i>	<i>20</i>
<i>План виконання лабораторної роботи.....</i>	<i>20</i>
<i>Завдання.....</i>	<i>21</i>
<i>Контрольні запитання.....</i>	<i>21</i>
ІНТРОСКОПІЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	22
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 3. РЕКОНСТРУКЦІЯ ЗОБРАЖЕНЬ У МАГНІТО- РЕЗОНАНСНІЙ ТОМОГРАФІІ.....	22 22
<i>Загальні відомості</i>	<i>22</i>
<i>Фізичні основи ЯМР томографії.....</i>	<i>22</i>

<i>Реконструкція зображень</i>	25
<i>Програма інтерактивної обробки ЯМР даних</i>	29
<i>Хід виконання</i>	31
<i>Завдання</i>	31
<i>Додаткове завдання</i>	32
<i>Контрольні запитання</i>	32
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 4. КОМП'ЮТЕРНА ПРОЕКТИВНА ТОМОГРАФІЯ	33
<i>Загальні відомості</i>	33
<i>Фізичні основи рентгенівської томографії</i>	33
<i>Завдання</i>	37
<i>Хід виконання</i>	38
<i>Контрольні питання</i>	40
МЕТОДИ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ В	
МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ	41
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 5 ПОЛЯРИМЕТРИЧНІ ВИМІРЮВАННЯ	
ХАРАКТЕРИСТИК ПРОЗОРИХ РОЗЧИНІВ	41
<i>Вимірювання кута повороту площини поляризації</i>	41
<i>Методика експериментального визначення кута повороту площини</i>	
<i>поляризації оптично активної речовини</i>	43
<i>План виконання лабораторної роботи</i>	43
<i>Завдання</i>	44
<i>Контрольні запитання</i>	44
ЛІТЕРАТУРА	46

Вступ

Важко знайти таку область науки, яка не займалася б обробкою сигналів та виміром їхніх параметрів. Зображення — візуальне подання вимірюваних властивостей об'єкта або явища. Обробка зображень — наукове подання відображення та методів відображення. Сьогодні зображення дуже широко використовуються для представлення інформації. Це і карти далеких галактик в астрономії, зображення морського дна в океанографії, розподіл атомів на поверхні в хімії, функціональні карти людського головного мозку в медицині, і багато інших застосувань в науці й техніці. Дедалі частіше фізичні принципи отримання цієї інформації розходяться із загальним побутовим уявленням про зображення. Але залишається народна мудрість “Краще один раз побачити, ніж сто разів почути”.

Обробка отриманої інформації іноді має не менш важливе значення і займає значно більше ресурсів і часу ніж процес отримання і збору. Вона не заміняє складних, а іноді, і специфічних зусиль по отриманню інформації, але дозволяє підвищити ефективність використання складного й дорогого обладнання для збору і накопичення, підвищити якість отриманих результатів, а отже, і їх цінність. В медичній діагностиці методи умовно поділяють на структурну та функціональну діагностику. До першого класу відносять фізичні методи, які дозволяють отримати інформацію про стан тканин, органів і систем організму з характеристик просторового розподілу фізичних параметрів об'єкту дослідження (густина протонів, коефіцієнт поглинання рентгенівського випромінювання, відносні зміни акустичного імпедансу тканин, тощо). Другий клас складають методи отримання локальних значень фізичних параметрів, які описують біохімічні процеси функціонування об'єкту (температура, тиск, концентрація речовин, рівень pH).

В залежності від фізичних процесів, які лежать в основі методів діагностики, відбувається відповідне розділення методів обробки первинних сигналів та методів подання їх у вигляді зображень. Серед великого набору цих методів, слід виділити методи реконструкції зображень, які дозволяють побудову інтроскопічних зображень за допомогою математичних перетворень первинних даних та методи

безпосередньо обробки отриманих зображень. Також критерієм поділу є тип сигналів, тобто методи розділяють на аналогові та цифрові. Всі особливості аналогової обробки можна вивчити на класичному прикладі – методах оптичної обробки зображень. До методів цифрової обробки належать різні методи комп'ютерної томографії, особливості яких добре демонструють такі методи реконструкції інтроскопічних зображень, як згортка і зворотнє проектування та Фур'є томографія.

В основі методів і пристроїв оптичної обробки сигналів лежить використання хвильових властивостей світла. Поеднання знань дифракції та інтерференції з основами геометричної оптики дозволить повністю опанувати роботу основних оптичних систем під час виконання лабораторних робіт. Цифрові методи базуються на представленні зображень у вигляді двовимірних масивів дискретних даних та виконанні математичних перетворень над ними у матричній формі.

Наведені в методичних вказівках роботи спрямовані на вивчення особливостей обробки інтроскопічних зображень, які отримані за допомогою методів магнітнорезонансної і рентгенівської проективної томографії, методів ультразвукової інтроскопії. Для виконання робіт використовуються дані отримані на сучасних діагностичних системах і приладах.

Правила техніки безпеки при роботі з джерелами лазерного випромінювання.

Дія лазерного випромінювання на біологічні тканини

Під час роботи з джерелами лазерного випромінювання небезпеку несуть не лише когерентне випромінювання самого лазера, але й світло лампи оптичної накачки, спонтанне випромінювання газорозрядних трубок, теплове випромінювання поглиначів. Випромінювання в цих випадках не є направленим і несе меншу небезпеку, але його необхідно враховувати при роботі із джерелами лазерного випромінювання.

Дія когерентного ультрафіолетового випромінювання ($\lambda < 320$ нм) навіть низького рівня енергії призводить до “сонячного опіку” - фотоофтальмії. Випромінювання цього діапазону спектру невидиме, має кумулятивний ефект і зовсім не спричиняє відчуття блефароплазма та відчуття “піску в оці”. Больове відчуття від ураження когерентним ультрафіолетовим випромінюванням настає через деякий час - період приблизно від 30 хвилин до 24 годин після експозиції (рис. 1).

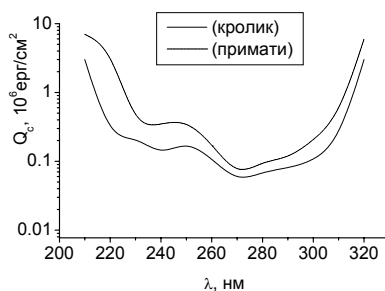


Рис. 1 — Порівняння порогової густини енергії випромінювання, що спричинює фотоофтальмію у приматів та кролика [1].

Випромінювання середньої частини інфрачервоного діапазону (10.6 мкм) спектру спричинює ураження епітелію роговиці. Ураження носять тепловий характер і тому є функцією зміни температури за час експозиції (рис. 2).

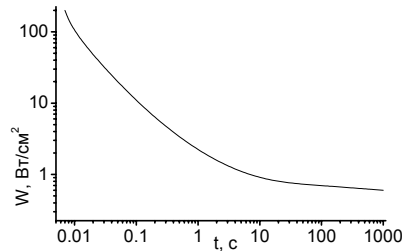


Рис. 2 — Залежність порогової потужності випромінювання лазера на CO_2 (10.6 мкм), яка спричинює ушкодження роговиці від тривалості експозиції [1].

Вплив випромінювання, що належить до видимої та близької інфрачервоної області спектру (400÷1500 нм), залежить від спектральних характеристик ока.

Інструкція по використанню і безпечним методам роботи з лазерами, що використовуються в курсі лабораторних роботах.

1. Зберігати вільним підхід до лазера. Проходи повинні бути не вужчі ніж 0.7 м.
2. Працювати з лазером повинні на менше двох осіб.
3. В кімнаті де працює лазер, не повинні бути сторонні люди, які безпосередньо не працюють із лазерним випромінюванням.
4. Працювати необхідно у захисних окулярах, що ослаблюють випромінювання даної довжини хвилі (для $\lambda = 0.6328$ мкм із скла ЖСЗ-22).
5. Уникати попадання прямого та відбитого лазерного випромінювання в очі і ділянки шкіри.

6. При юстуванні дотримуватися таких правил:
 - а) попереднє юстування проводити при вимкненому блоці живлення лазера;
 - б) категорично забороняється спрямовувати промінь у напрямку інших осіб;
7. При закінченні роботи з лазером вимкнути живлення.
8. Особи, які не ознайомлені із інструкцією з техніки безпеки при роботі із джерелами лазерного випромінювання, не допускаються до виконання лабораторної роботи.
9. Перша допомога при ушкодженні очей лазерним випромінюванням полягає в накладанні стерильної пов'язки на ушкоджене око та відправці потерпілого до лікарні.

Методи обробки і аналізу сигналів

Лабораторна робота № 1 Просторова фільтрація томографічних сигналів

Мета роботи: вивчити принципи просторової фільтрації та ознайомитися із основними оптичними системами для обробки зображень шляхом зміни просторових спектрів.

Загальні відомості: Відповідно до законів геометричної оптики плоска лінза виконує перетворення освітленості у вигляді δ -функції¹ у передній фокальній площині в рівномірну освітленість у вихідній фокальній площині (рис. 3).

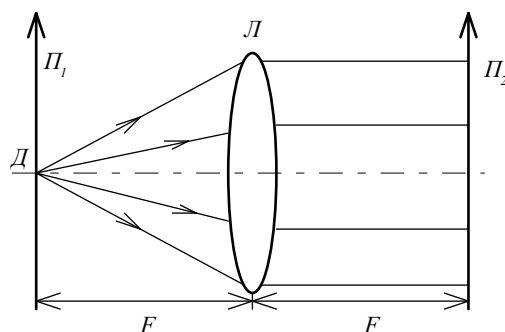


Рис. 3 — Елементарна оптична схема формування плоскої хвилі (D - джерело світла, Π_1 , Π_2 - вхідна та вихідна площини, L - лінза з фокусною відстанню F).

