

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ АЕРОНАВІГАЦІЇ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ
КАФЕДРА ЕЛЕКТРОНІКИ, РОБОТОТЕХНІКИ І ТЕХНОЛОГІЙ
МОНІТОРИНГУ ТА ІНТЕРНЕТУ РЕЧЕЙ

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ

Завідувач кафедри

_____ Шутко В.М.

«___» _____ 2023 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

ЗДОБУВАЧА ОСВІТНЬОГО СТУПЕНЯ БАКАЛАВРА

ЗІ СПЕЦІАЛЬНОСТІ 171 «ЕЛЕКТРОНІКА»

ОПП «ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ»

Тема: «Рентгенівський моноблок з катодом на нанотрубках»

Виконавець:

студент групи МН-305СТН _____

Супрун Андрій Віталійович

Керівник:

к.т.н. доцент ЕРМІТ _____

Мірошніченко О.С.

Нормоконтролер:

Сініцин Р.Б.

КИЇВ 2022

НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ АЕРОНАВІГАЦІЇ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ КАФЕДРА
ЕЛЕКТРОНІКИ, РОБОТОТЕХНІКИ І ТЕХНОЛОГІЙ
МОНІТОРИНГУ ТА ІНТЕРНЕТУ РЕЧЕЙ
171 «ЕЛЕКТРОНІКА», ОПП«ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ»

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ

Завідувач кафедри

_____ Шутко В.М.

«___» _____ 2022 р.

ЗАВДАННЯ

на виконання дипломної роботи

Супрун Андрій Віталійович

(П.І.Б., випускника)

1. Тема дипломної роботи: «Система керування відеокамерою з використанням мобільного пристрою» затверджена наказом ректора від «23» березня 2023 р. № 387/ст.
2. Термін виконання роботи: з «23» березня 2023р. по «23» травня 2023р
3. Вихідні дані до роботи: розробити систему дистанційного керування камерою.
4. Зміст пояснювальної записки: 1 Теоретичні відомості, 2 Вуглецеві нанотрубки, 3 Катоди на нанотрубках.
5. Перелік обов'язкового графічного (ілюстрованого) матеріалу: таблиці, рисунки, зображення сенсорів, модулів, пристрою, код програми.

6. Календарний план-графік

№ п/п	Завдання	Термін виконання етапів	Відмітка про виконання
1.	Затвердження теми бакалаврської роботи	23.03.2023р	
2.	Вивчення літератури	24.03.2023р.- 03.04.2023р.	
3.	Теоретичні основи розробки	04.04.2023р.- 09.04.2023р.	
4.	Вибір технічних засобів	10.04.2023р.- 22.04.2023р.	
5.	Апаратно-програмна реалізація	23.04.2023р.- 14.05.2023р.	
6.	Оформлення та усунення недоліків дипломної роботи	15.05.2023р.- 21.05.2023р.	

Дата видачі завдання: «23» березня 2022 р.

Керівник дипломної роботи _____ Мірошніченко О.С.
(підпис керівника) (П.І.Б.)

Завдання прийняв до виконання _____ Супрун А.В.
(підпис випусника) (П.І.Б.)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до дипломної роботи «Рентгенівський моноблок з катодом на нанотрубках» містить: X сторінок, Y рисунка, U таблиці, 228 використаних джерела.

Актуальність теми Рентгенівський моноблок з катодом на нанотрубках є актуальною темою в області медичної діагностики. Використання нанотехнологій у розробці рентгенівських моноблоків може покращити якість зображень, знизити дозу опромінення та спростити процес діагностики.

Мета роботи – вивчення властивостей нанотрубок та їх використання в рентгенівських апаратах.

Об'єкт дослідження: катод з використанням нанотрубок

Предмет дослідження – рентгенівський моноблок з використанням катода в якому використовуються вуглецеві нанотрубки

Мета дипломної роботи – дослідження сучасних методів поліпшення рентгенівського зображення та зменшення дози опромінення і витраченої енергії шляхом використання катода з вуглецевими нанотрубками.

Матеріали даної дипломної роботи можуть бути використані для проведення наукових досліджень, у навчальному процесі, а також з можливістю використання в практичній діяльності процесів побудови систем керування відеокамерою.

Ключові слова: РЕНТГЕН, МОНОБЛОК, НАНОТРУБКИ, ОПРОМІНЕННЯ, CNT

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

- ВНТ – вуглецева нанотрубка
- ОВНТ – одношарова вуглецева нанотрубка
- БВНТ – багатшарова вуглецева нанотрубка
- СТ – комп'ютерна томографія
- CNT – carbon nanotubes
- CMOS –комплементарна структура метал-оксид-напівпровідник

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ	5
ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ	9
1.1 Історія виникнення рентгенівських променів	9
1.2 Опис та принцип роботи рентгенівського випромінювання	16
РОЗДІЛ 2. ВУГЛЕЦЕВІ НАНОТРУБКИ	25
2.1 Основні відомості	25
2.2 Різновиди нанотрубок	31
РОЗДІЛ 3. КАТОДИ НА НАНОТРУБКАХ	38
3.1 Передмова	38
3.2 Нанотрубки в рентгенівській діагностиці	39
3.3 Результати досліджень	44
3.3 Висновки	48
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	49
ПОСИЛАННЯ	50

ВСТУП

Рентгенівська діагностика з використанням вуглецевих нанотрубок (ВНТ) є одним зі сучасних напрямків досліджень в області медичної образотворчої технології. ВНТ - це структури з вуглецю, які мають форму трубок з нанометровими розмірами діаметра і значною довжиною. Вони мають унікальні фізичні властивості, такі як висока механічна міцність, електрична провідність та можливість емітувати електрони.

Одним з використанняв ВНТ в медицині є їхнє застосування в рентгенівській діагностиці. ВНТ можуть бути використані для створення нових типів рентгенівських детекторів з високою чутливістю і високою просторовою роздільною здатністю.

Тонка плівка ВНТ має здатність поглинати рентгенівське випромінювання і виробляти електрони, що залежать від інтенсивності випромінювання. Ці електрони можуть бути виміряні і використовуватись для створення рентгенівських зображень. Завдяки високій електричній провідності ВНТ, такі детектори можуть працювати з високою чутливістю і швидкістю зчитування.

Переваги використання ВНТ в рентгенівській діагностиці полягають у високій чутливості до рентгенівського випромінювання, що дозволяє отримувати зображення з високою якістю навіть при низьких дозах випромінювання. Крім того, ВНТ мають високу просторову роздільну здатність, що дозволяє отримувати деталізовані зображення внутрішньої структури об'єктів.

Однак, дослідження використання ВНТ в рентгенівській діагностиці все ще тривають, і є виклики, які потребують вирішення. Наприклад, виробництво ВНТ з високою якістю і стабільністю залишається складним завданням. Також необхідно вивчити вплив ВНТ на здоров'я пацієнтів та

виконати додаткові клінічні дослідження, щоб оцінити ефективність і безпеку цих нових технологій.

Усередині ВНТ є великий потенціал для подальшого розвитку рентгенівської діагностики, і подальші дослідження і технологічні вдосконалення можуть привести до нових інновацій і покращень в цій області.

РОЗДІЛ 1. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

1.1 Історія виникнення рентгенівських променів

Перш ніж їх відкрили у 1895 році, рентгенівські промені були просто невідомим видом випромінювання, що випромінювалося з експериментальних розвантажувальних трубок. Вони були помічені вченими, які досліджували катодні промені, що утворюються в таких трубках, які є енергетичними електронними пучками і були вперше спостережені в 1869 році. Безліч ранніх трубок Крукса (винахід приблизно 1875 року) безсумнівно випромінювали рентгенівські промені, оскільки ранні дослідники помічали ефекти, які можна було пояснити саме ними, як детально описано нижче. Трубки Крукса створювали вільні електрони шляхом іонізації залишкового повітря у трубці високою постійною напругою від кількох кіловольтів до 100 кВ. Ця напруга прискорювала електрони, що виходили з катоду, до достатньої швидкості, що при ударі про анод або скляну стінку трубки вони створювали рентгенівські промені.

Першим відомим дослідником, який (ненавмисно) виробляв рентгенівські промені, вважають Вільяма Моргана. У 1785 році він представив доповідь перед Королівським товариством Лондона, описуючи ефекти проходження електричних струмів через частково видозмінену скляну трубку, що призводило до світіння, створеного рентгенівськими променями. Цю роботу подальше досліджував Гамфрі Деві та його помічник Майкл Фарадей.



Рис 1. Приклад трубки Крукса, яка випромінювала рентгенівські промені

Першим дослідником, якого вважають (ненавмисно) виробником рентгенівських променів, був Вільям Морган. У 1785 році він представив доповідь перед Королівським товариством Лондона, в якій описав ефекти проходження електричних струмів через частково видозмінену скляну трубку, що призводило до світіння, створеного рентгенівськими променями.

[1][2]

Цю роботу подальше досліджував Гамфрі Деві та його помічник Майкл Фарадей.

Коли професор фізики з університету Стенфорда Фернандо Санфорд створив "електричну фотографію", він також ненавмисно генерував і виявляв рентгенівські промені. З 1886 по 1888 рік він навчався в лабораторії Германа фон Гельмгольца в Берліні, де ознайомився з катодними променями, що утворюються у вакуумних трубках, коли між окремими електродами встановлюється напруга, як це раніше вивчали Генріх Герц і Філіпп Ленард. Його лист від 6 січня 1893 року (в якому він описує своє відкриття як "електричну фотографію") був опублікований у фізичному журналі *Physical Review*, а стаття під назвою "Без лінз або світла: фотографії, зроблені з темною пластинкою і об'єктом" з'явилася у газеті *San Francisco Examiner*. [3]

Починаючи з 1888 року, Філіпп Ленард проводив експерименти, щоб переконатися, чи можуть катодні промені проникнути з крюксової трубки у повітря. Він побудував крюксову трубку з "вікном" з тонкого алюмінію на кінці, спрямованого на катод, щоб катодні промені вдарили в нього (пізніше названу "трубкою Ленарда"). Він виявив, що щось проходило через це "вікно", що викликало флуоресценцію та впливало на фотографічні пластинки. Він виміряв проникну силу цих променів через різні матеріали. Було запропоновано, що принаймні деякі з цих "ленардівських променів" насправді були рентгенівськими променями.

У 1889 році українського походження Іван Пулюй, викладач експериментальної фізики в Празькому політехнічному інституті, який з 1877 року будував різні моделі газонаповнених трубок для дослідження їх властивостей, опублікував статтю про те, як запаяні фотографічні пластинки потемніли при дії випромінювання з цих трубок.[6]

Гельмгольц сформулював математичні рівняння для рентгенівських променів. Він сформулював дисперсійну теорію ще до відкриття і оголошення Рентгеном. Він ґрунтував її на електромагнітній теорії світла. Однак, він не працював з реальними рентгенівськими променями.

