





## ЗМІСТ

<b>СПИСОК СКОРОЧЕНЬ</b>	5
<b>ВСТУП</b>	6
<b>1 ОСНОВИ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ</b>	8
1.1 Променева терапія. Становлення та сучасний стан	8
1.2 Поняття про злоякісні новоутворення та їх класифікація	11
1.3 Радіобіологічні аспекти променевої терапії	16
1.4 Фізичні аспекти променевої терапії	20
Контрольні запитання та завдання до розділу 1	30
<b>2 ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА МЕТОДІВ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ</b>	32
2.1 Основні методи променевого лікування	32
2.2 Загальна характеристика апаратів дистанційного опромінення	34
Контрольні запитання та завдання до розділу 2	40
<b>3 ІКС-ПРОМЕНЕВІ ТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ</b>	43
3.1 Історичні факти	43
3.2 Технічна характеристика апарату ікс-променевої терапії	45
Контрольні запитання та завдання до розділу 3	50
<b>4 ГАММА-ТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ</b>	51
4.1 Історичні факти	51
4.2 Технічна характеристика гамма-терапевтичного апарату	52
Контрольні запитання та завдання до розділу 4	59
<b>5 ТЕРАПЕВТИЧНІ ПРИСКОРЮВАЧІ ЕЛЕКТРОНІВ</b>	60
5.1 Історичні факти	60
5.2 Технічна характеристика лінійного прискорювача електронів для дистанційної променевої терапії	62
5.2.1 Система інжекції електронів	66
5.2.2 Система генерації НВЧ-хвиль	66
5.2.3 Система прискорення	71
5.2.4 Система транспортування потоку електронів	74
5.2.5. Система колімації та моніторингу терапевтичного пучка	76
5.2.6 Обслуговуючі системи прискорювача	85

5.3 Технічний моніторинг систем прискорювача	86
5.4 Засоби управління прискорювачем	92
Контрольні запитання та завдання до розділу 5	96
<b>6 АПАРАТИ ДЛЯ СТЕРЕОТАКСИЧНОГО ОПРОМІНЕННЯ</b>	98
6.1 Апарат «гамма-ніж»	99
6.2 Роботизований апарат «кібер-ніж»	105
6.3 Спеціалізовані лінійні прискорювачі	114
Контрольні запитання та завдання до розділу 6	119
<b>7 ОСНОВИ КОНТРОЛЮ ЯКОСТІ РАДІОТЕРАПЕВТИЧНОГО ОБЛАДНАННЯ</b>	120
7.1 Контроль якості гамма-терапевтичних апаратів	121
7.2 Контроль якості медичних прискорювачів електронів	123
Контрольні запитання та завдання до розділу 7	125
<b>8 ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ РАДІАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ У ДИСТАНЦІЙНІЙ ПРОМЕНЕВІЙ ТЕРАПІЇ</b>	126
8.1 Загальні принципи радіаційної безпеки у променевій терапії	126
8.2 Обладнання робочих місць та процедурних приміщень	129
8.3 Інструкції з радіаційної безпеки при роботі на апаратах дистанційної променевої терапії	134
Контрольні запитання та завдання до розділу 8	150
<b>ГЛОСАРІЙ ФАХОВИХ ТЕРМІНІВ</b>	151
<b>ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ</b>	155

## СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

ВООЗ – Всесвітня організація охорони здоров'я (ВОЗ, WHO)  
МАГАТЕ – Міжнародна агенція з атомної енергії (МАГАТЭ, IAEA)  
МЕК – Міжнародна електротехнічна комісія (МЭК, IEC)  
ПТ – променева терапія (ЛТ, RT)  
ІВ – іонізуюче випромінювання (ИИ, IR)  
ДІВ – джерело іонізуючого випромінювання (ИИИ)  
ЗН – злоякісне новоутворення  
ЛПЕ – лінійна передача енергії (ЛПЭ, LET)  
ВБЕ – відносна біологічна ефективність (ОБЭ, RBE)  
ККП – коефіцієнт кисневого посилення (ККУ, OER)  
ВФП – відстань «фокус-поверхня» (FSD)  
ШНО – шар напівослаблення (СПО, HVL)  
ДПТ – дистанційна променева терапія (ДЛТ, DRT, EBRT)  
ППТ – поверхнева променева терапія (ПЛТ, SRT)  
КТ – ікс-променева комп'ютерна томографія (КТ, CT);  
МРТ – магніторезонансна томографія (МРТ, MRI);  
ПЕТ – позитронно-емісійна томографія (ПЭТ, PET);  
СОД – сумарна осередкова доза (СОД);  
3D КПТ – тривимірна конформна променева терапія (3D КЛТ, 3D CRT);  
ПТМІ – променева терапія з модуляцією інтенсивності (ЛТМИ, IMRT);  
ПТВН – променева терапія з візуальним наведенням (ЛТВН, IGRT);  
СПТ – стереотаксична променева терапія тіла (СЛТ, SBRT);  
СРХ – стереотаксична радіохірургія (СРХ, SRS);  
НВЧ – надвисокі частоти (СВЧ)  
ІУС – інформаційна управляюча система (ИУС, IMS)  
МКРЗ – Міжнародна комісія з радіологічного захисту (МКРЗ, ICRP)  
РБ – радіаційна безпека (РБ)  
НРБУ – Норми радіаційної безпеки України  
ІУС – інформаційна управляюча система (ИУС, IMS)

## ВСТУП

Променева терапія (ПТ) є однією з найбільш технологічно насичених галузей сучасної медицини. Застосування передових досягнень фундаментальних наук у поєднанні з новітніми інформаційними технологіями значно розширили можливості традиційних методів ПТ у лікуванні онкологічних захворювань, а також наблизили до практичного застосування унікальні технології променевого лікування.

З огляду на невідпинне зростання онкозахворюваності у світі, сектор технологій ПТ у подальшому буде тільки збільшуватись як за кількістю радіотерапевтичних установок, так і за їх технічними можливостями. Експлуатація сучасних систем ПТ потребує підготовки висококваліфікованого інженерного персоналу, який має володіти міждисциплінарними знаннями та вміннями у галузях загальної та медичної фізики, електроенергетики та електроніки, мікрохвильової та вакуумної техніки, механіки, пневматики, гідравліки, оптики, теплотехніки тощо. Фахівці з електронної техніки, які безпосередньо обслуговують сучасну радіотерапевтичну систему, повинні мати професійні навички одразу в кількох суміжних галузях (комп'ютерні системи та мережі, системи автоматизованого управління, метрологія тощо). Тому основним завданням спеціаліста з технічного обслуговування сучасних систем ПТ є постійна необхідність набуття спеціальних знань у галузі радіаційної медицини, знання теоретичних основ променевої терапії, сучасних методів, технічних та інформаційних засобів реалізації променевого лікування, а також технологій радіаційного моніторингу та забезпечення якості променевої терапії.

Знання, набуті за допомогою навчального посібника «Апарати дистанційної променевої терапії», допоможуть глибоко проаналізувати фізико-технічні та радіобіологічні аспекти реалізації методів променевої терапії, освоїти основні технічні процедури контролю роботи апаратного забезпечення, технологію комп'ютерного планування променевої терапії, а також визначати та забезпечувати заходи з радіаційної безпеки

медичних процедур. Розуміння розкритих у посібнику тем потребуватиме попереднього вивчення загальної анатомії, фізіології та патології людини, біохімії, біофізики, електроніки, інформаційних технологій, радіаційної візуалізації, безпеки життєдіяльності людини.

Цей навчальний посібник є першим в Україні навчально-методичним виданням для підготовки технічних фахівців, які будуть працювати у радіотерапевтичних відділеннях онкологічних центрів. Розглядаються загальні підходи до реалізації променевої терапії, її основні радіобіологічні та фізико-технічні аспекти. Описані основні методи та апаратні засоби дистанційного опромінення пухлинних осередків. Особливу увагу приділено аналізу принципів побудови та функціонування медичних лінійних прискорювачів електронів. Також наводиться технічний опис спеціалізованих стереотаксичних радіохірургічних та радіотерапевтичних систем. Розглянуті принципи забезпечення радіаційної безпеки при роботі з радіотерапевтичними апаратами.

Посібник призначений для поглибленої професійної підготовки студентів старших курсів спеціальності «Біомедична інженерія» та споріднених медико-технічних спеціальностей. Посібник може бути застосований з метою підвищення кваліфікації та удосконалення практичної підготовки як технічних, так і медичних фахівців, які працюють у галузі променевої терапії.

# 1. ОСНОВИ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ

## 1.1 Променева терапія. Становлення та сучасний стан

**Променева терапія** – галузь клінічної медицини, яка базується на застосуванні біологічної дії іонізуючого випромінювання з лікувальною метою.

Лікувальний ефект ПТ зумовлений здатністю викликати іонізацію і збудження атомів та біомолекул, і реалізується у вигляді структурно-функціональних і метаболічних змін у клітинах організму. ПТ застосовується для лікування широкого спектру соматичних захворювань, проте найбільшу клінічну ефективність виявляє у лікуванні онкологічних хвороб.

Онкопатологія нині посідає друге місце у світі за рівнем захворюваності та смертності, поступаючись лише хворобам серцево-судинної системи. За даними ВООЗ найближчим часом у світі відбудуватиметься неспинний приріст онкозахворюваності – з 12,7 млн. нових випадків у світі в 2008 р. до 22,2 млн. у 2030р., причому ця тенденція охоплюватиме всі країни незалежно від рівня їх розвитку [1]. Необхідною складовою в лікуванні понад 50% онкохворих є дистанційна променева терапія [2]. ДПТ найчастіше застосовується при лікуванні онкопатологій центральної нервової системи (90%), раку грудної залози (83%), пухлин голови та шиї (78%), легені (76%), шлунку (68%), простати (60%), лімфом (65%) та ін. Якщо співставити ці дані зі структурою онкозахворюваності в світі, у якій домінують рак легені (13%), грудної залози (11%), колоректальний (10%), шлунку (8%), простати (7%), стає ще більш зрозумілою важливість застосування ДПТ [3]. Вона є також ефективною складовою паліативної допомоги, покликаної полегшити стан невиліковних хворих.

Нині основними завданнями радіаційної онкології є забезпечення доступності променевого лікування, підвищення його ефективності та якості. Згідно з висновками експертів ВООЗ успіх ПТ на 50% залежить від радіочутливості пухлини, на 25% - від апаратного оснащення, на 25% - від вибору раціонального



плану лікування та точності його відтворення. Технічні чинники є визначальними на етапах планування ПТ та опромінення.

ДПТ застосовується в комбінації з хірургією та хіміотерапією, проте при лікуванні певних типів пухлин ДПТ застосовується самостійно. Якщо ж порівняти витрати на реалізацію основних методів лікування онкопатологій, стає очевидним, що ДПТ потребує значно менше коштів, ніж хіміотерапія та деякі хірургічні технології, і таким чином, є найбільш доступним методом лікування пухлин. Проте технічне забезпечення ПТ стає дедалі більш складним, що потребує поглибленого розуміння сучасних принципів його реалізації.

**Становленню променевої терапії** сприяло вивчення фізичних, хімічних і біологічних основ радіаційних ефектів [4]. Якщо досягнути найбільш вагомій науковій передумови, які стали визначальними для розвитку ПТ, можна пересвідчитись в тому, що всі вони були закладені на межі ХІХ–ХХ ст. всесвітньовідомими фізиками, хіміками та біологами.

Початком ери променевої терапії вважається 1895 р., коли сталось відкриття В.-К. Рентгеном ікс-променів. Вже у 1896 р. ікс-промені були вперше застосовані для променевого лікування раку. Відкриття ікс-променів дало потужний поштовх до подальшого вивчення інших іонізуючих випромінень (табл.1.1). Після відкриття А. Беккерелем явища радіоактивності великі фізики П'єр та Марія Кюрі виявили нові хімічні радіоактивні елементи. Вчені висловили припущення, що відкритий ними радій може бути використаний для лікування пухлин. П. Віллард відкрив гамма-промені, Е. Резерфорд виявив заряджені  $\alpha$ - та  $\beta$ -частинки, отримав велику кількість ізотопів, створив теорію радіоактивного розпаду. Всі ці видатні наукові відкриття були доповнені фундаментальними роботами М. Планка та А. Ейнштейна. Наступне велике відкриття – явище штучної радіоактивності – здійснили Фредерік та Ірен Жоліо-Кюрі. В своїй Нобелівській лекції Ф. Жоліо-Кюрі відзначив, що застосування штучних радіоактивних елементів як мічених атомів «спростить проблему виявлення та усунення різних елементів, які існують в живих організмах».

Таблиця 1.1 – Наукові відкриття, визначальні для розвитку променевої терапії

Наукові досягнення	Автори	Нобелівська премія
Відкриття ікс-променів	В.-К. Рентген	1901, фізика
Відкриття природної радіоактивності	А. Беккерель	1903, фізика
Дослідження явищ радіації	М. Кюрі, П. Кюрі	1903, фізика
Дослідження катодних променів	Ф. Ленард	1905, фізика
Відкриття електрона	Дж. Дж. Томсон	1906, фізика
Відкриття $\alpha$ - та $\beta$ -частинок, протону, радіоактивний розпад	Е. Резерфорд	1908, хімія
Відкриття радію і полонію	М. Кюрі	1911, хімія
Обґрунтування фотоелектричного ефекту	А. Ейнштейн	1921, фізика
Дослідження будови атому та його випромінень	Н. Бор	1922, фізика
Розсіювання ікс-променів на електронах	А. Комптон	1927, фізика
Відкриття нейтрону	Дж. Чедвік	1935, фізика
Відкриття позитрону	К. Андерсон	1936, фізика
Відкриття штучної радіоактивності	Ф. Жоліо-Кюрі І. Жоліо-Кюрі	1935, хімія
Винайдення та створення циклотрону	Е. Лоуренс	1939, фізика
Відкриття явища ядерного магнітного резонансу	І. Рабі	1944, фізика
Виявлення мутацій під впливом ікс-променів	Г. Дж. Меллер	1946, медицина
Точні ядерні магнітні вимірювання	Ф. Блох, Е. Перселл	1952, фізика
Дослідження напівпровідників, відкриття транзисторного ефекту	У. Шоклі, Дж. Бардін, У. Браттейн	1956, фізика
Розробка комп'ютерної томографії	А. Кормак Г. Хаунсфілд	1979, медицина
Винайдення магніторезонансної томографії	П. Лотербур, П. Менсфілд	2003, медицина

Наприкінці 40-х років було розпочато застосування медичних лінійних прискорювачів як джерел випромінювання для ПТ. З 1951 р. почали широко застосовуватись терапевтичні апарати з джерелом гамма-випромінювання ізотопу  $^{60}\text{Co}$ . Новий етап розвитку ПТ пов'язаний з прогресом у електроніці – розроблені компактні медичні лінійні прискорювачі електронів із застосуванням НВЧ-систем модуляції пучка, винайдені нові принципи та засоби медичної візуалізації. Бурхливий розвиток обчислювальної техніки спричинив появу принципово нових медичних технологій – реконструктивної комп'ютерної томографії та тривимірної анатомічної візуалізації, що дозволило принципово змінити підходи до планування ПТ та проведення самого променевого лікування. Сучасні технології ПТ реалізуються на основі комплексного застосування надскладного електронного обладнання, комп'ютерних систем управління та програмних засобів обробки даних, спеціалізованих мереж зв'язку. Основною тенденцією розвитку сучасної ПТ є розробка більш ефективних джерел іонізуючого випромінювання (ДІВ), систем прецизійного опромінення із застосуванням комп'ютерних технологій планування та керування підведенням дози у просторі та часі. Всі ці новітні технології впроваджуються з метою підвищення ефективності променевого лікування, яке має *забезпечити максимальну деструкцію пухлини за умови мінімальних променевих пошкоджень нормальних тканин.*

## **1.2 Поняття про зляжкісні новоутворення та їх класифікація**

**Зляжкісна пухлина (ЗП)** – це особлива патологічна форма проліферації (розростання) клітин, спричиненої індукованими або спонтанними змінами генома клітини, що характеризується схильністю до неконтрольованого росту, незавершеної диференціації, а також до інвазії та деструкції прилеглих тканин і формування віддалених метастазів [5]. Причинами утворення ЗП (канцерогенезу) є біологічні, хімічні, фізичні чинники, які

призводять до перетворення нормальної клітини на пухлинну (табл.1.2).

Відповідно до Міжнародної класифікації хвороб МКХ-10 [6] визначаються такі типи злоякісних новоутворень (ЗН):

[C00 C75] ЗН уточненої локалізації, котрі визначені як первинні або припустимо первинні;

[C76 C80] ЗН неточно визначені, вторинні та неуточненої локалізації;

[C81 C96] ЗН лимфоїдної, кровотворної та споріднених їм тканин;

[C97] ЗН самостійних (первинних) множинних локалізацій;

[D00 D09] - Новоутворення *in situ*.

Клінічне стадіювання пухлинного процесу базується на даних комплексного клінічного обстеження: доклінічна стадія (0) та клінічні стадії (1-4). Морфологічне підтвердження характеристики ЗП, визначеної клінічно, можна отримати лише шляхом патогістологічного дослідження.

**Міжнародна класифікація злоякісних пухлин за системою TNM** застосовується для оцінки стадіювання злоякісних новоутворень згідно з принципами їх анатомічного поширення. Вона враховує три основні компоненти:

- 1) **T (Tumor)** — розмір та ступінь поширення первинної пухлини;
- 2) **N (Nodus)** — стан регіонарних лімфатичних вузлів;
- 3) **M (Metastasis)** — характеристика наявності віддалених метастазів.

Загальними правилами системи TNM є наступні:

1. У всіх випадках повинно бути гістологічне підтвердження діагнозу.

2. Для кожної локалізації пухлини необхідно застосовувати дві класифікації: а) клінічну (TNM), яка ґрунтується на даних клінічного, рентгенологічного, ендоскопічного та інших методів дослідження, які проводились до лікування (табл.1.3); б) післяхірургічну патогістологічну (pTNM), яка ґрунтується на даних хірургічного втручання, а також гістологічного дослідження видаленого препарату (табл.1.4).

3. До лікування необхідно визначити всі три компоненти анатомічного розповсюдження пухлинного процесу.

Таблиця 1.2 – Основні фази та ознаки пухлинного процесу

Фаза канцерогенезу	Ініціація	In situ (преінвазивна)	Мікроінвазивна	Інвазивна	Розповсюджена		
					клінічно локалізована	місцево поширена	генералізована (дисемінована)
Стадія процесу	доклінічна			рання	клінічно локалізована	місцево поширена	генералізована (дисемінована)
Кількість клітин, маса пухлини	окремі клітини	$10^5$ $\approx 1$ мкг	$10^8$ $\approx 1$ мг	$2 \cdot 10^9$ $\approx 1$ г	$10^{10}$ – $10^{11}$ до 100 г	до $10^{12}$ до 1 кг	$>10^{12}$ $\approx 1$ кг
Час, років	15–20	до 5	до 10	2–3			
Метастанзування	немає	немає	можливе	рідко	може спостерігатись	часто	характерне
Основні методи розпізнавання	онко-маркерна молекулярна генетична детекція	цитологічний	цитологічний	скринінг груп підвищеного ризику різними методами діагностики	радіологічні, ендоскопічні, клінічні		

4. Найбільш важливе значення для оцінки розповсюдження злоякісного процесу має патогістологічна класифікація TNM.

5. Якщо є сумніви стосовно вірності визначення компонентів системи, потрібно вибирати менше значення T, N, M в бік меншого поширення процесу.

Позначення допоміжних даних: G - ступені диференціації пухлинних клітин; L - інвазія лімфатичних судин; V - інвазія вен.

Символ "y". Якщо радикальна терапія не була первинним етапом лікування, перед позначенням pTMM ставлять символ "y".

Символ "r". При класифікації рецидивів за системою TNM або pTNM перед цим позначенням ставлять символ "r".

Фактор C. За системою TNM може бути факультативно використана ще одна ознака - рівень надійності, або фактор C. Він характеризує ті методи дослідження на основі яких було встановлено діагноз.

Таблиця 1.3 – Клінічна класифікація TNM

Компонента	Символ	Значення символу
<b>T</b> первинна пухлина визначається до лікування	Tis	передінвазивна карцинома (carcinoma in situ)
	T0	первинна пухлина не визначається
	T1, T2, T3, T4	збільшення (розростання) первинної пухлини
	Tx	розміри та місцеве розповсюдження пухлини не можна визначити
<b>N</b> регіонарні лімфатичні вузли	N	ознаки метастатичного враження лімфатичних вузлів відсутні
	N1, N2, N3	ступені враження лімфатичних вузлів
	N4	метастази в юкстарегіонарних лімфатичних вузлах
	Nx	стан лімфатичних вузлів не визначений
<b>M</b> віддалені метастази	M0	ознак віддалених метастазів немає
	M1	є віддалені метастази
	Mx	відсутні дані про віддалені метастази

Таблиця 1.4 – Патогістологічна класифікація pTNM

Компонента	Символ	Значення символу
<b>pT</b> первинна пухлина	pTis	передінвазивна карцинома (carcinoma in situ)
	pT0	при гістологічному дослідженні ознак пухлини не знайдено
	pT1, pT2, pT3, pT4	розповсюдження пухлини, встановлено при хірургічному втручанні та гістологічному дослідженні препарату
	pTx	ступінь інвазії пухлини не визначений під час операції та гістологічного дослідження
<b>pN</b> регіонарні лімфатичні вузли	pN	інвазія регіонарних лімфовузлів відсутня
	pN1, pN2, pN3	ступені інвазії регіонарних лімфовузлів
	pN4	інвазія юкстарегіонарних лімфатичних вузлів
	pNx	ступінь інвазії не встановлений
<b>pM</b> віддалені метастази	pM0	віддалені метастази відсутні
	M1	віддалені метастази знайдено
	Mx	віддалені метастази не визначені

Клінічна оцінка ступеня поширення патологічного процесу найбільш важлива для вибору та оцінки методів лікування. Віднесення хворого до певної клінічної групи відображає ставлення онкологів до конкретної клінічної ситуації, яка спостерігається у хворого на даний момент:

- **Група I а** – хворі з захворюваннями, які мають загрозу ЗН. Вони підлягають поглибленому дослідженню та при встановленні діагнозу – зняттю з обліку чи переведу в іншу групу.

- **Група I б** – хворі на передракові захворювання.

- **Група II** – хворі на ЗН, які мають в результаті застосування сучасних методів лікування реальні перспективи повного вилікування чи довготривалої ремісії.