¹ δ -функція Дірака $\delta(x) = \begin{cases} 0, & \text{при } x < 0 \\ \lim_{x_0 \rightarrow x} \frac{1}{x_0}, & \text{при } 0 < x < x_0 \\ 0, & \text{при } x > x_0 \end{cases}$

Це добре відомий експериментальний факт - розміщене у фокусі лінзи точкове джерело (яке математично описується двовимірною δ -функцією) формує на виході плоску хвилю (рис. 3). Тобто, ідеальна плоска лінза виконує перетворення Фур'є [2].

Комплексний розподіл амплітуд світлового поля у фокальній площині плоскої лінзи

Розглянемо ідеалізовану оптичну систему в якій не відбувається поглинання енергії та немає аберацій. Нехай розташований в передній фокальній площині Π_1 лінзи \mathcal{L} транспарант з просторовим розподілом коефіцієнта пропускання $K(x, y) = R_0(x, y)\exp(i\theta(x, y))$, освітлений когерентною монохроматичною хвилею $E_0 \exp(i\omega t)$, яка поширюється вздовж напрямку z (рис. 4). Таким чином, заданий коефіцієнт прозорості транспаранта є модулюючою функцією для хвилі $E_0 \exp(i\omega t)$. На виході модулятора (в площині Π_1) комплексний розподіл амплітуд світлового поля можна записати у вигляді $I(x, y, t) = E_0 R_0(x, y)\exp(i(\omega t + \theta(x, y)))$.

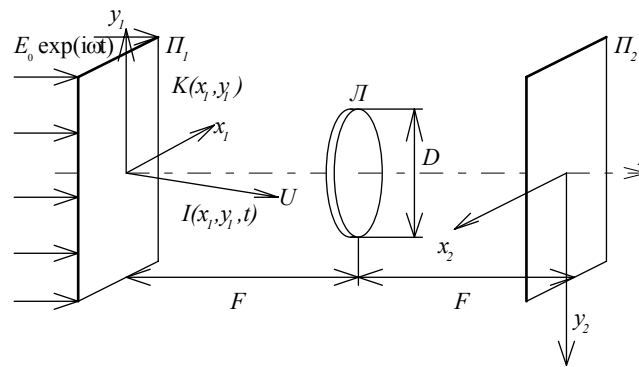


Рис. 4 — Оптична схема перетворення Фур'є (\mathcal{D} - джерело світла, Π_1 , Π_2 - вхідна та вихідна площини, \mathcal{L} - лінза з фокусною відстанню F).

Лінза L з апертурою D виконуватиме додавання всієї енергії, яка дифрагувала в передній фокальній площині. Для знаходження розподілу амплітуд світлового поля на виході оптичної системи, а саме в площині Π_2 , потрібно знайти суму всієї дифрагованої енергії. Для цього потрібно виразити фази хвиль для всіх точок площини, яка перпендикулярна напрямку поширення дифрагованої хвилі [3].

Обмежимо свій розгляд лише випадками, коли напрям поширення дифрагованої хвилі U складатиме малий кут із головною оптичною віссю лінзи L . $a_1x_1 + b_1y_1 + c_1z = 0$ — рівняння площини перпендикулярної до напрямку U , де a_1, b_1, c_1 — направляючі косинуси (рис. 5).

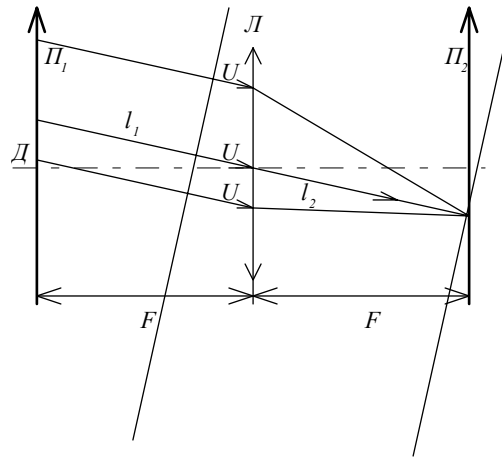


Рис. 5 — Схема набігу фаз світлової хвилі за рахунок дифракції (D — джерело світла, Π_1, Π_2 — вхідна та вихідна площини, L — лінза з фокусною відстанню F , U — напрям дифракції).

Відстань від точки де відбулася дифракція світла в площині Π_1 до вказаної площини буде рівна $l_1 = a_1x_1 + b_1y_1$. Отже фаза хвилі, що зазнала дифракції в площині Π_1 запишеться $\theta = \theta(x_1, y_1) + \frac{2\pi l_1}{\lambda}$,

λ — довжина хвилі падаючого світла. Світло, яке поширюється у напрямку U і проходить через центр оптичної системи, не змінює свого напрямку. Отже, якщо відстань від центру лінзи до точки, де буде складуватися вся дифрагована у напрямку U енергія, дорівнює l_2 , то

$$a_1 = \frac{x_2}{l_2}, \quad b_1 = \frac{y_2}{l_2}, \quad c_1 = \frac{F}{l_2}.$$

Отже маємо вираз для зміни фази хвилі $\theta = \theta(x_1, y_1) + \frac{2\pi c_1}{\lambda F}(x_1 x_2 + y_1 y_2)$. Тепер розподіл освітленості в площині P_2 запишеться як

$$I_2(x_2, y_2, t) = E_0 \exp(i\omega t) \iint_{n_1} R_0(x_1, y_1) \times \exp\left(i\left(\theta(x, y) + \frac{2\pi c_1}{\lambda F}(x_1 x_2 + y_1 y_2)\right)\right) dx_1 dy_1$$

Позначимо $\omega_x = \frac{2\pi x_2}{\lambda F}$ та $\omega_y = \frac{2\pi y_2}{\lambda F}$, що мають назву просторових частот $[\omega] = \frac{1}{m}$. Скористаємося наближенням малих кутів дим

фракції, тобто, $c_1 \approx 1$. Так як обробка сигналів ведеться за час, який значно перевищує період коливання світлової хвилі, то можна перейти від миттєвих значень до середньоквадратичних. В результаті матимемо

$$I_2(x_2, y_2, t) = \bar{E}_0 \iint_{n_1} R_0(x_1, y_1) \exp(i(\theta(x, y) + x_1 \omega_x + y_1 \omega_y)) dx_1 dy_1 - \text{вираз}$$

Фур'є перетворення від модулюючої функції $R_0(x_1, y_1)$. У випадку, коли $\theta(x_1, y_1) = \text{const}$ (в передній фокальній площині виконується лише амплітудна модуляція), у загальному вигляді матимемо

$$I(\omega_x, \omega_y) = \iint_n R_0(x, y) \exp(i(x_1 \omega_x + y_1 \omega_y)) dx dy.$$

Головний висновок із викладеного полягає в тому, що в когерентній ідеальній системі комплексний розподіл амплітуд світлового поля в передній фокальній площині плоскої лінзи пов'язаний з комплексним розподілом амплітуд світлового поля в її задній фокальній площині двовимірним перетворенням Фур'є. Функція $I(\omega_x, \omega_y)$ називається просторовим спектром об'єкту $I(x, y)$, площина, в якій дифракційна картина від об'єкту $I(x, y)$ (площина об'єкту), описується його перетворенням Фур'є називається Фур'є площиною. Таким чином, відповідно до зазначених вище обмежень, сферична лінза може виконувати роль спектрального аналізатора двовимірних сигналів [4]. Когерентна оптична обробка сигналів і аналіз оптичних систем, що використовуються для такої обробки, оснований саме на цій властивості сферичної лінзи.

Оптичні просторові фільтри.

Спираючись на властивість сферичної лінзи виконувати двовимірне перетворення Фур'є, та, розміщуючи у Фур'є площині різні маски (транспаранти з наперед заданим розподілом коефіцієнта пропускання), можна безпосередньо впливати на просторовий спектр сигналу, тобто, виконувати фільтрацію сигналу. Оптичні просторові фільтри, аналогічно до електричних фільтрів, які здатні пропускати коливання одних частот і не пропускати коливання інших, виконують фільтрацію просторових частот, не пропускаючи або ослаблюючи їх. Слід розрізняти просторову фільтрацію від часовою, яка також можлива в оптичних системах, наприклад за допомогою кольорових світлофільтрів для зміни спектрального складу світла або дифракційних ґраток для аналізу спектрального складу сигналу (системи оптичної обробки сигналів використовують монохроматичне світло).

Системи оптичної просторової фільтрації - лінійні. Входом такої системи є площина об'єкту, а виходом - площина зображення (Фур'є площина). Задача розрахунку оптичних систем полягає у визначенні параметрів вихідного сигналу за параметрами вхідного сигналу та оптичної системи або знаходженні параметрів самої системи за відомими параметрами вхідного і вихідного сигналів (повна аналогія електричних систем). Пасивні лінійні системи повністю і однозначно описуються однією із двох функцій - імпульсною передавальною фу-

нкцією¹ або частотною характеристикою. Оптичні системи просторової фільтрації не є виключенням. Якщо для деякої оптичної системи точкове джерело у вхідній площині (описується двовимірною δ -функцією і є коротким збудженням на вході) створює на виході (у вихідній площині) просторовий розподіл $h(x, y)$, то в результаті дії на вході системи довільного сигналу $s(x, y)$, на виході буде отримано сигнал, який описується двовимірною згортокою вхідного сигналу та імпульсної передавальної характеристики системи

$$s_{\text{вих}}(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s_{\text{вх}}(u, v) h(x-u, y-v) du dv.$$

Будь-яке плоске зображення можна подати у вигляді суперпозиції плоских хвиль $\exp(i(\omega_x x + \omega_y y))$, де ω_x та ω_y - відповідні просторові частоти. Лінійна система перетворюватиме ці хвилі, змінюючи їх амплітуду і фазу, як $H(\omega_x, \omega_y) \exp(i(\omega_x x + \omega_y y))$ за допомогою комплексної функції $H(\omega_x, \omega_y)$ - частотної характеристики системи.

