

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет електроніки та інформаційних технологій

Кафедра наноелектроніки та модифікації поверхні

Кваліфікаційна робота бакалавра

зі спеціальності 153 – «Мікро- та наносистемна техніка»

«ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДІВ ТА ПРИЛАДІВ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ НА
ПРИКЛАДІ ЛІНІЙНОГО ПРИСКОРЮВАЧА»

Студентка групи ФЕ-81

А.С. Григор'єва

Науковий керівник,

Доцент

канд. фіз.-мат. наук,

В.М. Борисюк

Суми 2022

РЕФЕРАТ

Мета роботи – Проведення дослідження медичного обладнання променевої терапії на прикладі лінійного прискорювача Halcyon та подальшого аналізу дозиметричної інформації

Робота присвячена дослідженню принципів роботи лінійних прискорювачів, методи використання їх в практичній медицині. Також розглянуто методику дозиметричного контролю опромінення та параметрів пучка.

В даній бакалаврській роботі було проведено наукове дослідження з заданої теми. Для виконання завдання були розглянуті такі прилади як лінійний прискорювач Halcyon, та наір дозиметричних приладів, побудовані залежності для відносного діагонального профілю та глибинних доз.

Робота викладена на 30 сторінках, зокрема містить 18 рисунків, 1 таблиці та список цитованої літератури із 18 джерел.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: HALCYON, ДОЗИМЕТРІЯ, ГЛИБИННІ ДОЗИ, ДІАГОНАЛЬНІ ПРОФІЛЯ.

ЗМІСТ

ВСТУП	4
РОЗДІЛ 1	
Основні принципи променевої терапії	5
1.1. Медична радіологія	5
1.2. Техніка безпеки при використанні лінійних прискорювачів	6
1.3. Фізичні засади роботи лінійного прискорювача	7
РОЗДІЛ 2	
ОГЛЯД ЛІНІЙНОГО ПРИСКОРЮВАЧА HALCYON ТА ДОЗИМЕТРИЧНИХ ПРИЛАДІВ	14
2.1 Лінійний прискорювач Halcyon	14
MatriXX Resolution (прилад позиціонування пучка)	15
2.2 Дозиметричний прилад blue phantom 2	17
2.3 Дозиметр Dose 1	21
РОЗДІЛ 3	
ПРОВЕДЕННЯ ДОЗИМЕТРИЧНИХ ТЕСТІВ	24
3.1 Позиціонування та проведення замірів	24
ВИСНОВКИ	28
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	29

ВСТУП

Онкологічні захворювання наразі є досить розповсюдженими та смертоносними. [1] Велика кількість спеціалістів займаються розробками в даній сфері для зменшення кількості хворих та летальних випадків. Дослідження в цьому напрямку є мультидисциплінарними і об'єднують в собі фахівців як медичної так і технічної сфери.

Досить вагомим є використання променевої терапії та діагностики. В першій області клінічної медицини використовуються променеві прилади для лікування пухлин та зменшення можливостей подальшого метастазування, в другій - проводиться дослідження, виявлення та подальше спостереження за раковими новоутвореннями.

В цій роботі буде розглянуто один з приладів променевої терапії, а саме лінійний прискорювач, та представлені його основні конструктивні складові.

РОЗДІЛ 1

Основні принципи променевої терапії

1.1. Медична радіологія

Медична радіологія - область медицини, що розробляє теорію та практику застосування випромінювання в медичних цілях. Медична радіологія включає дві основні медичні дисципліни: променеву діагностику (діагностичну радіологію) та променеву терапію (радіаційну терапію).

Променева діагностика - це галузь діагностичної медицини, що вивчає застосування випромінювань для дослідження будови та функцій нормальних і патологічно змін органів і систем людини з метою профілактики та діагностування захворювань.

До складу променевої діагностики входять рентгенодіагностика, радіонуклідна діагностика, ультразвукова діагностика та магнітно-резонансна томографія. До неї також відносять такі нечасто застосовувані методи дослідження, як термографія, НВЧ-термометрія, магнітно-резонансна спектрометрія. Ще один дуже важливий напрямок променевої діагностики - інтервенційна радіологія: виконання лікувальних втручань з використанням в процесі методів променевих досліджень.

Променева терапія - це галузь клінічної медицини, що заснована на використанні іонізуючого випромінювання у лікувальних цілях. Частіше за все даний метод лікування використовують в онкології, але також можливе лікування соматичних захворювань.

Окрім цього слід зазначити, що променева терапія не є цілком безпечною. Ненормоване променеве навантаження досить негативно впливає на біологічні тканини та функціонування систем органів і може привести до летального результату. Тому підбір доз опромінення та призначення даного виду терапії відбувається досить ретельно.

Прискорювачі заряджених частинок - це установки для отримання заряджених частинок високих енергій за допомогою електричного поля. Частинки рухаються у вакуумній камері. Управління їх рухом відбувається за допомогою магнітного або, рідше, електричного полем. Залежно від траєкторій руху частинок розрізняють циклічні та лінійні прискорювачі, а за характером прискорюваних частинок - прискорювачі електронів (бетатрон, мікротрон, лінійний прискорювач електронів) і масивних частинок - протонів, тощо (циклотрон, синхрофазотрон)

1.2. Техніка безпеки при використанні лінійних прискорювачів

При роботі з приладами, які створюють відповідний радіаційний фон, життєво важливим є дотримання техніки безпеки. В кожного такого прилада є свої специфічні фактори радіаційної небезпеки. Для лінійних прискорювачів такими факторами є:

1. Гальмівне випромінювання
2. Пучок прискорених частинок
3. Радіоаційне забруднення бункеру, де знаходиться прискорювач
4. Радіоаційне забруднення систем вентиляцій бункеру
5. Стійкість елементів радіоаційної безпеки

Для функціонування лінійного прискорювача обов'язковим є побудова бункеру, який виготовляється з матеріалів, які максимально ефективно послабляють первинне електронне та гальмівне випромінювання та забезпечують максимальне екранування.

До захисту від випромінювання висуваються наступні вимоги:

1. Побудова стін бункеру з важких матеріалів (свинець, вольфрам, тощо) перед якими розміщуються екрани з легких матеріалів або облицьовуються ними внутрішні поверхні бункеру

2. Розробляються методи унеможливлення працювання установки під час виходу її з ладу

3. Всі зовнішні комунікації розробляються таким чином, щоб унеможливити підвищення фону під час роботи установки зовні.

Окрім цього проводиться нормування робочих часів персоналу, що працюють з лінійним прискорювачем, та штатне медичне інспектування стану здоров'я персоналу.

1.3. Фізичні засади роботи лінійного прискорювача

Лінійний прискорювач (прискорювач електронів) - це медико-фізична установка, в якій з використанням магнітних та електричних полів відбувається прискорення та фокусування пучків електронів з енергіями, що перевищують теплову. В даних установках енергії пучка зазвичай варіюються в межах від 4 до 25 MeV та діапазоном електромагнітних полів 1/10 ГГц (НВЧ).