– **Група II а** – хворі, які підлягають радикальному лікуванню, направленому на повне вилікування від пухлини.

– **Група III** – особи, практично здорові в результаті радикального лікування ЗН (хірургічного, променевого, комбінованого, комплексного) за відсутності рецидивів та метастазів.

– **Група IV** – хворі з розповсюдженими формами ЗН, яким неможливо провести радикальне лікування, але, разом з цим, показано чи планується хірургічне комбіноване, комплексне, хіміогормональне чи інше фармакологічне паліативне чи симптоматичне лікування.

### **1.3 Радіобіологічні аспекти променевої терапії**

Ураження клітин при опроміненні може визначатись механізмом прямої дії іонізуючих частинок на молекули, молекулярні групи або внутрішньоклітинні структури, або ж непрямой дії, спричиненої фізико-хімічними реакціями, що виникають внаслідок потрапляння іонізуючих частинок у клітини. У радіобіології розглядаються як детерміністичні, так і стохастичні ефекти радіаційного впливу на організм людини.

**Ефекти детерміністичні** (нестохастичні) – ефекти радіаційного впливу, що виявляються тільки при перевищенні певного дозового порогу і тяжкість наслідків яких залежить від величини отриманої дози (гостра променева хвороба, променеві опіки та ін.).

**Ефекти стохастичні** - безпорогові ефекти радіаційного впливу, ймовірність виникнення яких існує за будь-яких доз іонізуючого випромінювання і зростає зі збільшенням дози, тоді як відносна їх тяжкість виявлень опромінення від дози не залежить. До стохастичних ефектів належать злоякісні новоутворення (соматичні стохастичні ефекти) та генетичні зміни, що передаються нащадкам (спадкові ефекти).

Встановлено, що далеко не вся поглинена тканинами енергія іонізуючих випромінень спричиняє біологічний ефект. Ймовірність взаємодії квантів енергії з біосубстратом, коли іонізаційний акт спричинить реакції в клітинах, дуже мала



(0,01÷0,0001), а кількість енергії, що спричиняє загибель клітин, незначна. Нині найбільш прогресивною гіпотезою є стохастична, яка враховує як фізіологічні, так і індуковані випромінюваннями процеси. Стохастична гіпотеза розглядає будь-який біологічний об'єкт, клітину як динамічну систему, що постійно знаходиться в процесі переходу з одного стану в інший. Такі переходи супроводжуються багатьма комплексними і елементарними реакціями окремих клітинних органел і макромолекул. За стохастичною гіпотезою, під впливом опромінення підвищується ймовірність спонтанних порушень гомеостазу клітини, який підтримується численними механізмами регуляції, а первинні радіаційні фізико-хімічні зміни є лише поштовхом для таких багатокомпонентних процесів, що призводять до виявленого ефекту.

**Біологічна ефективність опромінення.** Живі клітини можуть знаходитись у різному морфофункціональному стані. Клітини, що діляться, є дуже радіочутливими, а більш диференційовані є більш резистентними. Диференційована клітина – це зріла спеціалізована клітина, яка не схильна до поділу.

**Радіочутливість** - це здатність живих організмів реагувати на подразнення, викликане поглинутою енергією іонізуючого випромінювання.

Закон Бергон'є –Трибондо (1906 р.):

***Радіочутливість окремих тканин прямо пропорційна їх мітотичній активності і зворотно пропорційна ступеню диференціації клітин, з яких вона утворена.***

*Структурні променеві ушкодження в макромолекулах ДНК:* одно- та двониткові розриви; міжмолекулярні поперечні зв'язи полінуклеотидних ланцюгів; розгалуження ланцюгів тощо.

*Структурні променеві ушкодження в клітинах:* порушення зв'язку ДНК з білком; ушкодження структури ДНК мембранного комплексу; руйнування ядерної мембрани; ушкодження мітохондріальної мембрани.

Радіаційна загибель клітин залежить від фази клітинного циклу та різних репараційних механізмів; проліферативної

активності тканин; генетичних факторів та гормонального балансу.

*Механізм дії ІВ на пухлинні клітини:*

1) внаслідок опромінення в пухлині спостерігаються дистрофічні зміни та пригнічення клітинного поділу (радіаційне блокування мітозу);

2) підвищується проникність капілярів, до пухлини потрапляє значна кількість фагоцитів, які фагоцитують клітини пухлини; до патологічного вогнища надходять гістіоцити, які є попередниками сполучної тканини;

3) гістіоцити розділяють пухлину на окремі фрагменти, починає відкладатися колаген;

4) відбувається інкапсуляція окремих пухлинних клітин, які не загинули.

Зі збільшенням дози опромінення збільшується кількість клітин, які втрачають властивість до розмноження, а кількість патологічних мітозів первинно зростає. Однак клітини, які продовжують розмножуватись, після кількох поділів гинуть внаслідок хромосомних аберацій і генних мутацій, які пов'язані з променевим ураженням ДНК. Найбільшу радіочутливість мають саме ядра клітин.

*Зміни в пухлинній тканині під впливом опромінення:*

зменшення величини пухлини у зв'язку із загибеллю найбільш чутливих до опромінення елементів;

– розвиток грануляційної тканини, інкапсуляція груп злоякісних клітин;

– зниження васкуляризації пухлини;

– загибель усіх пухлинних елементів і заміщення їх сполучною тканиною.

Одним з основних хімічних чинників у радіобіологічних реакціях є **кисневий ефект**. В присутності молекулярного кисню майже всі досліджені біологічні системи є більш чутливими до ікс- та гамма-випромінення, ніж при опроміненні в умовах низького вмісту кисню (**гіпоксія**) або за відсутності його (**аноксія**). Ця властивість кисню підвищувати ефективність опромінення має назву кисневого ефекту і є одним з найбільш фундаментальних явищ в радіобіології.

Хімічні фактори, що впливають на радіаційний ефект, можна поділити на дві групи - сенсibilізатори та протектори.

**Радіосенсibilізатори** – засоби, які застосовуються з метою посилення променевого ушкодження пухлин. До них відносяться хімічні речовини (кисень, сенсibilізатори гіпоксичних клітин тощо), що посилюють первинне радіаційне пошкодження шляхом підвищення вмісту кисню в пухлинах, посилюють первинне ушкодження ДНК.

**Радіопротектори** – фармакохімічні та біологічні засоби, що вибірково послаблюють дію опромінення на нормальні тканини. Фармакохімічні протектори знижують обмін речовин, збільшують гіпоксію, захищають кровотворення.

Успіху ПТ пухлин сприяє наявність радіотерапевтичного інтервалу. **Радіотерапевтичний інтервал** – це різниця в радіочутливості між пухлиною і здоровими тканинами в межах однієї гістологічної структури. Чим ширший радіотерапевтичний інтервал, тим легше досягти руйнування елементів пухлини при збереженні життєдіяльності оточуючих тканин, тобто виконати основне завдання ПТ. Для розширення радіотерапевтичного інтервалу використовують зміни умов опромінення (варіанти дози, зміни ритму і часу опромінення), ступеня насичення тканин киснем; використовують також радіомодифікатори.

Після класичного опромінення спостерігається процес швидкого росту пухлини з таких причин, як

1. Відновлення сублетальних ушкоджень пухлинних клітин, що вижили;
2. Прискорена репопуляція пухлинних клітин (розмноження за рахунок активації вцілілих стовбурових клітин);
3. Реоксигенація вцілілих пухлинних клітин (кращий контакт з капілярами);
4. Перерозподіл (розсинхронізація) клітинного циклу.

З метою подолання цих негативних наслідків та підвищення ймовірності опромінення пухлинних клітин у момент їх найбільшої вразливості застосовують різноманітні режими **фракціонування** дози опромінення, які відрізняються від класичного.

## 1.4 Фізичні аспекти променевої терапії

Межі клінічного застосування методів ПТ визначаються насамперед фізичними особливостями діючого випромінення [7-12]. Основними фізичними факторами радіобіологічних реакцій є **тип, енергія та доза ІВ, його радіохімічна та біологічна ефективність**. У ПТ застосовують як фотонне, так і корпускулярне ІВ, причому кожне з них має особливий механізм взаємодії з речовиною (табл.1.5). Енергія ІВ визначається у електрон-вольтах (еВ):  $1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ Дж}$ .

Нині основним видом ІВ, яке масово застосовується у ДПТ, є **фотонне** (ікс- та гамма-випромінення).

Ікс-випромінення – це електромагнітне випромінення з довжиною хвилі  $3 \cdot 10^{-9} \div 10^{-10} \text{ м}$ , яке виникає від різкого гальмування руху швидких електронів у речовині.

Гамма-випромінення емітується нестабільними ядрами. Довжина хвилі – менше  $10^{-10} \text{ м}$ . У ДПТ найчастіше застосовується ізоотоп  $^{60}\text{Co}$ , який виробляється у ядерному реакторі шляхом бомбардування нейтронами стабільного ізоотопу  $^{59}\text{Co}$ . Розпад ізоотопу  $^{60}\text{Co}$  супроводжується випромінюванням  $\beta^-$ -частинок і гамма-фотонів з енергією 1,17/1,33 MeV та поетапним перетворенням у стабільний  $^{60}\text{Ni}$  (рис.1.1). Період напіврозпаду  $^{60}\text{Co}$  складає 5,27 року.

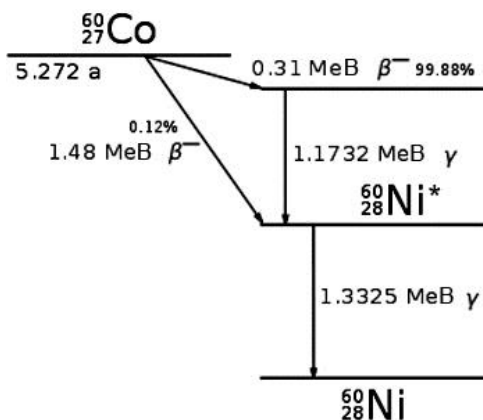


Рисунок 1.1 – Схема розпаду ізоотопу  $^{60}\text{Co}$

Таблиця 1.5 – Механізми взаємодії ІВ з речовиною

Носії ІВ	Механізм взаємодії ІВ з речовиною	Енергія, МеВ	Наслідки взаємодії ІВ з речовиною
фотони	фотоелектричний ефект	$0,02 \div 0,1$	повне поглинання енергії фотона орбітальними електронами атома
	когерентне розсіювання (ефект Томсона-Релея)	$< 0,1$	відхилення фотону на периферії атома без втрати енергії
	некогерентне розсіювання (ефект Комптона)	$0,1 \div 1,02$	часткове поглинання енергії фотона електронами атома, зміна напрямку руху фотона
	утворення пар «електрон-позитрон» (ефект матеріалізації)	$> 1,02$	анігіляція електрона та позитрона, випромінювання двох фотонів анігіляції (511 кеВ) з розльотом у протилежних напрямках
електрони	кулонівське розсіювання	$< 1$	взаємодія з електронами атома, зміна напрямку руху електрона, іонізація атомів
		$1 \div 25$	іонізація, збудження атомів, гальмування електронів з випромінюванням фотонів
нейтрони	розсіювання, ядерний захват	$0,1 \div 15$	пружна взаємодія з ядром, уповільнення нейтронів, ядерні реакції
протони	кулонівське розсіювання	до 400	взаємодія з електронами атомних оболонок та гальмування (пік Брегга), іонізація атомів

Взаємодія фотонів з речовиною загалом має випадковий характер. Ступінь ослаблення енергії фотонів значною мірою залежить від атомного номера  $Z$  речовини-поглиначача (рис.1.2), а тип взаємодії фотонів з речовиною – від їх початкової енергії  $h\nu$  (табл.1.6). **Фотони** низької енергії при фотоелектронному розсіюванні швидко втрачають енергію, заглиблюючись у речовину, причому ступінь ослаблення енергії значно відрізняється для більш та менш щільних речовин. Для фотонів високого рівня

Таблиця 1.6 – Основні характеристики взаємодії фотонів з речовиною [14]

Характеристики взаємодії	Фото-електричний ефект	Ефект Томсона-Релея	Ефект Комптона	Утворення пар
Об'єкт взаємодії	зв'язані електрони	зв'язані електрони	вільні електрони	кулонівське поле ядра
Результат взаємодії	зникнення фотонів	розсіювання фотонів	розсіювання фотонів	зникнення фотонів
Вивільнені частинки	фото-електрони	-	комптонівські електрони віддачі	пара електрон-позитрон
Ступінь взаємодії при зростанні енергії	Спадає $\sim 1/(h\nu)^3$	Спадає $\sim 1/(h\nu)^2$	Спадає	Зростає
Атомний коефіцієнт ослаблення енергії	$\tau \sim Z^4$	$\sigma_R \sim Z^2$	$\sigma_C \sim Z$	$\kappa \sim Z^2$
Супутні ефекти	характеристичне ікс-випроміння, Оже-ефект	-	характеристичне ікс-випроміння, Оже-ефект	анігіляційне фотонне випроміння
Енергія фотонів, МеВ (для води)	<0,02	<0,02	0,02÷10	>10



Рисунок 1.2 – Відносна значимість трьох механізмів втрати енергії фотонами [13]

енергії переважає комптонівське розсіювання, ослаблення їх енергії з глибиною відбувається повільніше та майже не залежить від густини речовини-поглиначача (рис.1.3, 1.4).

**Корпускулярне випромінювання** спричиняє іонізацію та збудження атомів речовини, виникнення ядерних реакцій з утворенням вторинного випромінювання.

**Нейтрони** не мають заряду, тому у середовищі поглиначача відбувається їх пружне співударяння з атомами та уповільнення зі зменшенням енергії нейтронів до «теплових» значень (0,025 eV). Змінюється також і напрямок руху нейтронів. Ще одним різновидом взаємодії нейтронів з речовиною є радіаційний захват з вивільненням фотону або розщепленням ядра. Ці ефекти спостерігаються при енергіях, нижчих за 100 eV. При розповсюдженні вглиб речовини напрям руху нейтронів наближається до ізотропного. За глибинним розподілом енергії пучки нейтронів 10÷15MeV подібні до низькоенергетичних фотонів з максимумом іонізації на поверхні поглиначача (рис.1.4).

**Електрони** при взаємодії з атомами речовини-поглиначача багаторазово розсіюють свою енергію та через свою відносно невелику масу значно відхилюються від початкового напрямку руху. Чим більшою є глибина проникнення та меншою є енергія

електронів, тим більшим є кут їх розсіювання. Довжина пробігу електронів залежить від початкової енергії електронів та густини речовини-поглинача. На певній глибині спостерігається максимум іонізації, після чого ефект взаємодії електронів з речовиною різко спадає.

**Протони та важкі іони** за своїми фізичними властивостями значно відрізняються від розглянутих вище носіїв випромінення. Важкі частинки розповсюджуються вглиб речовини прямолінійно до кінця пробігу, де спостерігається максимум іонізації речовини (пік Брегга). Якщо пік Брегга досягає пухлини, в ній зосереджується максимальна доза випромінення, а оточуючі здорові тканини ушкоджуються значно менше (рис.1.3, 1.4).

Гальмівна здатність речовини відносно важкої частинки, яка має  $Z$  елементарних зарядів, у  $Z^2$  більша, ніж при взаємодії з електроном (за однакових початкових швидкостей). Серед прискорених іонів найбільш придатними для ПТ є елементи з атомними номерами  $Z = 6 \div 25$  (вуглець, азот, кисень, неон, аргон). Ефективність випромінення при застосуванні іонів азоту та неону в зоні піка Брегга в 40 разів більша, ніж на поверхні.

Перспективним є застосування у ПТ пучків прискорених  $\pi^-$ -мезонів, які мають більш виражений пік Брегга, що утворюється не тільки в результаті збільшення іонізації речовини самими  $\pi^-$ -мезонами, але й внаслідок розпаду ядер (утворення «зірок») із захватом уповільненого  $\pi^-$ -мезона, що супроводжується вильотом нейтронів та заряджених щільноіонізуючих частинок. Перевагою мезонного випромінення є те, що положення піка Брегга у тканині можна визначити за допомогою зовні розташованих давачів, які реєструють випромінення у місці зупинки  $\pi^-$ -мезонів.

Важливим фізичним чинником, який безпосередньо впливає на ступінь біологічного ушкодження пухлини, є **доза випромінювання** [15]. Відповідно до поставленої задачі застосовують різні визначення цієї величини (табл.1.7-1.9).

**Поглинена доза D** — енергія ІВ, поглинена опроміненим тілом (тканинами організму), в перерахунку на одиницю маси.



Поглинена доза характеризує не саме випромінювання, а міру його дії на середовище.

**Еквівалентна доза  $H$**  — поглинена доза, помножена на радіаційний зважуючий фактор (коефіцієнт якості випромінювання)  $W_R$  (табл.1.8), що враховує здатність конкретного виду ІВ пошкоджувати тканини організму.

**Ефективна доза  $E$**  — еквівалентна доза, помножена на коефіцієнт, що враховує різну чутливість різних тканин до опромінювання (тканинний зважуючий фактор  $W_T$  (табл.1.9).

**Експозиційна доза  $X$**  використовується як кількісна міра дії рентгенівського і гамма-випромінювання на навколишнє середовище. Вона визначається зарядом вторинних частинок  $dQ$ , утворених в масі речовини  $dm$  (табл.1.7).

**Активність радіонукліда  $A$**  — співвідношення числа  $d$  самовільних елементарних перетворень ядер цього радіонукліда, що відбуваються за інтервал часу  $dt$ , до цього інтервалу часу. **Бекерель (Бк)** — одиниця активності в СІ (1 Бк — одне ядерне перетворення за секунду).

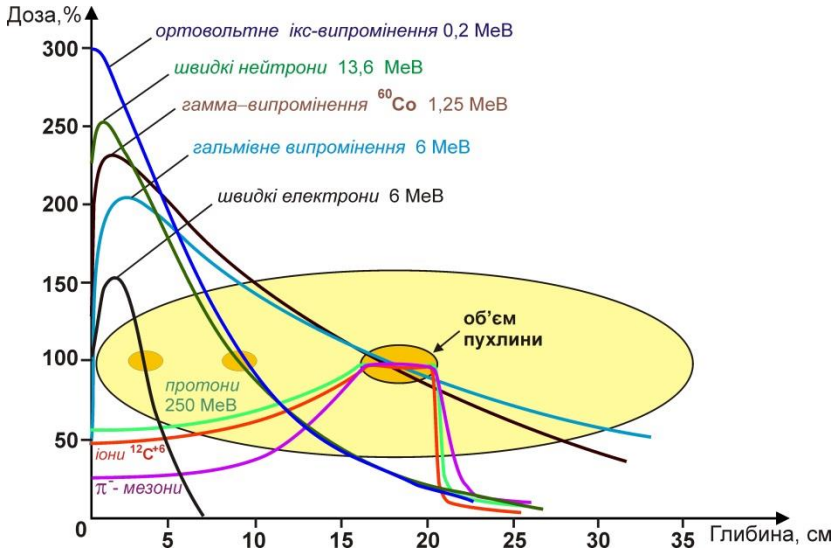


Рисунок 1.3 – Профілі глибинного розподілу дози випромінювань у ДПТ

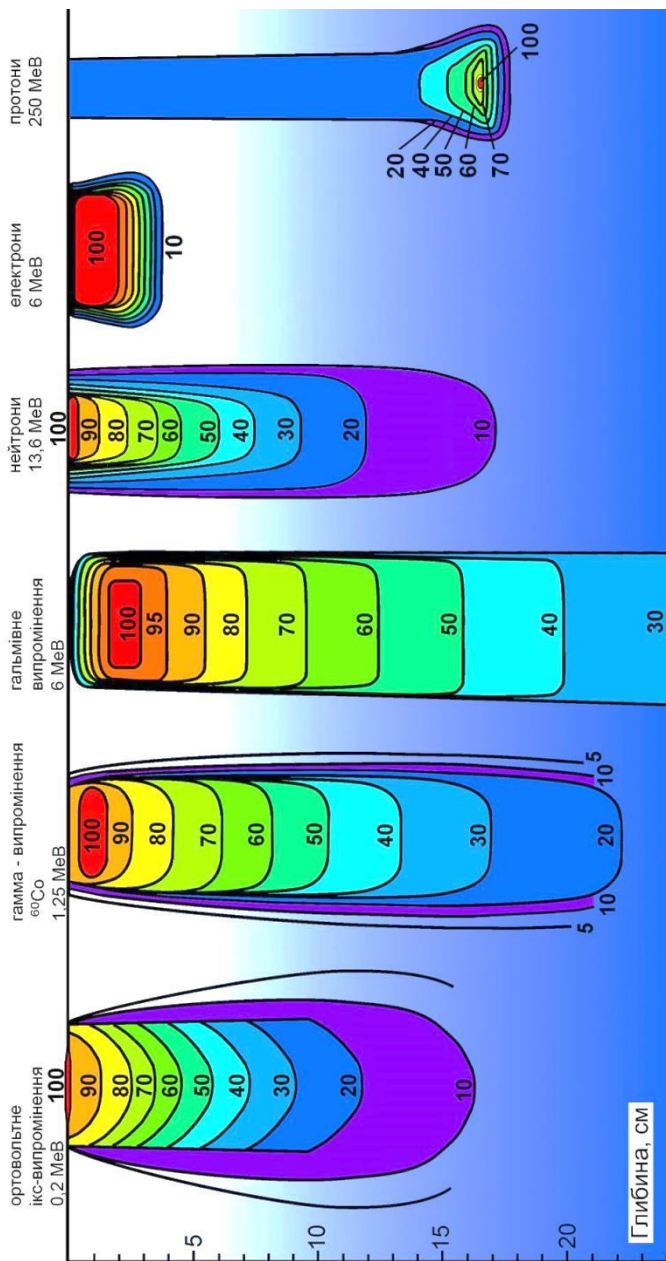


Рисунок 1.4 – Карти глибинного розподілу ізодоз терапевтичних пучків у воді

Таблиця 1.7 – Основні радіаційні величини

Фізична величина	Визначення	Одиниця вимірювання СІ
Поглинена доза	$D = E_R / m$	Грей (Gy, Гр), (Дж/кг)
Потужність поглиненої дози	$P_D = D / t$	Грей за сек. (Gy/s, Гр/с)
Еквівалентна доза	$H = D \cdot W_R$	Зиверт (Sv, Зв)
Потужність еквівалентної дози	$P_H = H / t$	Зиверт за сек. (Sv/s, Зв/с)
Ефективна доза	$E = H \cdot W_T$	Зиверт (Sv, Зв)
Експозиційна доза	$X = dQ / dm$	Кулон на кг (C/kg, Кл/кг)
Активність радіонукліда	$A = d / dt$	Беккерель (Bq, Бк)

Таблиця 1.8 – Значення радіаційних зважуючих факторів  $W_R$ 

Вид випромінення та діапазон його енергії	$W_R$
Фотони, всі енергії (включаючи гамма- та ікс-випромінення)	1
Електрони, позитрони і мюони, всі енергії	1
Протони з енергією > 2 МеВ	5
Нейтрони з енергією < 10 кеВ	5
Нейтрони з енергією від 10 кеВ до 100 кеВ	10
Нейтрони з енергією від 100 кеВ до 2 МеВ	20
Нейтрони з енергією від 2 МеВ до 20 МеВ	10
Нейтрони з енергією > 20 МеВ	5
Альфа-частинки, уламки ділення, важкі ядра віддачі	20

Таблиця 1.9 – Значення тканинних зважуючих факторів  $W_T$  [12]

Тканина або орган	$W_T$
Статеві залози	0.08
Червоний кістковий мозок, товста кишка, легені, шлунок, молочна залоза	0.12
Сечовий міхур, печінка, стравохід, щитоподібна залоза	0.04
Шкіра, поверхня кістки, слинні залози, мозок	0.01
Інші органи	0.12
Все тіло	1.00

Важливим фізичним показником, який характеризує просторовий розподіл енергії вздовж траєкторії розповсюдження випромінювання, є **лінійна передача енергії (ЛПЕ)** – відношення енергії, яка була поглинена речовиною, до довжини пробігу іонізуючих частинок у цій речовині

$$ЛПЕ = dE / dl ,$$

де  $dE$  – енергія, що втрачається зарядженою частинкою на елементі шляху  $dl$  в процесі руху в певному середовищі. Середні значення ЛПЕ для випромінень, що застосовуються у ДПТ, наведені у табл. 1.10 [7].