У 1894 році Нікола Тесла помітив пошкоджений фільм у своїй лабораторії, що здавалося пов'язаним з експериментами з крюксовою трубкою, і розпочав вивчення цієї невидимої, випромінювальної енергії. Після того, як Рентген встановив ідентифікацію рентгенівських променів, Тесла почав створювати власні рентгенівські зображення, використовуючи високі напруги та трубки власного дизайну, а також крюксові трубки.

8 листопада 1895 року німецький професор фізики Вільгельм Рентген випадково відкрив рентгенівські промені, експериментуючи з трубками Ленарда і крюксовими трубками, і почав їх вивчати. Він написав початкову доповідь "Про новий вид променів: Попереднє повідомлення" і 28 грудня 1895 року подав її до журналу Фізико-медичного товариства Вюрцбурга. Це

була перша стаття, написана про рентгенівські промені. Рентген посилався на випромінювання як "X"(англ X-Ray), щоб позначити його як невідомий вид променів. Деякі ранні тексти згадують їх як Хі-промені, вважаючи "X" великою грецькою літерою Хі, Х. Назва "рентгенівські промені" залишилася, хоча (попри сильні заперечення самого Рентгена) багато його колег пропонували називати їх променями Рентгена.

Існують суперечливі звіти про його відкриття через те, що Рентген знищив свої лабораторні записи після смерті. Однак це ймовірне відтворення його біографами: Рентген вивчав катодні промені з крюксової трубки, яку він обгорнув чорним картоном, щоб видиме світло з трубки не заважало, використовуючи флуоресцентний екран, пофарбований платиноціанідом барію. Він помітив слабке зелене сяйво на екрані, яке знаходилося на відстані близько 1 метра (3,3 фута). Рентген зрозумів, що деякі невидимі промені, що йдуть з трубки, проходять через картон і роблять екран світиться. Він помітив, що ці промені також проходять через книги та папери на його столі. Рентген вдався до систематичного дослідження цих невідомих променів. Через два місяці після свого початкового відкриття він опублікував свою статтю.



Рис.2 "Hand mit Ringen" (рука з кільцями) - друк першого "медичного" рентгенівського знімка Вільгельма Рентгена, зображаючого руку його дружини, знятий 22 грудня 1895 року.

Прогрес у радіології.

Рöntген одразу помітив, що рентгенівські промені можуть мати медичні застосування. Разом із своїм повідомленням, поданим 28 грудня до Фізико-медичного товариства, він відправив листа лікарям, яких знає по всій Європі (1 січня 1896 року). Новина (а також створення "тіньових зображень") швидко поширилась, причому шотландський електротехнік Алан Арчибальд Кемпбелл-Свінтон був першим після Рöntгена, хто зробив рентгенівське зображення (руки). Протягом лютого лише в Північній Америці 46 дослідників почали використовувати цю техніку.

Першим використання рентгенівських променів в клінічних умовах стало відкриттям Джона Холл-Едвардса в Бірмінгемі, Англія, 11 січня 1896 року, коли він рентгенограмував голку, що застрягла у руці одного з його колег. 14 лютого 1896 року Холл-Едвардс також першим застосував рентгенівські промені під час хірургічної операції.

На початку 1896 року, через кілька тижнів після відкриття Рöntгена, Іван Романович Тарханов опромінював жаб та комах рентгенівськими променями, прийшовши до висновку, що промені "не тільки фотографують, але й впливають на живі функції". Приблизно в той самий час зоологічний художник Джеймс Грін почав використовувати рентгенівські промені для дослідження хрупких екземплярів. Джордж Альберт Буленже вперше згадав про цю роботу у доповіді перед Лондонським зоологічним товариством у травні 1896 року. Книга "Sciagraphs of British Batrachians and Reptiles" (sciagraph - застаріла назва для рентгенівського зображення), автори Грін і Джеймс Г. Гардинер, з передмовою Буленже, була опублікована в 1897 році.[5]

Небезпека, яка виникла під час досліджень

З поширенням експериментів з рентгенівськими променями після їх відкриття в 1895 році вченими, лікарями та винахідниками, з'явилося багато історій про опіки, втрату волосся та інші проблеми, які були опубліковані в технічних журналах того часу. У лютому 1896 року професор Джон Даніел та доктор Вільям Лофленд Дадлі з Університету Вандербільта повідомили про випадок випадання волосся після того, як доктор Дадлі пройшов рентгенівське обстеження. У 1896 році до лабораторії Вандербільта було доставлено дитину, яку поранили в голову. Перед тим, як шукати кулю, був проведений експеримент, на який Дадлі "з характерною самовідданістю науковця" волонтером погодився. Даніел повідомив, що через 21 день після зроблення знімка черепа Дадлі (з експозиційним часом одну годину) він помітив залысілий ділянку діаметром 5 сантиметрів (2 дюйми) на найближчій до рентгенівської трубки частині голови: "Кріпилась плівкова плашка з фільмами з одного боку голови, а монета була поміщена між черепом і головою. Трубка була закріплена на іншому боці на відстані півдюйма [1,3 см] від волосся." Поза опіками, випаданням волосся та раком,

рентгенівські промені можуть викликати стерильність у чоловіків залежно від дози випромінювання.

У серпні 1896 року доктор Х.Д. Хокс, випускник Колумбійського коледжу, отримав важкі опіки рук та грудей під час демонстрації рентгенівських променів. Це було згадано в журналі "Електричний огляд" і призвело до багатьох інших повідомлень про проблеми, пов'язані з рентгенівськими променями. Багато експериментаторів, включаючи Еліху Томсона в лабораторії Едісона, Вільяма Дж. Мортонна і Ніколу Теслу також повідомляли про опіки. Еліху Томсон навмисно виклав палець на діючу рентгенівську трубку протягом певного часу і відчув біль, набряклість та утворення пухирів. Інші ефекти іноді приписувалися пошкодженню від ультрафіолетових променів та (за словами Тесли) озону. Багато лікарів стверджували, що рентгенівське опромінення взагалі не має наслідків. 3 серпня 1905 року в Сан-Франциско, Каліфорнія, Елізабет Флейшман, американська піонерка рентгенівської технології, померла внаслідок ускладнень, спричинених її роботою з рентгенівськими променями.[7]

1.2 Опис та принцип роботи рентгенівського випромінювання

Рентгенівський генератор - це пристрій, який виробляє рентгенівські промені. Разом з рентгенівським детектором, він широко використовується в різноманітних сферах, включаючи медицину, рентгенівську флуоресценцію, контроль збирання електронних компонентів та вимірювання товщини матеріалів у виробничих операціях. У медичних застосуваннях рентгенівські генератори використовуються радіографами для отримання рентгенівських зображень внутрішніх структур (наприклад, кісток) живих організмів, а також для стерилізації.



Рис 1.3 Рентген апарат DigiEye 280.

Рентгенівський генератор зазвичай містить рентгенівську трубку для вироблення рентгенівських променів. Також можуть використовуватися радіоізотопи для генерації рентгенівських променів.[9]

Рентгенівська трубка - це проста вакуумна трубка, яка містить катод, що направляє потік електронів у вакуум, і анод, який збирає електрони і зроблений з вольфраму для виведення тепла, що виникає при зіткненні. Коли електрони зіткнулися з метою, близько 1% отриманої енергії випромінюється у вигляді рентгенівських променів, а решта 99% виділяється у вигляді тепла. Завдяки високій енергії електронів, які рухаються з релятивістськими швидкостями, мета зазвичай виготовляється з вольфраму, хоча для деяких застосувань, зокрема в рентгенівській флуоресценції, можуть використовуватися інші матеріали.

Рентгенівський генератор також повинен мати систему охолодження для охолодження аноду. Багато рентгенівських генераторів використовують системи циркуляції води або масла для охолодження.

Історія виникнення.

Відкриття рентгенівських променів походить від експериментів з Crookes-трубками, ранніми експериментальними розрядними трубками, винаходом англійського фізика Вільяма Крукса приблизно в 1869-1875 роках. У 1895 році Вільгельм Рентген відкрив рентгенівські промені, що випромінюються з Crookes-трубок, і відразу стало очевидним багато застосувань рентгенівських променів. Одним з перших рентгенівських знімків була фотографія руки дружини Рентгена, на якій було видно і обручку, і кістки. 18 січня 1896 року Генрі Луїс Сміт офіційно представив рентгенівський апарат.

Повнофункціональний пристрій був представлений громадськості на Всесвітній виставці 1904 року Кларенсом Деллі.[8] Технологія швидко розвивалася: у 1909 році Моніко Санчес Морено виробив перший портативний медичний пристрій, а під час Першої світової війни Марія Кюрі очолила розробку рентгенівських апаратів, встановлених у "рентгенологічних автомобілях", щоб надавати мобільні рентгенівські послуги в польових військових лікарнях.

У 1940-х і 1950-х роках рентгенівські апарати використовувалися в магазинах для продажу взуття. Вони були відомі як "Shoe-fitting fluoroscopes". Однак, оскільки шкідливі ефекти рентгенівського випромінювання були правильно враховані, ці апарати в кінцевому підсумку були виштовхнуті з використання. Використання цих пристроїв для взуття було вперше заборонено штатом Пенсильванія у 1957 році. (Вони були скоріше винахідливим маркетинговим інструментом для привертання клієнтів, ніж засобом примірки взуття.) Разом з Робертом Дж. Ван-ді-Граафом, Джон Г. Трамп розробив один з перших рентгенівських генераторів мільйон вольт.

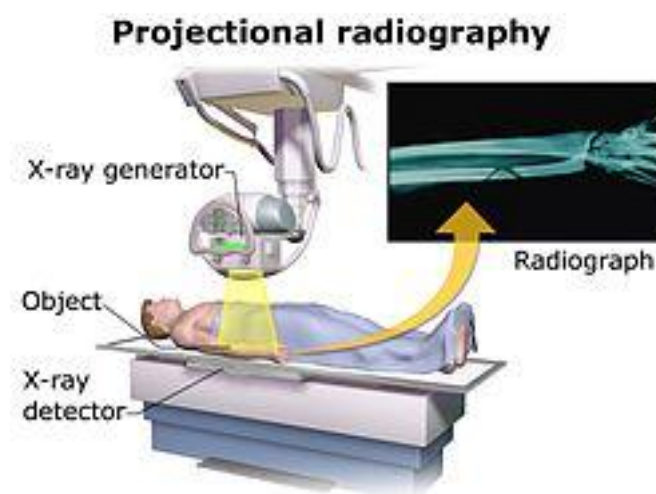


Рис 1.4 Процес отримання рентгенівського зображення

М'які та жорсткі рентгенівські промені

Рентгенівські промені з високою енергією фотонів понад 5-10 кеВ (нижче довжини хвилі 0,2-0,1 нм) називаються жорсткими рентгенівськими променями, тоді як ті, що мають нижчу енергію (і довшу довжину хвилі), називаються м'якими рентгенівськими променями. Проміжний діапазон з фотоенергіями декількох кеВ часто називають ніжними рентгенівськими променями. Через їх проникаючу здатність, жорсткі рентгенівські промені широко використовуються для зображення внутрішньої структури об'єктів (наприклад, у медичній рентгенографії та аеропортовій безпеці). Термін "рентгенівські промені" також використовується метонімічно для посилання на рентгенівське зображення, отримане за допомогою цього методу, а також

сам метод. Оскільки довжини хвиль жорстких рентгенівських променів схожі на розмір атомів, вони також корисні для визначення кристалічної структури методом рентгенівської кристалографії. З іншого боку, м'які рентгенівські промені легко поглинаються повітрям; довжина поглинання 600 eV (приблизно 2 нм) рентгенівських променів у воді менше 1 мікрометра.