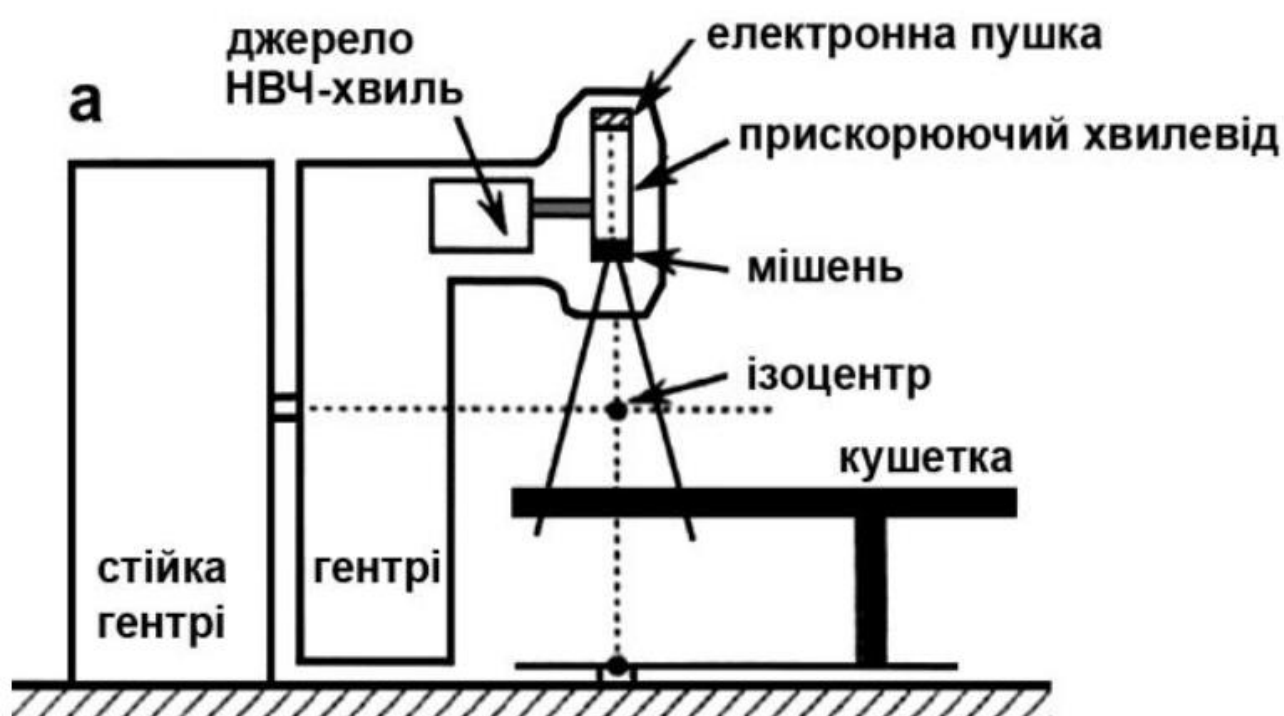


Рисунок 1.1 Схема функціональних частин лінійного прискорювача

Основними функціональними системами лінійного прискорювача є

- системі інжекція електронів
- система генерації НВЧ-випромінювання
- система прискорення електронів
- система транспортування потоку електронів
- система колімації та моніторингу терапевтичного пучка
- обслуговуючі системи

Розглянемо кожну з вищенаведених систем.

Системі інжекції електронів включає джерело електронів та сам інжектор. Зазвичай для генерації пучка використовується або діодна або тріодна пушка. Вивільнення електронів в обох випадках відбувається внаслідок термоелектронної емісії, після чого має місце фокусування в пучок. Діаметр пучка залежить від установки, але частіше за все складає 3 мм. Далі під дією інжектора відбувається фокусування пучка. Початкова енергія при цьому складає приблизно 50 кеВ. Після цього потік потрапляє до системи прискорення.

До **системи генерації НВЧ-випромінювання** відносять саме джерело випромінювання та імпульсний модулятор. Зазвичай джерелом НВЧ-хвиль є або магнетрон або клістрон. Вибір комплектуючої зазвичай залежить від бажаних енергій та розмірів терапевтичного пучка. Магнетрон використовують в установках з енергіями до 6 МеВ і він забезпечує менші розміри терапевтичного пучка, що дозволяє проводити більш точне опромінення пухлин. Клістрон використовується в установках з енергіями від 6 МеВ і має більші розміри пучка. В залежності від клінічних цілей і відбувається підбір установок в клініки. Імпульсний модулятор в даній системі представляє собою блок живлення, що забезпечує генерацію потоку

електронів у джерелі НВЧ-випромінювання за допомогою електростатичного поля.

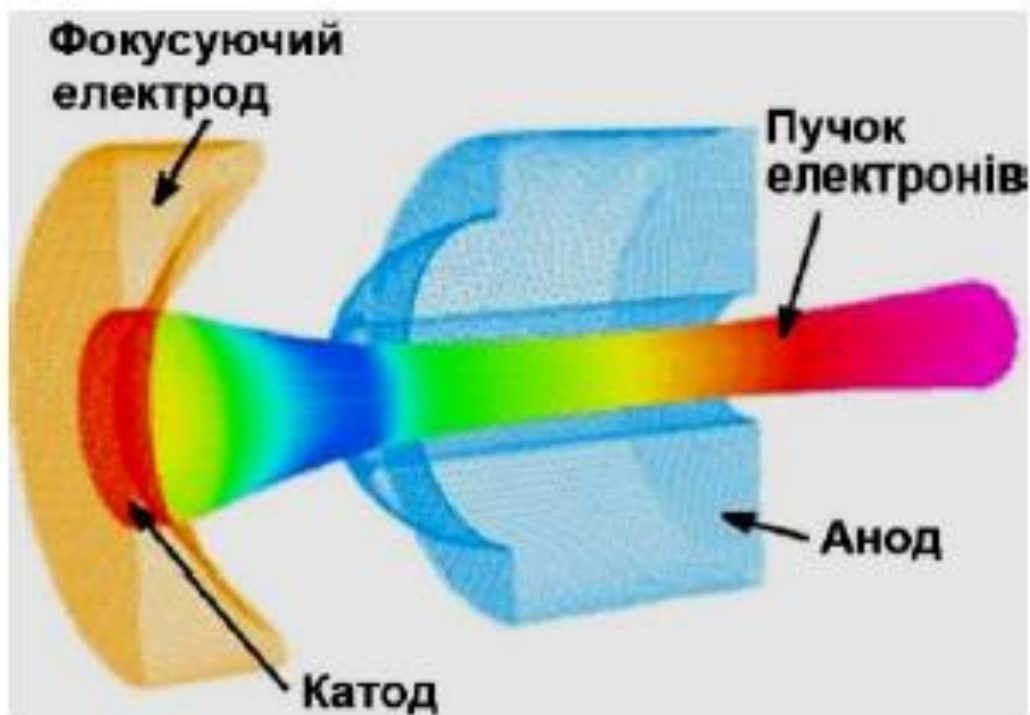


Рисунок 1.2. Модель пучка в діодній електронній пушці

Система прискорення пучка реалізується на принципі резонансного прискорення частинок, що рухаються синфазно зі змінами високочастотного поля. Для створення прискорюючого поля потрібне дотримання наступних пунктів:

- Забезпечення вакууму у камері
- Створення рівності швидкостей руху частинок та фазової швидкості електромагнітної хвилі
- Створення електромагнітного коливання за напрямком вектора електричного поля вздовж хвилеводу

Також можлива реалізація системи прискорення на стоячій хвилі, яка виникає при відбитті біжучої хвилі від навантаження.