Таблиця 1.10 – Фізичні параметри випромінень у ДПТ

Тип випромінювання	Енергія, МеВ	Середня ЛПЕ, кеВ/мкм	Лінійна щільність іонізації на 1 мкм
гальмівні фотони та електрони	20÷30	0,28	8,5
ікс-фотони	0,2	2,6	80
нейтрони	12	9,5	290

Гамма-випромінювання, швидкі електрони та гальмівне випромінювання високої енергії мають низьку ЛПЕ, яка не залишається постійною вздовж траєкторії руху частинки (фотону): при втраті енергії частинок ЛПЕ збільшується. Для протонів, іонів та інших важких заряджених частинок характерне різке зростання ЛПЕ у кінці пробігу [16, 17].

Слід зауважити, що ІВ з високою та низькою ЛПЕ спричиняють різну біологічну дію. Клітини з підвищеним вмістом кисню є більш радіочутливими, ніж гіпоксичні клітини. Енергія ІВ з низькою ЛПЕ у середовищі гіпоксичних клітин ослаблюється втричі, тоді для випромінень з високою ЛПЕ залежність від ступеню насиченості тканин киснем є значно меншою.

Біологічну дію ІВ оцінюють за таким параметром, як **відносна біологічна ефективність (ВБЕ)**. Її визначають як відношення дози стандартного випромінення  $D_R$  (ікс-промені 250 кеВ) до дози випромінення  $D_X$ , що досліджується, за умови їх однакового біологічного ефекту (табл.1.11, рис.1.5):

$$ВБЕ = D_R / D_X .$$

Іншим важливим показником, що визначає ефективність дії ІВ на живі клітини, є **кисневе відношення** або **коефіцієнт кисневого посилення (ККП)**:

$$ККП = D \text{ за умов аноксії (або гіпоксії) } / D \text{ за нормальних умов.}$$

Таблиця 1.11 – Радіобіологічні параметри випромінень у ДПТ

Радіо-біологічний параметр	Фотонне	Корпускулярне							
	ікс-фотони	H <sup>+</sup>	He	π <sup>-</sup> -мезони	C	нейтрони	Ne	Si	Ar
ВБЕ	1	1,1	1,2	1,5	2,5	3	3,2	3,3	3,5
Кисневе відношення	3	3	2,5	2,3	2,5	1,8	2	1,7	1,7

Застосування кожного з розглянутих типів ІВ у протипухлинній терапії забезпечує специфічний лікувальний ефект. Досвід радіобіологічних та клінічних досліджень свідчить про те, що радіочутливість пухлин залежить від ряду факторів, основними з яких є:

- гістологічний варіант та ступінь диференціації пухлинних клітин;
- анатомічний варіант росту пухлини, її локалізація;
- темп росту пухлини тощо.

Дослідження, метою яких є підвищення ефективності променевого лікування хворих на рак, здійснюються в різних напрямках. Одним зі шляхів подолання радіорезистентності

пухлини і підвищення ефективності променевої терапії є нестандартне фракціонування дози опромінення.

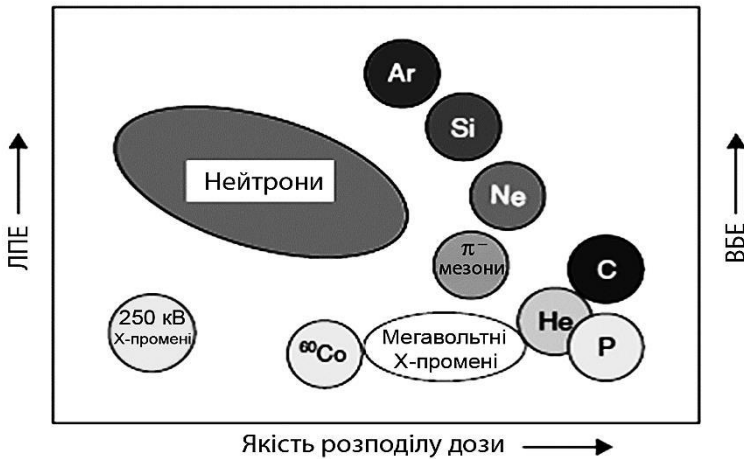


Рисунок 1.5 – Порівняння якості розподілу дози, ЛПЕ та ВБЕ для ІВ, що застосовуються у ПТ [16]

Вченими було запропоновано цілий ряд фізичних і хімічних радіомодифікаторів, що мають радіопротекторні та радіосенсибілізуючі властивості. Для полірадіомодифікації радіочутливості пухлини та здорових тканин використовуються: гіпербарична оксигенація, турнікетна та загальна газова гіпоксія, гіперглікемія, електронакцепторні сполуки, лазерне опромінення тощо. Завдяки цим нетрадиційним підходам вдалося покращити результати променевого лікування ЗП різних локалізацій.

### Контрольні запитання та завдання до розділу 1

1. Визначте суть поняття «променева терапія» та охарактеризуйте її технічну складову.
2. Що спільного і у чому відмінність застосування радіаційних технологій у системах діагностичної візуалізації та терапії?

3. Назвіть основні науково-технічні передумови розвитку променевої терапії.

4. У чому відмінність технологічної реалізації дистанційної та контактної променевої терапії?

5. Визначте поняття «злоякісне новоутворення» та охарактеризуйте основні стадії та ознаки патологічних змін за міжнародною класифікацією TNM.

6. Проаналізуйте основні радіобіологічні ефекти променевої терапії.

7. Визначте поняття «радіочутливість» та сформулюйте закон Бергон'є –Трибондо.

8. Розтлумачте поняття «кисневий ефект», «радіопротектор», «радіосенсибілізатор», «радіотерапевтичний інтервал».

9. Назвіть основні фізичні фактори радіобіологічних реакцій та охарактеризуйте механізми дії фотонного випромінювання у ПТ.

10. Охарактеризуйте механізми дії корпускулярного випромінювання у ПТ.

11. Визначте поняття «доза іонізуючого випромінювання» та наведіть варіанти визначень дози, які застосовуються у радіаційній медицині.

12. Наведіть визначення таких параметрів іонізуючих випромінень, як лінійна передача енергії, відносна біологічна ефективність та коефіцієнт кисневого посилення.

## 2. ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА МЕТОДІВ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ

Основним технічним завданням у ПТ є забезпечення підведення біоадекватної дози випромінювання до пухлинного осередку. Вибір того чи іншого методу променевого лікування відбувається на етапі передпроменевої підготовки на основі інформації щодо типу, локалізації та ступеню радіочутливості пухлини. При плануванні променевого лікування індивідуально обираються оптимальні умови опромінення з урахуванням фізико-технічних можливостей радіотерапевтичних апаратів.

### 2.1 Основні методи променевого лікування

В сучасній ПТ застосовують такі методи опромінення:

- **дистанційна променева терапія** із застосуванням апаратно сформованих потоків високоенергетичних фотонів або прискорених заряджених частинок (гамма- та ікс-променева терапія, ПТ із застосуванням високоенергетичного гальмівного випромінювання, протонна, електронна та нейтронна ПТ). При дистанційному опроміненні ДІВ розташовуються поза організмом.

- **контактна променева терапія або брахітерапія** із застосуванням радіоізотопних матеріалів, які підводяться до місця опромінення за допомогою фіксаторів (ендостатів), імплантантів та аплікаторів. Контактна ПТ об'єднує внутрішньопорожнинний, внутрішньотканинний та аплікаційний методи. ДІВ розміщується на поверхні шкіри чи слизової оболонки, вводиться безпосередньо у пухлину чи в порожнину, що опромінюється.

Окремо вирізняють метод **системної радіонуклідної терапії**, у якому застосовуються відкриті ДІВ – радіофармпрепарати.

Історично першим серед методів ДПТ стала застосовуватись ікс-променева терапія (30-ті роки ХХ ст.), пізніше, у 50-ті роки, була введена гамма-терапія із



застосуванням ізотопних джерел  $^{60}\text{Co}$  та  $^{137}\text{Cs}$  (табл. 2.1). У 60-70-ті роки почалось клінічне застосування гальмівного випромінювання високої енергії, а з 90-х років у провідних радіологічних центрах успішно впроваджується протонна та іонна терапія [12].

Таблиця 2.1 – Еволюція методів та засобів ДПТ [12]

Рік	Метод ПТ	Засоби ДПТ
1930	Ортовольтна ПТ	Ікс-променеві апарати
1950	Мегавольтна ПТ	Апарати ДПТ з ізотопними джерелами, лінійні прискорювачі електронів
1960	Стереотаксична радіохірургія	Гамма-ніж
1970		Протонна терапія
1980	3D конформна ПТ, фракціонована	Радіохірургія із застосуванням лінійних прискорювачів електронів
1990	стереотаксична ПТ із застосуванням об'ємної візуалізації КТ та МРТ	Комп'ютерні системи планування 3D конформної ПТ, КТ – симулятор, багатопластинчастий коліматор MLC
2000	ПТ з модуляцією інтенсивності та з візуальним наведенням	Кібер-ніж, апарати томотерапії

Для реалізації цих методів ПТ застосовуються різноманітні апарати:

- електрофізичні установки для генерації та інжекції фотонних або корпускулярних пучків (апарати з джерелом ізотопу  $^{60}\text{Co}$ , прискорювачі заряджених частинок) для дистанційного зовнішнього опромінення;

- апарати для подачі імплантантів та аплікаторів з ізотопними джерелами при контактному опроміненні (брахітерапії).

Серед існуючих нині методів ПТ найширшого клінічного застосування (95-98% випадків) набула **дистанційна променева терапія**.

Технологічні засоби реалізації ДПТ – це не тільки апарати для зовнішнього опромінення, але й цілий комплекс додаткових апаратних та програмних засобів, які дозволяють розробити та реалізувати індивідуальну програму променевого лікування.

Кожний крок з технічного удосконалення променевої терапії пов'язаний з появою нових додаткових апаратних та програмних засобів технологічної підтримки лікувального процесу (табл. 2.1). Особливу роль в удосконаленні технологій ДПТ відіграють системи томографічної візуалізації (КТ, МРТ, ПЕТ). Наявність просторової анатомічної моделі тіла дозволяє застосувати комп'ютерні системи планування ДПТ для розрахунку тривимірного розподілу доз. Ікс-променеві симулятори та системи позиціонування і трасування терапевтичного пучка дозволяють точно визначити початкове положення мішені та відслідковувати її просторове зміщення при опроміненні. Всі ці технологічні новації спрямовані на досягнення основної мети променевого лікування – забезпечення максимальної радіаційної деструкції пухлини за умови мінімальних променевих ушкоджень нормальних тканин.

Для реалізації будь-якого з методів ПТ має бути визначена сумарна осередкова доза (СОД), достатня для пригнічення росту пухлини та її поступового знищення. Вибір адекватної СОД та її поділ на фракції, визначення ритму опромінення (інтервалів між фракціями) – ці завдання мають бути вирішені радіологом-онкологом за результатом детального аналізу клінічних даних щодо різновиду та характеру розвитку пухлинного процесу.

Конкретна реалізація методу ДПТ може відрізнитись способом підведення дози іонізуючого випромінювання до пухлинного осередку, діапазоном СОД та граничною кількістю фракцій опромінення (рис.2.1).

Звичайна (конвенційна) ПТ базується на застосуванні радіаційного пучка рівномірної інтенсивності з формуванням прямокутного поля опромінення.

Тривимірна конформна ПТ (3D КПТ, 3D CRT) також передбачає застосування радіаційного пучка рівномірної

інтенсивності, але поле опромінення вже має криволінійну форму, подібну до форми пухлини.

ПТ з модуляцією інтенсивності (ПТМІ, IMRT) дозволяє застосувати радіаційний пучок зі зміною інтенсивності у межах поля опромінення, при цьому забезпечується високий ступінь конформності поля опромінення.

ПТ з візуальним наведенням (ПТВН, IGRT), на додаток до попередніх технологій опромінення, дозволяє відслідковувати зміну розміру, форми та позиції пухлини та інших органів для корегування позиції терапевтичного пучка. Для цього застосовуються системи ікс-променевої візуалізації з опціями розпізнавання контурів рухомих анатомічних структур.

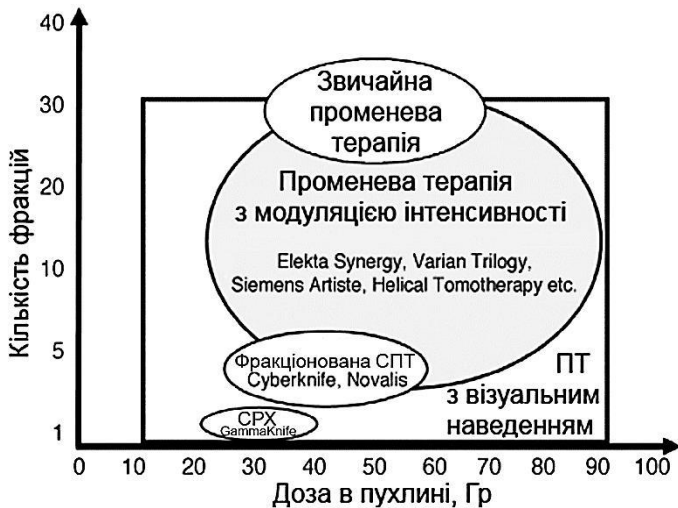


Рисунок 2.1 – Класифікація сучасних технологій ДПТ за величиною СОД та кількістю фракцій [12]

Фракціонована стереотаксична ПТ (СПТ, SBRT) по суті реалізує технологію ПТ з візуальним наведенням, але опромінення здійснюється більш прицільно, не полем, а вузько колімованим пучком, спрямованим в пухлину з багатьох просторових (кутових) позицій. В результаті у патологічному

осередку зосереджується дуже висока доза випромінення. Точне наведення пучка на різні ділянки пухлинного осередку відбувається під «наглядом» системи ікс-променевої візуалізації.

Стереотаксична радіохірургія (СРХ, SRS) є особливою технологією опромінення, яка полягає у створенні надвисокої дози випромінення у пухлинному осередку за рахунок одночасної дії великої кількості джерел опромінення, промені яких зводяться в одну точку. Це дозволяє за один сеанс опромінення знищити всі живі клітини в опромінюваному об'ємі. Технологія потребує найвищої просторової точності позиціонування та фіксації пацієнта.

## 2.2 Загальна характеристика апаратів дистанційного опромінення

В апаратах для дистанційного опромінення ІВ виникає за рахунок зміни швидкості заряджених частинок, їх анігіляції або ядерних реакцій. У табл.2.2 наведені основні відомості щодо фізичних параметрів іонізуючих випромінень, які застосовуються у ДПТ та відповідних апаратів та генеруючих установок для отримання фотонних або корпускулярних терапевтичних пучків. Спільними для всіх типів апаратів ДПТ є такі конструктивні складові: опромінювач (терапевтична головка), система позиціонування опромінювача, стіл для укладки пацієнта, блок управління, блок живлення. Відрізняються ж апарати ДПТ насамперед фізичним принципом дії опромінювача та параметрами його дозного поля (рис.1.4), що і обумовлює особливості їх технічної конфігурації та терапевтичного застосування.

**Апарати для поверхневого опромінення** є джерелами низькоенергетичного фотонного випромінення, що генерується ікс-променевою трубкою. Апарати ікс-променевої терапії розроблені на основі добре відомих схем аналогічних діагностичних апаратів, до яких були додані спеціальні засоби обмеження пучка, позиціонування випромінювача та захисту пацієнта.

Таблиця 2.2 – Фізичні параметри джерел іонізуючого випромінювання для ДПТ

ф о т о н н е	Тип ІВ для ДПТ	Енергія, МеВ	Джерело дистанційного опромінювання		Глибина 100% дози в піл см	Доза ІВ, Гр
			ікс-променева трубка	низьковольтне 20÷200 кВ ортовольтне 200÷400 кВ		
	ікс-випромінювання	0,03÷0,25	джерело з ізотопом $^{60}\text{Co}$		0÷2	60÷80
	гамма-випромінювання	1,25	джерело з ізотопом $^{60}\text{Co}$		1÷3	60÷70
	гальмівне випромінювання високої енергії	6÷8 17÷23	лінійний прискорювач електронів		2÷10	60÷80
	лептони	4÷20	мікротрон		2÷5	25÷30
		4÷25	бетатрон			
		4÷25	лінійний прискорювач			
		25÷70	синхротрон			
	нейтрони	1÷14	ядерний реактор		0÷2	15÷25
		6÷15	циклотрон			
		12÷14	нейтронний генератор			
	адрони	20÷265	циклотрон		8÷25	до 100
		50÷200	лінійний прискорювач			
		70÷250	синхротрон			
		80÷250	фазотрон			
		500÷600	циклотрон			
	іони $^{12}\text{C}^{+6}$	до 800	лінійний прискорювач			
		225÷670 / нукл до 400 / нукл	синхротрон циклотрон			

**Апарати для глибинного опромінення** або мегавольтні є джерелами фотонного або корпускулярного випромінення високої енергії. Представлені двома типами – кобальтові апарати та прискорювачі.

Кобальтові апарати дозволяють сформувати пучок високоенергетичного гамма-випромінення, утвореного при радіоактивному розпаді ізотопу  $^{60}\text{Co}$  (рис. 1.1). Енергія такого випромінення залежить тільки від параметрів реакції розпаду ізотопу, тому її не можна змінити. Кобальтові апарати є досить простими в експлуатації, тому вони отримали широке розповсюдження. За даними МАГАТЕ в 2014 р. у світі налічувалось 2348 діючих кобальтових апаратів.

Прискорювачі є фізичними установками, в яких отримання пучка випромінення відбувається за рахунок генерації та прискорення заряджених частинок електромагнітними полями високих енергій (табл.2.2). Енергія випромінень, отриманих за допомогою прискорювачів, може змінюватись в залежності від технічних параметрів прискорюючих систем. Нині в світі загалом використовується 11042 медичних прискорювача (МАГАТЕ, 2014).

Розробка технологій опромінення з використанням прискорювачів спершу здійснювалась на експериментальних установках фізичних інститутів. Проте ці установки мали величезні розміри та значне енергоспоживання, потребували великої кількості обслуговуючого персоналу, що унеможливило їх масове клінічне застосування.

Завдяки прогресу в електроніці були знайдені інші технології прискорення заряджених частинок, які дозволили створити компактні радіотерапевтичні апарати того ж призначення, але значно простіші у експлуатації та спеціально пристосовані до клінічних умов [18]. Нажаль, поки що тільки окремі технології ДПТ на базі прискорювачів – із застосуванням гальмівного випромінення високої енергії та пучків електронів – вдалося відтворити в межах одного процедурного кабінету.

Застосування прискорювачів більш важких частинок (протони, іони), як і раніше, потребує наявності дуже складної та громіздкої технологічної інфраструктури, тому таких

установок у світі налічується понад 30, а променеве лікування ними є хоч і дуже ефективним, проте малодоступним через унікальність та дорожнечу технічного обслуговування. Слід відзначити, що необхідність застосування апаратів ДПТ того або іншого типу регламентується клінічними потребами. Так, протонної терапії потребують лише 10-15% онкохворих, у більшості ж випадків призначається фотонна терапія.

Вирішення задачі апаратного підведення терапевтичної дози до пухлинного осередку вимагає насамперед точного спрямування пучка на мішень. Суміщення фотонного пучка з мішенню здійснюється апаратно, шляхом механічного позиціонування (рис.2.2, табл.2.3), а пучків заряджених частинок – шляхом електричного відхилення та растрового сканування (рис.2.3). Додатково для більш точного формування поля опромінення та позиціонування пучка відносно мішені застосовують коліматор, що обертається, та рухомий стіл-кушетку пацієнта.

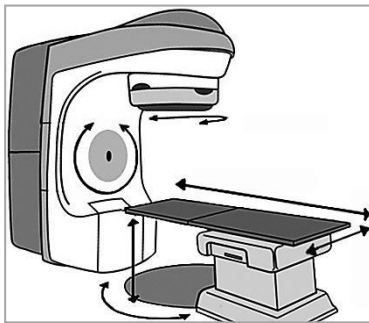
Опромінення може бути **статичним** (опромінювач відтворює кожне поле опромінення, не рухаючись відносно тіла пацієнта) або **динамічним** (опромінювач безперервно рухається навколо пацієнта).