$$s_{\text{вих}}(x, y) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s_{\text{вх}}(\omega_x, \omega_y) H(\omega_x, \omega_y) \exp(i(x\omega_x + y\omega_y)) d\omega_x d\omega_y$$

$$s_{\text{вх}}(\omega_x, \omega_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s_{\text{вх}}(x, y) \exp(i(x\omega_x + y\omega_y)) dx dy.$$

$$\text{Отже, } H(\omega_x, \omega_y) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h(x, y) \exp(i(x\omega_x + y\omega_y)) dx dy.$$

Імпульсна передавальна функція сферичної лінзи - $h(x, y) = \exp(-\alpha(x^2 + y^2))$, де $\alpha = \text{const}$. Відповідно частотна характеристика такої системи матиме вигляд

$$H(\omega_x, \omega_y) = \exp\left(-\frac{\omega_x^2 + \omega_y^2}{4\alpha^2}\right).$$

¹ відгук системи на одиничне нескінченно коротке збудження

мами, сферична лінза являє собою фільтр нижніх просторових частот ω_x і ω_y . До того ж слід зазначити, що чим менше значення має коефіцієнт α , тим швидше спадає функція $H(\omega_x, \omega_y)$ із ростом ω_x і/чи ω_y . Тобто, чим менше α , тим вузьчу смугу частот має такий елемент. Дійсно сферичні лінзи завжди спотворюють зображення і не передають дрібних деталей (не пропускають сигнали з високим частотами).

Здійснення просторової фільтрації можна виконати за допомогою оптичної схеми (рис. 6). Когерентний світловий потік, що пройшов через транспарант із комплексним коефіцієнтом пропускання $s_1(x, y)$, створить у вихідній площині лінзи L_1 просторовий спектр об'єкта $S(\omega_x, \omega_y)$.

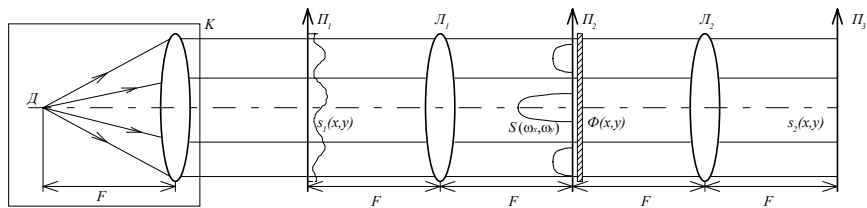


Рис. 6 Оптична схема для просторової фільтрації (D — джерело світла, Π_1 , Π_2 , Π_3 — вхідні та вихідні площини, L_1 — лінза, F — фокусна відстань лінзи, K — коліматор).

При проходженні через транспарант із просторовим розподілом комплексного коефіцієнта пропускання $\Phi(x, y)$, який розміщено у Фур'є площині, відбуватиметься зміна просторового розподілу освітленості за законом $\Phi(x, y)S(\omega_x, \omega_x)$. Світловий потік із просторовим розподілом $\Phi(x, y)S(\omega_x, \omega_x)$ створить у вихідній площині лінзи L_2 обернене Фур'є перетворення від відфільтрованого просторового спектру вхідного зображення.

План виконання лабораторної роботи

1. Ознайомитися із теорією основних принципів оптичної просторової фільтрації.
2. Вивчити та чітко дотримуватися під час виконання лабораторної роботи вимог техніки безпеки при роботі із джерелами лазерного випромінювання.
3. Зробити необхідні оцінки та розрахунки.
4. Зібрати і від'юстувати оптичну систему для отримання та фільтрації просторових спектрів.
5. Виконати завдання поставлене в лабораторній роботі.
6. Оформити результати обробки зображень.

Завдання

1. Отримати просторовий спектр тестового об'єкту.
2. Оцінити значення параметрів отриманого просторового спектру.
3. Запропонувати та виготовити фільтр.
4. Отримати відфільтроване зображення за допомогою виготовленого просторового фільтру.
5. Виміряти параметри отриманого зображення та оцінити значення параметрів зображення тестового об'єкту.
6. Відповісти на контрольні запитання.

Контрольні запитання

1. Який фізичний зміст просторового спектру зображення?
2. Чим відрізняється просторова фільтрація від фільтрації часових частот?
3. Чи можна отримати перетворення Фур'є за допомогою сферичної лінзи у некогерентному світлі? Чому?
4. Чим визначається положення та амплітуда максимумів просторового спектру зображення?

Лабораторна робота № 2. Математична обробка сигналів за допомогою оптичних систем

Мета роботи: вивчити принципи виконання математичної обробки сигналів за допомогою оптичних систем та ознайомитися із основними оптичними системами для математичної обробки зображень.

Загальні відомості

Крім перетворення Фур'є за допомогою оптичних систем можна виконувати багато інших математичних операцій, наприклад: обчислення взаємної кореляції, множення, інтегрування, диференціювання.

Взаємна кореляція

Коефіцієнт взаємної кореляції

$$r(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(u, v)g(x-u, y-v) dudv$$

В оптичних системах таку операцію зручно виконувати в частотній площині за допомогою функції

$$G(\omega_x, \omega_y) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} g(x, y) \exp(i(x\omega_x + y\omega_y)) dx dy$$

Тому оптична схема для обчислення взаємної кореляції двох функцій подібна до оптичної схеми для просторової фільтрації - складається із елементарної схеми для виконання Фур'є перетворення, фільтру із функцією передачі $G(\omega_x, \omega_y)$, що є Фур'є образом $g(x, y)$, та оптичної схеми для виконання зворотного Фур'є перетворення.

Множення комплексних функцій

За допомогою оптичної системи дуже легко виконати множення двох функцій. Для цього необхідно просто спроектувати одне зображення на інше. На рис. 7 зображено оптичну схему, що виконує множення двох комплексних функцій.

Очевидно, що розподіл амплітуд світла, яке пройшло через запропоновану оптичну систему буде визначатися добутком розподілів

коефіцієнтів пропускання транспарантів, розташованих у вхідній та вихідній площинах, тобто, воно буде пропорційне $s_1(x, y) \cdot s_2(x, y)$.

Так наприклад, якщо $s_1(x, y) = const_1$ і $s_2(x, y) = const_2$, то $s_{вих}(x, y) = \exp(i(\theta_1(x, y) + \theta_2(x, y)))$, або ж якщо $\theta_1(x, y) = \theta_2(x, y) = 0$, то $s_{вих}(x, y) = s_1(x, y) \cdot s_2(x, y)$.

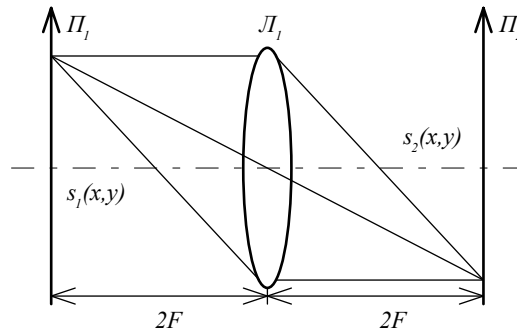


Рис. 7. Оптична схема для множення функцій (Π_1, Π_2 — вхідна та вихідна площини, L_1 — лінза із фокусною відстанню F).

Диференціювання функцій

Диференціювання функцій виконується в Фур'є площині. Для цього використовують теорему про похідну n -го порядку від часового спектру сигналу. $S_n(\omega) = \int \frac{d^n x}{dt^n} \exp(-i\omega t) dt = (i\omega)^n S(\omega)$. Таким чи-

ном, щоб отримати першу похідну сигналу, необхідно помножити його спектр на ω . Для просторових сигналів це виконується за допомогою розташованого в Фур'є площині фільтра з коефіцієнтом пропускання, який радіально зростає по абсолютній величині від центру, де має мінімальне значення - 0, та напівхвилевої пластинки, яка виконує зсув фаз для від'ємних спектральних складових.

Інтегрування функцій

Інтегрування довільної функції $s_{\omega\omega}(x, y)$ математично описується

формулою $s_{\text{вих}}(x, y) = \int_{-\infty-\infty}^{\infty} \int_{-\infty-\infty}^{\infty} s_{\omega\omega}(x, y) dx dy$. Таке перетворення легко

виконати за допомогою оптичної системи для отримання просторового спектру зображення при рівності 1 експоненціального множника в

$s_{\text{вих}}(\omega_x, \omega_y) = \int_{-\infty-\infty}^{\infty} \int_{-\infty-\infty}^{\infty} s_{\text{вх}}(x, y) \exp(i(x\omega_x + y\omega_y)) dx dy$. Виконання рівності

$\exp(i(x\omega_x + y\omega_y)) = 0$ можливе лише за умови $x_1 = y_1 = 0$. Фізично вказану математичну умову можна реалізувати за допомогою точкової діафрагми, яка розташована точно на оптичній осі системи (рис. 8).

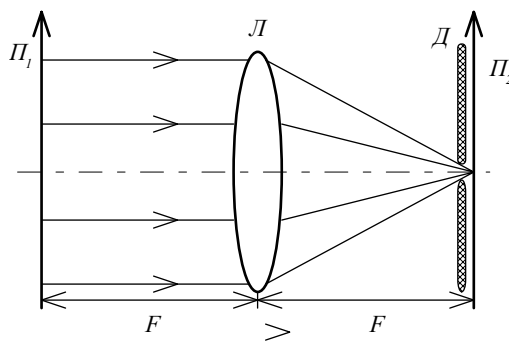


Рис. 8. Оптична схема для інтегрування двовимірних сигналів (Π_1 , Π_2 — вхідна та вихідна площини, L — лінза з фокусною відстанню F , D — точкова діафрагма).

План виконання лабораторної роботи.