Рисунок 1.3. НВЧ-прилади для систем прискорення: а – клістрон (www.2.1-3com.com); б – магнетрон (www.e2v.com)

Система транспорту потоку обумовлює зміну траєкторії руху пучка та фокусуванням його перед потраплянням у вікно виведення. До складу цієї системи входять поворотні магніти, вакуумні дрейфові трубки та фокуруючі і спрямовуючі котушки.



Рисунок 1.4 З'ємна мішень з водяним охолодженням прискорювача VARIAN Clinac-18

Система колімації фотонного пучка складається з первинного коліматора, вторинного коліматора та багатопластинчастого коліматора змінної конфігурації. Первинний коліматор забезпечує апертуру пучка на виході та визначає найбільший розмір поля круглої форми. Вторинний коліматор забезпечує утворення прямокутної форми пучка.

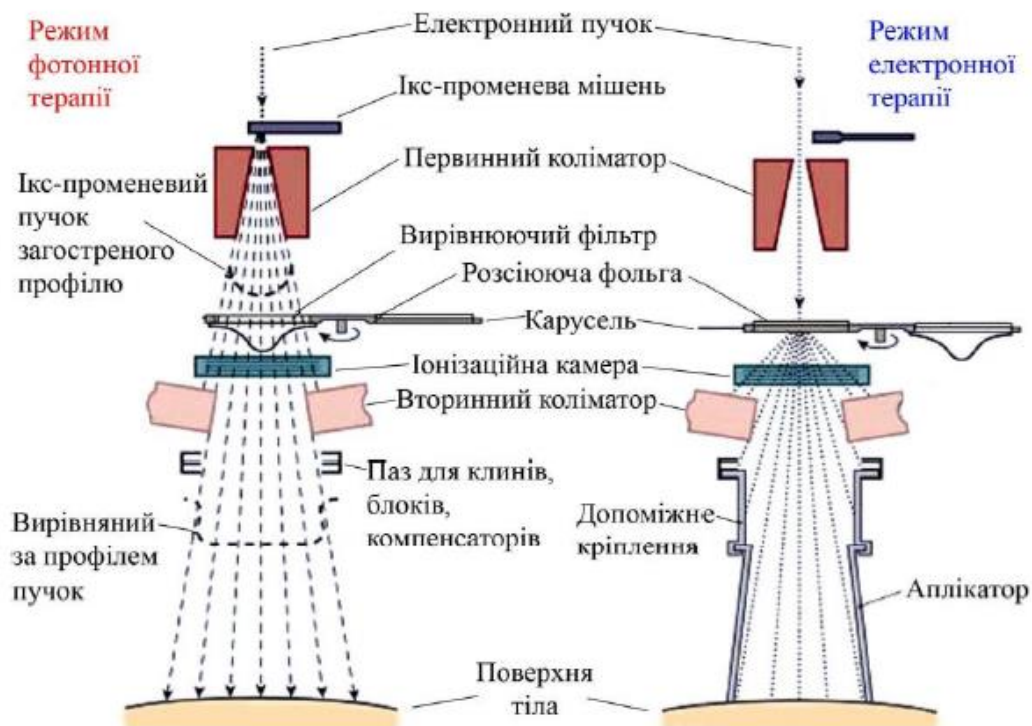


Рисунок 1.5. Схема розташування основних компонентів системи колімації та моніторингу пучка у терапевтичній головці лінійного прискорювача електронів[18]

Багатопластинчастий коліматор забезпечує довільну модифікацію апертури пучка. Засоби моніторингу пучка можуть бути представлені різними технічними рішеннями та їх основною ціллю є безперервний контроль дозиметричних параметрів пучка.

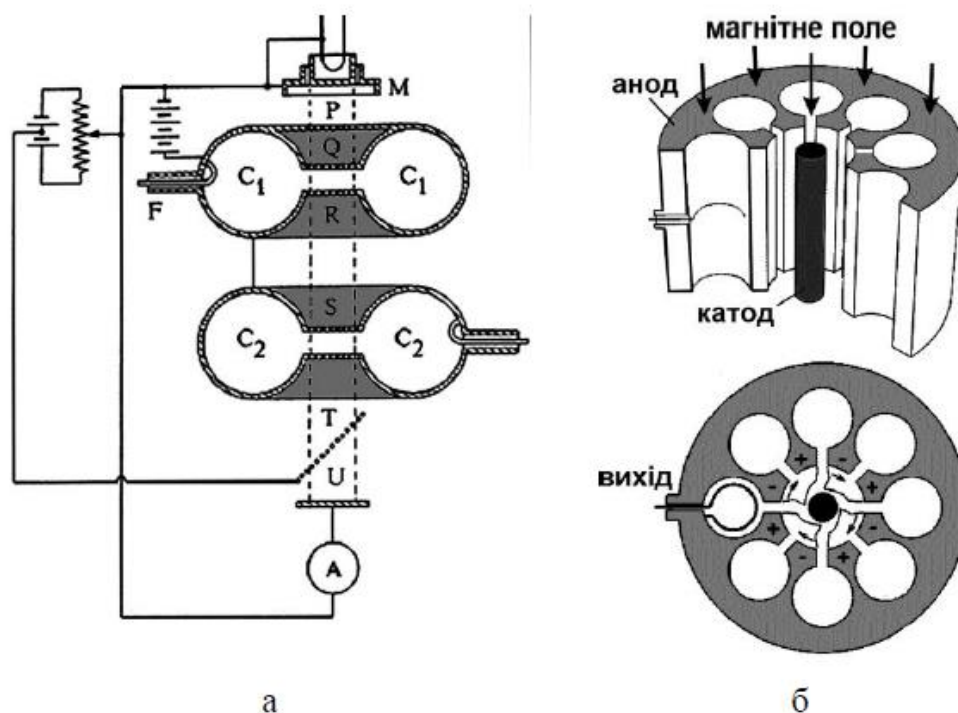


Рисунок 1.6. Схематична будова НВЧ-приладів для систем прискорення:
 а – клістрон (R. Varian, S. Varian. J. appl. phys., 10 (1939), 324);
 б – магнетрон (Terman, Elect. radio eng., 689-95)

До **обслуговуючих систем** відносять: системи вакуумної відкачки, системи проточного водяного охолодження, системи руху складових прискорювача та системи захисту від радіаційного витоку.

При розгляданні такого лінійного прискорювача як Halsyon в ньому реалізовані дві системи охолодження: водяна та повітряна, що забезпечують робочу температуру, яка складає від 25 до 35 °C

РОЗДІЛ 2

ОГЛЯД ЛІНІЙНОГО ПРИСКОРЮВАЧА HALCYON ТА ДОЗИМЕТРИЧНИХ ПРИЛАДІВ

2.1 Лінійний прискорювач Halcyon

Розглянемо таку модель лінійного прискорювача як Halcyon від компанії Varian. даний прилад на разі вводиться в експлуатацію в Сумському онкологічному диспансері.