Гамма випромінювання

Не існує консенсусу щодо визначення, яке розрізняло б рентгенівські промені і гамма-промені. Одна з поширених практик полягає у відмежуванні цих двох типів випромінювання за їх джерелом: рентгенівські промені випромінюються електронами, тоді як гамма-промені випромінюються атомним ядром. Це визначення має кілька проблем: інші процеси також можуть генерувати ці фотони високої енергії, або іноді метод генерації не відомий. Іншим поширеним підходом є відмежування рентгенівського та гамма-випромінювання на основі довжини хвилі (або, еквівалентно, частоти або енергії фотонів), де випромінювання коротше певної довжини хвилі, наприклад, 10-11 м (0,1 Å), визначається як гамма-випромінювання. Цей критерій присвоює фотону однозначну категорію, але можливий лише у випадку, якщо відома довжина хвилі. (Деякі методи вимірювання не розрізняють виявлені довжини хвиль.) Однак ці два визначення часто збігаються, оскільки електромагнітне випромінювання, що випромінюється рентгенівськими трубками, зазвичай має більшу довжину хвилі і нижчу енергію фотонів, ніж випромінювання, що випромінюється радіоактивними ядрами. Іноді один термін або інший використовується в конкретних контекстах через історичні обставини, на основі методики вимірювання (виявлення) або на основі їхнього призначення, а не на основі довжини хвилі чи джерела. Таким чином, гамма-промені, що генеруються для медичних та промислових цілей, наприклад, для радіотерапії в діапазонах 6-20 MeV, в цьому контексті також можуть називатися рентгенівськими променями.

Проекційна радіографія

Проекційна радіографія - це метод отримання двовимірних зображень за допомогою рентгенівського випромінювання. Кістки містять високу концентрацію кальцію, який, завдяки своєму відносно великому атомному номеру, ефективно поглинає рентгенівське випромінювання. Це зменшує кількість рентгенівських променів, які досягають детектора в тіні кісток, що робить їх чітко видимими на рентгенограмі. Легені та утримані гази також добре видно, оскільки вони менше поглинаються порівняно з тканинами, тоді як відмінності між типами тканин важче помітити.

Проекційні рентгенограми є корисними для виявлення патологій кісткової системи, а також для виявлення деяких захворювань м'яких тканин. Декілька важливих прикладів включають досить поширену рентгенограму грудної клітки, яка дозволяє виявляти легеневі захворювання, такі як пневмонія, рак легенів або пульмональний набряк, а також рентгенограму черевної порожнини, що дозволяє виявляти кишкову (або кишкову) непрохідність, наявність вільного повітря (при перфораціях органів) та наявність вільної рідини (при асциті). Рентгенограми також можуть використовуватись для виявлення патологій, таких як жовчні камені (які рідко відображаються) або ниркові камені, які часто (але не завжди) видимі. Традиційні прості рентгенограми менш корисні для зображення м'яких тканин, таких як мозок чи м'язи. Одним з напрямків, де проекційні рентгенограми широко використовуються, є оцінка того, як ортопедична імплантатія, така як заміна коліна, стегна або плеча, розташована в організмі відносно навколишньої кістки. Це можна оцінити у двох вимірах на простих рентгенограмах або у трьох вимірах, якщо використовується метод "2D до 3D реєстрації". Цей метод, як вважається, усуває помилки проекції, пов'язані з оцінкою положення імплантата на простих рентгенограмах.



Рис 1.5 Рентгенівське зображення грудної клітини

Дентальна радіографія широко використовується для діагностики загальних проблем зубів, таких як карієс.

У медичних діагностичних застосуваннях небажані низькоенергетичні (м'які) рентгенівські промені, оскільки вони повністю поглинаються організмом, збільшуючи дозу випромінювання без внесення внеску в зображення. Тому над вікном рентгенівської трубки зазвичай розташовується тонкий металевий лист, часто з алюмінію, який називається рентгенівським фільтром. Він поглинає частину низькоенергетичного спектра, що дозволяє "затвердіти" пучок, зсуваючи центр спектра в бік вищоенергетичних (або твердих) рентгенівських променів.

Для отримання зображення серцево-судинної системи, включаючи артерії та вени (ангіографію), спочатку знімається початкове зображення анатомічної області інтересу. Потім знімається друге зображення тієї ж області після введення йодованого контрастного речовини в судини, що знаходяться в цій області. Ці два зображення потім віднімаються цифровим шляхом, залишаючи зображення лише йодованого контрасту, що виділяє контури судин. Рентгенолог або хірург потім порівнює отримане зображення з нормальними анатомічними зображеннями, щоб виявити наявність пошкоджень або блокади судин.

Діагностичні рентгенівські промені (переважно від комп'ютерної томографії через велику дозу використовуваного випромінювання) збільшують ризик розвитку проблем розвитку та раку у тих, хто піддається впливу.

Рентгенівські промені є формою іонізуючого випромінювання і класифікуються як канцерогени як Всесвітньою організацією охорони здоров'я Міжнародного агентства з дослідження раку, так і урядом США. Оцінюється, що 0,4% поточних випадків раку в Сполучених Штатах пов'язані з проведеними раніше комп'ютерною томографією (СТ), і цей відсоток може зрости до 1,5–2% з урахуванням показників використання СТ у 2007 році. Наразі експериментальні та епідеміологічні дані не підтримують ідею про наявність порогової дози випромінювання, нижче якої немає збільшеного ризику раку. Однак цей підхід все більше ставиться під сумнів. Ризик раку може починатися з впливу випромінювання в 1100 мГрей. Оцінюється, що додаткове випромінювання від діагностичних рентгенівських променів збільшує кумулятивний ризик розвитку раку у середньому на 0,6–3,0% до досягнення віку 75 років. Кількість поглиненого випромінювання залежить від типу рентгенівського тесту та частини тіла, яка піддається дослідженню. СТ та флюороскопія вимагають вищих доз випромінювання, ніж звичайні рентгенівські промені.

Щоб розмістити збільшений ризик в контексті, звичайний рентген грудної клітки піддає людину впливу такої ж кількості випромінювання, якій люди піддаються від природного випромінювання (залежно від місцезнаходження) протягом 10 днів, тоді як вплив від стоматологічного рентгену приблизно еквівалентний 1 дню природного фонового випромінювання. Кожен такий рентген вносить менше 1 на 1 000 000 до ризику раку протягом життя. Один абдомінальний або грудний СТ сканування еквівалентне 2–3 рокам природного фонового випромінювання для всього організму або 4–5 рокам для черевної частини або грудей, що збільшує ризик раку протягом життя від 1 на 1000 до 1 на 10 000. Порівняно з близько 40% шансами громадянина США отримати рак протягом життя. Наприклад, ефективна доза для тулуба

при СТ скануванні грудної клітки становить приблизно 5 мЗв, а поглинена доза становить приблизно 14 мГрей. Головне СТ сканування (1,5 мЗв, 64 мГрей), яке проводиться один раз з контрастним агентом і один раз без нього, еквівалентне 40 рокам природного фонового випромінювання для голови. Точна оцінка ефективних доз через СТ складна, з оціночним діапазоном невизначеності приблизно $\pm 19\%$ до $\pm 32\%$ для дорослих головних сканувань в залежності від використаного методу.

Ризик впливу випромінювання на плід вищий, тому вагітним пацієнткам потрібно уважно зважати на користь дослідження (рентгену) порівняно з потенційними небезпеками для плода. Якщо протягом 9 місяців проводиться 1 сканування, це може бути шкідливо для плода. Тому жінкам, які перебувають у вагітності, призначають ультразвукові дослідження, оскільки вони не використовують випромінювання. Якщо існує надмірна експозиція випромінювання, це може мати шкідливий вплив на плід або репродуктивні органи матері. В США щороку проводять близько 62 мільйони СТ сканувань, включаючи понад 4 мільйони у дітей. Уникнення непотрібних рентгенівських променів (особливо СТ сканувань) зменшує дозу випромінювання та будь-який пов'язаний з цим ризик раку.

Медичні рентгенівські промені є значним джерелом штучного випромінювання людини. У 1987 році вони становили 58% випромінювання від штучних джерел в Сполучених Штатах. Оскільки штучні джерела становили лише 18% загальної випромінювання, більшість з яких були природними джерелами (82%), медичні рентгенівські промені становили лише 10% загальної випромінювання в США; загалом, медичні процедури (включаючи ядерну медицину) становили 14% загального випромінювання. Проте, до 2006 року медичні процедури в Сполучених Штатах надавали значно більше іонізуючого випромінювання, ніж у початку 1980-х років. У 2006 році медична експозиція становила майже половину загального випромінювання від штучних джерел в Сполучених Штатах. У 2006 році медичні процедури становили 48% загального випромінювання від штучних

джерел, природні джерела - 52%. Це відбулося внаслідок збільшення розповсюдження СТ сканувань, збільшення частоти сканування на пацієнта і підвищення дози випромінювання від СТ сканувань. Вплив від цих змін може бути значним, оскільки СТ сканування становили приблизно 70% медичного випромінювання в 2006 році.

Таким чином, медичні рентгенівські промені мають певний ризик збільшення розвитку раку, особливо при високих дозах та частій експозиції. Уникнення непотрібних рентгенівських процедур і обмеження доз випромінювання є важливими кроками для зменшення цього ризику.

РОЗДІЛ 2. Вуглецеві нанотрубки

2.1 Основні відомості

Вуглецева нанотрубка (ВНТ) - це трубка з вуглецю з діаметром у нанометровому діапазоні (наномасштаб). Вони є одними з аллотропів вуглецю.

Одношарові вуглецеві нанотрубки (ОВНТ) мають діаметри приблизно 0,5-2 нанометри, що приблизно в 100 000 разів менше ширини волосся людини.