1. Ознайомитися із теорією основних принципів виконання математичної обробки за допомогою оптичних систем.

2. Вивчити та чітко дотримуватися під час виконання лабораторної роботи вимог техніки безпеки при роботі із джерелами лазерного випромінювання.

3. Зробити необхідні оцінки та розрахунки.
4. Зібрати і від'юстувати оптичну схему для виконання математичної обробки сигналів.
5. Виконати завдання поставлене в лабораторній роботі.
6. Оформити результати математичної обробки зображень.

Завдання.

1. Отримати функцію взаємної кореляції двох зображень. Пояснити отримані результати.
2. Виконати інтегрування запропонованих тестових функцій.
3. Розрахувати просторовий фільтр (частотну передавальну функцію) для диференціювання функції.
4. Виконати множення двох функцій. Пояснити отримані результати.

Контрольні запитання.

1. Як виконується обмін інформації між контролером і модулями?
2. Запропонуйте схему оптичної системи, яка виконує множення трьох функцій.
3. Як повинен виглядати просторовий фільтр для отримання другої похідної вхідного сигналу?
4. Поясніть роль, яку виконує точкова діафрагма в схемі оптичного інтегрування сигналів (умова $x_1 = y_1 = 0$), з фізичної точки зору.

Інтроскопічні методи дослідження

Лабораторна робота № 3. Реконструкція зображень у магніто- резонансній томографії.

Мета роботи: ознайомитись з принципами магнітнорезонансної Фур'є томографії і основними методами реконструкції.

Загальні відомості

Магнітнорезонансна томографія — один з безпечних для людського організму методів інтроскопії, який дозволяє одержувати зображення довільного перерізу будь-якого внутрішнього органу з метою діагностики його стану. Завдяки цьому методу можна одержати велику кількість діагностичної інформації (густину розподілу магнітних моментів, локальні значення часу позовжньої і поперечної релаксації та інших).

Фізичні основи ЯМР томографії

При наявності зовнішнього магнітного поля локальна намагніченість у системі частинок, що мають ненульові власні магнітний та механічний моменти, може проявляти резонансний характер, який проявляється в поглинанні електромагнітного випромінювання на певній частоті. Прикладом такої системи частинок можуть бути ядра деяких атомів, наприклад, атомів водню в організмі людини. Тому відповідний резонанс називається ядерним магнітним резонансом (ЯМР). Як показала практика поведінка подібної системи (у випадку, коли частинки слабо взаємодіють одна з одною), кількісно добре описується за допомогою класичної теорії. Основними рівняннями при цьому виступають феноменологічні рівняння Блоха, які виражають залежність локальної намагніченості речовини $\vec{M}(\vec{r}, t)$ в заданій точці простору та в заданий момент часу від параметрів зовнішнього магнітного поля $\vec{H}(\vec{r}, t)$ та параметрів речовини $T_1(\vec{r}), T_2(\vec{r}), M_0(\vec{r})$.

$$\begin{cases} \frac{dM_z}{dt} = \gamma(\vec{M} \times \vec{H})_z + \frac{M_0 - M_z}{T_1} \\ \frac{dM_{x,y}}{dt} = \gamma(\vec{M} \times \vec{H})_{x,y} - \frac{M_{x,y}}{T_2} \end{cases} \quad (1)$$

де B_0 — стале магнітне поле направлене вздовж осі z , M_0 — рівноважне значення намагніченості, T_1 — час спін-граткової (поздовжньої) релаксації, T_2 — час спін-спінової (поперечної) релаксації, γ — гіромагнітне відношення.

Іншими словами: для кожної частинки, що має магнітний момент, може рухатись і знаходитись в магнітному полі в стані рівноваги цей магнітний момент спрямований паралельно до зовнішнього магнітного поля. При відхиленні від рівноважного напрямку локальна намагніченість повинна прецесувати навколо напрямку магнітного поля з певною частотою, яка залежить від значення магнітного поля. Радіочастотне збудження на частоті прецесії призводить до відхилення намагніченості від рівноважного напрямку. Час T_1 характеризує втрати енергії спінами, що прецесують, а час T_2 — визначається впливом частинок одна на одну, а також неоднорідністю поля..

Універсальний квантовий опис вимагає складніших обчислень і використовується при незастосовності класичної теорії.

У тих випадках коли, для об'єкту справедливий рівняння (1) існує можливість виміряти розподіл концентрації магнітних моментів та розподіл часів релаксації у даному об'єкті. Для цього об'єкт поміщується в сильне стале магнітне поле і збуджується зовнішнім радіочастотним випромінюванням, після чого накладається так зване градієнтне поле \vec{H}_G , що залежить від просторових координат x, y, z :

$$\vec{H}_G = \vec{i}G_x x + \vec{j}G_y y + \vec{k}G_z z$$

Прецесія спінів зразку під дією прикладених магнітних полів призводить до появи змінного магнітного поля біля зразку (спадання вільної індукції), яке можна легко зареєструвати. Розв'язок системи (1) при нехтуванні релаксацією дає сигнал спадання вільної індукції (2).

$$S(k_x, k_y, k_z) = \iiint \rho(x, y, z) \exp[2\pi i(k_x x + k_y y + k_z z)] dx dy dz \quad (2)$$

де $k_{x,y,z} = (2\pi)^{-1} \gamma G_{x,y,z} t_{x,y,z}$, звідки видно, що спінова густина ρ пов'язана з сигналом спадання вільної індукції (СВІ) за допомогою перетворення Фур'є. Для відновлення ρ треба мати повний набір даних для S , при всіх k . Реально отримується не неперервний, а дискретний набір даних СВІ за допомогою АЦП. Рівняння (2) є основою Фур'є томографії ядерного магнітного резонансу.

За допомогою ЯМР можна отримувати тривимірний розподіл ρ , однак це пов'язано з великими затратами часу та машинних ресурсів на накопичення, обробку та зберігання даних, тому на практиці як правило обмежуються двовимірними зображеннями.

Для отримання двовимірних зображень (зрізів) використовують селективне збудження спінів в потрібній площині, тобто накладають сталий градієнт магнітного поля в певному напрямку, при цьому в будь-якій площині, перпендикулярній до цього градієнту стале магнітне поле, а отже і резонансна частота ЯМР будуть однаковими, але для різних таких площин - різними. Якщо тепер прикласти РЧ сигнал з потрібною частотою, то можна збудити тільки спіни в потрібній площині. Для кодування координат в площині застосовують ортогональні сталі градієнти магнітного поля, що паралельні цій площині.

При цьому для візуалізації зображення розміром $N \times N$ точок досить отримати дані про N точок на СВІ для N збуджень даної площини при різних значеннях одного з градієнтів, що лежить в нашій площині. Градієнт, що робить селекцію площини називається градієнтом вибору шару (slise), градієнт, що лежить в виділеній площині і змінюється називається фазовим або градієнтом фазового кодування (phase), а третій - градієнтом зчитування або градієнтом частотного кодування (read). Для збудження використовують РЧ імпульси які відхиляють спіни на певний кут. Відновлення ведеться за формулою:

$$\rho\left(\frac{n_x}{NT}, \frac{n_y}{NT}\right) = \sum_{l=-\frac{1}{2}N}^{\frac{1}{2}N-1} \sum_{m=-\frac{1}{2}N}^{\frac{1}{2}N-1} S(lT, mT) \exp\left[-\frac{2\pi i n_x l}{N} - \frac{2\pi i n_y m}{N}\right] \quad (3)$$

N - розмір матриці даних, T - дискретність АЦП.

Цей метод називають Фур'є зейматографією. Його використовують в більшості томографів.

Приклад імпульсної послідовності приведено на рис. 9.

Реконструкція зображень

Фур'є реконструкція

Коли в рівнянні (3) величини $k_{x,y,z} = (2\pi)^{-1} \gamma G_{x,y,z} t_{x,y,z}$, тобто лінійно залежать від значень градієнтів та часу, що відповідає прямокутній декартовій сітці у Фур'є просторі, реконструкцію зображень спінової густини доцільно проводити за допомогою перетворення Фур'є вхідних даних. У дискретному випадку за формулою (3). Як показала практика ці методи є одними з найкращих методів реконструкції магніторезонансних томографічних зображень, оскільки мають низький рівень шумів, малі артефакти, високу обчислювальну ефективність (порядку $N \log_2 N$ операцій при використанні швидкого перетворення Фур'є). Для даного методу реконструкції характерний певний набір артефактів, що пов'язані з неврахуванням релаксації, обмеженням кількості даних, неоднорідністю магнітного поля та наявністю інших неідеальностей, що невраховані в (2). Обмеження кількості даних призводить до появи Гібсівських артефактів, що обумовлені згорткою функції зображення з функцією розмиття точки, яка є перетворенням Фур'є від функції вікна, що обмежує дані. Для прямокутного вікна це призводить до появи викидів на контурах об'єктів та до появи характерного шуму. Для боротьби з цим явищем використовують множення вхідних даних на функцію вікна $w(n\Delta k)$ певної форми, що зменшує даний артефакт, а також роздільну здатність та шум. У цьому випадку роздільна здатність δx

$$\delta x = \frac{1}{\sum_{n \in N_{data}} [w(n\Delta k) / w(0)]}. \text{ Максимально можлива роздільна здатність}$$

$$\delta x_{opt} = \frac{1}{N_{data} \Delta k}, \text{ де } \Delta k \text{ — крок збору даних у Фур'є просторі.}$$

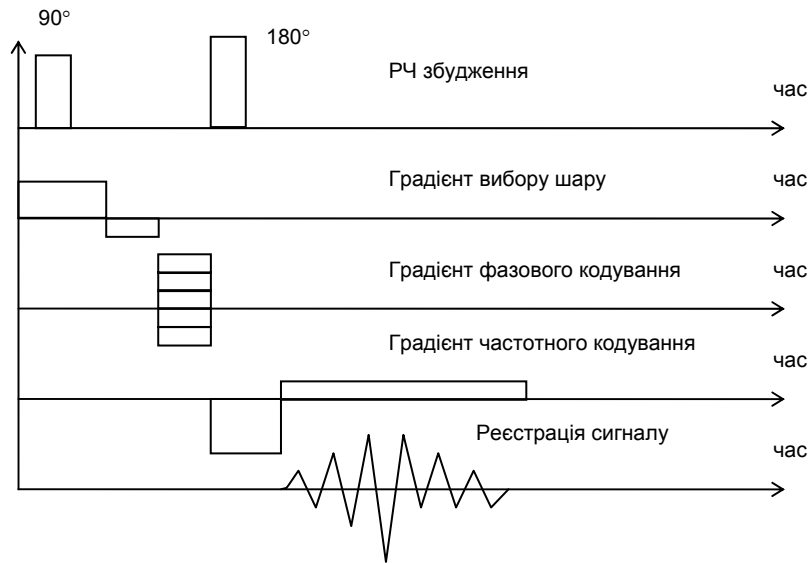


Рис 9 — Цикл послiдовностi спиного вiдлуння.