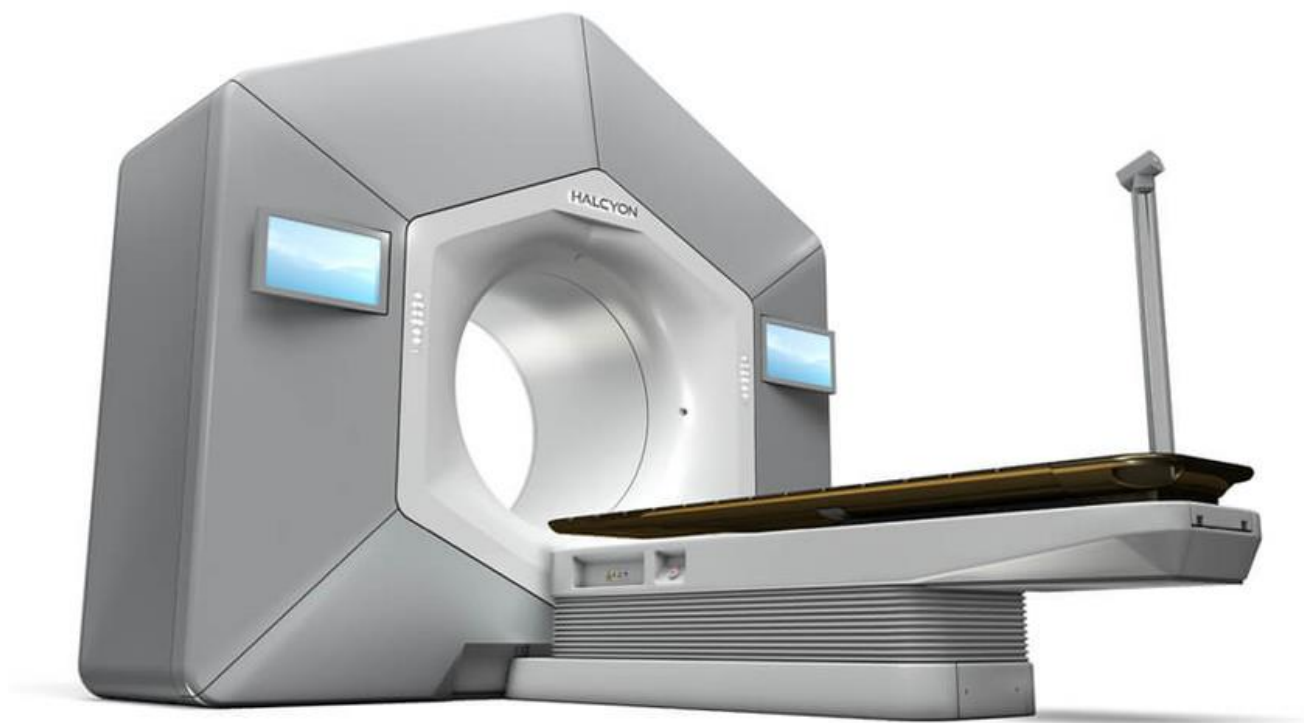


Рисунок 2.1 Зовнішній вигляд лінійного прискорювача Halcyon

Специфікою даного приладу є використання рухомих гентрі, що мають кут обертання рівний 360 градусам. Це дозволяє спростити розрахунок

полів та зменшити час процедури, що забезпечує більш низьку променеву навантаження на пацієнта.

Також окремо можна відзначити, що споживання електроенергії для системи Halcyon є меншим ніж в його аналогів. Це можна побачити на графіку, що представлений на рисунку 2.2

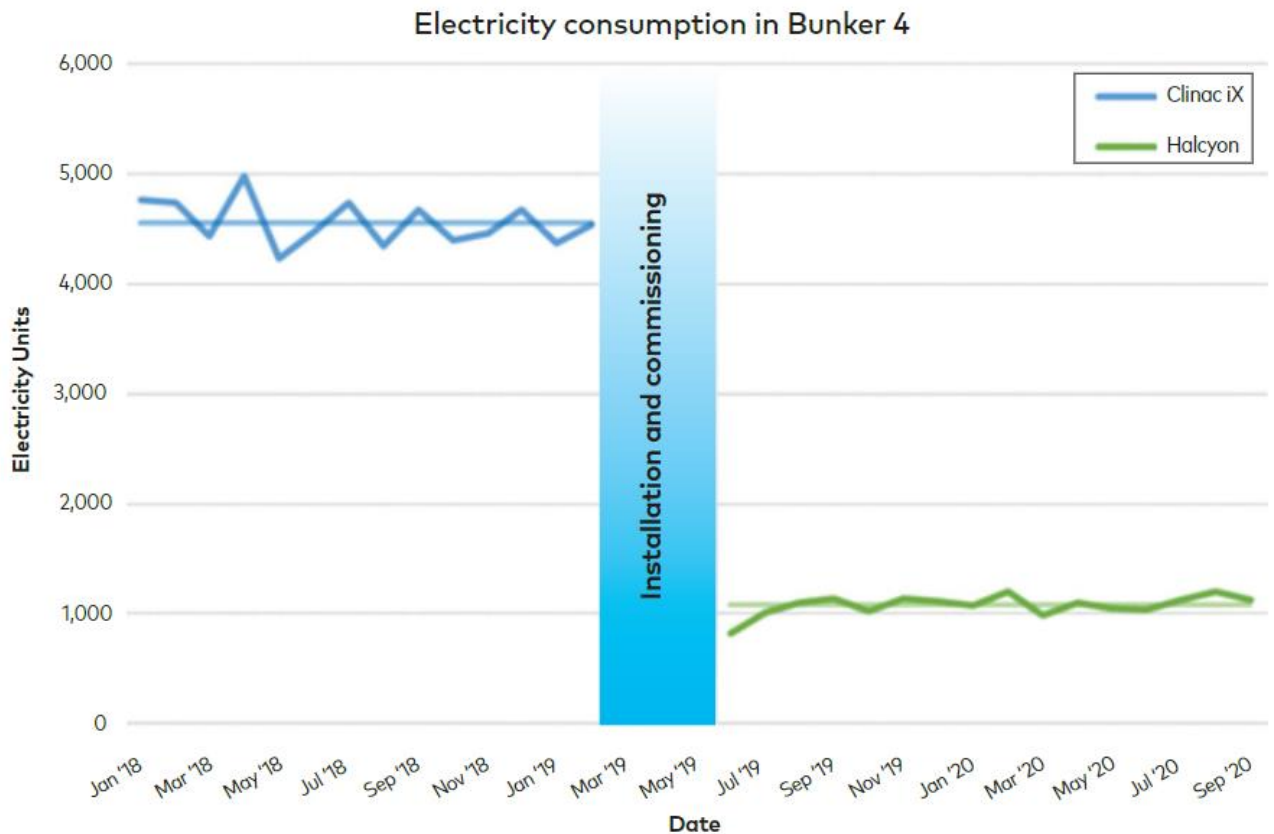


Рисунок 2.2 Споживання енергії різко впало, коли система Halcyon замінила систему Clinac iX. [9]

До комплекту поставки даного приладу також входять:

- дозиметричний прилад blue phantom та водна помпа
- дозиметричний прилад mini phantom
- дозиметр Dose 1
- **MatriXX Resolution (прилад позиціонування пучка)**
- набір дозиметричних детекторів (CC-04, CC-13 та FC-65G)