Таблиця 2.3 – Варіанти механічних рухів опромінювача при дистанційному опроміненні

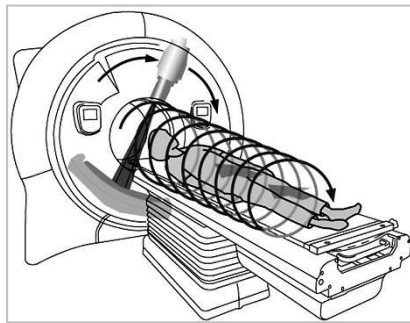
Спосіб опромінення	Позиціонування опромінювача
Ротаційне	Опромінювач обертається навколо тіла пацієнта на 360°
Маятникове (секторне)	Опромінювач качається у заданому секторі по дузі <360°
Тангенційне	Опромінюючий пучок направлений по дотичній до поверхні тіла пацієнта
Конвергентне	Опромінюючий пучок направлений до поздовжньої осі тіла пацієнта під кутом 30-60°
Спіральне	Опромінювач обертається навколо пацієнта, який рухається поздовжньо
Всебічне	Опромінювач займає довільну позицію навколо пацієнта

**Поле опромінення** – ділянка опромінюваної поверхні тіла з видимою поверхневою пухлиною або з позначеною проекцією пухлини, що розташована на глибині. Поле опромінення формується за допомогою вбудованих систем статичної або динамічної колімації та індивідуальних засобів обмеження або профілювання пучка.

**Опромінювач** апарату ДПТ у загальному випадку містить джерело випромінювання та систему формування поля опромінення. Опромінювач закріплений на спеціальній конструкції – гентрі.



а



б



в

Рисунок 2.2 – Апаратні засоби для ДПТ з механічним позиціонуванням:

- а – апарат ізоцентричного типу з консольним С-подібним гентрі;
- б – апарат ізоцентричного типу з кільцевим О-подібним гентрі;
- в – апарат неізоцентричного типу з 6D гнучким консольним гентрі



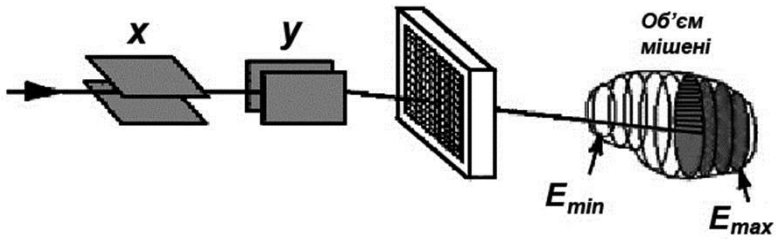


Рисунок 2.3 – Відхилення пучка заряджених частинок у системах активного сканування

**Гентрі** – рухома механічна опора для кріплення опромінювача, яка дозволяє обертати опромінювач навколо кушетки з пацієнтом (рис.2.2).

Важливим у ДПТ є поняття «ізоцентр».

**Ізоцентр радіаційний** – точка у просторі, через яку проходить центральний промінь пучка за будь-якої позиції гентрі.

**Ізоцентр механічний** – точка перетину осі терапевтичного пучка з віссю обертання гентрі та віссю обертання кушетки пацієнта (рис.2.4). Перед опроміненням ізоцентр апарату має бути суміщений з центром пухлинного осередку (мішенню): мітка мішені на тілі підводиться до оптичної мітки ізоцентру шляхом переміщень стола пацієнта (рис.2.2 а, г).

За конструктивним рішенням розрізняють кілька типів апаратів ДПТ з механічним позиціонуванням. Апарати ізоцентричного типу мають джерело випромінювання змонтоване в головці С-подібного гентрі або у кільцевому гентрі (рис.2.2, 2.4). Джерело випромінювання обертається навколо пацієнта на фіксованій відстані «джерело-ізоцентр», тому механічний ізоцентр співпадає з радіаційним.

У апаратах неізоцентричного типу (кібер-ніж, рис.2.2 в) існує тільки радіаційний ізоцентр, тому що опромінювач може гнучко змінювати позицію у просторі.

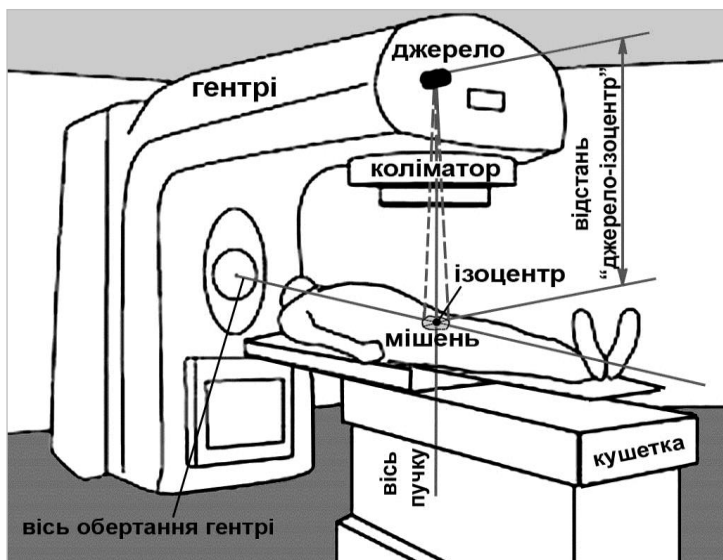


Рисунок 2.4 – Схема позиціонування пучка відносно мішені у апараті ДПТ ізоцентричного типу з С-гентрі

## Контрольні запитання та завдання до розділу 2

1. Назвіть методи променевої терапії та способи їх реалізації.
2. Які основні види ДІВ застосовуються у променевій терапії? Назвіть їх фізичні характеристики.
3. Назвіть основні конструктивні складові апаратів ДПТ.
4. У чому різниця між пасивним опроміненням та активним скануванням мішені?
5. Визначте поняття «ізоцентр».
6. Які технічні засоби застосовуються для позиціонування терапевтичних пучків у ДПТ?
7. Що таке поле опромінення?
8. Які варіанти рухів опромінювача відносно мішені застосовуються при дистанційному опроміненні?

### 3. ІКС-ПРОМЕНЕВІ ТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ

#### 3.1 Історичні факти

Ідея застосування ікс-випромінювання для видалення патологічних новоутворень виникла після виявлення специфічних ушкоджень шкіри (променевої опіків) у дослідників ікс-променів. У 1895 р. у США була здійснена перша спроба ікс-променевого лікування рецидиву пухлини молочної залози. У 1896 р. у Франції ікс-промені вперше застосовані для лікування пухлини шлунку, а в Австрії – для лікування пухлини шкіри. У 1903 р. вперше описано вплив ПТ на лімфовузли. Опромінення емпірично застосовувалось для лікування запалень, шкірних хвороб тощо (рис.3.1).

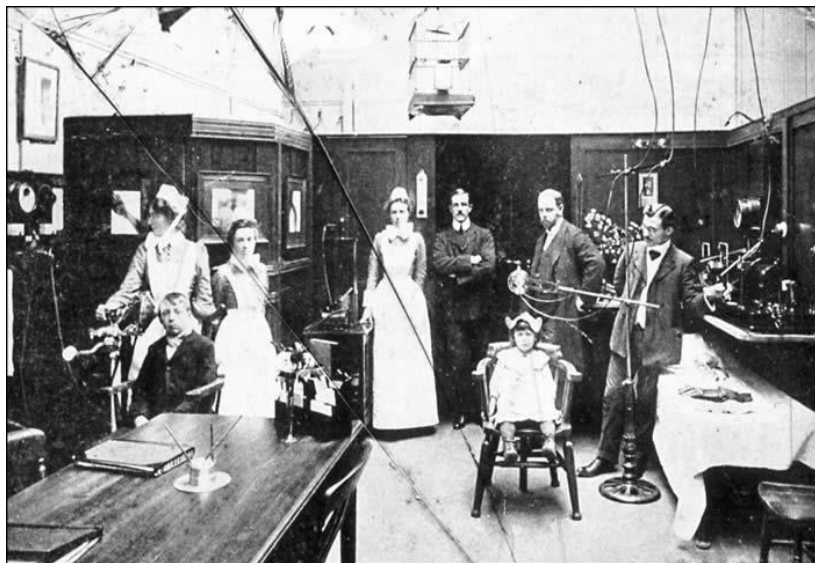


Рисунок 3.1 – Поверхнєве опромінення лишая голови у дітей (початок ХХ ст.). Пізніше, з віком їх спітків значний ризик розвитку пухлин

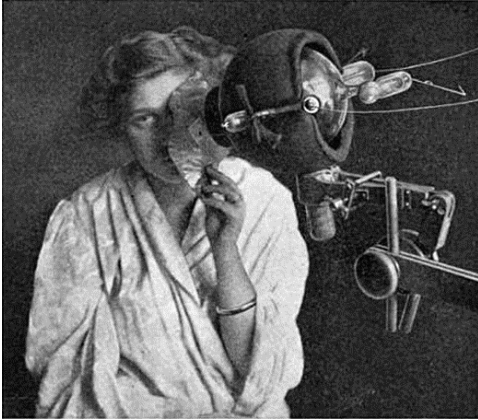


Рисунок 3.2 – Ікс-променева терапія епітеліоми обличчя. Tousey, Sinclair, 1915 р.

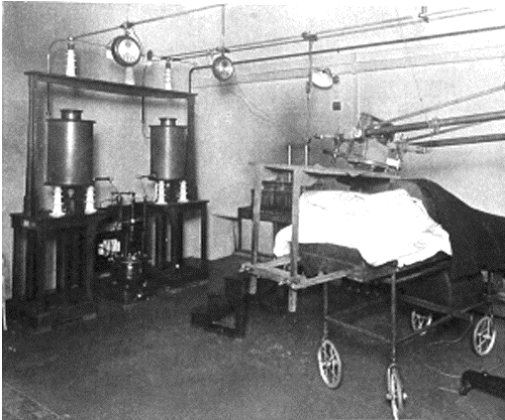


Рисунок 3.3 - Ікс-променева терапія пухлини. Guy's Hospital, Лондон, 1925 р.

Протягом всієї першої половини ХХ ст. зовнішнє променеве лікування проводилось тільки із застосуванням ікс-променів (рис.3.2, 3.3).Робились спроби лікування глибоких осередків, проте це спричиняло значні променеві ушкодження шкіри, оскільки саме на неї припадало 100% дози низькоенергетичного ікс-випромінення (рис.1.3, 2.2 а).

Нині ікс-променеву терапію застосовують рідко – для лікування пухлин шкіри, слизових оболонок та деяких приповерхневих запалень на глибині до 2 см [19].

### 3.2 Технічна характеристика апарату ікс-променевої терапії

Структурна схема апарату ікс-променевої терапії наведена на рис.3.4. Апарат містить опромінювач на штативному пристрої (рис.3.5, 3.6а), блок живлення, блок управління (рис.3.7), системи охолодження, позиціонування, розподілену систему негайного відключення апарату.

**Опромінювач** апарату для ікс-променевої терапії містить джерело випромінювання – ікс-променеву трубку та засоби формування та моніторингу пучка ікс-променів (фільтр, коліматор, аплікатор, дозиметр).

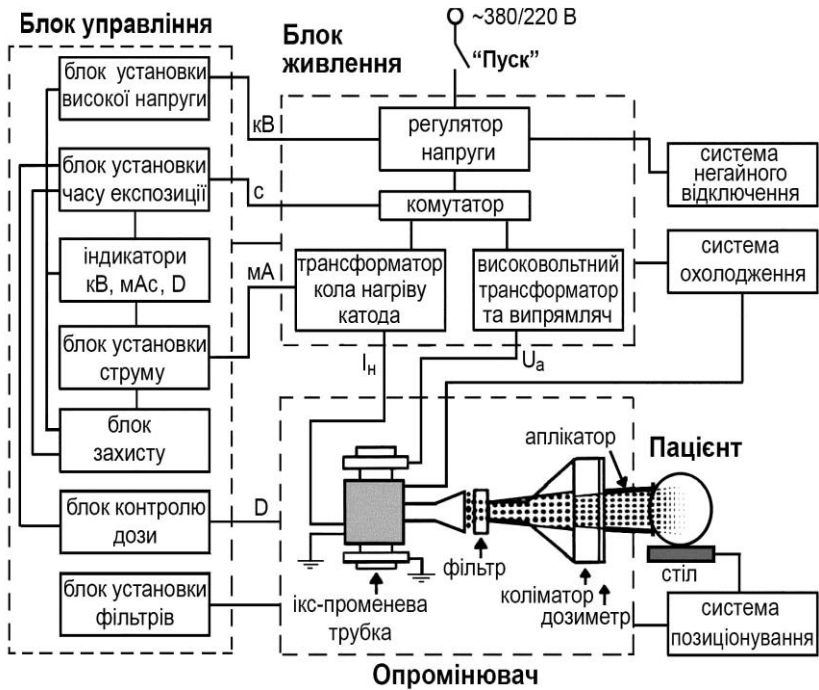


Рисунок 3.4 – Структурна схема апарату  
ікс-променевої терапії

Ікс-променева трубка для ПТ є двохелектродним електровакуумним приладом з прискорюючою анодною напругою до 500 кВ (рис.3.5). Трубка містить термокатод (вольфрамова нагрівна спіраль) та масивний нерухомий мідний анод із вплавленою вольфрамовою мішенню, що охолоджується системою проточного охолодження. Анодний екран навколо мішені затримує розсіяні електрони високої енергії, що сприяє формуванню просторово однорідного пучка ікс-променів.

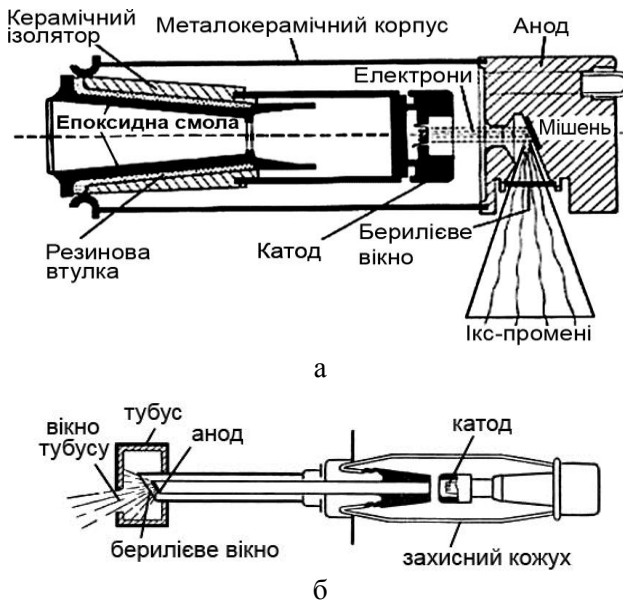


Рисунок 3.5 – Ікс-променеві трубки для ПТ:  
а – з боковим виходом пучка; б – з виносним анодом

Для вибіркового ослаблення «м'якої» спектральної компоненти ікс-випромінення застосовують змінні мідні та алюмінієві фільтри (рис.3.6б). Спеціальні фільтри фіксованої товщини створюють шар напівослаблення випромінення для контролю стабільності його енергії (табл.3.1).

Опромінювач комплектується набором тубусів (аплікаторів) різної форми та розмірів (рис. 3.6б).



а



б



в

Рисунок 3.6 – Складові апарату ікс-променевої терапії:  
 а – штатив з опромінювачем апарату Gulmay D3225 (Велика Британія);  
 б – конічні аплікатори та фільтри;  
 в – аплікатор із захисною пластинкою



Рисунок 3.7 – Пульт блоку управління ікс-променевим апаратом PANTAK THERAPAX SXT 150 (Австрія)

Таблиця 3.1 – Технічні характеристики опромінювачів апаратів ікс-променевої терапії виробництва Xstrahl Ltd (Gulmay Medical inc.)

Модель	Xstrahl 100		Xstrahl 200		Xstrahl 300	
	поверхнєве	глибинне	поверхнєве	глибинне	поверхнєве	глибинне
Зовнішній вигляд опромінювача						
						
						
	50	100	80	220	60	300
Анодна напруга, кВ	10	4	8,5	13	20	10
Анодний струм, мА	1 Аl	5 Аl	2,5 Аl	2 Аl	1,5 Аl	3 Cu
Фільтр HV <sub>L</sub> , мм	15	15	20	50	30	50
ВФП, см	436	110	160	66	215	84
Потужність дози 100-300 сГр/хв						
Розмір поля опромінення, см <sup>2</sup>	кругле Ø1÷15		кругле Ø1,5 квадратне до 20 x 20		кругле Ø3 квадратне до 20 x 20	



Аплікатор верхньою частиною закріплюється у місці виходу пучка, нижньою – накладається на опромінювану поверхню тіла. Кожен аплікатор обмежує поле опромінення заданого розміру (від  $1,5 \times 1,5 \text{ см}^2$  до  $10 \times 10 \text{ см}^2$ ) та фіксує відстань «фокус-поверхня» ВФП до 30 см [20].

Під аплікатор, на опромінювану поверхню можуть додатково накладатись захисні свинцеві пластинки або маски з отвором по формі пухлини (рис.3.6в). Для контролю дози опромінення в пучка використовується іонізаційна камера.

**Блок живлення** апарату забезпечує роботу ікс-променевої трубки, електромеханічної системи, контрольнo-вимірювальних пристроїв блоку управління. Формування високої постійної напруги для живлення ікс-променевої трубки здійснюється в генераторному пристрої (розміщено в сталевому баку, заповненому трансформаторною оливою), що містить одно- або трифазний автотрансформатор-коректор напруги мережі, комутатор високої напруги, високовольтний трансформатор з випрямлячем та стабілізатором, низьковольтний трансформатор кола нагріву катода, пристрої живлення інших блоків апарату. Висока напруга з високовольтного трансформатора подається на анод ікс-променевої трубки за допомогою високовольтних кабелів, що мають зовнішні заземлені оболонки.

Відлік тривалості експозиції здійснюється за допомогою таймера. Блок захисту призначений для захисту трубки від неприпустимої комбінації параметрів експозиції, перегріву тощо. У нештатній ситуації таймер експозиції зупиняється, після чого та комутатор блокує подачу напруги живлення.

Основні вимоги до експлуатації апаратів ікс-променевої терапії, порядок роботи та застосування засобів захисту персоналу практично такі ж, як і для ікс-променевих діагностичних апаратів.

Методика тестування ікс-променевого апарату для ППТ полягає у перевірці параметрів поля опромінення, систем блокування, пристрою моніторингу дози, фантомному вимірюванні глибинних доз тощо [21].

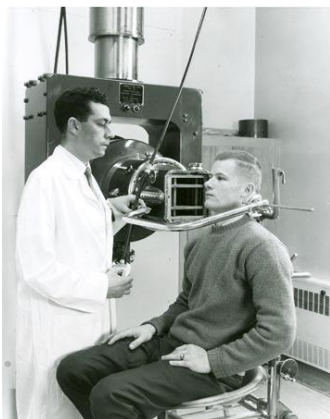
### **Контрольні запитання та завдання до розділу 3**

1. Проаналізуйте рис.3.1-3.3, 3.6. Яких технічних удосконалень з часом зазнав апарат ікс-променевої терапії?
2. Для чого у апараті ікс-променевої терапії застосовуються фільтри та аплікатори?
3. Наведіть структурну схему апарату ікс-променевої терапії та поясніть принцип його роботи.
4. Порівняйте технічні характеристики опромінювачів для поверхневого та глибокого опромінення ікс-променями.
5. Які засоби застосовуються для обмеження поля опромінення при ікс-променевої терапії?
6. Чому апарати ікс-променевої терапії мають обмежене застосування?

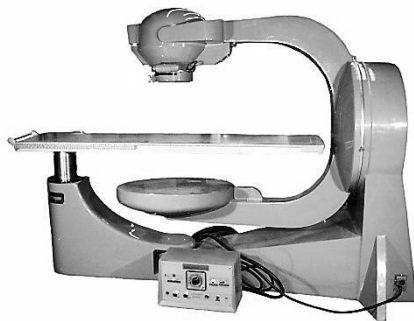
## 4 ГАММА-ТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ

### 4.1 Історичні факти

Успіхи фізиків у створенні штучних радіоізотопів з високою енергією випромінювання спричинили появу нового типу апаратів ДПТ – з радіоактивними джерелами. За фізичними параметрами найбільш придатними для ДПТ виявились джерела з ізотопами цезію  $^{137}\text{Cs}$  та кобальту  $^{60}\text{Co}$ . У 1951 р. був представлений перший діючий кобальтовий апарат ДПТ (Harold Johns, Університет Саскачевана, Канада). У цей же час фахівці компанії Atomic Energy Canada Ltd розробили комерційний варіант кобальтового апарату – Theratron Junior (рис.4.1).



а



б

Рисунок 4.1 – Перші кобальтові апарати:  
а – апарат розробки 1951 р.; б – Theratron Junior 1956 р.

У СРСР випускались аналогічні апарати серії РОКУС. У високорозвинених країнах світу нині виробництво та застосування кобальтових апаратів йде на спад (їх не більше третини від загальної кількості апаратів ДПТ). Натомість такі

країни, як Індія, Китай, Туреччина, налагодили виробництво кобальтових апаратів для постачання у найбідніші країни світу, де неможливо впровадити більш ефективні, проте складні в експлуатації апарати ДПТ – лінійні прискорювачі.

Дистанційне опромінення за допомогою кобальтових апаратів успішно застосовується при лікуванні пухлин голови та шиї, приповерхневих новоутворень, проте не рекомендується при лікуванні глибоко розташованих осередків через неоптимальне підведення дози. Значний розмір поля опромінення та геометричної напівтіні джерела є негативними чинниками застосування кобальтових апаратів для лікування пухлин у дітей.

#### 4.2 Технічна характеристика гамма-терапевтичного апарату

Структурна схема апарату гамма-терапії наведена на рис.4.2. Апарат містить опромінювач (рис.4.3), змонтований на С-подібному гентрі, що обертається навколо пацієнта (рис.2.2а, 2.4, табл.4.1), а також блок живлення, пульт блоку управління, систему позиціонування.

**Опромінювач** апарату гамма-терапії змонтований у головці гентрі та містить екранований контейнер з радіоактивним джерелом  $^{60}\text{Co}$  (середня енергія випромінювання 1,25 MeV), системи руху джерела та колімації пучка (рис.4.3). Джерело знаходиться у циліндричній капсулі, діаметр та висота якої складає 1,5÷2 см (рис.4.4, табл.4.1).

Джерело механічно рухається всередині опромінювача від позиції зберігання (всередині свинцевого екрану) до позиції опромінення (навпроти отвору первинного коліматора). Місцезнаходження джерела позначається за допомогою індикаторів світлової сигналізації на апараті та пульті управління (червоний – джерело у позиції опромінення, жовтий – проміжна позиція джерела, зелений – позиція зберігання).