Реконструкцiя на основi авторегресiйних (АР) методiв

Цi методи належать до параметричних методiв: вхiднi данi представляються певною моделлю, параметри якої знаходяться з реальних даних, а за параметрами вiдбувається реконструкцiя зображення. Вхiднi данi $x[n]$ у випадку авторегресiйної моделi представляються як випадковий процес

$$x[n] = -\sum_{k=1}^m a[k]x[n-k] + e[n] \quad (4)$$

де параметри моделi $a[k]$ — авторегресiйнi коефiцiєнти, $e[n]$ — бiлий шум, m — порядок моделi. З рiвняння (4) легко знайти оцiнку спектральної густини потужностi, що вiдповiдає квадрату функцiї розподiлу спинов, промодульованої часами релаксацiї:

$$\rho^2 = P_{AR} = \frac{P_w}{|A(f)|^2}$$

де $A(f)$ — Фур'є спектр авторегресійної послідовності нашого процесу, p_w - дисперсія білого шуму. Для оцінки параметрів моделі часто використовують методи на основі лінійного передбачення, коли в рівнянні (4) $e[n]$ трактується як помилки апроксимації вхідних даних параметрами моделі і мінімізуються за методом найменших квадратів. До таких методів належить метод Берга, коваріаційний та ін. Оскільки (4) дозволяє екстраполювати сигнал на всій числовій осі (при відомих $a[k]$), то оцінка спектра має більшу роздільну здатність. Дані методи можна вважати методами надрозрізнення.

Метод мінімальної дисперсії

Метод мінімальної дисперсії [5-8] належить до непараметричних. Розглянемо фільтр з $p+1$ коефіцієнтами $a[0]..a[p]$. Сигнал на виході фільтру $y[n]$, що відповідає вхідним даним $x[n]$:

$$y[n] = \sum_{k=0}^p a[k]x[n-k] = x^T[n]a$$

Дисперсія сигналу на виході фільтру визначається виразом

$$p = \langle |y[n]|^2 \rangle = a^H R a, \text{ де } R \text{ — кореляційна матриця сигналу на}$$

вході. Накладемо умову

$$\sum_{k=0}^p a[k] \exp(-j2\pi f_0 kT) = e^H(f_0)e = 1 \quad (5)$$

Тобто частотна характеристика фільтра на частоті f_0 рівна 1. Отже синусоїда пройде через фільтр без спотворень. Метод мінімуму дисперсії полягає у мінімізації дисперсії сигналу на виході фільтру

при умові (5). Коефіцієнти фільтру: $a = \frac{R^{-1}e(f_0)}{e^H(f_0)R_p^{-1}e(f_0)}$

$$\text{Дисперсія на виході фільтру } p = \frac{1}{e^{H(f_0)} R_p^{-1} e(f_0)}$$

Дисперсія сигналу на виході фільтру є хорошим індикатором потужності синусоїди. Для оцінки кореляційної послідовності сигналу можна використовувати авторегресивні методи. Матриця обернена до кореляційної може бути представлена у вигляді [9, 10]:

$$R_p^{-1} = A_p P_p^{-1} A_p^H = \frac{1}{\rho_p} T_p T_p^H - \frac{1}{\rho_p} S_p S_p^H, \text{ де}$$

$$A_p = \begin{pmatrix} 1 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ a_p[1] & 1 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ a_p[p-1] & a_p[p-1] & \dots & 1 & 0 \\ a_p[p] & a_p[p-1] & \dots & a_p[1] & 1 \end{pmatrix}$$

$$S_p = \begin{pmatrix} 0 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ a_p^*[1] & 0 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ a_p^*[p-1] & a_p^*[p-1] & \dots & 0 & 0 \\ a_p^*[p] & a_p^*[p-1] & \dots & a_p^*[1] & 0 \end{pmatrix}$$

матриці АР параметрів, ρ_p — дисперсія білого шуму для моделі порядку p . У випадку, коли відгуком точки з синусоїди, вираз для спектральної оцінки мінімуму дисперсії (що відповідає квадрату спінової густини, що промодульована часами релаксації) можна спрощено записати у вигляді [11, 12]:

$$P(f) = \frac{1}{\sum_{k=-p}^p \psi[k] \exp(-j2\pi f k T)}, \text{ де}$$

$$\psi[k] = \begin{cases} \frac{1}{\rho_p} \sum_{i=0}^{p-k} (p+1-k-2i) a_p[k+i] a_p^*[i], & 0 \leq k \leq p \\ \psi^*[-k], & -1 \geq k \geq -p \end{cases}$$

Як метод спектрального оцінювання цей метод має гіршу роздільну здатність ніж авторегресійні методи, проте кращу ніж класичні, особливо при довгих послідовностях даних.

Програма інтерактивної обробки ЯМР даних

Програма призначена для реконструкції зображень за сигналом ЯМР томографа "Образ-1" (виробництво Росії). При запуску програми відображається діалог "ЛАБ. з МРТ РЕКОНСТРУКЦІЇ"

Операції з даними доступні через панель діалогу "**Операції з даними**". Для виконання певної операції необхідно вибрати з списку комбо боксу назву операції.

Програма дозволяє виконувати наступні операції з даними:

- ◆ Елемент списку "**Завантаження даних**": Завантаження даних експерименту для різних типів імпульсних послідовностей у форматі зберігання проміжних даних системи "Образ-1" (*.fil). Кожна точка даних є комплексним числом, що має 2 байти на дійсну та уявну частину. Тип імпульсної послідовності повинен бути вказаний користувачем, оскільки файл з даними не містить всієї необхідної інформації для завантаження. Від типу імпульсної послідовності залежать зокрема кількість фазових кодувань, кількість точок збору під час частотного кодування, кількість перерізів. Дані у програмі представляються у вигляді матриць, вектори яких відповідають певному значенню градієнта частотного та фазового кодування.
- ◆ Елемент списку "**Транспонування матриць**": Транспонування всіх матриць даних.
- ◆ Елемент списку "**Швидке Фур'є перетв. колонок**": Швидке перетворення Фур'є (FFT) для стовпців (колонок) матриць. (Результат заноситься на місце вихідних даних у колонки матриці).
- ◆ Елемент списку "**Метод Берга для колонок**": Оцінку спектральної густини потужності за методом Берга оцінки авторегресійних параметрів для колонок (стовпців) матриць. (Результат заноситься на місце вихідних даних у колонки матриці).

- ◆ Елемент списку **“Метод Мін Дисперсії для колонок”**: Оцінку спектральної густини потужності за методом мінімальної дисперсії для колонок (стовпців) матриць. (Результат заноситься на місце вихідних даних у колонки матриці).
- ◆ Елемент списку **“Зсув рядків”**: Циклічний зсув даних на півперіоду для стовпців (колонок) матриць.
- ◆ Елемент списку **“Застосування вікна для колонок”**: Множення всіх колонок всіх матриць даних на функцію вікна
- ◆ Елемент списку **“Відображення амплітуди”**: Відображення амплітуди комплексних значень даних
- ◆ Елемент списку **“Відображення дійсної частини”**: Відображення дійсної частини комплексних значень даних
- ◆ Елемент списку **“Відображення уявної частини”**: Відображення уявної частини комплексних значень даних
- ◆ Елемент списку **“Відображення фази”**: Відображення фази комплексних значень даних.

Крім того доступний режим відображення даних у формі двовимірного графіку через кнопку **“Відображення як графік”**.

Параметри операцій доступні через панель діалогу **“Параметри”**:

Список комбо-боксу **“Імпульсна послідовність”** дозволяє вибрати імпульсну послідовність певного типу та завантажити параметри, що відповідають даній послідовності.

Панель **“Матр. даних”** відображає кількість рядків (ряд.) та колонок (кол.) матриць даних.

Елементи панельки **“Вікно”** дозволяють вибрати різний тип вікна (список комбо-боксу) та відобразити його ширину (розм.). Типи вікон, що доступні в програмі:

“Вікно Хана” , -	$w[n] = \cos^2(2\pi[n])$
“Прямокутне вікно” ,	$w[n] = 1$
“Вікно Хемінга” ,	$w[n] = 0.54 + 0.46 \cos(2\pi[n])$
“Гаусоподібне” ,	$w[n] = \exp(-0.125 * t^2[n])$
“Вікно Бартлета”	$w[n] = 1 - 2 t[n] $

"Ручний режим "

Задавання форми вікна інтерактивно.

$$t[n] = \frac{n - (N - 1) / 2}{N - 1}, \quad N \text{ — ширина вікна}$$

Блок редагування "МД та АР" містить порядок моделі авторегресійного методу оцінки спектральної густини та методу мінімальної дисперсії оцінки спектральної густини.