- набір масок для фіксації пацієнтів на кушетці
- комп'ютерне обладнання

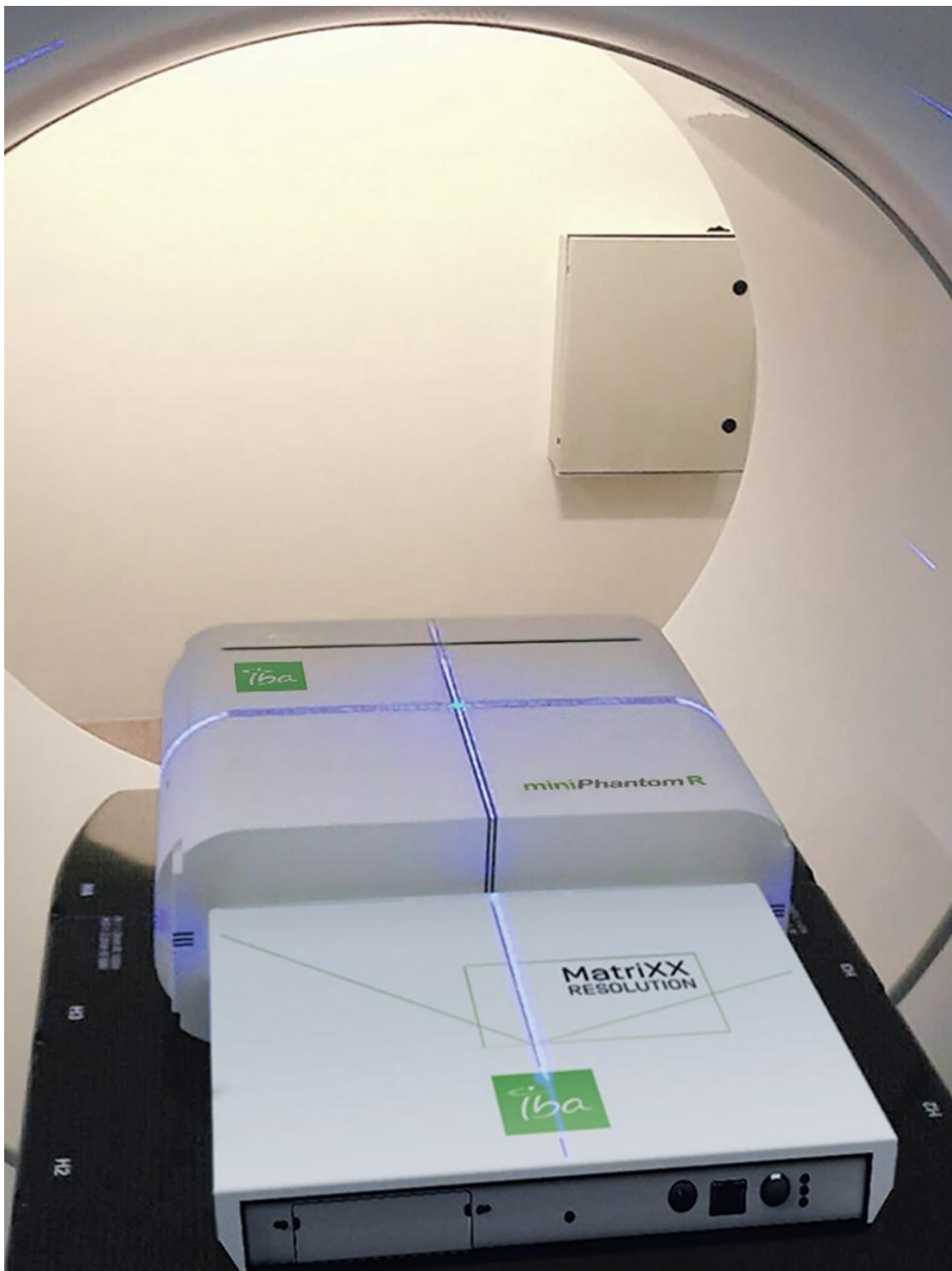


Рисунок 2.3 MatrixX Resolution

Також для введення в експлуатацію ланого прискорювача необхідним є встановлення додаткового апарату комп'ютерної томографії, що під'єднується до загального серверу разом з прискорювачем.

Лікування хворих на данному приладі відбувається наступним чином. Спочатку робиться серія знімків на комп'ютерному томографі, що потім передаються на комп'ютери лікарів-онкологів. Ті в свою чергу проводять контуринг органів окремо виділяючи ті з них, що мають пухлинні утворення. Наступним кроком є розрахунок полів та доз, що проводяться медичними фізиками. Після цього вже проводиться сама терапія. Все вищеперераховане відбувається в спеціальному програмному забезпеченні, інтерфейс якого можна побачити на рисунку 2.4

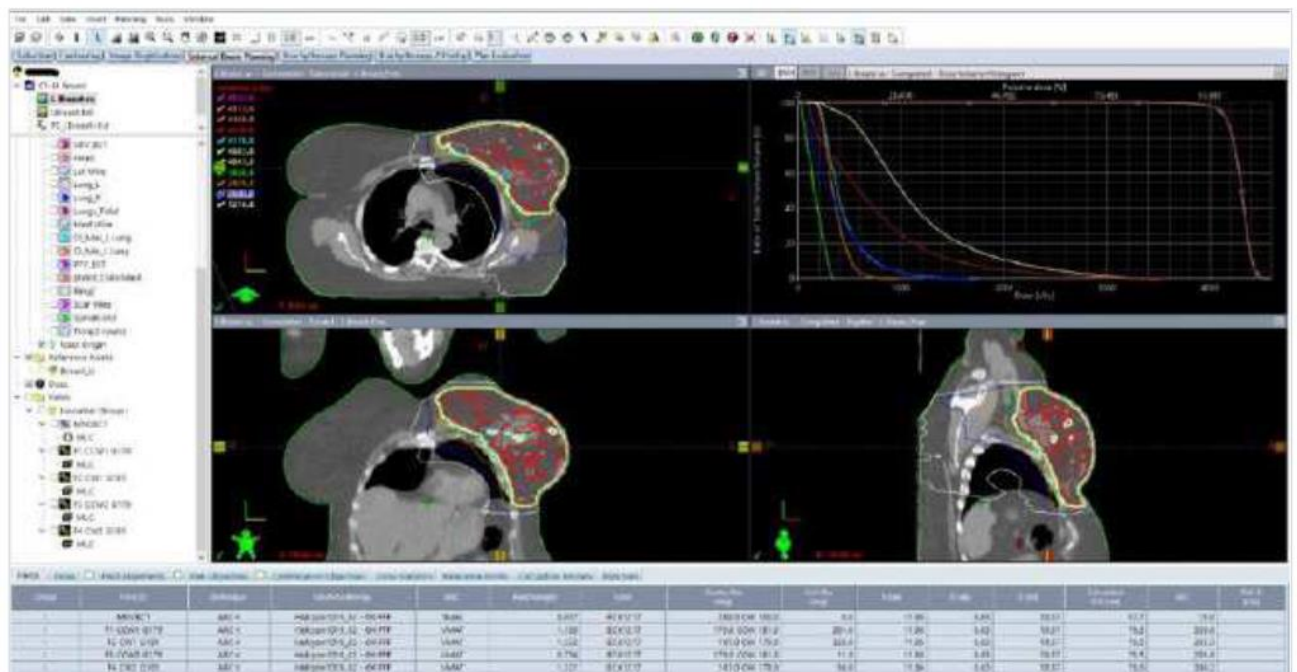


Рисунок 2.4 Програмне забезпечення Aria [10]

2.2 Дозиметричний прилад blue phantom 2

До комплекту поставки лінійного прискорювача Halcyon входить такий дозиметричний прилад як blue phantom, який представлений на рисунку 2.5.