В неробочому стані джерело  $^{60}\text{Co}$  зберігається всередині апарату в надійному захисному екрані (рис.4.3). У режимі опромінення джерело  $^{60}\text{Co}$  виштовхується в робочу позицію над первинним коліматором.

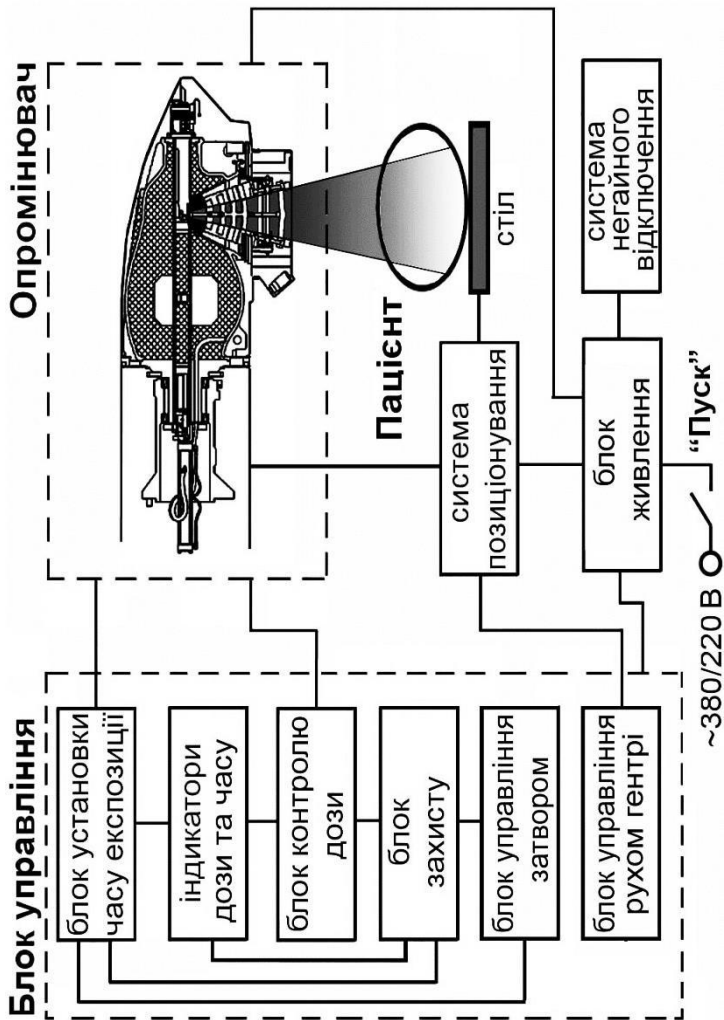


Рисунок 4.2 – Структурна схема апарату гамма-терапії

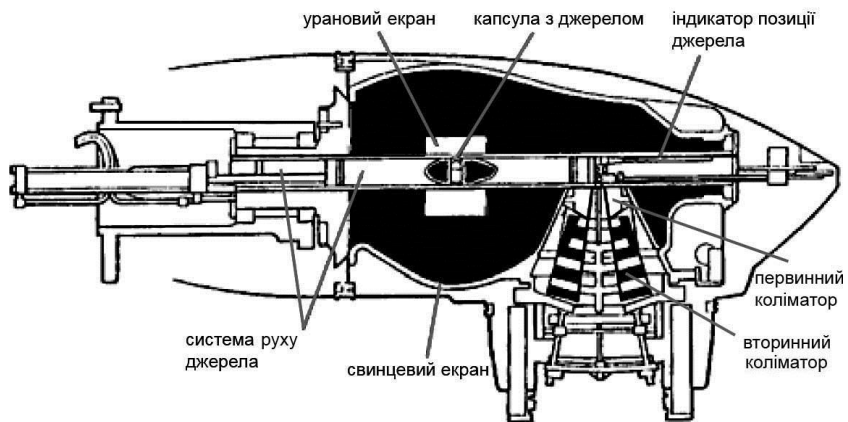


Рисунок 4.3 – Конструкція опромінювача гамма-терапевтичного апарату Theratron 780 (Theratron International Ltd., Канада)



Рисунок 4.4 – Капсула ізотопного джерела  $^{60}\text{Co}$

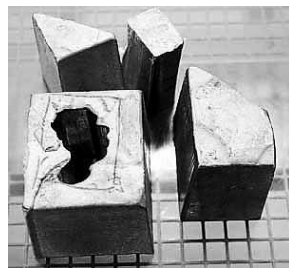
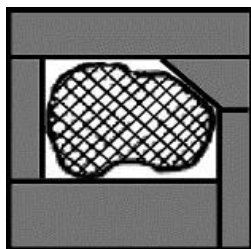
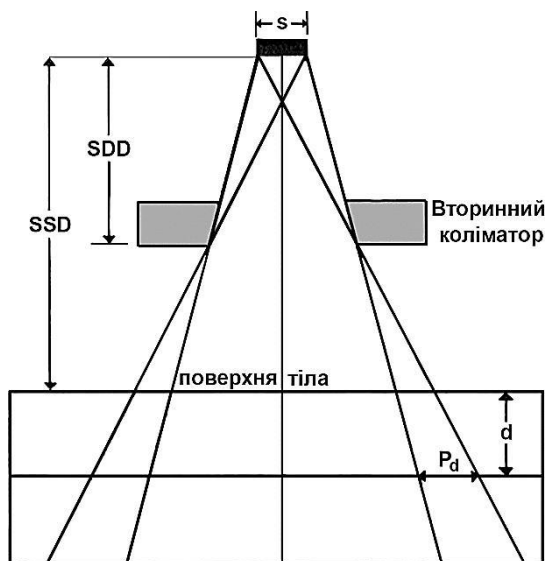


Рисунок 4.5 – Захисні блоки для формування індивідуального поля опромінювання

Первинний коліматор створює кінчну апертуру пучка. Рухомий вторинний коліматор утворює прямокутне поле опромінення гамма-апарату та дозволяє регулювати його розміри у межах від  $1 \times 1 \text{ см}^2$  до  $35 \times 35 \text{ см}^2$ . Для візуалізації поля опромінення на робочу позицію (над первинним коліматором) замість джерела  $^{60}\text{Co}$  виводиться джерело світла, яке формує прямокутне світлове поле, що слугує орієнтиром для суміщення поля опромінення з мішенню на тілі пацієнта.

В гамма-апаратах джерело випромінювання не можна вважати точковим (рис.4.4, 4.6), через це навколо поля терапевтичного пучка утворюється додаткове поле геометричної напівтіні шириною  $P_d$ , яка на глибині мішені  $d$  може сягати 1 см.

Рисунок 4.6 –  
Схема  
формування  
геометричної  
напівтіні від  
джерела  
випромінювання  
розміру  $s$



Ця величина також залежить від співвідношення розміру джерела  $s$ , відстані між джерелом та поверхнею тіла пацієнта  $SSD$  та відстані від джерела до вторинного коліматора  $SDD$ . За рис.4.6 можна визначити ширину геометричної напівтіні як

$$P_d = \frac{s \cdot (SSD + d - SDD)}{SDD}$$

Отже, для зменшення геометричної напівтіні потрібно збільшити відстань *SDD*. Для цього застосовують додаткові коліматори (тримери), що розташовуються найближче до поверхні тіла пацієнта. Разом з коліматорами застосовують засоби формування індивідуального поля опромінення – захисні блоки, які дозволяють обмежити опромінення оточуючих здорових тканин (рис. 4.5).

Для відліку часу опромінення застосовують основний та дублюючий таймери. Доза опромінення відпускається протягом визначеного часового інтервалу, який розраховується з поправкою на поступове зменшення активності джерела.

Джерело електричного живлення апарату забезпечує роботу електромеханічної системи, таймерів, світлових індикаторів, сигналізаторів та контрольно-вимірювальних пристроїв.

Апарат забезпечує як статичне, так і рухоме (ротаційне, секторне, дотичне) далекодистанційне опромінення пацієнта гамма-променями. Для суміщення ізоцентру апарату з мішенню застосовують ручний пульт управління або дублюючі елементи управління, розміщені на корпусі кушетки пацієнта (рис.4.7). Правильність укладки пацієнта перевіряється за допомогою променів лазерних покажчиків, розміщених на стінах процедурної кімнати. Керування рухомими частинами апарату під час опромінення здійснюється зі стаціонарного пульта управління (рис.4.8). Всі параметри та режими опромінення відслідковуються системою автоматизованого управління. Для слідкування за положенням пацієнта та рухами апарату під час опромінення в процедурній встановлена камера відеоспостереження, монітор якої знаходиться у пультовому приміщенні (рис.4.8). Удосконалені апарати дистанційної гамма-терапії (рис.4.9-4.12) обладнані сучасними засобами програмного управління та працюють спільно із системами передпроменевої підготовки у єдиній комп'ютерній мережі. Методика тестування апарату гамма-терапії полягає у перевірці цілісності джерела та правильності його позиціонування, відповідності позиції поля опромінення світловому полю, точності таймерів, у вимірюванні потужності дози тощо [22].





Рисунок 4.7 – Позиціонування пацієнта та випромінювача апарату Theratron® Equinox™



Рисунок 4.8 – Пультове приміщення апарату Theratron 780 E

Таблиця 4.1 – Технічні параметри сучасних кобальтових апаратів ( $SAD = 80$  см)

Модель гамма-апарату	Діаметр джерела, см	Максимальна потужність дози, сГр/хв	Оберт гентрі, °	Оберт колімата, °
<b>Theratron Equinox</b> MDS Nordion, Канада	1,5 або 2	390	± 360	± 180
<b>Terabalt K-01</b> UJP PRAHA, Чехія	1,8(стандарт) або 1,5; 1,7; 1,8; 2,1	370	± 360	± 185
<b>TR-Cobalt 60</b> Radon, Туреччина	2	...	360	± 100
<b>Bhabhatron II</b> BARC, Panacea Medical Technol., Індія	2	255	± 180	± 90



Рисунок 4.9 – Апарат дистанційної гамма-терапії Theratron® Equinox™, MDS Nordion, Канада

Рисунок 4.10 – Апарат дистанційної гамма-терапії Terabalt K-01 UJP PRAHA, Чехія



Рисунок 4.11 – Апарат дистанційної гамма-терапії TR-Cobalt 60 Radon, Туреччина



Рисунок 4.12 – Апарат дистанційної гамма-терапії Bhabhatron II BARC, Rapasea Medical Technol., Індія



## Контрольні запитання та завдання до розділу 4

1. Проаналізуйте схему опромінювача гамма-терапевтичного апарату та визначте його основні відмінності від ікс-променевого опромінювача.

2. Що є джерелом іонізуючого випромінення гамма-терапевтичного апарату. Назвіть його основні фізико-технічні параметри.

3. Як утворюється геометрична напівтінь та від чого залежить її величина? Оцініть цей параметр для апаратів ікс-променевої терапії та гамма-терапевтичних апаратів.

4. Яким чином контролюється позиція джерела випромінення у гамма-терапевтичному апараті?

5. Які способи опромінення реалізує гамма-терапевтичний апарат?

6. Які недоліки та особливості роботи гамма-терапевтичного апарату обмежують їх клінічне застосування?

7. Як формується поле опромінення гамма-терапевтичного апарату?

8. Які спеціальні засоби застосовуються для обмеження поля опромінення гамма-терапевтичного апарату?

9. Для чого застосовуються лазерні покажчики у процедурній кімнаті гамма-терапії?

10. Користуючись даними табл.2.1, рис. 1.3, 1.4, порівняйте параметри терапевтичних пучків для ікс-променевої та гамма-терапії.

## 5. ТЕРАПЕВТИЧНІ ПРИСКОРЮВАЧІ ЕЛЕКТРОНІВ

### 5.1 Історичні факти

Прискорювачі заряджених частинок різного типу створювались для фундаментальних досліджень у ядерній фізиці та фізиці високих енергій. Були розроблені теоретичні та технічні принципи побудови лінійного прискорювача (Р. Відрое, 1928 р.), електростатичного генератора (Р. Ван де Грааф, 1929 р.), циклотрону (Е. Лоуренс, 1930 р.), бетатрону (Д. Керст, 1940 р.), мікротрону (В. Векслер, 1944 р.).

Можливість апаратного генерування терапевтичних пучків високих енергій була використана для розробки нових методів променевого лікування пухлин (рис.5.1). Найбільш придатними для застосування у ПТ виявились лінійні прискорювачі електронів. Проте на початковому етапі в них застосовувались дуже довгі прискорювальні камери. Винайдення резонансних прискорювачів вирішило проблему зменшення їх розмірів. Крім того, опромінювач такого прискорювача вже міг бути рухомим, що зробило можливим не тільки статичне, але й ротаційне опромінення.

Втілення нової ідеї прискорення заряджених частинок стало можливим завдяки створенню братами Расселом та Сігурдом Варіан (1938р., США) нового високочастотного електронного пристрою – клістрону, який застосовувався у військових радіолокаторах (рис.5.2). Проте згодом клістрон став основним компонентом медичних лінійних прискорювачів.

Перший промисловий лінійний прискорювач для ПТ був розроблений британською фірмою Metropolitan-Vickers у 1953 р. (рис.5.3). В 1960 р. фірма VARIAN (США) створила перший медичний лінійний прискорювач «Clinac 6» з обертанням гентрі на  $360^{\circ}$  (рис.5.4).

У колишньому СРСР роботи зі створення медичних лінійних прискорювачів розпочались у Ленінградському НДІ електрофізичної апаратури ім. Д.В. Єфремова наприкінці 50-х років. Був розроблений ряд моделей медичних прискорювачів

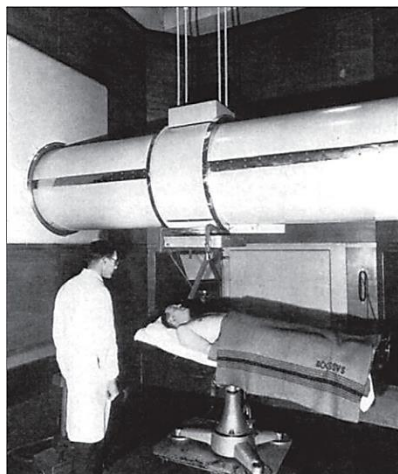


Рисунок 5.1 – Одна з перших у світі мегавольтних установок ПТ. St. Bartholomew's Hospital, Лондон, 1937 р.

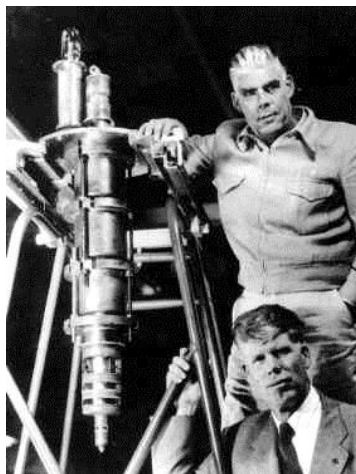


Рисунок 5.2 – Брати Варіан та розроблений ними НВЧ-прилад – клістрон

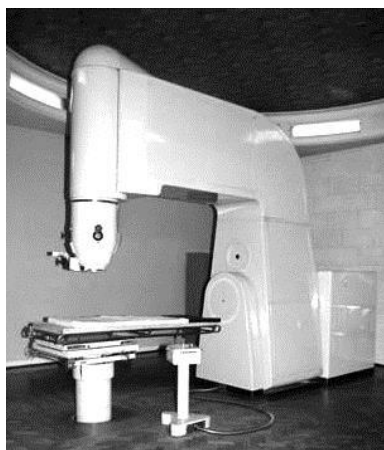


Рисунок 5.3 – Лінійний прискорювач Metrovic Series D II. 1953 р.



Рисунок 5.4 – Лінійний прискорювач VARIAN Clinac 6. Стенфордський університет, 1961 р.

в діапазоні енергій від 6 до 30 МеВ (ЛУЭ-25, ЛУЭР-15М, ЛУЭР-20М, СЛ75-5-МТ, Эллус-6М), налагоджено їх виробництво та експлуатація.

Лінійні прискорювачі електронів, завдяки їх більшій безпеці, керованості та клінічній ефективності, почали поступово витіснити гамма-терапевтичні апарати. Сучасні лінійні прискорювачі електронів для ДПТ постійно набувають нових функціональних можливостей. Основним рушієм цього процесу є прогрес у галузі електроніки та обчислювальної техніки. Застосування програмно керованих засобів формування індивідуального поля опромінення, комп'ютерного планування підведення дози та управління процесом опромінення, електронних засобів портальної візуалізації та інші новації – все це свідчить про зростання значимості технологічної складової променевої терапії.

Сучасні лінійні прискорювачі та комп'ютерно-комунікаційне обладнання утворюють цілісні радіотерапевтичні комплекси. Їх створення вимагає концентрування чималих науково-технологічних можливостей. Закономірно, що розробка та виробництво сучасних комплексів ДПТ нині зосереджені у межах кількох потужних компаній, серед яких лідерами є VARIAN (США) та ELEKTA (Швеція) [15].

## **5.2 Технічна характеристика лінійного прискорювача електронів для дистанційної променевої терапії**

Прискорювач електронів – це фізична установка, в якій за допомогою електричних та магнітних полів створюються спрямовані пучки електронів з енергією, значно більшою за теплову. Основна схема прискорення передбачає три стадії: генерація та інжекція пучка; прискорення; виведення на мішень.

Медичні лінійні прискорювачі електронів – це установки, у яких електрони прискорюються до кінетичної енергії від 4 до 25 МеВ із застосуванням електромагнітних полів у діапазоні надвисоких частот (НВЧ)  $1 \div 10$  ГГц. Прискорені електрони при бомбардуванні ікс-променевої мішені продукують гальмівне випромінювання високої енергії (рис.5.5).

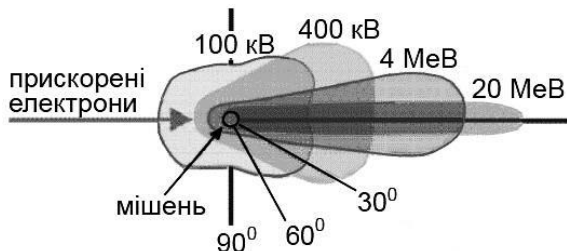


Рис.5.5 – Діаграми направленості терапевтичних фотонних пучків

Терапевтичний фотонний пучок прискорювача діє у тому ж напрямку, що і електронний пучок, який його генерує (рис.5.5). Нині у ПТ застосовуються прискорювачі, які генерують гальмівне випромінювання з енергією 6 MeV та 18 MeV для глибокої фотонної терапії.

Лінійний прискорювач електронів може мати систему безпосереднього виведення електронного пучка з енергією 6, 9, 12, 16, 22 MeV, який застосовується для приповерхневої електронної терапії. Зазвичай медичні прискорювачі мають ізоцентричну конструкцію (рис.5.6, 5.7).

Основними складовими апаратного комплексу прискорювача є: гентрі, стійка гентрі, імпульсний модулятор, кушетка пацієнта, пульт управління.

Конкретний варіант конструкції прискорювача залежить від енергії випромінювання та має деякі відмінності у різних виробників (рис.5.6). На структурній схемі (рис.5.7) показані основні блоки прискорювача та їх взаємозв'язки [20].