Зазначимо, що поставлені задачі можуть бути розв'язані різними способами.

Хід виконання

1. Завантажити один-два файли даних сигналу томографічного обстеження для вказаної викладачем імпульсної послідовності з вказаного викладачем каталогу. Відобразити амплітуду, дійсну частину, уявну частину та фазу сигналу у вигляді зображень та графіків. Які відліки сигналу відповідають максимальним значенням фазокодуєчого градієнту, які мінімальним?
2. Перезавантажити дані. Для завантажених даних за допомогою операцій застосування вікна, швидкого перетворення Фур'є, транспонування матриць та зсуву рядків на період, реконструювати зображення розподілу спінової густини, що промодульована часами релаксації.
3. Відобразити амплітуду, дійсну частину, уявну частину та фазу реконструйованої функції розподілу у вигляді зображень та графіків. Яку інформацію про досліджуваний об'єкт несе кожна з розглянутих характеристик?
4. Оцінити шумові властивості зображень шляхом обрахування середньоквадратичного відхилення області фону для декількох типів вікон або вікон різної ширини. Оцінити візуально роздільну здатність та артефакти при використанні різних типів вікон. Для цього потрібно повторити пункт 2-а необхідну кількість разів.

Завдання.

1. На прикладі запису даних сигналу томографічного обстеження ознайомитись з характером реального томографічного сигналу. Порівняти інформативність дійсної частини, уявної частини, амплітуди сигналу як окремо так і у сукупності.
2. Провести реконструкцію зображень за реальними томографічними даними за допомогою класичного методу (перетворення Фур'є з

вікном). Порівняти як впливає тип вікна на шумові властивості реконструйованих зображень та на артефакти, що виникають в процесі реконструкції.

3. Провести реконструкцію зображень за реальними томографічними даними з використанням методів оцінки спектральної густини потужності на основі авторегресійного методу спектрального оцінювання та методу мінімальної дисперсії, порівняти шумові властивості та артефакти реконструйованих зображень з класичними методами.

4. Результати порівняння повинні бути оформлені у вигляді довільної таблиці. Для зручності можна використовувати Excel або Word.

Додаткове завдання.

1. Перезавантажити дані. Для завантажених даних за допомогою операцій застосування вікна, швидкого перетворення Фур'є, транспонування матриць, зсуву рядків на період, методу Бегра та мінімуму дисперсії реконструювати зображення розподілу спінової густини, що промодульована часами релаксації.

2. Оцінити шумові властивості зображень шляхом обрахування середньоквадратичного відхилення області фону для декількох типів вікон або вікон різної ширини. Оцінити візуально роздільну здатність та артефакти при використанні цих методів. Порівняти результати з класичним методом реконструкції.

Контрольні запитання

1. Розподіл яких характеристики речовини можна візуалізувати за допомогою магніторезонансної томографії?

2. Яким чином проводиться просторове розділення різних точок досліджуваних об'єктів?

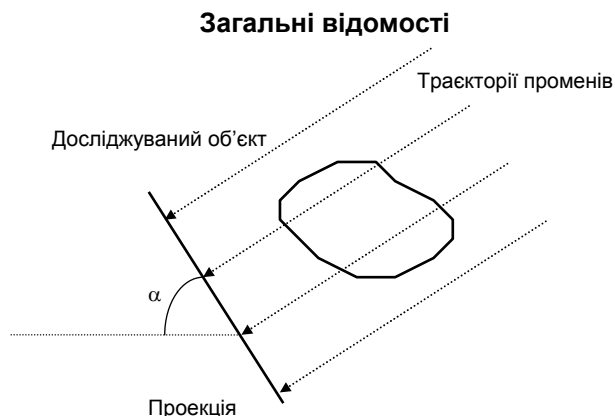
3. Як впливає неоднорідність магнітного поля та просторова нелінійність градієнтів на реконструйовані зображення?

4. Чому використовується комплексний сигнал?

5. Як збільшити різкість реконструйованих зображень?

Лабораторна робота № 4. Комп'ютерна проективна томографія

Мета роботи: ознайомитись з особливістю відновлення зображень за сукупністю одновимірних проекцій в комп'ютерній проективній томографії.



Комп'ютерна проективна томографія є напрямком інтроскопії (тобто отримання зображень внутрішньої будови досліджуваного об'єкта — не обов'язково біологічного — без його пошкодження) на основі комп'ютерного аналізу сукупності проекцій.

Фізичні основи рентгенівської томографії

Рентгенівська томограма – реконструйоване зображення, яке відповідає перетину деякої площини і тривимірного досліджуваного об'єкта (рис. 10). Під проекцією розуміється вектор, кожне з значень якого відповідає деякому променевому інтегралу - інтенсивності інформативного параметра деякої хвилі, що проходить через досліджуваний об'єкт за лінією, що належить площині досліджуваного зрізу [13].

Рис. 10 — Схема отримання проекції.

Обмежимося лінійним наближенням теорії проективної томографії. Відповідно цьому наближенню нехтують розсіяним і відбитим

випромінюванням. Таким чином для довільної точки буде справедливим рівняння:

$$\frac{dI}{dl} = -I(l)R(x, y);$$

де $R(x, y)$ — поглинання даної хвилі речовиною досліджуваного об'єкта. Найбільш популярною хвилею для проективної томографії є електромагнітна хвиля рентгенівського діапазону (для забезпечення хорошої проникності з одного боку і роздільної здатності з іншого), в останні роки активно розвиваються також прилади з використанням ультразвукової хвилі. Відповідно для рентгенівської томографії поглинання називається рентгенівською густиною. Відповідно для деякої точки n -тої проекції $I_n(\zeta) = \int I(l)dl$.

Логарифмування проекції робить вклад кожної точки об'єкта лінійним. Відповідно маючи деяку кількість проекцій, таким чином, щоб кількість точок (числових значень) в усіх проекціях перевищувала кількість точок растру, який відповідає досліджуваному зрізу зображення (в дійсності через дискретний характер задачі і часткову корельованість даних кількість точок в усіх проекціях у 1.5-2 рази більше за кількість точок растру) можна розрахувати значення $R(x, y)$ через сукупність проекцій $I_n(\zeta)$.

Таким чином для відновлення зображень знімається деяка кількість лінійних проекцій, кожна під своїм кутом орієнтації α (рис. 11). В рентгенівській томографії використовують два різних способу проекціювання:

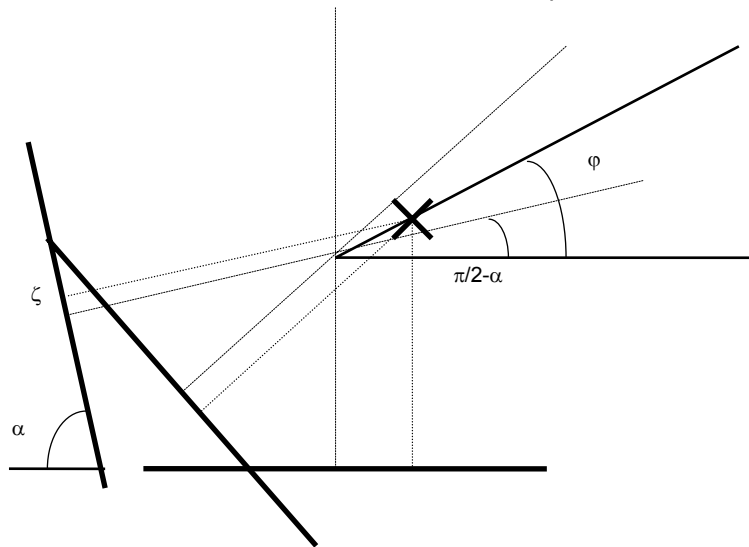
- ◆ паралельне (кожна точка даної проекція відповідає своєму положенню джерела, таким чином, щоб траєкторії були паралельними)
- ◆ точкове (уся проекція отримується при одному положенні джерела випромінювання, яка є точкою перетину усіх траєкторій).

Принципової різниці між цими двома випадками немає. Різниця технології збору первинних даних (такі приладові дані, які не пройшли ще математичної обробки часто звуть сирими даними) полягає в тому, що у випадку паралельного проекціювання краще кути орієнтації проекцій слід обмежити діапазоном $0 \div 180^\circ$ через сильну корельованість даних для діапазон у $180 \div 360^\circ$ з попередніми. При точ-

ковому проєкціюванню кращі результати отримуються для діапазону кутів $0 \div 360^\circ$. Найбільш популярним на сьогоднішній день математичним апаратом відновлення зрізу за сукупністю проєкцій є обернене проєкціювання. Щоб зрозуміти цей метод розглянемо об'єкт, що складається з однієї точки. Обмежимося випадком паралельного проєкціювання. Відповідно на кожній з проєкцій йому буде відповідати одна точка, положення якої на проєкції буде залежати від орієнтації проєкції (рис. 11).

Рис. 11 — Схема визначення орієнтації проєкцій.

Можна побачити, що відстань на довільній проєкції від її центру



буде дорівнювати $\zeta(\alpha) = r \sin(\varphi - (\pi/2 - \alpha)) = r \cos(\alpha + \varphi)$, де r , φ — координати вибраної нами точки об'єкту в полярній системі відліку.

Таким чином, якщо (α, ζ) представити як деякі декартові координати простору проєкцій, кожна точка об'єкта формує деяку синусоїду в просторі системи проєкцій (α, ζ) , амплітуда якої біде відповідати радіусу вектору точки, а фаза — куту нахилу цього вектора в прос-

торі об'єкту. Інтенсивність точок такої синусоїда відповідає рентгенівській густині точки.