Даний прилад використовується для отримання таких залежностей як глибинна доза, профілів пучка (crossline, inline) та діагонального профілю.

Параметри blue phantom 2 наступні:

- Зовнішні розміри бака для води: 675 x 645 x 560 мм
- Обсяг сканування: 480 x 480 x 410 мм
- Роздільна здатність: 0,1 мм
- Точність положення: $\pm 0,1$ мм
- Швидкість сканування: 50 мм/с
- Товщина стінки / матеріал: 15 мм / акрил



Рисунок 2.5. Зовнішній вигляд фантому blue phantom 2.[11]

Проведення дозиметрії на цьому приладі відбувається наступним чином: у водний фантом набирається дистильована вода за допомогою помпи. Її

об'єм варіюється в залежності від показників, що заміряються. Відстань від поверхні води до випромінювача може складати або 100 мм або 90 мм. Для проведення вимірювань в прилад встановлюються детектори: для абсолютної дозиметрії використовується фермеровська камера, для відносної - філдова та референсна камери (зазвичай це два детектора СС-13). Використання двох камер обумовлено тим, що вихідний пучок прискорювача є пульсуючим і для уникнення коливань показників застосовується референсна камера. В свою чергу дозиметричні дослідження проводяться при поданні на детектори напруги (зазвичай 300 В). Після цього за допомогою програмного пакету muQA проводяться виміри.

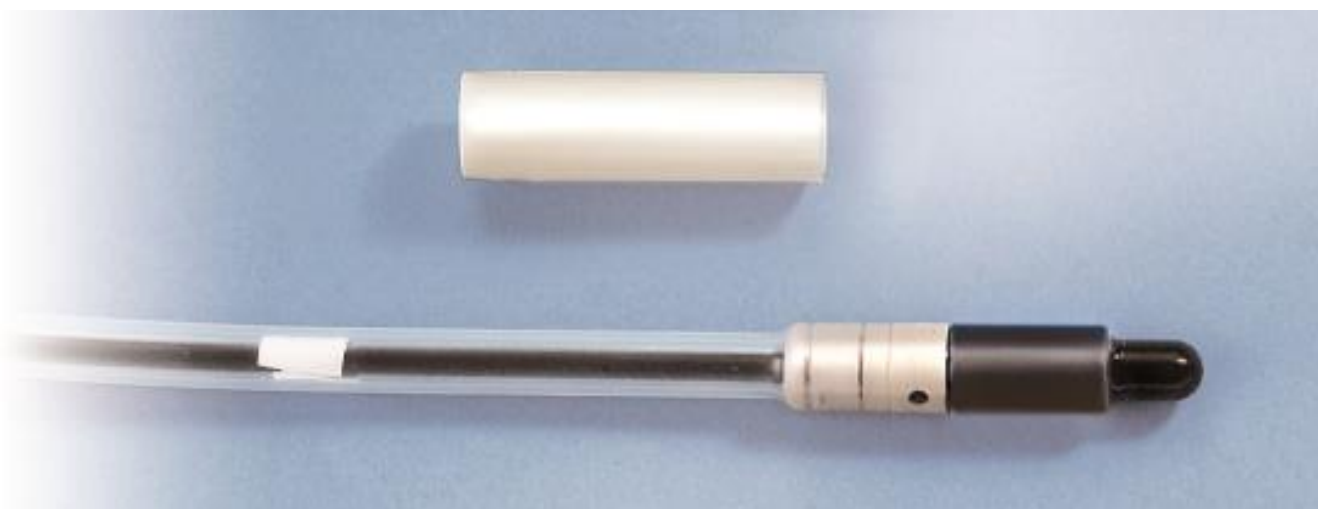


Рисунок 2.6. Зовнішній вигляд детектора СС-13 [12]

Параметри детекторів, що використовуються, представлені в таблиці 1. Дана інформація взята з офіційного сайту виробника [13]

Таблиця 1. Характеристики детекторів.

Характеристика	СС-04	СС-13	Фермеровська камера FC65-G
----------------	-------	-------	----------------------------

Активний об'єм	0.04 cm ³	0,13 cm ³	0.65 cm ³
Загальна активна довжина	3.6 mm	5,8 mm	23.0 mm
Довжина циліндра	1.6 mm	2,8 mm	20.0 mm
Внутрішній діаметр зовнішнього електрода	4.0 mm	6,0 mm	6.2 mm
Товщина стінки	0.4 mm (70 mg/cm ²)	1,0 mm (1,5 mg/cm ²)	0.4 mm
Діаметр внутрішнього електрода	1.0 mm	1,0 mm	1.0 mm
Довжина внутрішнього електрода	2.1 mm	3,3 mm	20.5 mm
Напруга поляризації	±300 V (max. ±500 V)	±300 V (max. ±500 V)	±300 V (max. ±500 V)
Типовий струм витоку	3 fA	3 fA	-
Рекомендована доза попереднього опромінення	5 Gy	5 Gy	5 Gy
Типова чутливість	1 nC/Gy	3,8 nC/Gy	21 nC/Gy
Захисний потенціал	±300 V (max. ±500 V)	±300 V (max. ±500 V)	±300 V (max. ±500 V)
Температурний діапазон	15 °C – 35 °C	15 °C – 35 °C	15 °C to 35 °C
Діапазон відносної	20 % – 80 %	20 % – 80 %	20 % to 80 %

вологості			
-----------	--	--	--

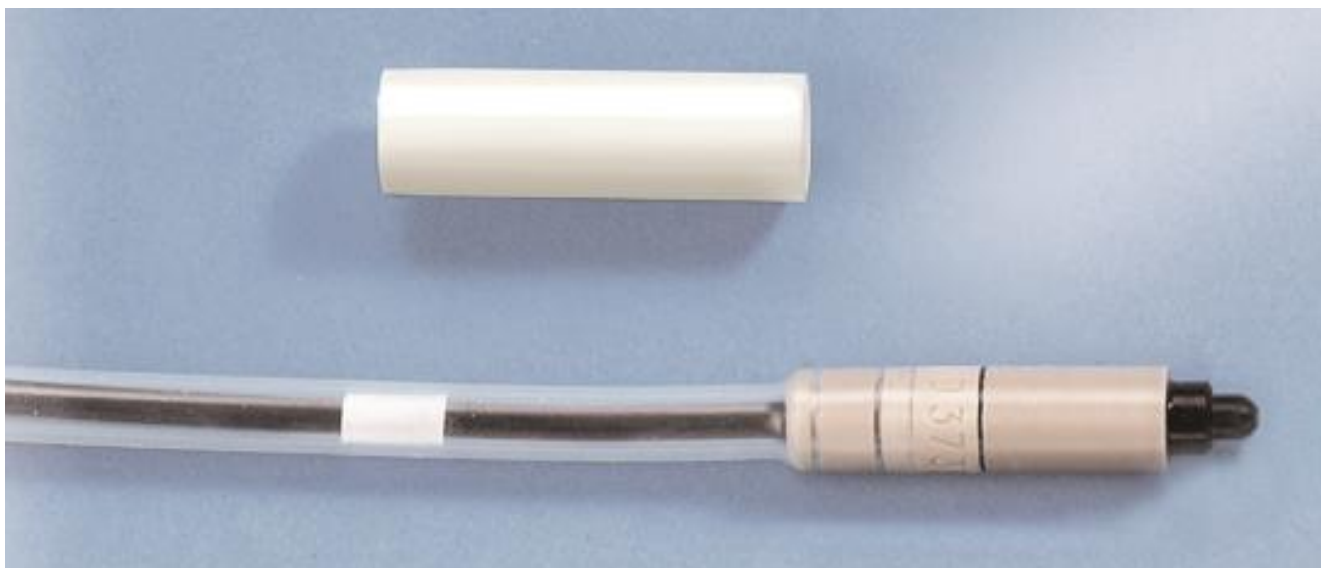


Рисунок 2.7. Зовнішній вигляд камери СС-04 [14]

На рисунках 2.6-2.8 представлений зовнішній вигляд вищеписаних детекторів.