Вони нагадують один шар графіту, згорнутий у трубку.[10]] Їх можна ідеалізувати як вирізи з двовимірного графенового шару, згорнуті в порожнистий циліндр.

Багатошарові вуглецеві нанотрубки (БВНТ) складаються з вкладених одношарових вуглецевих нанотрубок в структурі з вкладеними трубками.

Термін "багатошарові вуглецеві нанотрубки" іноді також використовується для посилання на двошарові та трьохшарові вуглецеві нанотрубки.[11]]

Вуглецеві нанотрубки можуть мати вражаючі властивості, такі як виняткова міцність на розтягування та теплопровідність, завдяки їхній наноструктурі та міцності зв'язків між атомами вуглецю. Деякі структури вуглецевих нанотрубок проявляють високу електропровідність, тоді як інші є напівпровідниками. Крім того, їх можна хімічно модифікувати. Ці властивості очікуються, що вони будуть цінними в багатьох галузях технології, таких як електроніка, оптика, композитні матеріали (як заміна або доповнення вуглецевих волокон), нанотехнології та інші застосування матеріалознавства.

Шлях до синтезування вуглецевих нанотрубок був відсутній до 1990-х років. Ідзіма і Ічіхаші в компанії NEC та Бетюн та інші в IBM незалежно відкрили у 1993 році, що спільне парогенізування вуглецю та перехідних металів, таких як залізо та кобальт, може специфічно каталізувати утворення ОВНТ. Ці відкриття спричинили дослідження, яке вдалося значно підвищити

ефективність техніки каталітичного виробництва, і спричинили вибух робіт по характеристичі та пошуку застосувань для ОВНТ.

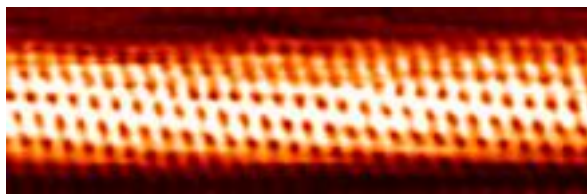


Рис. 2.1 Тунельна мікроскопія ОВНТ

Історія виникнення

Справжнє авторство відкриття вуглецевих нанотрубок є предметом деяких суперечок. У редакційній статті, опублікованій Марком Монтіу та Володимиром Кузнецовим в журналі *Carbon* у 2006 році, описується походження вуглецевих нанотрубок. Великий відсоток академічної та популярної літератури приписує відкриття порожнистих нанотрубок з графітового вуглецю роботі Суміо Іджімі з NEC у 1991 році. Його стаття спричинила хвилю зацікавлення і може бути визнана поштовхом для багатьох вчених, які зараз вивчають застосування вуглецевих нанотрубок. Хоча Іджімі приписується велика частина заслуг за відкриття вуглецевих нанотрубок, виявляється, що історія цих структур налічує багато років до 1991 року.

У 1952 році Л. В. Радушкевич і В. М. Лук'янович опублікували чіткі зображення вуглецевих трубок діаметром 50 нанометрів у журналі "Фізична хімія Росії". Виявлення залишилося маловідомим, оскільки стаття була опублікована російською мовою, а доступ західних вчених до радянської преси був обмежений під час Холодної війни. У своїй редакційній статті Монтіу та Кузнецов зазначили:

"Фактом є те, що Радушкевич і Лук'янович [...] повинні бути визнані відкривачами того, що вуглецеві волокна можуть бути порожніми і мати нанометровий діаметр, тобто відкривачами вуглецевих нанотрубок".

У 1976 році Морінобу Ендо з CNRS спостерігав порожні трубки з прокотаних шарів графіту, синтезованих за допомогою хімічної парофазової

техніки. Перші зразки, які були виявлені, пізніше стали відомі як одностінні вуглецеві нанотрубки (SWNTs). Ендо, у своєму ранньому огляді волокон з вуглецю, вирощених в парофазі (VPCF), також нагадує нам, що він спостерігав порожню трубку, яка прямо розтягнута з паралельними поверхнями шарів вуглецю неподалік від серцевини волокна. Це, ймовірно, спостереження багатошарових вуглецевих нанотрубок в центрі волокна. Сьогодні масово виробляються багатошарові вуглецеві нанотрубки сильно пов'язані з VPGCF, розробленими Ендо. Насправді, вони називають цей процес "Процесом Ендо" відповідно до його ранніх робіт та патентів. У 1979 році Джон Абрахамсон представив докази вуглецевих нанотрубок на 14-й дворічній конференції з вуглецю в Пенсильванському державному університеті. У конференційній статті було описано вуглецеві нанотрубки як вуглецеві волокна, які утворюються на вуглецевих анодах під час дугоюряду. Було надано характеристику цих волокон, а також сформульовано гіпотези щодо їхнього росту в атмосфері азоту при низьких тисках.

Структура нанотрубок

Структура ідеальної (нескінченно довгої) одношарової вуглецевої нанотрубки має форму регулярної гексагональної решітки, намальованої на нескінченній циліндричній поверхні, вершини якої відповідають положенням атомів вуглецю. Оскільки довжина вуглецевих зв'язків майже стала, існують обмеження на діаметр циліндра та розташування атомів на ньому.[12]) У вивченні нанотрубок, криву зігзагоподібної форми на графеноподібній решітці визначають як криву, яка змінює напрямок на 60 градусів, чергуючи ліві та праві повороти після кожного зв'язку. Також традиційно визначають криву арм'ютної форми як криву, яка робить два ліві повороти на 60 градусів, а потім два праві повороти кожні чотири кроки. На деяких вуглецевих нанотрубках існує замкнута зігзагоподібна крива, яка обходить трубку. Говорять, що трубка є зігзагоподібною або просто зігзаговою нанотрубкою. Якщо замість цього трубку оточує замкнута крива арм'ютної форми, то вона

вважається арм'ютною нанотрубкою. Нескінченна нанотрубка зігзагоподібного (або арм'ютного) типу складається виключно з закритих зігзагоподібних (або арм'ютних) кривих, пов'язаних між собою. Зігзагоподібна та арм'ютна конфігурації не є єдиними структурами, які можуть мати одношарові нанотрубки.

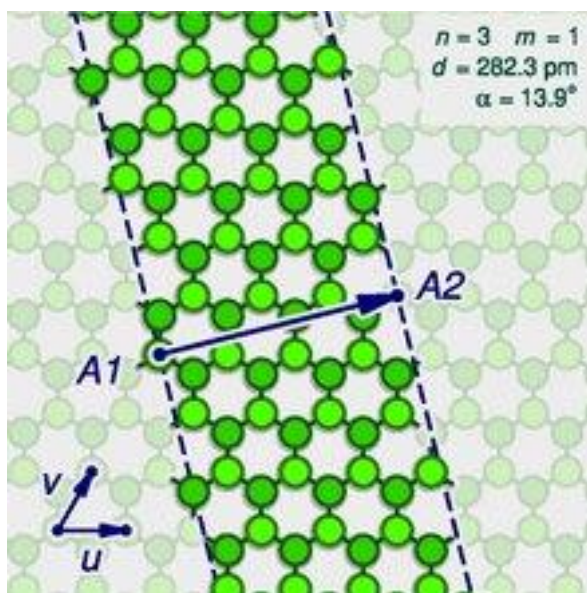


Рис 2.2

На діаграмі показано "розрізаний і розгорнутий" вигляд вуглецевої нанотрубки у вигляді смуги молекули графену, що накладається на діаграму повної молекули (прозорий фон). Стрілка показує щілину A2, куди атом A1 на одному краю смуги вписується на протилежному краю, коли смуга згортається в трубку.

Щоб описати структуру загалом нескінченно довгої трубки, слід уявити, що її розрізають паралельно до її вісі по лінії, яка проходить через атом A, а потім розгортають на площині так, що її атоми та зв'язки співпадають з уявним графеновим шаром - точніше, з нескінченно довгою смугою цього шару. Дві половинки атома A потраплять на протилежні краї смуги, над атомами A1 і A2 графену. Лінія від A1 до A2 буде відповідати обхвату циліндра, який проходить через атом A, і буде перпендикулярна до країв смуги. В решітці графену атоми можна розділити на дві групи, залежно від напрямків трьох їх зв'язків. Половина атомів має троє зв'язків, спрямованих

одним способом, і половина має троє зв'язків, повернутих на 180 градусів відносно першої половини. Атоми A1 і A2, які відповідають одному і тому ж атому A на циліндрі, повинні бути в одній групі. Впливає, що обхват трубки та кут смуги не є довільними, оскільки вони обмежені довжинами та напрямками ліній, які з'єднують пари атомів графену в одній групі.

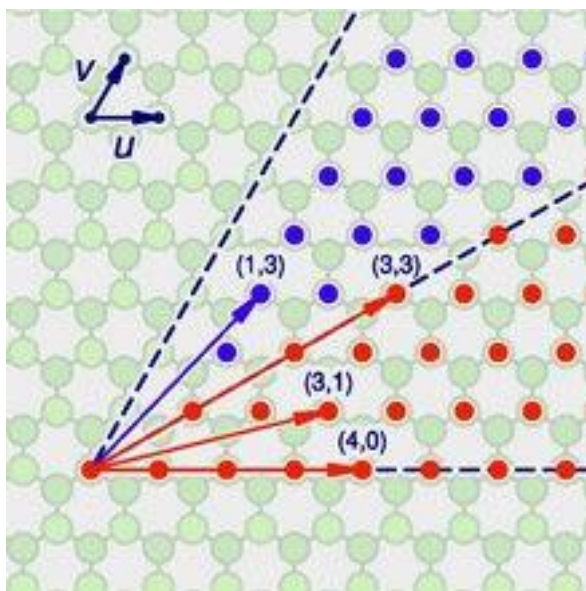


Рис 2.3

Нехай u та v будуть двома лінійно незалежними векторами, що з'єднують атом графену A1 з його найближчими атомами з однаковими напрямками зв'язків. Іншими словами, якщо нумерувати послідовні атоми вуглецю навколо клітинки графену від C1 до C6, то вектор u може бути вектором від C1 до C3, а v - вектором від C1 до C5. Тоді для будь-якого іншого атому A2 з тією ж самою групою, як A1, вектор від A1 до A2 можна записати як лінійну комбінацію $n u + m v$, де n і m - цілі числа. Зворотно, кожна пара цілих чисел (n, m) визначає можливе положення для A2. Задані n і m , можна здійснити зворотню теоретичну операцію, намалювавши вектор w на решітці графену, розрізаючи смугу решітки перпендикулярно до w через її кінцеві точки A1 і A2, і згортаючи смугу в циліндр таким чином, щоб ці дві точки з'єдналися. Якщо цю конструкцію застосувати до пари $(k, 0)$, отримуємо зігзагоподібну нанотрубку з закритими зігзагоподібними кривими з $2k$ атомів. Якщо

застосувати цю конструкцію до пари (k,k) , отримуємо арм'ютну нанотрубку з закритими арм'ютними кривими з $4k$ атомів.