Зазначимо, що в даному випадку простір об'єктів співпадає з простором зображень. Відповідно, якщо помножити сукупність проєкцій на цю синусоїду (для різних значень r , φ і проінтегрувати, для вибраної точки отримаємо дельта-функцію $\delta(r, \varphi)$). Випадок точкового проєкціювання відрізняється деякою деформацією цієї синусоїди, однак принцип оберненого проєкціювання залишається там самим (звичайно крім виразу самої функції (в останньому випадку вона також зводиться до аналітичного виразу).

У реальному випадку сукупність проєкцій складається з багатьох синусоїд, які перетинаються між собою (зверніть на це увагу під час виконання роботи!). Взаємний вплив за рахунок перетинів призводить до гала навколо кожної точки. Для компенсації взаємного впливу використовується згортка проєкцій з деяким ядром, вигляд якого наведено на рис. 12.

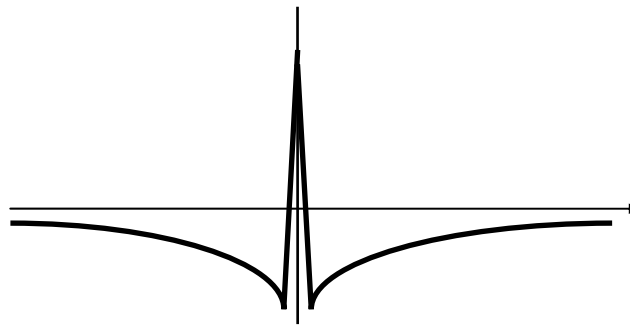


Рис. 12 — Наближений вигляд ядра згортки для корекції проєкцій.

Зазначимо, що усі відомі покоління томографів з математичної точки зору зводяться до розглянутих двох випадків паралельного і центрального (або точкового) проєкціювання [14]:

- ◆ перше покоління — кожна з проєкцій отримується скануванням вздовж проєкції одночасно датчика і рентгенівського джерела (паралельне проєкціювання);

- ◆ друге покоління — відрізняється від першого кількістю (4÷16) датчиків, що утворюють вузьке віяло, однак використовується сканування вздовж проекції - фактично одночасно кожен з датчиків відповідає своїй проекції за методом паралельного проєкціювання ;
- ◆ третє покоління — проекція отримується за рахунок великої кількості датчиків одночасно, джерело утворює віяло, яке перекриває уся проекцію цілком (центральне проєкціювання)
- ◆ четверте покоління — датчики розташовані на колі, джерело обертається — кожне його положення — одна проекція (центральне проєкціювання)

Однак на красиву математичну теорію накладається неідеальність сирих даних, що значно ускладнює роботу. До таких факторів належать:

- ◆ квантовий шум рентгенівського джерела (для його зменшення треба збільшувати інтенсивність дози опромінення, що небажано для пацієнта - в технічній томографії з цим дещо простіше)
- ◆ неоднаковість чутливості і зміщення нулів рентгенівських датчиків і аналогово-цифрових перетворювачів.

Для боротьби з шумами використовується додаткова фільтрація даних (доводиться жертвувати роздільною здатністю) Для врахування розбіжності характеристик різних каналів використовуються особливі методи нормування — імітаційне навантаження перетворювачів для другого покоління або сканування порожнього місця до сканування робочого зрізу для наступних поколінь. Також використовується нормування проєкцій на усереднену проєкцію калібровочного водяного фантому.

В роботі використовується реальна програма керування комп'ютерним рентгенівським томографом другого покоління СРТ-1010 в сукупності з програмним імітатором сигналів томографу). При цьому замість потоку сирих даних з апаратної частини томографу використовується файл сирих даних, що було попередньо записано даною програмою на реальному приладі. Увага! При імітаційному скануванні не змінюйте положення столу, оскільки така операція вимагає ручного завдання на імітаторі сигналів-відповідей.




Завдання.


1. Ознайомитись з основними командами і органами керування програми керування комп'ютерним рентгенівським томографом

2. Визначити основні характеристики відновлюваного зображення виходячи з розмірності вхідних даних на основі математичного імітаційного фантому
3. Визначити основні характеристики відновлюваного зображення виходячи з реальних сирих даних томографу тої ж розмірності
4. Налаштувати режим відновлення для найкращого спостереження зрізів людського мозку

Хід виконання

1-а. Запустити програму томографу lmscan.exe.

1-б. Ознайомитись з основними командами і органами керування програми керування комп'ютерним рентгенівським томографом. Для виконання даної лабораторної роботи найбільш важливими є діалоги керування томографом (активується кнопкою ) , настроювання відображення (активується кнопкою ) , нанесення графічних об'єктів мишею (активується кнопкою ) , а також настроювання режиму фільтрації проєкцій перед виконанням зворотнього проєкціювання , що задається в діалозі завдання додаткових опцій (викликається через команду меню "Сервіс,настройки (Service,Options)" кнопкою "Добавочные (Additional)").

Слід відзначити, що програма має розвинену інтерактивну систему допомоги, що дозволяє для отримання підказок використовувати кнопку  (після натискання на цю кнопку треба клацнути мишею по органу керування, допомогу до якого хочете отримати).

1-в. Відкрийте деяке зображення 16-бітового формату і потренуйте керувати його відображенням.

1-г. Потренуйте наносити геометричні об'єкти за допомогою миші (при активованому діалозі нанесення графічних об'єктів).

При натисканні правої кнопки миші (при ненатиснутій лівій !), коли курсор знаходиться в полі попередньо активованого об'єкту, виконується розрахунок деяких статистичних параметрів, що може використовуватись в роботі. Потренуйте роботи такі вимірювання і наносити результати вимірювання в поле кадру.

Клацання правої кнопки миші на активованому об'єкті типу відрізок перетворює його на лінійку (шкалу з відмітками). Потренуйтеся роботи такі вимірювання.

Зверніть увагу на режим миші "лінійка" (кнопка  даного діалогу).

2-а. Ознайомтесь з математичною емуляцією фантому (активується темою меню "**Калибровка - Мат.тест - Математический фантом (Calibration - Math.test -Mathematical fantom)**"). При цьому додається два кадри з однаковим набором проекцій. Налаштуйте відображення для їх прийнятної візуалізації. На цих проекціях горизонтальна вісь відповідає скануванню датчиком впоперек осі обертання томографу, вертикальна вісь - кутам орієнтації томографу. Для відновлення зображення за проекціями для активного кадру з проекціями треба вибрати тему меню "**Восстановить - Точно (Calculate - High)**" і почекати приблизно 30 сек.

2-б. Вибором настроювань фантому спробуйте з'ясувати які компоненти на зображенні проекцій відповідають яким елементам на відновленому зображенні.

2-в. Вибором настроювань фантому і настроюванням режиму фільтрації (режими фільтрації послідовно відповідає відсутності фільтрації та згортковому гаусовому двокоординатному фільтру (вздовж проекції і вздовж кута) з апертурою 2,3,4 кроки дискретизації) визначте залежність роздільної здатності і шумової компоненти сірого поля від апертури фільтру і контрастності точок (рівень 1-5 відповідає деякому зростанню контрастності). Увага! Фільтрація виконується до відображенні проекцій на екрані, тобто спершу треба задавати необхідний режим фільтрації, а потім завантажувати математичний фантом (або в подальшому виконувати сканування об'єкту).

2-г. Записати обстеження до бази даних.

3-а. Використовуючи реальні дані для фантомів, що використовуються для настроювання томографу (Імітаційним скануванням, вибираючи при скануванні файл "**Hi_Rez**" або "**Combo**"), визначте залежність роздільної здатності та шумових властивостей сірого відновленого зображення від апертури фільтра. Порівняйте отримані результати з результатами для математичного фантому, що дозволить визначити вклад характеристик апаратної частини (недокомпенсовані

нерівномірність і дрейф нуля рентгенівських датчиків, шумова компонента сигналу рентгенівських датчиків) в вади відновлення.

3-б. Використовуючи реальні дані для комбінованого фантому (Імітаційним скануванням, вибираючи при скануванні файл Combo), спробуйте настроїти відображення малоконтрастних об'єктів (маленькі кружки різних розмірів на межі роздільності за контрастністю в середині верхнього великого кружка). З'ясуйте межу роздільної здатності за шкалою Хаунсфілда (відображення яскравості в даній програмі приведено до цієї шкали). Для порівняння - роздільна здатність чистого відновлення відповідає 1-2 одиницям.

4. Настроїти режим фільтрації для найкращого спостереження зрізів людського мозку використовуючи імітаційне сканування, вибираючи при скануванні файл "Head_a". Отримати зображення чотирьох послідовних зрізів мозку "Head_a", "Head_b"). Записати обстеження до бази даних.

5. Оформіть звіт, в якому треба довільним чином відобразити отримані числові результати і відповідь на одне з контрольних питань, вказане викладачем.

Контрольні питання

1. Що на сукупності проєкцій відповідає довільній точці відновленого зображення?
2. Які основні фактори визначають роздільну здатність відновленого зображення в проєктивній томографії?
3. Чому в рентгенівській томографії використовується надлишковість за кількістю вхідних даних?
4. Чому фільтрація даних виконується на рівні проєкцій а не на рівні відновленого зображення?
5. Що на сукупності проєкцій відповідає імітації черепної коробки? Як зміняться проєкції, якщо фантом повернути на 90 градусів?

Методи функціональних досліджень в медичній діагностиці

Лабораторна робота № 5 Поляриметричні вимірювання характеристик прозорих розчинів

Мета роботи: вивчити фізичні принципи роботи, ознайомитися із основними методиками вимірювання та оптичною схемою системами для поляриметричних вимірів.

Загальні відомості: В медицині, фармації, харчовій промисловості, для біологічних досліджень широко застосовуються поляриметрія. Поляриметрія — метод контролю у харчовій промисловості, аналізу ефірних масел, алкалоїдів, антибіотиків у фармації. Поляриметричні методи є дуже важливим інструментом медико-біологічних досліджень, зокрема, поляриметричний метод вимірювання концентрації оптично активної речовини у розчині та спектрополяриметрія — метод вивчення будови речовини за допомогою визначення залежності кута повороту площини поляризації від довжини хвилі світла.