Рисунок 2.8. Зовнішній вигляд камери FC65-G [15]

2.3 Дозиметр Dose 1

Для абсолютної дозиметрії використовується дозиметр Dose 1, що представлений на рисунку 2.9



Рисунок 2.9. Зовнішній вигляд дозиметру Dose 1 [16]

Абсолютна дозиметрія проводиться за протоколом, що створений міжнародною агенцією з атомної енергії [17]. За допомогою даного дозиметру та камери фармера проводяться виміри. Послідовність дій при цьому наступна. Спочатку до водного фантому поміщається детектор FC65-G або інший його аналог, та підключається на пряму до дозиметру. Наступним кроком є позиціонування камери спочатку в ізоцентрі прискорювача і з подальшим переміщенням його до реального центру

пучка. Також відбудеться додаткове позиціонування за допомогою апаратної частини. Після цього проводиться ініціалізація приладу та заміри параметрів навколишнього середовища, таких як тиск, температура та нормальний фон. Отримані дані заносяться до приладу та робиться поправка на відповідні коефіцієнти. Після проведених маніпуляцій проводиться вимір та розрахунок.

РОЗДІЛ 3

ПРОВЕДЕННЯ ДОЗИМЕТРИЧНИХ ТЕСТІВ

3.1 Позичіонування та проведення замірів

В даному розділі буде розглядатись відносна дозиметрія та отримані результати після її проведення.

Першим кроком при проведенні дослідження є набір води до фантому на відстань, що складає 100 мм від випромінювача. Після цього проводиться позиціонування дозиметричного приладу. Спочатку - в ізоцентрі за допомогою лазерів (рисунок 3.1), що вбудовані в прискорювач, після цього вже в реальному центрі пучка.

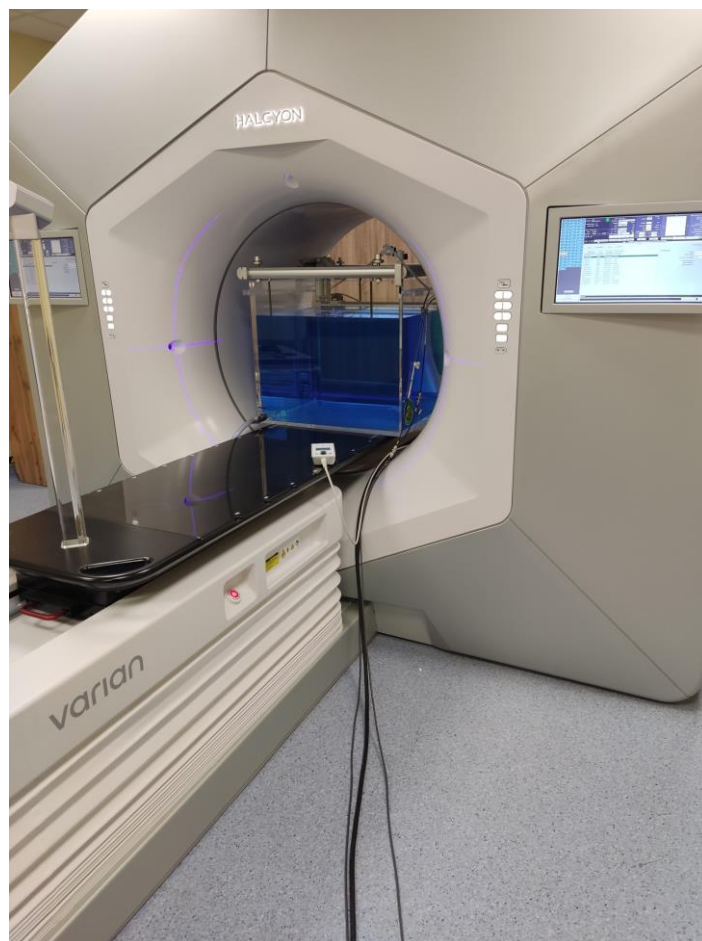


Рисунок 3.1. Позичіонування водного фантому

Наступним кроком є задання в програмному забезпеченні положення рівня води, ізоцентру та параметрів поля і пучка. Далі на детектори подається напруга, що складає 300 В.

Після проведення вищезазначених маніпуляцій, подається пучок з максимальною енергією та максимальним значенням моніторних одиниць. За допомогою програмного забезпечення *muQA* відбувається замір параметрів та побудова залежностей.

Відносною даний вид дозиметрії вважається через те, що отримані значення представляються не в значеннях дози, а в переведенні до 100% шкали.

3.2 Опис та аналіз отриманих залежностей.

На рисунках 3.2-3.3 представлені отримані залежності для діагонального профілю та глибинної дози.