Основними функціональними системами лінійного прискорювача є:

- **система інжекції електронів;**
- **система генерації НВЧ-хвиль;**
- **система прискорення електронів;**
- **система транспортування потоку електронів;**
- **система колімації та моніторингу терапевтичного пучка;**
- **обслуговуючі системи.**

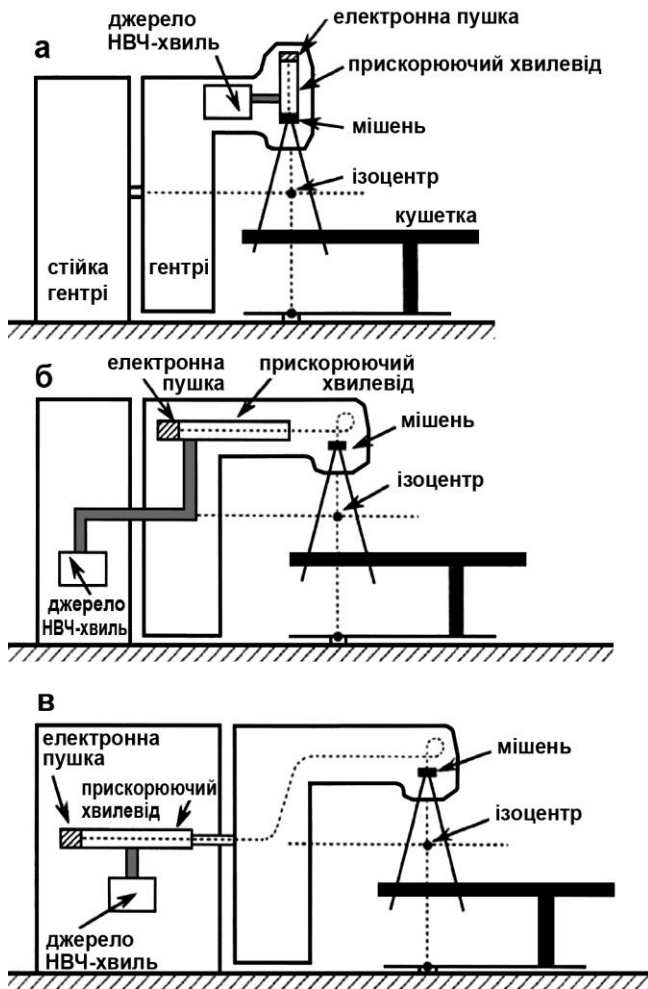


Рисунок 5.6 – Варіанти конструкцій медичних лінійних прискорювачів електронів ізоцентричного типу [20]:  
 а – генерація фотонного пучка 4÷6 MeV (виведення на нерухому мішень вертикально, через ізоцентр); б, в – генерація фотонного та електронного пучків >6 MeV з виведенням на рухому мішень (б - горизонтальний рух пучка з розворотом на  $270^{\circ}$ ; в - транспортування пучка всередині гентрі з розворотом  $270^{\circ}$ )



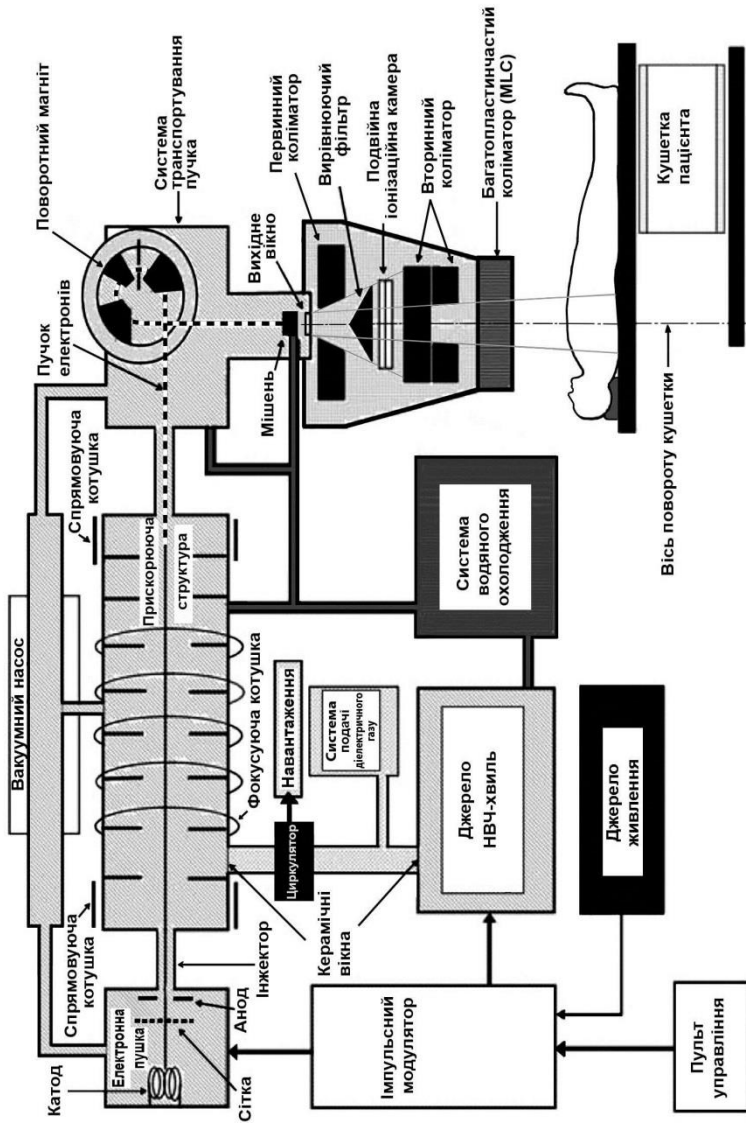


Рисунок 5.7 – Структурна схема медичного лінійного прискорювача електронів [20]

**5.2.1. Система інжекції електронів** містить джерело електронів та інжектор. Для генерації потоку електронів застосовуються діодна або тріодна електронні пушки. В обох з них є нагрівний катод та анод з отвором (рис.5.8), а тріодна пушка має ще й керуючий електрод – сітку (рис.5.9). Електрони, які вивільнюються з катода внаслідок термоелектронної емісії, фокусуються у вузький пучок діаметром близько 3 мм та рухаються до аноду під дією прискорюючого електричного поля (потенціал катода близько -20 кВ, анода – 0 В). Потік електронів, пролітаючи крізь отвір у аноді (рис.5.8), інжекується до системи прискорення. Інжектор забезпечує подачу сфокусованого потоку електронів з початковою енергією близько 50 кеВ до системи прискорення в імпульсному режимі. Для цього керуючі імпульси подаються від імпульсного модулятора на катод (діодна пушка) або на сітку (тріодна пушка). Імпульси керування електронною пушкою синхронізовані з імпульсами керування генерацією НВЧ-хвиль.

**5.2.2. Система генерації НВЧ-хвиль** складається з двох основних компонентів – джерела НВЧ-хвиль та імпульсного модулятора. Джерелом НВЧ-хвиль у лінійному прискорювачі електронів є електровакуумний прилад – магнетрон або клістрон [23], який формує потужне НВЧ-поле за рахунок ефектів прискорення та уповільнення електронів у вакуумі (рис.5.10). Для обох приладів спільним є спосіб генерації пучка електронів (термоелектронна емісія) та їх руху під дією пульсуючого прискорюючого електростатичного поля. Проте конструкції та принцип роботи магнетрона та клістрона принципово різні. Вибір типу джерела НВЧ-коливань насамперед залежить від технічних параметрів прискорювача: клістрон застосовується за рівнів енергії гальмівного випромінення 6 МеВ і вище, магнетрон – за енергій 6 МеВ і нижче. З технічної точки зору магнетрони є більш керованими, можуть працювати у будь-якому фізичному положенні (рис.5.6а), менші за розмірами, легші та менш дорогі. Клістриони зазвичай застосовуються за більших рівнів потужності, вони є більш довговічними. Проте клістриони потребують застосування високочастотного пристрою керування, а також соленоїдів для фокусування потоку

електронів. Клістриони можуть працювати лише у одному просторовому положенні (рис.5.6 б, в).

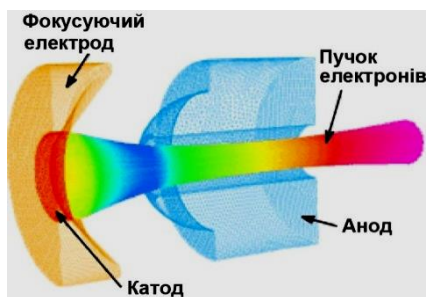


Рисунок 5.8 – Модель пучка в діодній електронній пушці (<http://www.inghaminstitute.org.au>)

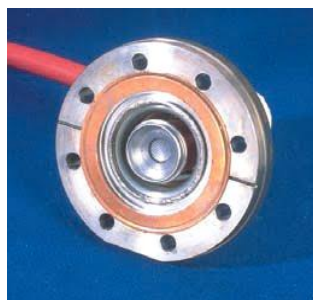


Рисунок 5.9 – Тріодна електронна пушка прискорювача VARIAN Clinac-18 [20]



Рисунок 5.10 – НВЧ-прилади для систем прискорення:  
а – клістрон ([www2.1-3com.com](http://www2.1-3com.com));  
б – магнетрон ([www.e2v.com](http://www.e2v.com))

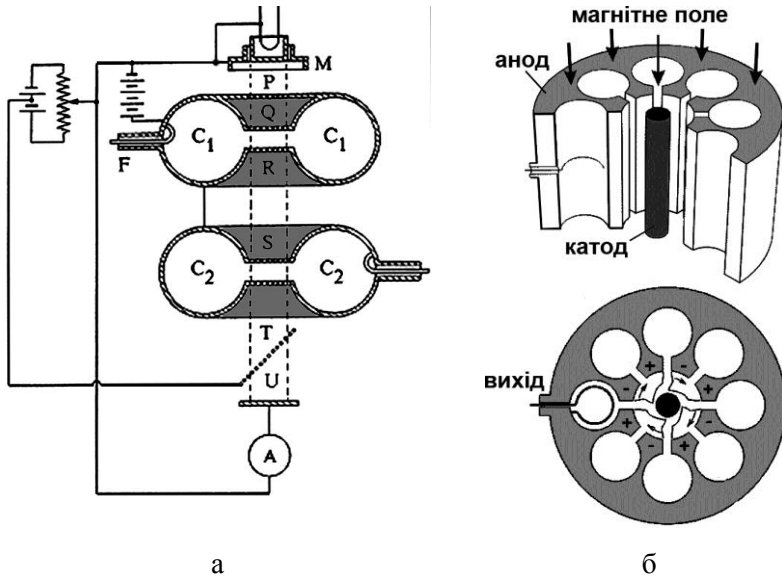


Рисунок 5.11 – Схематична будова НВЧ-приладів для систем прискорення:

- а – клістрон (R.Varian, S.Varian. *J. appl. phys.*, 10 (1939), 324);  
 б – магнетрон (Terman, *Elect. radio eng.*, 689-95)

**Клістрон** прольотного типу – електронний вакуумний прилад, який є керованим підсилювачем НВЧ-коливачів (рис.5.11а). У клістроні електрони рухаються від катода до колектора, пролітаючи через два прохідні резонатори: вхідний  $C_1$  та вихідний  $C_2$ , які розділені областю дрейфу  $RS$ .

Для модуляції потоку електронів за швидкістю пристроєм керування генеруються негативні НВЧ-імпульси малої потужності, які подаються по коаксіальній лінії та петлі зв'язку  $F$  до вхідного резонатора  $C_1$ . Внаслідок цього вперек резонатора  $C_1$  між сітчастими отворами  $Q$  та  $R$  встановлюється пульсуюче електричне поле, завдяки якому в області дрейфу  $RS$  електрони групуються у згустки. За інерцією електрони, прискорюючись, пролітають область  $RS$ , вільну від дії ВЧ-поля, до вихідного резонатора  $C_2$ . Згустки електронів індукують на

краях резонатора  $C_2$  заряди, які створюють уповільнююче електричне поле [23]. Електрони зазнають гальмування, через що їх кінетична енергія перетворюється у енергію НВЧ-коливань, частота яких дорівнює робочій частоті резонатора  $C_2$ .

Коливання електромагнітного поля у вихідному резонаторі  $C_2$  набагато потужніші, ніж коливання у вхідному резонаторі  $C_1$ . НВЧ-коливання з резонатора  $C_2$  виводяться через петлю зв'язку у хвилевід, наповнений діелектричним газом та з'єднаний з циркулятором (рис.5.7), який попереджує потрапляння відбитих хвиль назад до клістрона.

Прикладом клістрона, який нині застосовується у медичних прискорювачах, є модель L5822 виробника L-3 Communications Electron Devices (робоча частота 2,856 ГГц, вихідна потужність 5,5 МВт, напруга 120 кВ, струм 85 А).

**Магнетрон** – двохелектродна електронна лампа, яка застосовується для генерації НВЧ-коливань (рис.5.11б). У магнетроні між катодом та анодом створюється прискорююче електричне поле  $E$ , перпендикулярно до якого діє статичне магнітне поле  $B$  («схрещені» поля).

Анодний блок є монолітною циліндричною конструкцією з системою резонаторів. Резонатори магнетрона утворюють кільцеву коливальну систему, що має кілька резонансних частот, при цьому в коливальній системі «вміщується» ціле число стоячих хвиль від 1 до  $N/2$ , де  $N$  – кількість резонаторів.

Магнітне поле створюється електромагнітом або постійним магнітом, між полюсами якого розміщується магнетрон.

В магнетроні в присутності магнітного поля електрони рухаються від катода до анода не прямолінійно, а по циклоїді, тому при перевищенні критичної величини індукції магнітного поля  $B_{кр}$  можлива ситуація, коли жоден з електронів не досягне аноду (рис.5.12). В цьому разі електрони коливаються у просторі між катодом і анодом та створюють в колі анода наведений змінний струм.

Зв'язок між  $B_{кр}$  та величиною анодної напруги  $U_a$  визначається як

$$B_{кр} = \frac{2\sqrt{2}\sqrt{m/e}}{r_a} \cdot \frac{\sqrt{U_a}}{1 - (r_k/r_a)^2},$$

де  $r_k, r_a$  - радіуси катода і анода відповідно.

За умови  $B > B_{кр}$  можливе самозбудження магнетрона [23].

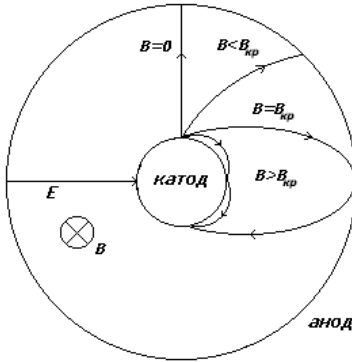


Рисунок 5.12 – Залежність траєкторії руху електрона в магнетроні від величини магнітного поля  $B$

При проходженні циклоїдного потоку електронів повз щілини резонаторів анодного блоку (рис.5.11б) в резонаторах збуджуються потужні електромагнітні НВЧ-коливання. Електричне поле, утворене цими хвилями, може уповільнювати або прискорювати електрони. У випадку, коли електрон гальмується полем хвилі, його енергія передається хвилі, при цьому радіус траєкторії електрона збільшується, через що він може таки потрапити на анод. Якщо середня швидкість обертання електрона навколо анода збігається з фазовою швидкістю хвилі, електрон може постійно перебувати в області гальмування, при цьому передача енергії електрона електромагнітній хвилі найбільш ефективна. Такі електрони групуються у згустки (так звані «спиці»), які обертаються разом з полем. Багаторазова взаємодія електронів з НВЧ-полем, наявність фазового фокусування в магнетроні забезпечують високий коефіцієнт корисної дії та отримання НВЧ-коливань великої потужності. Далі вони виводяться з магнетрона за допомогою петлі або отвору зв'язку, розміщених у периферійній частині одного з резонаторів анодного блоку.

Прикладом магнетрона, який нині застосовується у медичних прискорювачах, є модель M5028 виробника E2V Technologies (робоча частота  $2,856 \div 2,859$  ГГц, вихідна потужність 5 МВт, максимальна анодна напруга 55 кВ, струм 265 А).

**Імпульсний модулятор** – високовольтний імпульсний блок живлення, який створює електростатичне поле для генерації пульсуючого потоку електронів у джерелі НВЧ-хвиль.

Для живлення імпульсного модулятора застосовується джерело змінної напруги  $10 \div 12$  кВ потужністю до 10 кВт. Імпульсний модулятор формує прямокутні імпульси (напруга до 100 кВ, струм до 100 А, тривалість  $\approx 1$  с) за допомогою потужного тиратронного лампового ключа. Керуючі імпульси з модулятора синхронно подаються на джерело НВЧ-хвиль та електронну пушку прискорювача.

**5.2.3. Система прискорення.** У лінійних резонансних прискорювачах електронів з енергією понад 5 МеВ реалізується принцип резонансного прискорення заряджених частинок, які рухаються синфазно зі змінами високочастотного поля.

За енергій, наближених до 3 МеВ початкова швидкість електронів наближається до швидкості світла. Отже, для прискорення можна застосувати біжучу електромагнітну хвилю, яка розповсюджується у хвилеводі [24].

Теоретичний опис роботи електродинамічних систем прискорення здійснюється за допомогою рівнянь, що описують діючі електромагнітні поля (рівняння Максвелла), та рівнянь руху заряджених частинок.

Для створення прискорюючого поля необхідно:

- забезпечити вакуум у камері прискорення;
- забезпечити рівність швидкості руху частинки та фазової швидкості електромагнітної хвилі протягом всього процесу прискорення;
- застосувати електромагнітні коливання з напрямком вектора електричного поля  $\mathbf{E}$  вздовж хвилеводу (мода  $E_{01}$  – силові лінії електричного поля  $\mathbf{E}$  замикаються на провідні стінки круглого хвилеводу, а концентричні силові лінії магнітного поля  $\mathbf{H}$  ніде стінок хвилеводу не перетинають) (рис. 5.13).

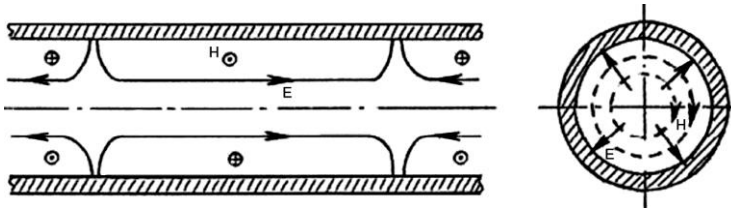


Рисунок 5.13 – Коливання моди  $E_{01}$  у гладкому круглому хвилеводі

Нажаль, хвилевід з гладкими стінками не може бути використаний безпосередньо для прискорення частинок, тому що швидкість розповсюдження біжучої хвилі (фазова швидкість) у ньому буде завжди більша, ніж швидкість світла. Але ж відомо, що заряджену частинку можна прискорити майже до швидкості світла, проте перевершити її неможливо. Тому для ефективної взаємодії прискорених частинок з полем електромагнітної хвилі необхідно уповільнити хвилю до швидкості руху пучка частинок. Тому у прискорювачах застосовують неоднорідну структуру – хвилевід, навантажений діафрагмами, які розділяють його на окремі секції (резонатори), що сполучаються через осьові отвори (рис.5.14). За такої конструкції хвилеводу на «перехід» біжучої хвилі від одного резонатора до іншого потрібен додатковий час, що й забезпечує зниження ефективної фазової швидкості вздовж хвилеводу до значення, нижчого за швидкість світла. Зауважимо, що у діафрагмованому хвилеводі в заданий момент часу тільки одна з чотирьох резонаторних порожнин забезпечує прискорення електронів. У кінці хвилеводу розташовують поглинач для запобігання утворенню відбитої хвилі. Змінюючи співвідношення розмірів  $R$ ,  $r$ ,  $s$  (рис.5.14), можна регулювати величину фазової швидкості біжучої хвилі.

Іншим різновидом системи прискорення є система, що працює на стоячій хвилі. Стояча хвиля виникає у разі відбиття біжучої хвилі від навантаження. Біжуча та відбита хвилі розповсюджуються назустріч одна одній, накладаються і, за умови однакової частоти та амплітуди, утворюють стоячу хвилю (рис. 5.15).



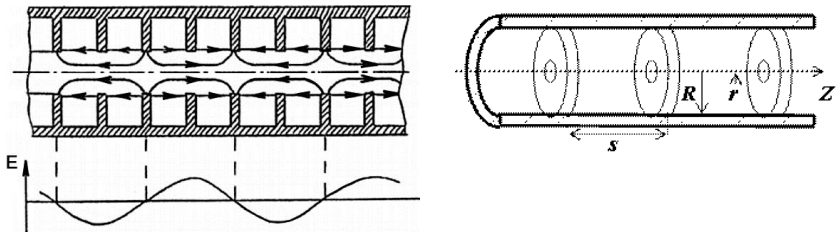


Рис.5.14 – Розподіл НВЧ-поля у діафрагмованому хвилеводі та внутрішня будова хвилеводу (розріз)

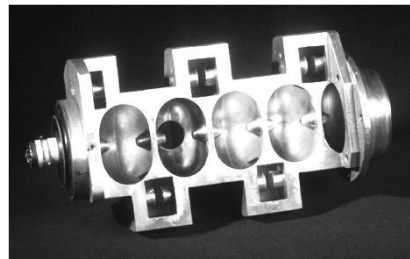
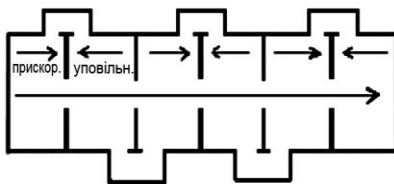
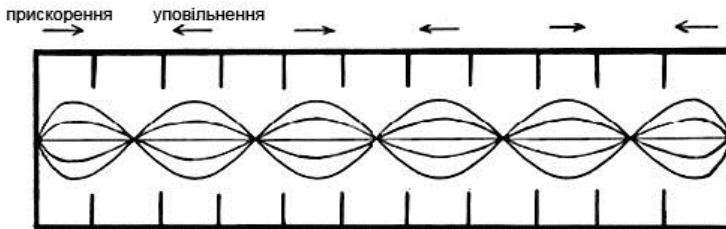
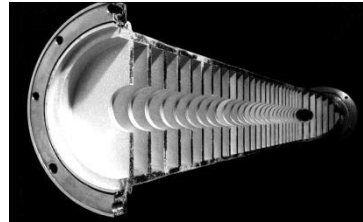


Рис.5.15 – Схема прискорення на стоячій хвилі. Резонаторний хвилевід (розріз): бічні резонатори зв'язку розташовані по чергово з протилежних сторін [20]

Характерною особливістю стоячої хвилі є наявність у ній вузлів (амплітуда хвилі дорівнює нулю) та пучностей (амплітуда хвилі максимальна). Отже, зауважимо, що у випадку стоячої хвилі енергія не перетікає через площини, у яких розташовані вузли. У системі прискорення на стоячій хвилі хвилевід з обох боків обмежений дисками високої провідності, які відбивають НВЧ-хвилі так, що у хвилеводі встановлюється стояча хвиля. У цій конфігурації кожен другий резонатор не містить електричного поля, тому в них електрони не набувають енергії. Отже, ці резонатори виконують лише роль зв'язуючих та можуть бути винесені обабіч хвилеводу, що дозволяє зменшити його довжину на 50% (рис.5.15).

Довжина прискорюючого хвилеводу залежить від кінцевої кінетичної енергії електронів: від 30 см на 4 МеВ до майже 150 см на 25 МеВ [20]. За енергії понад 8 МеВ хвилевід стає надто довгим для вертикального розміщення (рис.5.6а), тому його монтують в довжину у гентрі або у стійці гентрі (рис.5.6 б, в).

**5.2.4 Система транспортування потоку електронів** застосовується у лінійних прискорювачах (при енергії > 6 МеВ) для зміни траєкторії руху потоку прискорених електронів та його фокусування перед потраплянням на ікс-променеву мішень або вікно виведення електронів (рис.5.16-5.18). Система транспортування складається з поворотних магнітів та вакуумованих дрейфових трубок, до її компонентів також належать фокуруючі та спрямовуючі котушки системи прискорення (рис.5.7). У прискорювачах високих енергій прискорюючий хвилевід є надто довгим для вертикального розміщення (рис.5.19б), тому його монтують або паралельно осі обертання гентрі (рис. 5.16а) з розворотом пучка на  $90^0$  чи  $270^0$ , або ж під кутом до осі гентрі (рис. 5.16б) з відхиленням пучка загалом на  $112,5^0$ .

У медичних прискорювачах електронів генерування гальмівного ікс-випромінення здійснюється внаслідок співударяння потоку прискорених електронів з циліндричною мішенню, виготовленою з важкого металу (Cu, W, Pt, Pb, Au, Ag) (рис.5.17, 5.18). Для прискорювачів високої енергії застосовуються більш легкі матеріали (Al) [26]. Перспективним

є використання композитних двошарових мішеней (W+Au, W+Ag, W+Cu, W+Al) [27]. У сучасних прискорювачах застосовують кілька різних висувних мішеней. Електронний пучок виводиться через берилієве вікно (рис.5.17).

Компоненти, які застосовуються для формування терапевтичного пучка, утворюють опромінювач (рис.5.19).