2.2 Різновиди нанотрубок

Структура нанотрубки не змінюється, якщо смуга повертається на 60 градусів за годинниковою стрілкою навколо A1 перед застосуванням гіпотетичної реконструкції, описаної вище. Така обертання змінює відповідну пару (n, m) на пару $(-2m, n+m)$. Звідси випливає, що багато можливих положень A2 відносно A1 - тобто, багато пар (n, m) - відповідають тій самій структурі атомів на нанотрубці. Наприклад, це стосується шести пар $(1,2)$, $(-2,3)$, $(-3,1)$, $(-1,-2)$, $(2,-3)$ і $(3,-1)$. Зокрема, пари $(k,0)$ і $(0,k)$ описують одну й ту саму геометрію нанотрубки. Ці дублікати можна уникнути, розглядаючи лише пари (n, m) , для яких $n > 0$ і $m \geq 0$, тобто коли напрям вектора w лежить між напрямками u (включно) і v (виключно). Можна перевірити, що кожна нанотрубка має рівно одну пару (n, m) , яка задовольняє цим умовам і називається типом трубки. Зворотно, для кожного типу існує гіпотетична нанотрубка. Фактично, дві нанотрубки мають однаковий тип, якщо одну можна концептуально повернути і перемістити так, щоб точно збігалася з іншою. Замість типу (n, m) , структуру вуглецевої нанотрубки можна визначити, вказавши довжину вектора w (тобто обхвіт нанотрубки) і кут α між напрямками u і w , який може змінюватися від 0 (включно) до 60 градусів за годинниковою стрілкою (виключно). Якщо діаграма малюється з горизонтальним u , то останнє значення відображає нахил смуги від вертикалі.

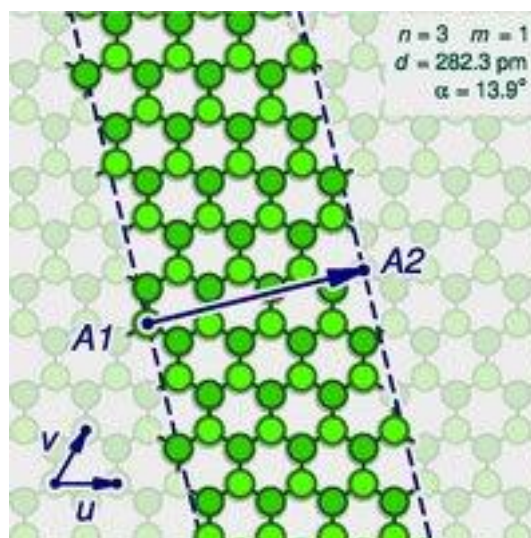


Рис 2.3 Хірально нанотрубка типу (3,1)

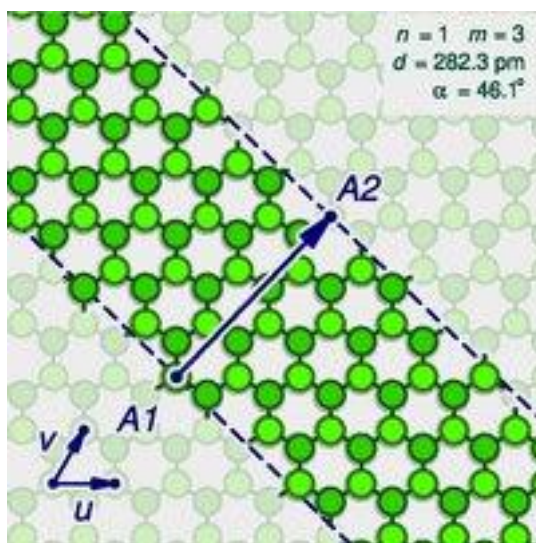


Рис 2.4 Хірально нанотрубка типу (1,3)

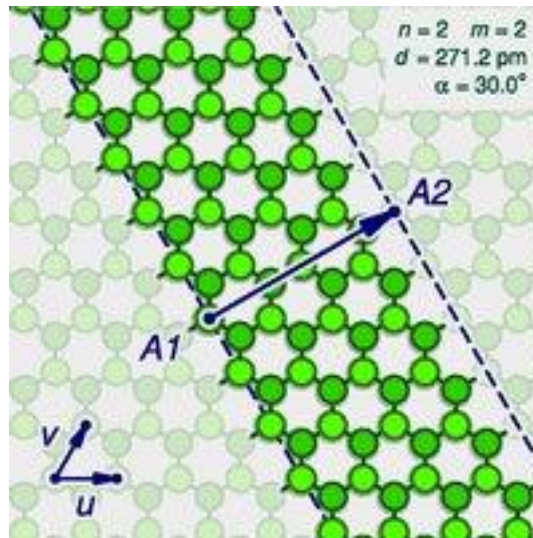


Рис. 2.5 Нанотрубка типу (2,5) структури «крісло» (armchair)

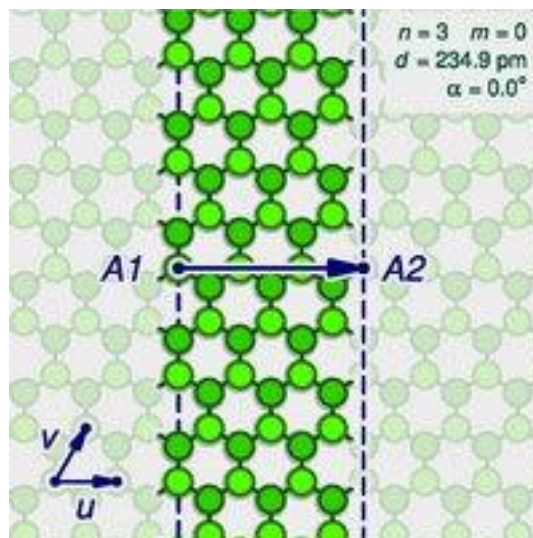


Рис 2.6 Нанотрубка з зігзагоподібною структурою (3,0)

Хіральність та симетричність

Нанотрубка є хіральною, якщо її тип представлений у вигляді (n,m) , де $m > 0$ і $m \neq n$; тоді її енантіомер (дзеркальне відображення) має тип (m,n) , який відрізняється від (n,m) . Ця операція відповідає відображенню розгорнутої смуги навколо прямої L через точку $A1$, що утворює кут 30 градусів за годинниковою стрілкою відносно напрямку вектора u (тобто в напрямку вектора $u+v$). Єдині типи нанотрубок, які є ахіральними, це $(k,0)$

"зигзагоподібні" трубки та (k,k) "вісімка" трубки. Якщо два енантіомери вважаються однаковою структурою, то можна розглядати лише типи (n,m) з умовою $0 \leq m \leq n$ і $n > 0$. Тоді кут α між u і w , який може змінюватися від 0 до 30 градусів (включно), називається "хіральним кутом" нанотрубки.

Окружність і діаметр

Довжина обхвату вимірюється в пікометрах та обчислюється за наступною формулою:

$$c = |u|\sqrt{(n^2 + nm + m^2)} \approx 246\sqrt{((n + m)^2 - nm)}$$

Діаметр трубки d дорівнює $\frac{c}{\pi}$, тобто

$$d = 78.3\sqrt{((n + m)^2 - nm)}$$

Ці формули є приблизними, особливо для малих значень n та m , де зв'язки напружені, і вони не враховують товщину стінки нанотрубки.

Кут нахилу α між векторами u та w і довжина обхвату c пов'язані з індексами типу n та m таким чином:

$$\alpha = \arg\left(n + \frac{m}{2}, \frac{m\sqrt{3}}{2}\right) = \arccos\frac{n + m/2}{c}$$

Де $\arg(x,y)$ кут за годинниковою стрілкою між віссю X і вектором (x,y) ;

У науковій літературі не існує консенсусу щодо деяких термінів, що описують вуглецеві нанотрубки: як "-wall", так і "-walled" використовуються в поєднанні з "single" (одношарові), "double" (двошарові), "triple" (трьохшарові) або "multi" (багатошарові), і літера C часто виключається в аббревіатурі, наприклад, multi-walled carbon nanotube (MWNT). Міжнародна організація зі стандартизації використовує терміни single-wall або multi-wall у своїх документах.

Multi-walled нанотрубки (MWNTs) складаються з декількох згорнутих шарів (концентричні трубки) графену. Існують дві моделі, які можуть використовуватись для опису структури багатошарових нанотрубок. У моделі "Російської ляльки" аркуші графіту розташовані у концентричних циліндрах, наприклад, (0,8) одношарова нанотрубка (SWNT) всередині

більшої (0,17) одношарової нанотрубки. У моделі "Пергаменту" один шар графіту згортається на себе, нагадуючи свиток пергаменту або скручену газету. Відстань міжшарова в багатошарових нанотрубках близька до відстані між шарами графіту в графіті і становить приблизно 3.4 Å. Структура "Російської ляльки" спостерігається частіше. Її окремі оболонки можуть бути описані як SWNT, які можуть бути металевими або напівпровідниковими. Через статистичну ймовірність та обмеження щодо відносних діаметрів окремих трубок, одна з оболонок, а отже і вся MWNT, зазвичай є металом з нульовою шириною забороненої зони. [13]

Подвійні нанотрубки з вуглецю (DWNTs) утворюють особливий клас нанотрубок, оскільки їх морфологія та властивості подібні до SWNTs, але вони більш стійкі до хімічних атак. Це особливо важливо, коли необхідно пристосувати хімічні функції до поверхні нанотрубок (функціоналізація), щоб надати властивості CNT. Ковалентна функціоналізація SWNT порушить деякі подвійні зв'язки C=C, залишивши "дірки" у структурі нанотрубки і таким чином змінюючи як її механічні, так і електричні властивості. У випадку DWNTs, змінюється лише зовнішня стінка. Синтез DWNT на грамівому рівні за допомогою техніки CCVD вперше був запропонований в 2003 році шляхом вибіркового зниження окисних розчинів у метані та водні. Телескопічна можливість руху внутрішніх оболонок та їх унікальні механічні властивості дозволяють використовувати багатошарові нанотрубки як основні рухомі руки в майбутніх наномеханічних пристроях. Сила витягування, яка виникає при телескопічному русі, зумовлена взаємодією Леннарда-Джонса між оболонками, і її значення становить приблизно 1.5 нН.[14]

Вуглецеві нанотрубки (ВНТ) володіють надзвичайною міцністю на розтяг та модулем пружності, що робить їх найміцнішими та найжорсткішими матеріалами, відомими на сьогодні. Ця міцність впливає з утворення ковалентних зв'язків sp² між вуглецевими атомами. У випробуваннях, проведених у 2000 році, мультистінчаста вуглецева нанотрубка мала межу

міцності на розтяг у 63 гігапаскаля (9,100,000 psi), що відповідає здатності витримати напругу, еквівалентну вазі, що становить 6,422 кілограмо-сили (62,980 Н; 14,160 фунтів-сили) на кабель з поперечним перерізом 1 квадратний міліметр (0.0016 кв. дюйма). Подальші дослідження, зокрема ті, що були проведені у 2008 році, показали, що окремі шари ВНТ мають межу міцності до ≈ 100 гігапаскалів (15,000,000 psi), що узгоджується з квантовими/атомними моделями.