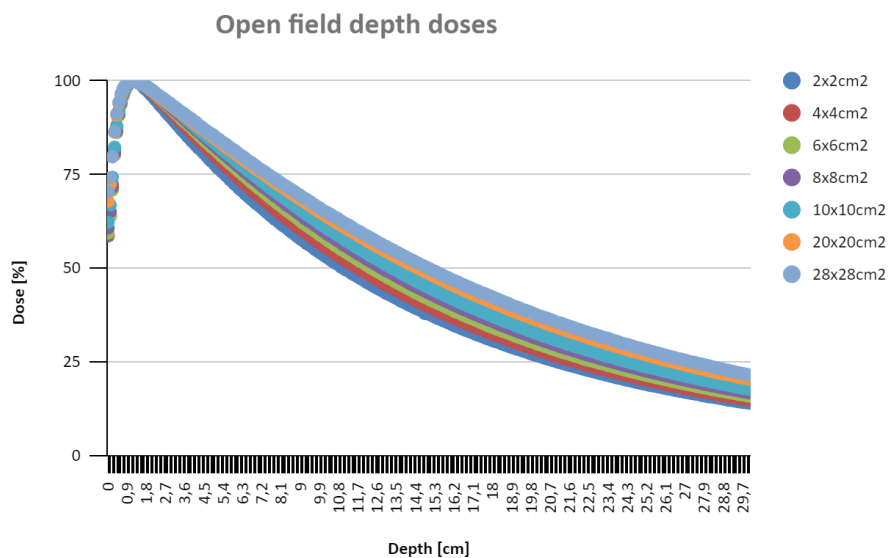


Рисунок 3.2 Розподіл глибинної дози

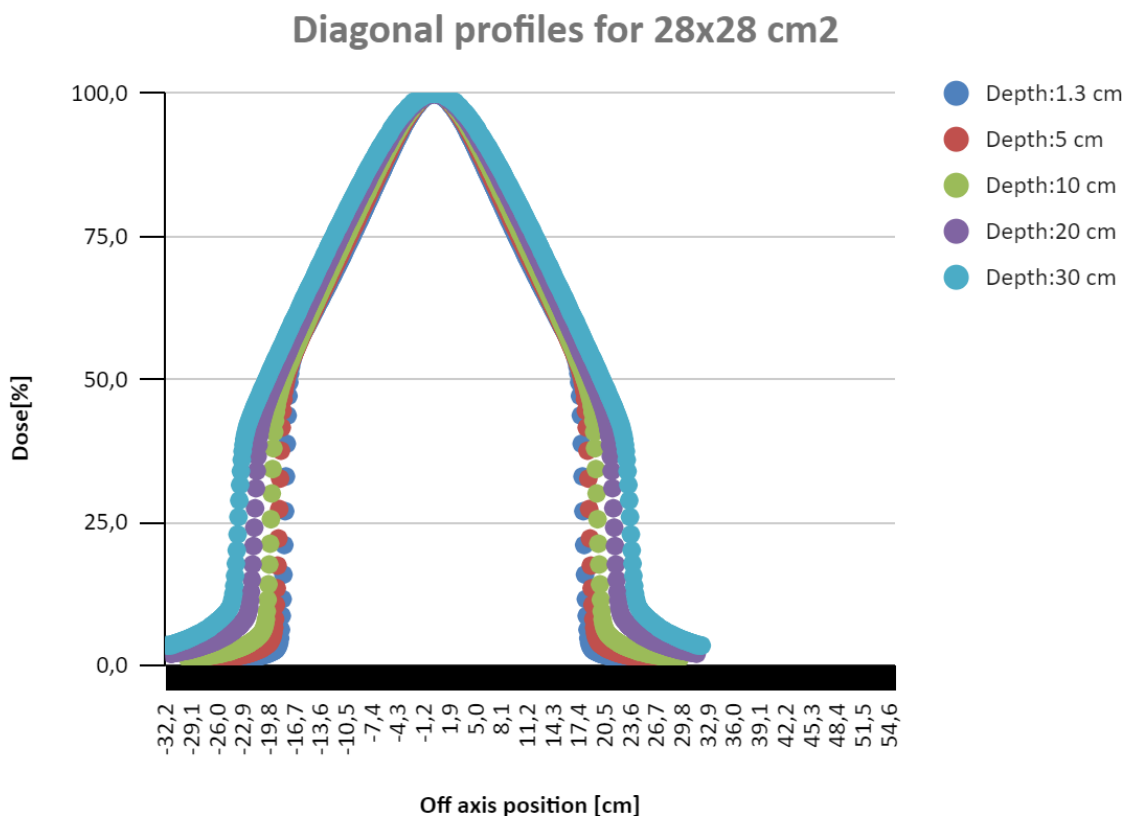


Рисунок 3.3 Розподіл діагонального профілю пучка

Розподіл глибинної дози представляє собою набір замірів, що зроблені під час занурення датчику у воду при різних параметрах поля. Показником коректності отриманих результатів є наявність максимуму дози в одній точці. Виробник допускає відхилення в 0,2 см від заявленого. В нашому випадку даного відхилення не відбувається.

У випадку якщо максимум дози буде сильно відхилятися від заявленого, проводяться відповідні маніпуляції для корекції пучка.

Розподіл діагонального профілю показує відповідний розподіл енергії на різних глибинах занурення датчика. Показником коректності даних є показник симетрії. Він визначається при 80% дози та значення глибин відносно нуля повинно співпадати або відхилятися в межах одного відсотка.

Цей вид дозиметричного дослідження проводиться раз в місяць. Для контролю параметрів пучка виробником передбачені щоденні, щонедільні та додаткові щомісячні тести.

Треба зазначити, що проведення цих тестів обумовлюється очікуваною якістю та безпечністю лікування пацієнтів. В залежності від відхилень показників від норми проводяться додаткові тести та подальше корегування пучка як програмне так і механічне.

ВИСНОВКИ

В даній роботі було розглянуто таку сферу медицини як медична радіологія. Розглянуті основні напрямки, такі як променева терапія та променева діагностика. Описані основні засади роботи та використання приладів в цій сфері. Особлива увага приділена лінійному прискорювачу та основним характеристикам його систем.

Також в даній роботі було детально розглянуто лінійний прискорювач Halsyon та його комплект поставки, що в себе включає набір дозиметричних та обслуговуючих приладів.

Проведений опис процесу дозиметрії та наведені розподіли діагонального профілю та глибинної дози.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. РАК В УКРАЇНІ, 2018-2019 Захворюваність, смертність, показники діяльності онкологічної служби Бюлетень Національного канцер-реєстру України № 21
2. В. І. Богорад, Т. В. Литвинська, О. А. Макаровська, А. В. Носовський, Р. Ф. Тріпайло “Вимоги з безпеки під час використання лінійних прискорювачів”
3. Богорад В. І. із забезпечення безпеки діяльності з використання лінійних прискорювачів /В. І. Богорад, Т. В. Литвинська, А. В. Носовський О. Ю. Слепченко // Ядерна та радіаційна безпека.
4. Онкологія: Підручник. – 3-тє вид. / За ред. проф. Б.Т. Білинського. – К.: Здоров’я, 2004. – 528 с.
5. Пилипенко М.І. Вибрані лекції з радіології. – Харків: Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор’єва НАМН України, ХНМУ, 2012. – 200 с.
6. Гриневич Ю., Дряпаченко І. Практична онкотерапія на пучках швидких нейтронів циклотрона У-120 / Вісник НАН України. – 2005. – № 10. – С. 39–47.
7. Старенький В.П., Авер’янова Л.О. Аналіз фізичних та радіобіологічних аспектів сучасної дистанційної променевої терапії // Радіотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-тех. зб. – 2011. – Вип. 164. – С. 97– 101.
8. Khan F.M. The physics of radiation therapy, ed 3. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. – P. 46.
9. <https://www.varian.com/products/radiotherapy/treatment-delivery/halcyon>
10. <https://protech-solutions.com.ua/ru/oborudovanie/linejnye-uskoriteli/onkologichna-informacijna-sistema-aria>

11. <https://www.iba-dosimetry.com/product/blue-phantom-2#product-overviewimage-207>
12. <https://www.iba-dosimetry.com/product/cc13-s-ionization-chamber>
13. <https://www.iba-dosimetry.com/product>
14. <https://www.iba-dosimetry.com/product/cc04-ionization-chamber>
15. <https://www.iba-dosimetry.com/product/fc65-g-fc65-p-ionization-chambers>
16. https://www.iba-dosimetry.com/fileadmin/user_upload/products/02_radiation_therapy/Dose1/iba-product-dose1-overview.jpg
17. СЕРИЯ ТЕХНИЧЕСКИХ ДОКЛАДОВ No. 398, Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии
Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде
МЕЖДУНАРОДНОЕ АГЕНТСТВО ПО АТОМНОЙ ЭНЕРГИИ
ВЕНА, 2004
18. Khan F.M. The physics of radiation therapy, ed 3. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. – P. 46.