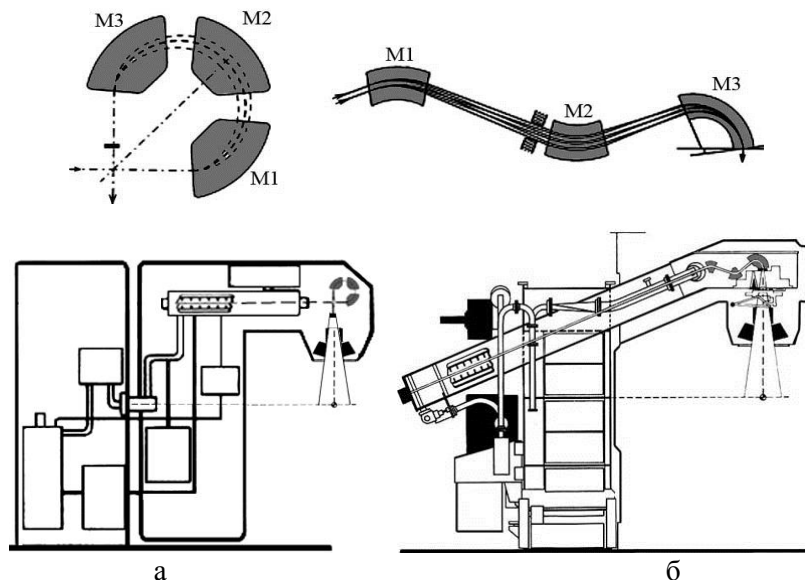


Рисунок 5.16 – Системи магнітного відхилення потоку електронів на мішень: а – поворотна 270<sup>0</sup> (VARIAN); б – слаломна 112,5<sup>0</sup> (ELEKTA) [25]

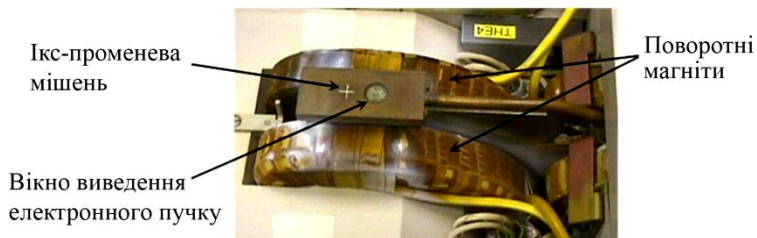


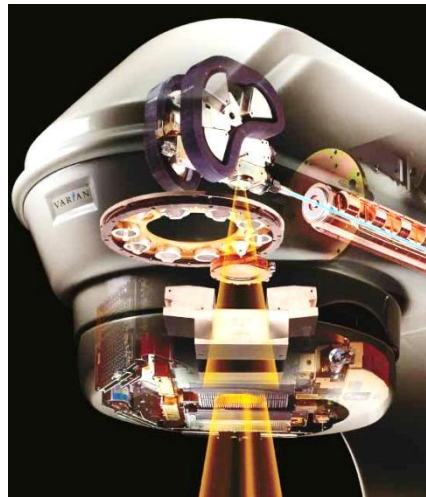
Рисунок 5.17 – Мішень та вікно виведення електронів прискорювача ELEKTA SL20 ([www.hkamp.org/hkamp/engine/default.html](http://www.hkamp.org/hkamp/engine/default.html))



Рисунок 5.18 – 3’ємна мішень з водяним охолодженням прискорювача VARIAN Clinac-18 [20] (режими: фотони 10/18 MeB, електрони 6/9/12/15/18 MeB)



а



б

Рисунок 5.19 – Терапевтичні головки гентрі прискорювачів VARIAN: а – низької енергії (6 MeB), б – високої енергії (18 MeB) (www.varian.com)

**5.2.5. Система колімації та моніторингу терапевтичного пучка** – сукупність засобів просторового обмеження терапевтичного пучка (рис.5.20-5.23), корекції його дозного профілю (рис. 5.25, 5.26), а також пристроїв дозиметричного моніторингу випромінення (рис. 5.27, 5.28).

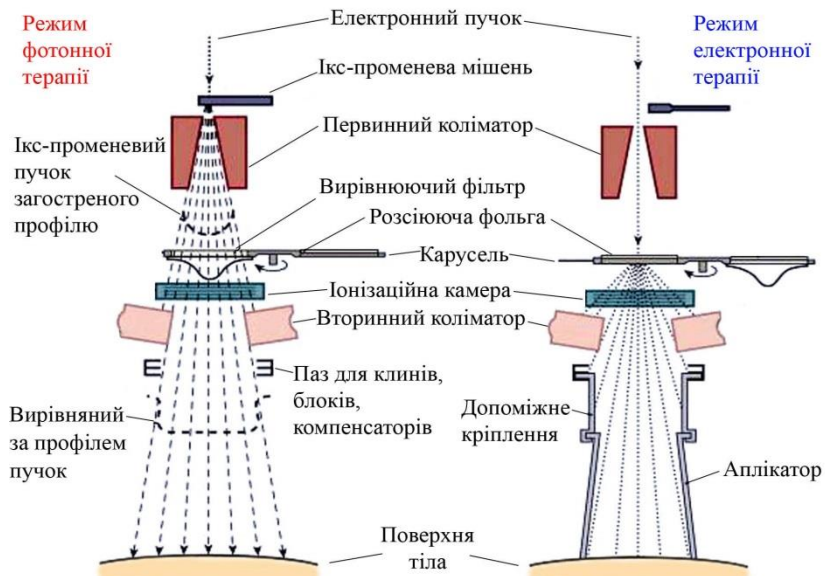


Рисунок 5.20 – Схема розташування основних компонентів системи колімації та моніторингу пучка у терапевтичній головці лінійного прискорювача електронів [28]



Коліматор Millennium™ MLC

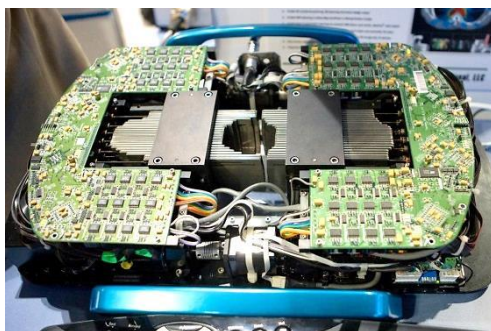
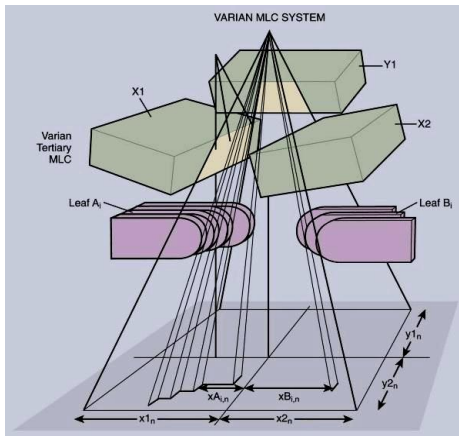
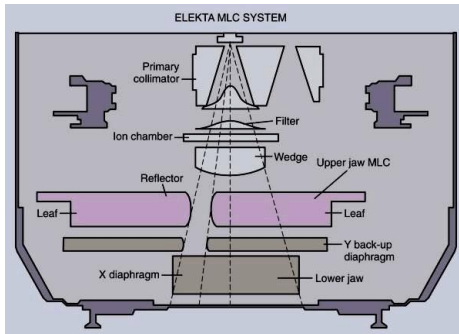


Рисунок 5.21 – Система MLC VARIAN  
([varian.mediaroom.com](http://varian.mediaroom.com), [eecie.com/a/1499/ASTRO-07.html](http://eecie.com/a/1499/ASTRO-07.html))



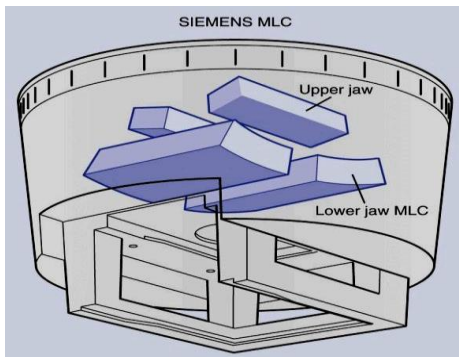
*Система MLC  
VARIAN Medical Systems:*

коліматор MLC розташований нижче блоків  $Y_1 Y_2$  та  $X_1 X_2$  вторинного коліматора; загальна висота системи колімації 53,5 см



*Система MLC  
ELEKTA AB:*

коліматор MLC розміщений вище блоків вторинного коліматора; загальна висота системи колімації 50,9 см



*Система MLC  
SIEMENS AG:*

коліматор MLC замінює нижні блоки  $X_1 X_2$  вторинного коліматора; загальна висота системи колімації 37,9 см

Рисунок 5.22 – Схематичні зображення систем MLC-колімації провідних виробників медичних прискорювачів електронів [30]

**Система колімації фотонного пучка** сучасних терапевтичних прискорювачів складається з трьох основних колімаційних пристроїв: нерухомий первинний коліматор та рухомий вторинний коліматор, а також багатопластинчастий коліматор змінної конфігурації (рис.5.21). Для обмеження електронного пучка застосовують аплікатори – конуси (рис.5.20).

*Первинний коліматор* обмежує апертуру ікс-променевого пучка на виході з мішені та визначає найбільший розмір поля опромінення круглої форми. Коліматор виготовляється як конічний отвір у захисному блоці з вольфраму, верхній край якого суміщений з мішенню, а нижній – з вирівнюючим фільтром. Товщина захисного блоку первинного коліматора має забезпечувати ослаблення гальмівного випромінювання до 0,1% від його початкової інтенсивності, а максимальний витік випромінювання із захисного блоку має обмежуватись рівнем 0,2%.

*Вторинний коліматор* складається з чотирьох рухомих блоків, два з яких утворюють верхній коліматор  $Y_1Y_2$ , інші два – нижній коліматор  $X_1X_2$  (рис.5.19, 5.22). Керований рух цих блоків дозволяє змінити апертуру фотонного пучка з круглої на прямокутну розміром  $X \times Y$  (поле регулюється до  $40 \times 40$  см<sup>2</sup>). У сучасних прискорювачах застосовуються також асиметричні коліматори, які створюють поле опромінення, зміщене відносно центральної осі пучка. Товщина блоків – до 8 см, швидкість руху – до 20 мм/с  $\pm 1\%$ .

*Багатопластинчастий коліматор MLC* – колімаційний пристрій, що складається з парних блоків рухомих пластин, які дозволяють довільно модифікувати апертуру фотонного пучка і відтворювати поле опромінення заданої форми (рис.5.19б, 5.21). Конструкції систем конформної колімації MLC, розроблені різними виробниками, мають свої відмінності (рис.5.22, 5.23).

Ідея застосування системи конформної колімації у радіотерапевтичних апаратах вперше була запропонована у 1965 р. (Takahashi S.). Пластини MLC зазвичай виготовляються з вольфраму. Кількість пластин MLC змінюється від 40 до 80 пар, кожна з пластин обладнана програмно керованим мотором. Швидкість руху пластин сучасного MLC160 (SIEMENS) досягає 4 см/с. Абсолютна точність позиціонування пластин у ізоцентрі

складає від 0,37 мм (ELEKTA) до 0,54 мм (VARIAN), висота блоків MLC становить від 5,5 см (VARIAN) до 7,5 см (ELEKTA), товщина пластин – від 2,5 до 10 мм [29].

Мініатюрні версії microMLC застосовуються у радіохірургічних системах та забезпечують формування поля опромінення  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  за товщини пластин 1,5–6 мм.

Для суміщення поля опромінення з позначками мішені на тілі застосовують формувач світлового поля (рис.5.24) та далекомір.

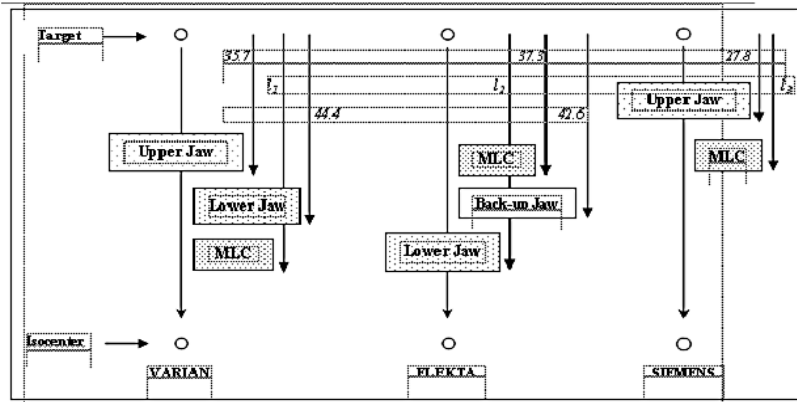


Рисунок 5.23 – Взаємне розташування коліматорів у прискорювачах VARIAN Clinac 2300 C/D, ELEKTA Synergy Platform та SIEMENS Primus [31]

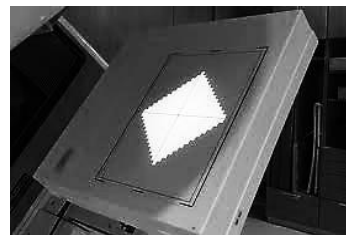
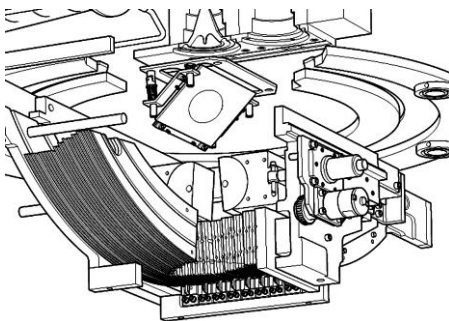


Рисунок 5.24 – Компонівка світлового імітатора поля опромінення SIEMENS Primus ([www.khusley.com](http://www.khusley.com), [www.wienkav.at](http://www.wienkav.at))



Поряд з формуванням апертури фотонного пучка необхідно забезпечити його спектральну однорідність за рівнем енергії фотонів, що, у свою чергу, визначатиме точність відтворення дозного профілю у полі опромінення. Для цього застосовують вирівнюючі фільтри, які за рахунок зміни товщини поглинаючого матеріалу дозволяють зменшити інтенсивність фотонного випромінювання у напрямку генерації пучка до середнього рівня (рис. 5.25) [32]. Фільтри мають конічну форму, розташовуються за первинним коліматором (рис. 5.20, 5.26). Їх виготовляють з металів та композитних матеріалів (Pb, W, Fe, Al та ін.).

Для модифікації фотонного пучка відповідно до обраного рівня енергії застосовують кілька фільтрів, вмонтованих у кільце, що обертається (карусель), разом з розсіюючими фольгами для модифікації електронних пучків (рис.5.19б, 5.20).

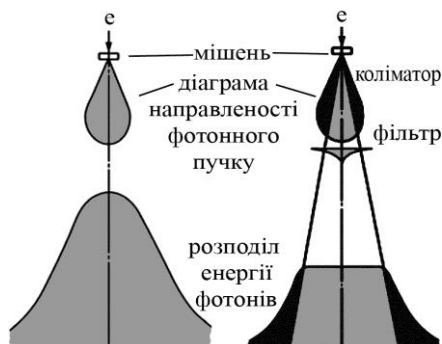


Рисунок 5.25 – Принцип фільтрації фотонного пучка у прискорювачі

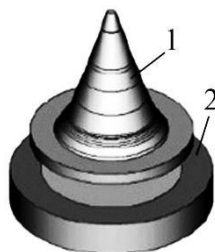


Рисунок 5.26 – Вирівнюючий фільтр (1) та іонізаційна камера (2) лінійного прискорювача SIEMENS Primus 15 MeV [33]

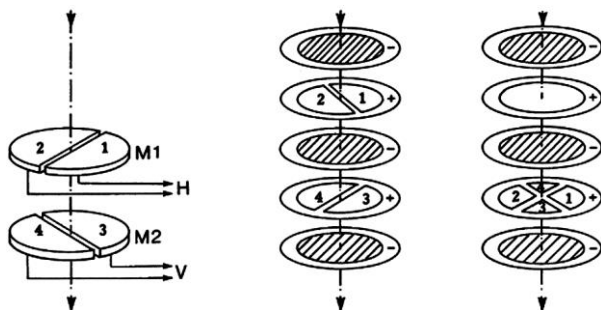
Променеве лікування із застосуванням лінійного прискорювача електронів має виконуватись із дотриманням усіх вимог та застережень щодо неперевищення призначеної дози випромінення.

**Засоби моніторингу пучка** застосовуються у всіх сучасних терапевтичних прискорювачах, розміщуються на виході пучка та дозволяють безперервно контролювати його дозиметричні параметри в процесі променевого лікування. Загальні вимоги до засобів радіаційного моніторингу, які інстальовані у медичних прискорювачах електронів, визначені в документах МЕК (ІЕС 60601-2-1). В цих стандартах містяться вимоги щодо типів детекторів випромінення, радіаційних вимірювань, припинення дії випромінення, моніторингу рівномірності розподілу дози та потужності дози в пучка. Основним типом детектора для моніторингу пучка є іонізаційна камера – газонаповнений датчик, який дозволяє визначити дозу іонізуючого випромінення шляхом вимірювання іонного струму, що виникає внаслідок іонізації газу в робочому об'ємі камери (між двома електродами, на які подано напругу).

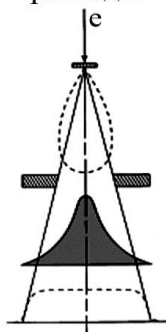
У терапевтичних прискорювачах застосовується подвійна трансмісійна іонізаційна камера, яка розташовується між вирівнюючим фільтром (або розсіюючою фольгою) та вторинним коліматором. Подвійна камера складається з двох повністю незалежних камер М1 та М2 (рис.5.27), які дублюють контроль підведеної дози задля безпеки пацієнтів в процесі опромінення. У випадку, коли перша камера сигналізує про збої під час лікування пацієнта, друга камера припиняє опромінення, запобігаючи, насамперед, перевищенню відпущеної дози. Якщо ж обидві камери реєструють збій, таймер прискорювача повністю зупиняє його роботу. Кожна з камер М1 та М2 поділена на два сегменти, що дозволяє за різницею сигналів від цих сегментів контролювати зміни рівня енергії, площинності розподілу дози в пучка та симетрії дози по квадрантах (рис.5.28). Сигнали камер М1 та М2 є сигналами зворотного зв'язку, які подаються в системи прискорення та транспортування електронів для корекції параметрів пучка.



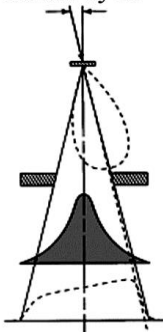
Рисунок 5.27 – Подвійна іонізаційна камера



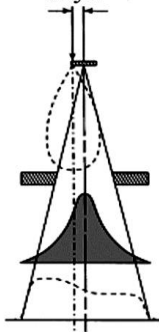
симетричний розподіл



зміна кута



зсув



зміна енергії

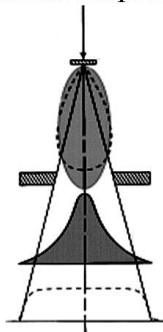


Рисунок 5.28 – Можливі зміни розподілу дози у фотонному пучку

Основні вимоги до іонізаційних камер прискорювачів:

- мінімальний вплив на параметри терапевтичного пучка;
- відсутність реакції камери на зміни температури та тиску в процедурному приміщенні;
- робота камери в умовах насичення.

Прискорювачі повинні бути обладнані системою моніторингу, яка безперервно відображає потужність дози випромінювання в ізоцентрі апарату та, в разі перевищення її максимально допустимої величини, блокує подачу пучка. В разі невідповідності реальної енергії випромінювання заданому рівню подальша робота опромінювача припиняється, доки на консолі управління не будуть оновлені всі початкові дані про режим опромінювання та енергію пучка.

Опромінювання мішені пучком з площинним розподілом дози є неоптимальним для променевого лікування пухлин складної об'ємної структури. Для створення індивідуальних дозних полів застосовуються додаткові засоби модифікації пучка – клини, компенсатори та болуси, які адаптують розподіл доз відповідно до особливостей будови тіла пацієнта (рис.5.29).

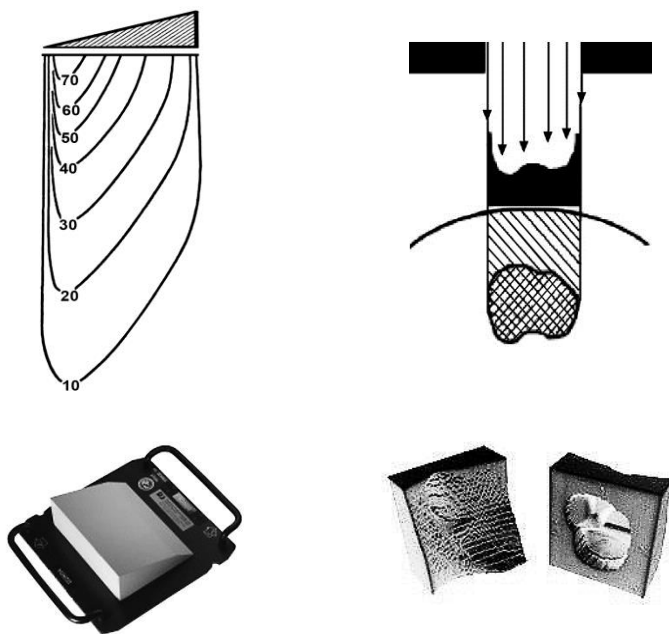


Рисунок 5.29 – Засоби формування індивідуальних дозних полів: а – клин ([www.rpdinc.com](http://www.rpdinc.com)); б – болуси ([www.dotdecimal.com](http://www.dotdecimal.com))

В більшості високоенергетичних лінійних прискорювачів для ДПТ поряд режимом одно- або двоенергетичної фотонної терапії реалізована опція електронної терапії з кількома номінальними енергіями пучка у діапазоні від 6 МеВ до 30 МеВ.

В режимі електронної терапії (рис.5.20) ікс-променева мішень та вирівнюючий фільтр видаляються, пучок електронів виводиться безпосередньо через берилієве вікно (рис.5.17). Замість вирівнюючого фільтру встановлюється одинарна або подвійна розсіююча фольга (Cu, Pb), яка розосереджує вузький електронний промінь по площині. Цим забезпечується значна площа опромінення до  $25 \times 25 \text{ см}^2$ , а для її бічного обмеження застосовуються аплікатори-конуси (рис.5.30, 5.20).



Рисунок 5.30 – Конуси VARIAN для електронної терапії  
([www.rpdinc.com](http://www.rpdinc.com))

**5.2.6 Обслуговуючі системи** – сукупність додаткових систем, які безпосередньо не задіяні у процесі прискорення електронів, проте створюють для цього необхідні технічні передумови та забезпечують працездатність прискорювача у клінічних умовах [14].