Через слабкі зсувні взаємодії між сусідніми шарами та трубками, ефективна міцність мультистінчастих вуглецевих нанотрубок та пучків вуглецевих нанотрубок значно знижується до всього кількох гігапаскалів. Це обмеження недавно було усунуто за допомогою облучення високоенергетичним електронним променем, яке взаємозв'язує внутрішні шари та трубки, ефективно збільшуючи міцність цих матеріалів до приблизно 60 гігапаскалів для мультистінчастих вуглецевих нанотрубок та 17 гігапаскалів для пучків двостінчастих вуглецевих нанотрубок.

Вуглецеві нанотрубки не настільки міцні при компресії через їх порожнисту структуру та високий співвідношення довжина-діаметр, що призводить до вигину при дії стискальних, крутних або гнучких навантажень.

У відношенні до радіальної еластичності виявлено, що ВНТ виявляють досить м'які властивості. Спостереження за допомогою електронного мікроскопа з трансмісією свідчать, що навіть ван-дер-Ваальсові сили можуть деформувати дві сусідні нанотрубки радіально. Пізніше, кілька груп виконали наноіндентування за допомогою атомно-силового мікроскопу для кількісного вимірювання радіальної еластичності мультистінчастих вуглецевих нанотрубок, що показало модуль Юнга порядку кількох гігапаскалів, підтверджуючи їх м'якість у радіальному напрямку.

РОЗДІЛ 3. Катоди на нанотрубках

3.1 Передмова

Пандемія COVID-19 продемонструвала недостатню діагностичну ефективність рентгенографії при обстеженні пацієнтів з підозрою на коронавірусну інфекцію на ранніх стадіях хвороби. Це призвело до масового проведення обстежень органів грудної клітки пацієнтів на комп'ютерних томографах (КТ). Такі обстеження є дуже дорогими. Томографічні сканери погано пристосовані до дезінфекції після кожного пацієнта, що призводить до низької продуктивності. Пацієнти отримують десятки разів більше дози променів КТ порівняно з рентгенографією. Усе це потребує розробки та масового застосування дешевих високоефективних пристроїв з низьким рівнем дози для обстеження органів грудної клітки з діагностичною ефективністю, близькою до обстежень КТ. Ще одним недоліком існуючих томографічних систем є неможливість отримання чітких тривимірних зображень серця через його постійний рух. Системи на основі нанотрубок можуть допомогти вирішити цю проблему. Такі пристрої можуть бути побудовані на основі технології цифрового томосинтезу (DT) зі скороченим цифровим томосинтезом (STDT). Цифровий томосинтез - це метод, який використовує обмежене обертання (20° - 50°) навколо об'єкта для отримання зрізів внутрішніх об'єктів, паралельних площині приймача. Зазвичай для отримання зображення використовують схеми з рухомим рентгеновським трубопроводом паралельно до площини приймача та цифровим динамічним приймачем, який може рухатися в протилежному напрямку до руху рентгеновської трубки або залишатися нерухомим. Керовані рентгенові емітери з катодами на вуглецевих нанотрубках, які останніми роками стали серійними виробами, можуть бути використані як елементна база пристроїв DT. [15] У цій роботі розглядається можливість використання рентгенових емітерів з катодами на вуглецевих нанотрубках (CNT) у поєднанні з багатосенсорними (масивом сенсорів) приймачами з високою частотою оновлення для реалізації пристроїв DT.

3.2 Нанотрубки в рентгенівській діагностиці

Застосування емітерів на основі масиву вуглецевих нанотрубок (CNT) як катодів рентгенівських пристроїв обумовлене їхніми унікальними вакуумними властивостями, високою точкою плавлення, хімічною стійкістю, високою теплопровідністю та електропровідністю, стійкістю до радіації та високим аспектним співвідношенням, що призводить до високого посилення зовнішнього електричного поля біля поверхні масиву вуглецевих нанотрубок (рис. 1). Використання масивів CNT як катодів рентгенівських трубок дозволяє більш точно контролювати енергетичний розподіл випромінюваних електронів та створювати пучки електронів високої щільності порівняно зі стандартними гарячими катодами. [16]

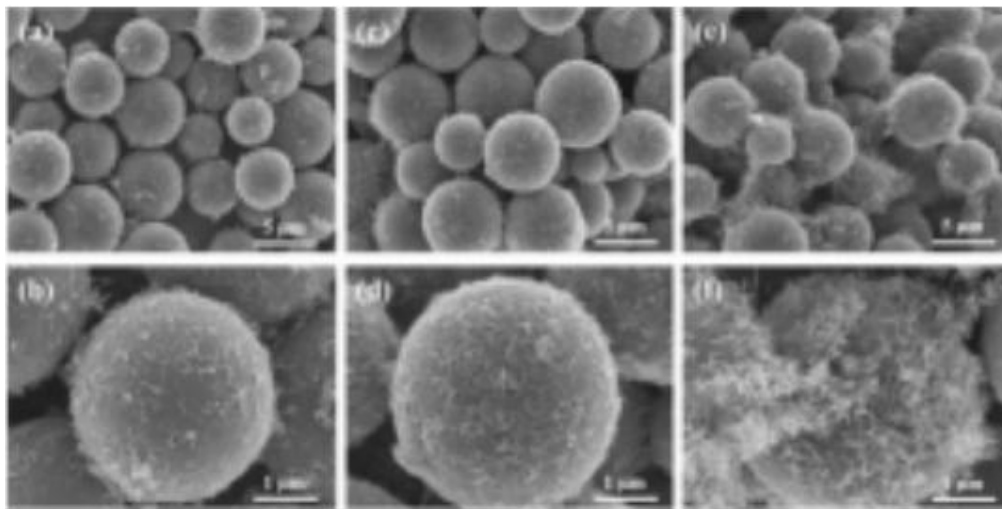


Рис 3.1 Фотомікрографії виготовлених шаблонів CNT з різними діаметрами, розташованих на підкладці.

Застосування масивів CNT дозволяє значно збільшити струм автоемісії електронів завдяки одночасній емісії електронів з великої кількості центрів CNT. Однак, основним недоліком плоскої катодної композиції з багатьма паралельно орієнтованими CNT є ефект екранування зовнішнього електричного поля в областях між вуглецевими нанотрубками. [17][18] Екранування зменшує підсилення електричного поля, що має дуже негативний вплив на роботу катодного елемента в цілому. Для вирішення цієї проблеми катода на основі CNT можуть бути виготовлені у вигляді розріджених шаблонних структур або островів вертикально орієнтованих

масивів CNT на плоскій підкладці. Така конструкція катодної архітектури має високе підсилення електричного поля з більшою ефективністю та однорідністю випромінювання електронів (рис. 3.2).

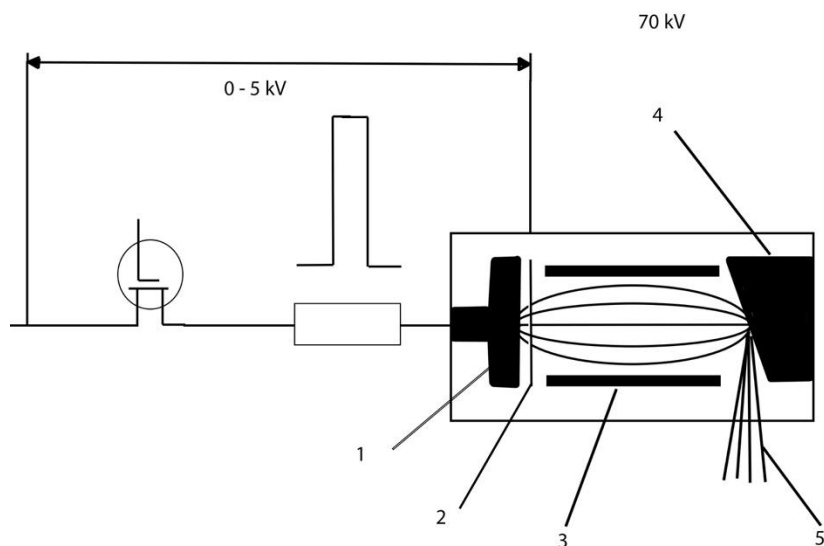


Рис. 3.2 Схематичне зображення рентгенівської трубки з катодом на нанотрубці.
1 – ВНТ катод, 2 – сітковий електрод, 3 – фокусний електрод, 4 – анод, 5 – пучок рентгенівських променів

Вольт-амперна характеристика таких катодів зі структурованими CNT показала, що поріг напруги автоелектронної емісії становить 1,5 В/мкм, а струм емісії - 0,4 мА. Процес автоелектронної емісії з твердих тіл відбувається, коли застосовується сильне електричне поле, яке не лише зменшує потенціальний бар'єр на межі з вакуумом, але й зменшує його товщину. З достатньо сильним електричним полем потенціальний бар'єр на межі з вакуумом стає настільки тонким, що існує можливість тунелювання електронів через потенціальний бар'єр та їх виходу в вакуум без надання додаткової енергії. Для аналізу характеристик емісії автоелектронних випромінювачів застосовується теорія Фаулера-Нордгейма, згідно з якою

щільність струму автоемісії j при застосуванні електричного поля E визначається наступним виразом:

$$j = \frac{1,56 \cdot 10^{-6} \cdot E^2}{\varphi} \cdot \exp\left(-\frac{6,83 + 10^7 \cdot \varphi^{3/2}}{E}\right) \quad (1)$$

де j - щільність струму, виражена в А/см², E - місцеве електричне поле на поверхні емітера, виражене в В/см², φ - робоча функція електрона, виражена в еВ. Оцінка струму емісії проводиться для типового значення робочої функції $\varphi = 4-5$ еВ і показує дуже сильне електричне поле $E \approx (3-4) 10^7$ В/см².

Для отримання такого сильного поля автоемітери використовуються у вигляді тонкої голки з радіусом гострої частини менше 1 мкм. Для таких емітерів місцеве електричне поле біля кінця голки визначається за формулою:

$$E = \frac{V}{r \cdot \ln(R/r)} \quad (2)$$

де V – напруга між анодом на емітером, R – відстань між анодом та емітером та r – радіус накінецьника.