Дослідження виконують за допомогою поляриметрів. Поляриметри призначені для вимірювання кута повороту площини поляризації оптично активних прозорих однорідних розчинів. В лабораторній роботі використовується поляриметр СМ-3.

Вимірювання кута повороту площини поляризації

Для вимірювання кута повороту площини поляризації в поляриметрі СМ-3 використано принцип урівноважування яскравостей частин поля зору. Поділ поля зору виконаний за допомогою введення в оптичну схему поляриметра хроматичної фазової пластини. Яскравості полів слід урівноважувати поблизу повного затемнення поля зору. При урівноважуванні мінімальних яскравостей полів порівняння кут між площинами поляризатора і аналізатора складає 86.5° .

Світло від лампи проходить через конденсор і поляризатор, далі одна частина – захисне скло, кювету і аналізатор, друга частина –

додатково ще через хроматичну фазову пластину (рис. 13). Урівноваження яскравостей полів досягається за допомогою зміни кута між площиною поляризатора і аналізатора шляхом повороту аналізатора. Якщо у проміжок між поляризатором і аналізатором внести кювету з оптично активною речовиною, то порушується рівність між яскравостями полів. Відновити вказану рівність яскравостей можна відновити повернувши аналізатор на додатковий кут, який рівний куту повороту площини поляризації оптично активним розчином. Тому вимірювання кута повороту площини поляризації оптично активним розчином зводиться до визначення різниці показів положення аналізатора при рівності яскравостей полів з розчином і без нього.

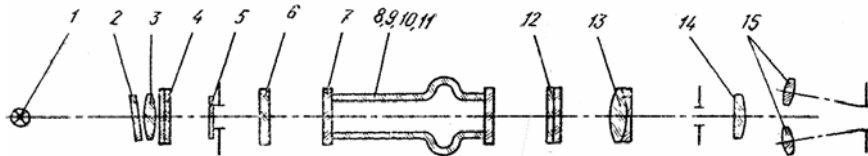


Рис. 13 – Оптична схема поляриметра (1 — лампа ДНаС 18-04.2, 2 — світлофільтр, 3 — конденсор, 4 — поляризатор, 5 — хроматична фазова пластинка, 6 — захисне скло, 7 — покривне скло, 8÷11 — конструктивні складові кювети, 12 — аналізатор, 13 — об'єктив, 14 — окуляр, 15 — лупа).

Вимірний кут повороту площини поляризації буде також визначатися концентрацією оптично активної речовини в розчині. Для більшості оптично активних речовин питомий кут повороту площини поляризації не залежить від концентрації (певних межах зміни концентрації).

$\alpha = \alpha_0 l c$, де α – кут повороту площини поляризації, α_0 – питомий кут повороту площини поляризації при кімнатній температурі 20°C на довжині хвилі 589 нм, l – довжина кювети; c – концентрація оптично активної речовини в розчині. Отже, концентрація оптично активної речовини в розчині становить $c = \frac{\alpha}{\alpha_0 l}$.

Методика експериментального визначення кута повороту площини поляризації оптично активної речовини

Визначення нульового відліку проводять з кюветою, яка заповнена дистильованою водою. Для цього поворотом трубки спостереження встановлюють окуляр відповідно до гостроти зору дослідника для досягнення чіткого зображення лінії поділу полів порівняння. Далі за допомогою ручки обертають аналізатор і досягають зрівнювання яскравостей полів порівняння у чутливому діапазоні. Слід звернути увагу, що не повинне спостерігатися забарвлювання частин полів або/і різкого виділення краю хроматичної фазової пластинки. У випадку появи забарвлювання частин полів слід трохи віджати гайку кріплення покривного скла кювети. Якщо спостерігається різке виділення краю хроматичної фазової пластинки, яке є наслідком неправильного встановлення лампи, необхідно виконати процедуру юстування лампи.

Для визначення кута повороту площини поляризації кювету з розчином оптично активної речовини для дослідження встановлюють у кюветному відділі та закривають кришкою¹. Повільно обертають ручку аналізатора до встановлення повного зрівнювання яскравостей полів. За шкалою лімба визначають цілу частину кута повороту в градусах. При цьому положенні шкал перша поділка ноніусу, яка співпадає із поділкою шкали лімба, визначає дробну частину кута повороту в сотих частинах градуса. Ціна поділки ноніусу складає 0.02° . Приклад визначення кута повороту наведений на рис. 14.

Процедуру зрівнювання яскравостей полів порівняння повторюють п'ять разів. За отриманими значеннями відліку лімба і за шкалою ноніуса обчислюють середнє значення кута повороту аналізатора, яке далі використовують як нульовий відлік.

План виконання лабораторної роботи

1. Ознайомитися із теорією основних принципів оптичної просторової фільтрації.
2. Ознайомитися із оптичною схемою поляриметра та методикою вимірювання кута повороту площини поляризації.
3. Перевірити та підготувати обладнання для проведення досліджень.

¹ розчин оптично активної речовини має бути прозорим і однорідним.

4. При необхідності від'юстувати оптичну систему для отримання правильних оцінок нульового відліку поляриметра.
5. Виконати завдання поставлене в лабораторній роботі.
6. Оформити результати обробки зображень.

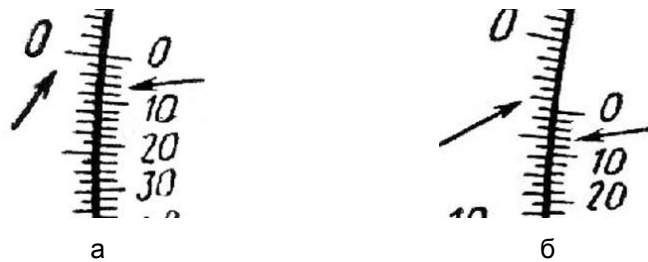


Рис. 14 – Приклад положення шкали лімбу ноніусу для різних кутів повороту аналізатора (а – 0.06° , б – 3.56°). Положення шкали лімбу і перша співпадаюча поділка ноніусу вказані стрілками.

Завдання

1. Підготувати кювету для визначення нульового відліку поляриметра.
2. Зробити необхідні вимірювання та розрахунки для визначення нульового відліку поляриметра.
3. Провести вимірювання залежності кута повороту площини поляризації розчину від концентрації в ньому оптично активної речовини.
4. За отриманими даними зробити розрахунки питомого кута повороту площини поляризації.
5. Оцінити значення параметрів кута повороту площини поляризації розчину з невідомою концентрації в ньому оптично активної речовини.
6. Розрахувати концентрації оптично активної речовини у розчині.
7. Відповісти на контрольні запитання.

Контрольні запитання

1. Чому перед початком вимірювань необхідно проводити визначення нульового відліку поляриметра? Чому для цього використовують

кювету з дистильованою водою, а не розчин з відомою концентрації в ньому оптично активної речовини?

2. Чому за допомогою поляриметра можна визначити концентрацію оптично активної речовини лише у прозорому та однорідному розчині?

3. Чим визначається точність поляриметричного вимірювання концентрації оптично активної речовини у розчині?

4. Чому поляриметричного вимірювання концентрації оптично активної речовини у розчині має широке застосування у медико-біологічних дослідженнях?

ЛІТЕРАТУРА

1. Справочник по лазерам, под редакцией А. М. Прохорова. - М. Советское радио, Том 2, 1978.
2. Григорук В. І., Коротков П. А., Хижняк А. І. Лазерна фізика: Підруч. для студ. вищ. навч. зак. - 2-е вид. - К.: "МП Леся", 1999. - 528 с.
3. Левин Б. Р., Статистическая радиотехника - М: Мир, т. 1, 2, 1978.
4. Сивухин Д. В., Общий курс физики. Оптика - М: Наука, 1980.
5. Capon J. High-Resolution Frequency-Wavenumber Spectrum Analysis. Proc. IEEE, vol. 57, pp. 1408-1418, August 1969.
6. Capon J. Maximum Likelihood Spectral Estimation. Chapter 5 in Non-Linear Methods of Spectral Analysis, 2nd ed., S. Haykin, ed., Springer-Verlag, New York, 1983.
7. С. Л. Марпл-мл. Цифровой спектральный анализ и его приложения. - М: Мир. 1990, 584 с.
8. Musicus B. Fast MLM Power Spectrum Estimation from Uniformly Spaced Correlations. IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., vol. ASSP-33, pp.1333-1335, October 1985.
9. Capon J. High-Resolution Frequency-Wavenumber Spectrum Analysis. Proc. IEEE, vol. 57, pp. 1408-1418, August 1969.
10. Capon J. Maximum Likelihood Spectral Estimation. Chapter 5 in Non-Linear Methods of Spectral Analysis, 2nd ed., S. Haykin, ed., Springer-Verlag, New York, 1983.
11. С. Л. Марпл-мл. Цифровой спектральный анализ и его приложения. - М: Мир. 1990, 584 с.
12. Musicus B. Fast MLM Power Spectrum Estimation from Uniformly Spaced Correlations. IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., vol. ASSP-33, pp.1333-1335, October 1985.
13. The physics of medical imaging, edited by S. Webb, IOP Publishing Ltd, 1988. - 640 p.
14. К. Х. Хауссер, Х. Р. Кальбитцер ЯМР в медицине и биологии: структура молекул, томография, спектроскопия in-vivo: Пер. с нем. под ред. Рябченко С. М.. - К.: Наукова думка, 1993. - 259 с.

Навчальне видання

**Кононов Михайло Володимирович
Радченко Сергій Петрович
Судаков Олександр Олександрович**

Фізичні основи медичної техніки

Методичні вказівки до проведення лабораторних робіт

Редактор Л. П. Львова