Найважливішою особливістю вуглецевих нанотрубок у їхніх властивостях емісії є їх високе відношення довжини h до діаметру d , відоме як аспектне відношення. Це призводить до сильного концентрування електричного поля в кінці нанотрубки або в тонкій голці. Таким чином, масиви вуглецевих нанотрубок є емітерами автоелектронної емісії при низькому напруженні зовнішнього електричного поля. Оскільки аспектне відношення для вуглецевих нанотрубок може сягати значень порядку 10^3-10^4 , поле емісії з масиву CNT спостерігається при значно нижчих зовнішніх напруженнях поля в порівнянні з традиційними емітерами. Здатність емітера підсилювати електричне поле характеризується фактором підсилення поля β , який визначається за формулою: $\beta = \frac{E}{E_{av}}$ (3)

Де β – енергетичне поле біля нанотрубки, E_{av} – середнє значення напруженності енергетичного поля.

Отже, замінюючи $E = \beta E$ у формулі (1), отримуємо вираз для густини струму емісії j :

$$j \approx \frac{1,56 \cdot 10^{-6} \cdot (\beta E_{cp})^2}{\varphi} \cdot \exp\left(\frac{6,83 \cdot 10^7 \cdot \varphi^{3/2}}{\beta E_{cp}}\right) \quad (4)$$

Згідно з [8], для окремого нанотрубки з радіусом r і висотою H , розташованого вертикально на провідному підкладці, значення підсилення електричного поля β дорівнює:

$$\beta = 1,2 \cdot \left(2,5 + \frac{H}{r}\right)^{0,9}$$

Слід зазначити, що для планарних автоелектронних емітерів, які складаються з набору вуглецевих нанотрубок і розташовані вертикально на плоскій провідній підкладці, місцеве електричне поле на кінцях нанотрубок та підсилення β визначаються не лише розміром окремих нанотрубок, але й відстанню між ними.

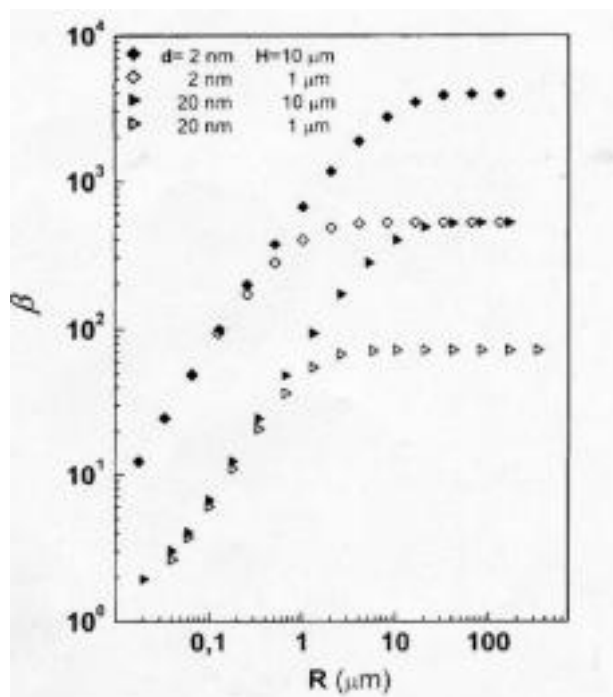


Рис. 3.3 Залежність підсилення електричного поля від відстані R між рівновіддаленими нанотрубками для різних діаметрів d і висот H можна описати за допомогою [8].

У статті [19] було розраховано електричне поле та коефіцієнт β для вуглецевих структур з нанотрубками з широким спектром значень їх параметрів d і H . Показано, що β різко зростає зі зменшенням діаметра нанотрубки і досягає значення $\beta = 4000$ при $d = 2$ нм, $H = 10$ мкм і $R > 20$ мкм.

Також була виявлена сильна залежність значення β від висоти нанотрубки. При зменшенні висоти нанотрубки H від 10 мкм до 1 мкм при $d = 2$ нм, значення β зменшується в 8 разів. Розрахунки показують, що для створення плоских автоелектронних емітерів на основі нанотрубок з великим значенням β слід використовувати CNT не тільки з малим діаметром, але й з високою висотою $H > 10$ мкм, розташованих на достатньо великій відстані один від одного. Згідно з формулою (5), для нанотрубок з висотою $H = 10$ мкм та радіусом 5 нм значення β досягає 1120, тобто локальне електричне поле на кінчиках нанотрубок в 1120 разів вище середнього електричного поля. На рис. 3.3 зображена залежність підсилення електричного поля β від відстані між CNT та їх діаметру.

Слід відзначити, що через процес декорування кінців CNT у них формуються дефекти внаслідок розриву локальних ковалентних зв'язків вуглецю.

Введення інших атомів у кристалічну решітку CNT, які мають на один валентний електрон більше, призводить до підвищення рівня Фермі та його зсуву в зону провідності нанотрубок з вуглецю. Густина станів електронів біля рівня Фермі також змінюється значно. Різке збільшення густини електронних станів біля рівня Фермі призводить до змін у фізичних властивостях нанотрубок, таких як електропровідність. Таким чином, створені дефекти вакансійних центрів, які порушують структуру CNT, впливають на їх випромінювальні властивості [20].

Це пов'язано з появою додаткових електронних станів у електронній зоні CNT, через зсув рівня Фермі, при якому значення вихідної енергії електрона стає нижчим порівняно з недекорованими CNT. Таким чином, декорування кінців CNT, а також плазмова обробка масиву CNT можуть призводити до змін у характеристиках полевой емісії катоду. Вплив плазми водню на CNT призводить до значного збільшення кількості дефектів у вуглецевих нанотрубках та часткового руйнування кінців масиву CNT, що впливає на їх характеристики автоемісії. У цьому випадку, при половому випромінюванні електронів з поверхні модифікованого масиву орієнтованих CNT після

обробки плазмою водню, спостерігається поріг електронної емісії, рівний 0,8 В/мкм.

3.3 Результати досліджень

Під час роботи пристроїв STDT необхідно формувати 5-10 чітких рентгенівських зображень (проекцій) органів грудної клітки протягом 0,3-1 секунди в діапазоні кутів руху рентгенівського випромінювача від 20° до 50°. Особливості конструкції рентгенівських випромінювачів з катодами на вуглецевих нанотрубках включають:

- Висока електропровідність вздовж вісі вуглецевих нанотрубок, що досягає 108 С/м, що в 100 разів вище, ніж електропровідність міді [21, 22];
- Невеликий вихід роботи з кінців нанотрубок, що дозволяє будувати високоефективні холодні катодаи зі зовнішньою прискорювальною напругою від 50 до 2500 В;
- Низька інерція часу перемикаання холодних CNT в діапазоні 10-100 мкс, що дозволяє створювати ефективні окремі та групові рентгенівські випромінювачі;
- Малий маса та розміри випромінювачів з катодами на CNT.

Існують три можливі схеми, які можна вважати на основі вищезазначених пріоритетів:

- 1) Реалізація пристроїв STDT на основі одного випромінювача з CNT. У пристрої STDT радіатор з катодами на CNT фізично переміщується одночасно з випромінюванням протягом 0,3-1 секунди. Наприклад, можливе переміщення випромінювача на 54 см паралельно до площини рецептора на відстані джерело-рецептор у 100 см. В результаті формується 50-100 рентгенівських зображень органів грудної клітки при кутовому скануванні в 30°. Траєкторія руху випромінювача $X(t) = V_x t$ по координаті X визначається часом сканування $t = 0.3-1$ с і швидкістю руху $V_x = 50-160$ см/с. Швидкість збору кадрів зображень складає 100-300 кадрів в секунду. Це можливо завдяки багатосенсорним рентгенівським рецепторам на

матрицях CMOS. Під час сканування для отримання одного кадру випромінювач потрібно перемістити на 5-10 мм, що призводить до розмиття рентгенівського зображення. Для зменшення розмиття використовується режим імпульсів зі значеннями коефіцієнта заповнення (duty cycle) в діапазоні 0,1-0,2 (Рис. 3.4). Короткий час обстеження дозволяє отримати чітке зображення рухомих органів (легені та серце пацієнта), але це накладає високі вимоги на механічну частину пристрою, яка забезпечує точне і швидке переміщення радіатора.

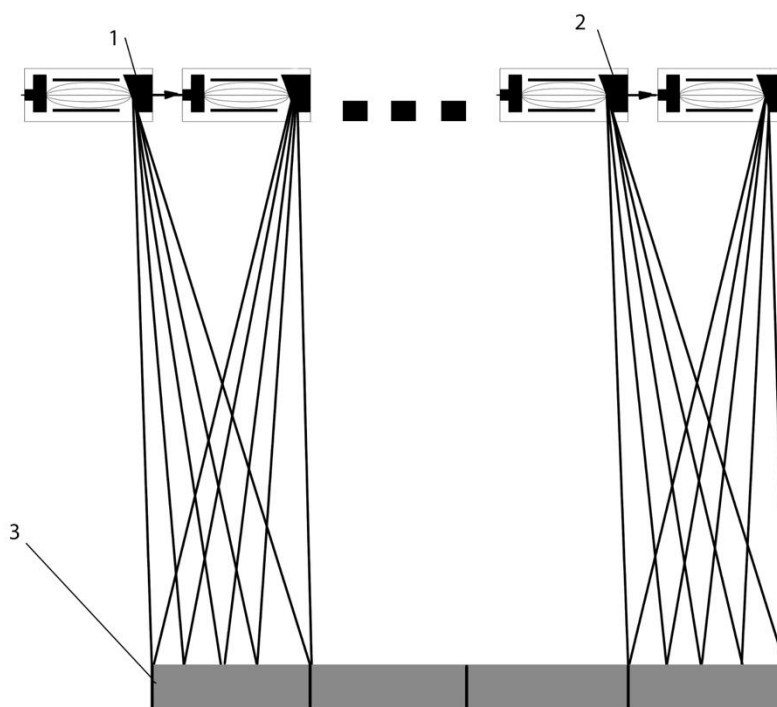


Рис 3.4 Схематичне зображення пристрою STDT з реалізацією на одному емітері CNT: 1 - пересування рентгенівської трубки на катоді з CNT; 2 - рентгенівський промінь; 3 - цифровий динамічний рентгенівський детектор.

2) Реалізація пристроїв STDT на фіксованій лінії емітерів CNT.

Така схема широко обговорюється в науковій літературі [21]. Зокрема, у роботі [10] описано пристрій з 75 емітерами CNT для томосинтезу органів грудної клітки. Незаперечною перевагою такої схеми є

відсутність розмиття зображення та висока точність та повторюваність позиціонування джерел радіації, а їх координати визначаються як $X_k = k\Delta t$, де k - порядковий номер емітера, а Δt - час випромінювання. Недоліком цієї схеми є висока вартість системи емітерів. Варто зазначити, що досягнення потенційних переваг такої схеми з лінією емітерів можливе лише з нерухомими внутрішніми органами пацієнта. Таким чином, режим CDT має важливе значення для цієї схеми. Швидкість отримання кадрів зображення повинна бути в діапазоні 100-300 кадрів на секунду. Це можливо забезпечити за допомогою багатoelementних рентгеновських детекторів на масивах CMOS (рис. 3.5).

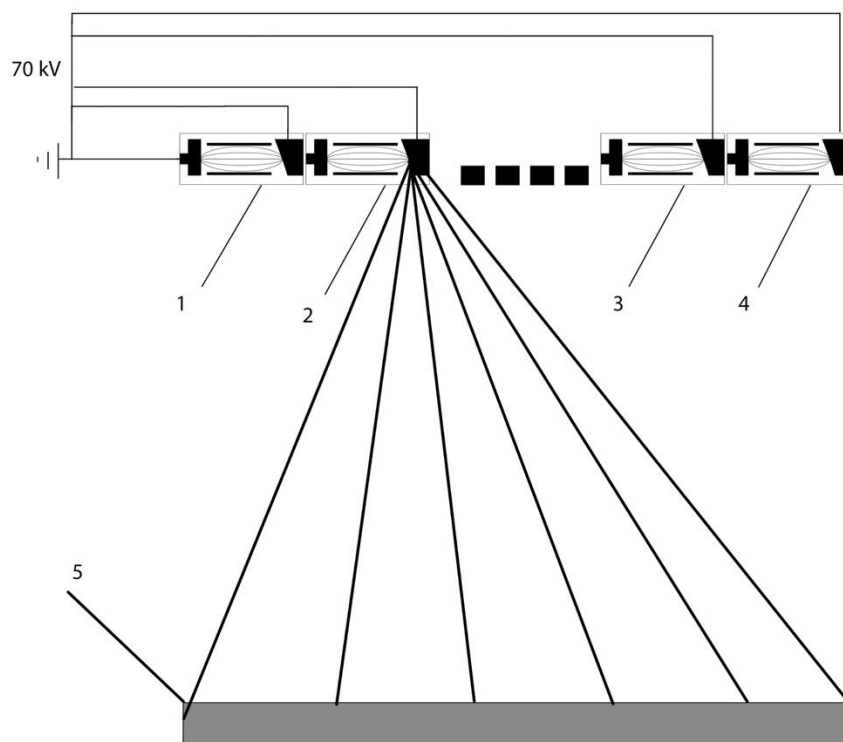


Рис 3.5 Схематичне зображення STDT пристрою на фіксованій лінії емітерів CNT: 1 – перший катод (вимкнено), 2 – другий катод CNT (увімкнено), 3 – 74-ий CNT катод (вимкнено), 4 – 75-ий катод (вимкнено), 5 – цифровий динамічний рентгеновський детектор.

3) Комбінована схема пристроїв STDT на емітерах CNT. Ця схема є компромісом між складністю та вартістю електроніки та складністю та вартістю електромеханіки (рис. 3.5).

Динамічний цифровий рентгенівський детектор, поділений на 8 частин.

У пристрої, який обговорюється вище, кількість емітерів може бути зменшена до $K = 8$, а довжина руху групи емітерів CNT зменшена до 7

см. Конструкція реалізована у вигляді компактного та відносно недорогого пристрою STDT на емітерах CNT. Координата зони

опромінення визначається виразом $X_k(t) = k\Delta X + V_x \Delta t$, де k - номер емітера, ΔX - крок емітерів, а Δt - час опромінення кожної позиції.

Розмиття зображення та струм емітерів CNT зменшується в K разів.

Взаємоповертаюча траєкторія переміщення точки опромінення підвищує вимоги до незначності внутрішніх органів пацієнта. Особливо важливим для цієї схеми є режим STDT та використання багаточутливих рентгенівських детекторів на CMOS-матрицях.

3.3 Висновки

Наразі важко одночасно отримати високоякісні 3D-зображення серця, легенів та ребер у рентгенівському діапазоні. Комбінація емітерів CNT та багатошвидкісних рентгенівських багаточутливих детекторів на CMOS-матрицях у пристроях зі скороченою цифровою томосинтезом може бути високоефективною у вирішенні цієї проблеми. У цьому розділі ми розглянули три схеми розробки систем томосинтезу, що використовують емітери CNT та багатошвидкісні рентгенівські багаточутливі детектори на CMOS-матрицях.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- 1) <https://en.wikipedia.org/wiki/X-ray>
- 2) https://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_generator
- 3) https://en.wikipedia.org/wiki/Carbon_nanotube
- 4) https://www.researchgate.net/publication/365147677_Tomosynthesis_Equipment_of_The_Chest_Organs_Using_Cathodes_on_Nanotubes
- 5) <https://nanoconvergencejournal.springeropen.com/articles/10.1186/s40580-014-0034-2>

ПОСИЛАННЯ

- 1) Morgan W (1785-02-24). ["Electrical Experiments Made in Order to Ascertain the Non-Conducting Power of a Perfect Vacuum, &c"](#). *Philosophical Transactions of the Royal Society*. Royal Society of London. 75: 272–278. doi:[10.1098/rstl.1785.0014](#)
- 2) Anderson JG (January 1945). ["William Morgan and X-rays"](#). *Transactions of the Faculty of Actuaries*. 17: 219–221. doi:[10.1017/s0071368600003001](#).
- 3) Wyman T (Spring 2005). ["Fernando Sanford and the Discovery of X-rays"](#). "Imprint", from the Associates of the Stanford University Libraries: 5–15.
- 4) Arthur C (2010-11-08). ["Google doodle celebrates 115 years of X-rays"](#). *The Guardian*. Guardian US. Retrieved 5 February 2019.
- 5) Feldman A (November 1989). "A sketch of the technical history of radiology from 1896 to 1920". *Radiographics*. 9 (6): 1113–1128. doi:[10.1148/radiographics.9.6.2685937](#). PMID [2685937](#)
- 6) Mayba II, Gaida R, Kyle RA, Shampo MA (July 1997). ["Ukrainian physicist contributes to the discovery of X-rays"](#). *Mayo Clinic Proceedings*. [Mayo Foundation for Medical Education and Research](#). 72 (7): 658. doi:[10.1016/s0025-6196\(11\)63573-8](#). PMID [9212769](#). Archived from [the original](#) on 2008-05-28. Retrieved 2008-04-06.
- 7) California, San Francisco Area Funeral Home Records, 1835–1979. Database with images. FamilySearch. Jacob Fleischman in the entry for Elizabeth Aschheim. 03 Aug 1905. Citing funeral home J.S. Godeau, San Francisco, San Francisco, California. Record book Vol. 06, p. 1–400, 1904–1906. San Francisco Public Library. San Francisco History and Archive Center.
- 8) King, Gilbert (14 March 2012). ["Clarence Dally - The Man Who Gave Thomas Edison X-Ray Vision"](#). *smithsonianmag.com*. Retrieved 13 November 2016.
- 9) [Page 442](#) in: Rene Van Grieken, A. Markowicz (2001). *Handbook of X-Ray Spectrometry, Second Edition, Practical Spectroscopy*. CRC Press. ISBN [9780203908709](#).
- 10) Iijima S (7 November 1991). "Helical microtubules of graphitic carbon". *Nature*. 354 (6348): 56–58. Bibcode:[1991Natur.354...56I](#). doi:[10.1038/354056a0](#). S2CID [4302490](#)
- 11) Oberlin A, Endo M, Koyama T (March 1976). "Filamentous growth of carbon through benzene decomposition". *Journal of Crystal Growth*. 32 (3): 335–349. Bibcode:[1976JCrGr..32..335O](#). doi:[10.1016/0022-0248\(76\)90115-9](#).
- 12) Sinnott SB, Andrews R (July 2001). "Carbon Nanotubes: Synthesis, Properties, and Applications". *Critical Reviews in Solid State and Materials Sciences*. 26 (3): 145–249. Bibcode:[2001CRSSM..26..145S](#). doi:[10.1080/20014091104189](#). S2CID [95444574](#).
- 13) Das S (March 2013). ["A review on Carbon nano-tubes – A new era of nanotechnology"](#) (PDF). *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*. 3 (3): 774–781. CiteSeerX [10.1.1.413.7576](#)

- 14) Zavalniuk V, Marchenko S (2011). [*"Theoretical analysis of telescopic oscillations in multi-walled carbon nanotubes"*](#) (PDF). *Low Temperature Physics*. **37** (4): 337–342. [arXiv:0903.2461](#). [Bibcode:2011LTP....37..337Z](#). [doi:10.1063/1.3592692](#). [S2CID 51932307](#). [Archived](#) (PDF) from the original on 9 October 2022.
- 15) Brian Gonzales, *An overview of Micro-X's patented CNT emitter technology, breaking through historical limitations of CNT X-ray technology*, September 2020, [www.MicroX.com](#)
- 16) Kim H.S., Castro E.J.D., Lee C.H., “Optimum design for the carbon nanotube based micro-focus X-ray tube”, *Vacuum*, vol. 111, pp. 142- 149, 2015
- 17) Minh Canh Vu, Young Han Bae, Min Ji Yu, Md. Akhtarul Islam, Sung-Ryong Kim, “Core-shell structured carbon nanotube poly(methylmethacrylate) beads as thermo-conductive filler in epoxy composites”, *Applied Science and Manufacturing, ScienceDirect*, V. 109, p. 55-62, 2018.
- 18) Sung Hwan Heo, Hyun Jin Kim, Jun Mok Ha and Sung Oh Cho, “A vacuum-sealed miniature X-ray tube based on carbon nanotube field emitters”, *Nanoscale Research Letters, NANO EXPRESS*, 2012.
- 19) Musatov A.L., Kiselev N.A., Zakharov D.N., Kukovitskii E.F., Zhanov A.I., Izrael "yants K.R., Chirkova E.G., “Field electron emission from nanotube carbon layers grown by CVD process”, *Appl. Surf. Sci.* V.183, p.111-119, 2001.
- 20) Wei G, “Emission property of carbon nanotube with defects”, *Appl. Phys. Lett.* 89, 143111, 2006.
- 21) Saito, Y. (Ed.). (2022). *Nanostructured Carbon Electron Emitters and Their Applications (1st ed.)*. Jenny Stanford Publishing. <https://doi.org/10.1201/9781003141990>
- 22) Yang Wang, George J. Weng, Shaker A. Meguid, and Abdel Magid Hamouda. "A continuum model with a percolation threshold and tunneling-assisted interfacial conductivity for carbon nanotube-based nanocomposites", *Journal of Applied Physics* 115, 193706, 2014, <https://doi.org/10.1063/1.4878195>