Основними обслуговуючими системами прискорювача є:

– система вакуумної відкачки, яка створює вакуумний тиск  $\sim 10^{-6}$  тор у прискорюючому хвилеводі та НВЧ-генераторі (рис.5.7);

– система проточного водяного охолодження, яка забезпечує охолодження прискорюючого хвилеводу, мішені, циркулятора та НВЧ-генератора;

– система повітряного тиску для пневматичного руху мішені та інших компонент формування пучка;

– система захисту від витоку радіації.

### **5.3 Технічний моніторинг систем прискорювача**

Функціональна готовність та безпека експлуатації лінійного прискорювача електронів визначається у відповідності з принципами міжнародного стандарту ІЕС 60976-2011 «Вироби медичні електричні. Медичні прискорювачі електронів. Функціональні характеристики» [34]. Документ визначає методики випробувань прискорювача щодо відтворюваності характеристик радіаційних полів та працездатності засобів їх індикації, моніторингу дози, правильності позиціонування гентрі, радіаційної головки та кушетки пацієнта тощо. Зазначено, що викладені принципи технічного моніторингу прискорювачів мають узагальнений характер, а конкретні дані щодо будови та функціонування прискорювачів певного типу надаються виробником у вигляді інструкцій, тестів, структурних та принципівих схем окремих блоків.

Експлуатація прискорювача відбувається під контролем сертифікованого інженерного персоналу, який має володіти такими знаннями та вміннями:

– досконале розуміння принципів роботи апаратних та програмних засобів радіотерапевтичного комплексу;

– спільна робота з фахівцями з дозиметрії та експлуатації комп'ютерних систем та мереж;

– контроль параметрів електромережі системи;

– поточний контроль працездатності електронного обладнання за показаннями контрольних пристроїв, систем індикації та інформацією на моніторі консолі управління;

- перевірка працездатності механічних вузлів;
- контроль вакуумної системи прискорювача;
- контроль кліматичних параметрів у процедурній прискорювача, роботи системи кондиціонування та охолодження прискорювача;
- поточні регламентні роботи;
- запобігання та вчасне реагування при нештатних ситуаціях;
- документування неполадок та їх аналіз;
- організація відновлювальних робіт у разі відмови техніки.

Сучасні технології виробництва електронних блоків радіотерапевтичних систем передбачають застосування не менш досконалих сервісних технологій, які заперечують примітивні підходи до ремонту електронної техніки. Нині перевірка працездатності складних модулів можлива лише із застосуванням імітаційних стендів і лише представниками фірми-виробника, які обслуговують комплекс у межах гарантійного терміну або за сервісним договором. В сучасних електронних блоках використовується все менше універсальних дискретних елементів, натомість кожна фірма-виробник застосовує безліч спеціалізованих інтегральних мікросхем, деякі з них є унікальними. Це дозволяє виробнику захистити право інтелектуальної власності на найскладнішому, апаратному рівні. Отже, навіть висококваліфіковані штатні інженери-експлуатаційники мають дуже обмежені можливості щодо ремонту сучасного обладнання. Проте це не знижує значущості їх повсякденної роботи із забезпечення працездатності систем ПТ.

Особливо важливою стає робота спеціалістів-експлуатаційників за умов щоденного інтенсивного навантаження на радіотерапевтичну систему (понад 40 пацієнтів за зміну). Досвід активної експлуатації радіотерапевтичної системи VARIAN Clinac 600C у відділенні променевої терапії ДУ «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України» дозволив виявити найбільш суттєві організаційно-технічні проблеми, які виникли при освоєнні нового обладнання. Їх знання може допомогти колегам запобігти

виникненню подібних ситуацій, які призводять до неполадок у системах ДПТ через їх надмірне навантаження.

Найбільшою проблемою, яка впливає на працездатність сучасних систем ДПТ, є їх непристосованість до «вітчизняних» умов експлуатації, які нерідко не узгоджуються з вимогами виробника. Насамперед, це стосується стану приміщень, мереж живлення та інженерних комунікацій.

Первинним джерелом живлення медичного лінійного прискорювача є трифазне джерело змінного струму (лінійна напруга 380 В, фазна 220 В, частота 50 Гц). Найбільш суттєвими порушеннями у такій системі електроживлення можуть стати коливання напруги, несиметрія фазних напруг та їх несинусоїдність. Розглянемо найбільш суттєві аспекти впливу цих чинників на працездатність електронних та електромеханічних компонентів прискорювача.

**Колівання напруги** серйозно впливають на механічні характеристики асинхронних електродвигунів, оскільки обертальний момент двигуна пропорційний квадрату напруги на його виводах. Від зовнішньої напруги також залежать величини споживаної двигунами активної та реактивної потужності. При зниженні напруги реактивна складова напруги намагнічування на контактах двигуна зменшується (на 2-3% при зниженні напруги на 1%), через що при заданій споживаній потужності збільшується струм двигуна, що спричиняє перегрів ізоляції, термін служби двигуна зменшується. При підвищенні напруги зростає реактивна потужність, споживана двигуном (3% і більше на 1% підвищення напруги). Колівання напруги порушують нормальну роботу системи освітлення (відхилення напруги понад 10% спричиняє погасання газорозрядних ламп). Особливо критичним є режим коливань напруги для електронної техніки, систем зв'язку, рентгенівських установок тощо. Колівання напруги з розмахом 10-15% можуть призвести до виходу з ладу конденсаторів та вентильних перетворювачів.

**Несиметрія напруг** найчастіше спричинена несиметрією фаз приймачів. Це явище призводить до погіршення умов роботи електронних приладів, зниження надійності роботи трифазного електрообладнання та системи електроживлення в



цілому. Так, при несиметрії напруги 4% термін служби трифазного асинхронного двигуна скорочується вдвічі. Внаслідок несиметрії напруг відбувається старіння ізоляції, нагрів статора та ротора, виникають додаткові вібрації, які є особливо небезпечними при недостатній міцності конструкцій та наявності дефектів зварних з'єднань. Несиметрія напруг значно погіршує режими роботи багатофазних вентильних випрямлячів, через що значно збільшується пульсація випрямленої напруги. Конденсаторні установки нерівномірно завантажуються реактивною потужністю по фазах, збільшують вже існуючу несиметрію через збільшення різниці вихідної реактивної потужності в фазах.

**Несинусоїдність напруг** спричинена насамперед застосуванням нелінійних електронних приладів, які є основним чинником виникнення вищих гармонік струму, які, проходячи через опори цих елементів, створюють несинусоїдні напруги, які накладаються на основну синусоїду та призводять до викривлення форми кривої напруги у вузлах електричного кола. Цей ефект особливо проявляється у разі застосування потужних багатофазних вентильних перетворювачів, які генерують в мережу наступні гармоніки струму: за 6-фазною схемою – до 19 порядку, за 12-фазною схемою – до 25-го порядку включно. Вищі гармоніки струму та напруги спричиняють додаткові втрати активної потужності у всіх елементах системи електроживлення, створюють паразитні поля та електромагнітні моменти у електродвигунах (погіршуються механічні характеристики, відбувається старіння ізоляції обмоток та кабелів, виникають похибки вимірювань індукційних лічильників тощо), порушується також нормальний режим роботи самих вентильних перетворювачів напруги, кіл управління електронними апаратами.

**Відхилення частоти** напруги живлення призводить до змін споживаної потужності в електромережі (зниження частоти на 1% збільшує втрати в електромережі на 2%). Негативним є вплив коливань частоти напруги на роботу механічних та пневматичних систем з електроприводами (водяні та масляні насоси, компресори, вентиляційне обладнання). Зниження

частоти впливає на термін служби електродвигунів та трансформаторів зі сталним магнітопроводом (збільшення струмів намагнічування, нагрів осердь).

**Електромагнітні завади** спричиняють зниження завадостійкості електронних систем управління, мікропроцесорів та обчислювальних систем. Електромагнітні перехідні процеси, що виникають через від вплив міських та промислових споживачів, можуть мати тривалість до кількох секунд та смугу частот до десятків мегагерц. Через це виникають провали та імпульси напруги, короточасні перенапруги.

Досвід експлуатації прискорювача VARIAN Clinac 600C показує, що найбільш суттєвими серед апаратних збоїв були відмови електронних блоків внаслідок некоректної роботи системи електроживлення. Фахівцями ТОВ «АНТЕС-АК», м. Харків у 2012 р. протягом тижня були проведені цілодобові вимірювання показників якості електроенергії в мережі ~380В у процедурному приміщенні прискорювача VARIAN Clinac 600C. Застосовувались прилади PQube 2 (США) та «Ресурс UF2» (Росія). Були зафіксовані такі порушення:

- відхилення напруги, більші за нормально припустимі (5%) протягом всього періоду вимірювань;
- короточасні сплески вищих гармонік.

Встановлено, що події у системі керування прискорювачем не мають часової кореляції з процесами у системі електроживлення. В той же час найбільш вірогідною причиною пошкодження електронних модулів могли стати надмірні комутаційні імпульсні перешкоди у вторинних колах живлення, що підтверджується фактами неодноразового виходу з ладу запобіжників, випрямлячів та фільтрів.

Аналіз технічних особливостей кіл живлення лінійного прискорювача VARIAN Clinac 600C показав, що їх конфігурація розрахована на виключну стабільність роботи систем електропостачання. За реальних умов на це не слід розраховувати, тому заздалегідь потрібно забезпечити унікальне обладнання від подібних пошкоджень, грамотно спроектувати і змонтувати вхідні електричні кола, доповнивши їх

високоєфективними системами стабілізації та безперебійного електроживлення. Слід також відзначити недостатню надійність внутрішньої системи захисту електронних блоків від перенапружень. Спрощені схемні рішення, занижені робочі параметри електричних фільтрів, відсутність радіаторів на окремих елементах – все це свідчить про не досить ґрунтовний підхід до розробки електронних модулів та може спричиняти перманентні аварійні ситуації. Єдиним варіантом розв'язання таких проблем є формулювання особливих технічних вимог до апаратури при її замовленні, визначення індивідуальної конфігурації апаратних блоків з урахуванням практичного досвіду інших установ.

Іншим важливим чинником забезпечення працездатності лінійних прискорювачів у режимі інтенсивного навантаження є безперебійна робота системи внутрішнього охолодження, яка забезпечує стабільний тепловий режим у системі генерації фотонного пучка. Слід ретельно контролювати робочі параметри системи, її герметичність та періодично проводити необхідні регламентні роботи. Стабільна робота прискорювача у значній мірі залежить від температури повітря у процедурному приміщенні. Система кондиціонування має бути розрахована на місцеві кліматичні особливості та витримувати граничні сезонні коливання температури. Окрему увагу треба приділити контролю роботи механічних систем прискорювача, які визначають точність позиціонування випромінювача та укладки пацієнта.

Важливим аспектом роботи технічної служби відділень ПТ є налагодження прямого зв'язку зі службами технічної підтримки фірми-виробника, які аналізують досвід застосування обладнання та консультують користувачів у проблемних ситуаціях. Подібну інформаційну підтримку надають і спеціальні WEB-ресурси (рис.5.32). Одним є них є база даних MAUDE (Manufacturer and User Facility Device Experience Database), створена при Департаменті охорони здоров'я і гуманітарних служб США.

Search MAUDE Database		Help   Download Files   More About MAUDE	
Product Problem	Calibration error		
Product Class	Accelerator, Linear, Medical		
Brand Name	Clinac 600C	510K Number	K
Manufacturer	Varian	PMA Number	P
Event Type	Malfunction	Product Code	
Date Report Received by FDA (mm/dd/yyyy)	01/01/2011	to	12/30/2011
<small>Enter one or a combination of the MAUDE Search Values and select Search For full-text search, select Go To Simple Search button</small>			
Go to Simple Search		10	Records per Report Page
Search		Clear	

Рисунок 5.32 – Реєстраційна картка користувача бази даних MAUDE ([www.fda.gov/cdrh/maude.html](http://www.fda.gov/cdrh/maude.html))

Напрацювання та розповсюдження практичного досвіду з технічного обслуговування систем ДПТ в наших реальних умовах дозволить зменшити необхідність залучення сторонніх фахівців, сприятиме попередженню та самостійному розв'язанню типових технічних проблем.

#### 5.4 Засоби управління прискорювачем

Системи ДПТ на основі лінійних прискорювачів електронів нині набувають все більш масового застосування. Складність технічної реалізації цих систем полягає насамперед у високому рівні автоматизації та глибокій інтегрованості апаратного забезпечення з програмними засобами керування та контролю [35]. Всі основні апаратні засоби поєднані зі спеціалізованими керуючими комп'ютерами, мають системи візуального відображення інформації та засоби зберігання, обробки та обміну даними, які поєднані у єдину локальну комп'ютерну мережу за допомогою комунікаційних пристроїв [36]. Отже, сучасні системи ДПТ на базі лінійних прискорювачів електронів не можуть працювати автономно, вони є основною частиною розгалуженого апаратно-комп'ютерного комплексу, який забезпечує реалізацію всіх стадій процесу променевого лікування (рис. 5.33-5.36).

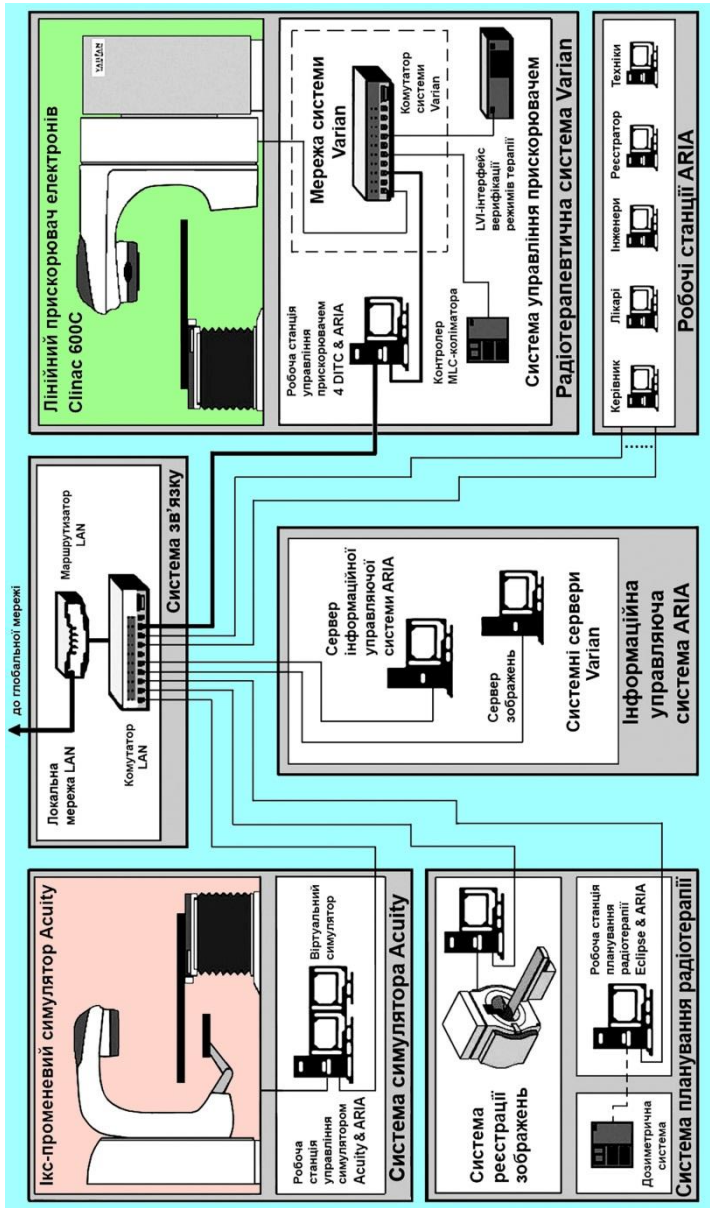


Рисунок 5.33 – Структура радіотерапевтичного комплексу Vaegan, реалізована у відділенні променевої терапії Інституту медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України, м. Харків



Рисунок 5.34 – Підготовка до променевого лікування та управління прискорювачем VARIAN Clinac 600C



Рисунок 5.35 – Робоча станція 4DITC управління прискорювачем VARIAN ([www.varian.com](http://www.varian.com))



а

б

Рисунок 5.36 – Пульти управління прискорювачем VARIAN TrueBeam з робочої станції (а) та з процедурної (б)

Сучасний процес ДПТ є багатоетапним і технологічно насиченим, тому радіотерапевтичні комплекси останньої генерації реалізовані на основі таких сучасних технологічних принципів, як функціональна сумісність апаратних засобів ДПТ та комп'ютерно-комунікаційного обладнання, повна інформаційна інтеграція систем діагностики, передпроменевої підготовки та променевої терапії, високий рівень автоматизації управління радіотерапевтичним обладнанням, швидкісний обмін даними між окремими компонентами радіотерапевтичного комплексу в режимі on-line, інтелектуалізація процесу обробки та аналізу клінічної інформації.

Застосування засобів комп'ютерного управління системами ДПТ дозволяє узгоджено вирішувати різнобічні технологічні задачі, забезпечувати зв'язок з іншими комп'ютерами, автоматично виявляти помилки оператора, автоматизувати щоденну процедуру перевірки працездатності апаратів ДПТ, гнучко модернізувати роботу окремих систем тощо. Все це загалом значно спрощує роботу оператора (рис.5.34).

Глобальним засобом управління радіотерапевтичним комплексом є спеціалізована **інформаційна управляюча система** (ІУС), яка реалізує задачу управління технологічним процесом лікування, адміністративною та клінічною інформацією.

Безпосереднє управління прискорювачем здійснюється з робочої станції управління (рис. 5.34, 5.35), яка містить спеціалізований пульт управління (рис.5.36 а) та комп'ютерні системи контролю параметрів та режимів роботи прискорювача, коліматора МЛС, системи порталльної візуалізації, моніторингу дихальних рухів пацієнта тощо.

Окремі функції управління прискорювачем оператор може виконувати в процедурній, користуючись ручним пультом-маніпулятором (рис. 5.36 б).

Конфігурація системи управління для кожного типу прискорювача та алгоритм її роботи наводиться у технічній документації виробника.

## Контрольні запитання та завдання до розділу 5

1. У чому полягає відмінність лінійного прискорювача електронів від прискорювачів іншого типу за принципом дії?
2. У якому діапазоні енергій застосовуються лінійні прискорювачі електронів у променевої терапії?
3. Назвіть варіанти конструкцій медичних лінійних прискорювачів електронів ізоцентричного типу та поясніть їх відмінності в залежності від енергії випромінювання.
4. Назвіть основні функціональні системи медичного лінійного прискорювача електронів та їх призначення.
5. Який принцип дії та основні елементи системи інжекції?
6. За яким принципом обирається джерело НВЧ-хвиль для лінійного прискорювача електронів?
7. За яким принципом працює імпульсний модулятор?
8. Опишіть будову та фізичний принцип дії клістру.
9. Опишіть будову та фізичний принцип дії магнетрону.
10. Поясніть принцип резонансного прискорення заряджених частинок у лінійному прискорювачі.
11. Які умови необхідно виконати для створення прискорюючого поля у лінійному прискорювачі електронів?
12. Чому у системі прискорення не застосовують хвилевід з гладкими стінками?
13. У чому полягає різниця у принципі дії системи прискорення на біжучій хвилі та на стоячій хвилі?
14. Чому резонатор системи прискорення на стоячій хвилі коротший, ніж резонатор у системі на біжучій хвилі?
15. Для чого у медичному лінійному прискорювачі застосовується система транспортування потоку електронів?
16. Які мішені застосовуються для генерації фотонного випромінювання у медичних лінійних прискорювачах електронів?
17. Назвіть основні елементи системи колімації прискорювача для формування поля опромінювання у режимі фотонної терапії.
18. У чому відмінність принципу формування терапевтичного пучка у режимі електронної терапії?



19. Який принцип дії багатопластинчастого коліматора?
20. Для чого при формуванні фотонного пучка застосовується вирівнюючий фільтр?
21. Для чого у прискорювачі застосовується подвійна іонізаційна камера?
22. Які обслуговуючі системи застосовуються у медичних прискорювачах?
23. Які основні функціональні обов'язки спеціаліста з експлуатації прискорювача?
24. Як здійснюється управління медичним лінійним прискорювачем?

## 6 АПАРАТИ ДЛЯ СТЕРЕОТАКСИЧНОГО ОПРОМІНЕННЯ

Деякі клінічні випадки променевого лікування потребують точного концентрування терапевтичного пучка на мішенях невеликих розмірів, що дало б можливість здійснити променеве ушкодження або деструкцію пухлин з мінімальним впливом на оточуючі здорові тканини. Цей клас задач ПТ відноситься до галузі **стереотаксичної променевої терапії (СПТ)**.

**Стереотаксис** – технологія малотравматичного локального хірургічного втручання, при якому доступ до цільової точки (органу) всередині тіла здійснюється із використанням його просторової схеми. За цією схемою заздалегідь розраховуються координати точки доступу та здійснюється навігація хірургічного інструменту. Нині широко застосовується технологія комп'ютерного стереотаксису із застосуванням тривимірної анатомічної візуалізації.

**Стереотаксична радіохірургія (СРХ)** – прецизійна технологія променевої терапії, яка полягає в прицільному опроміненні високою дозою іонізуючого випромінювання малорозмірних доброякісних і злоякісних пухлин, артеріовенозних мальформацій та інших патологічних осередків з метою їх знищення або призупинення їх функціонування. У першу чергу СРХ використовується для лікування захворювань головного мозку, в силу можливості здійснення жорсткої фіксації голови, що забезпечує високу просторову точність опромінення. Зазвичай класична технологія СРХ пов'язана із застосуванням апарату «гамма-ніж» та не є у прямому сенсі слова хірургічною, адже уражена зона не видаляється інструментально, а руйнується неінвазивно, шляхом зовнішнього прицільного інтенсивного опромінення.

Застосування сучасних прискорювачів електронів разом із комп'ютерними системами ікс-променевого наведення променя та відеослідкування дозволяє проводити стереотаксичне опромінення без жорсткої фіксації тіла, що особливо актуально при лікуванні пухлин легені. Цю технологію нині застосовують також для лікування пухлин голови та шиї, печінки, абдомінальної області, хребта, простати. Отже, більш

багатофункціональні системи СПТ на базі лінійних прискорювачів електронів можна застосовувати для прецизійного опромінення патологічних осередків малого та середнього розміру (stereotactic body radiotherapy – SBRT) [37]. Це насамперед роботизований прискорювач «кібер-ніж» CyberKnife® та модифіковані лінійні прискорювачі електронів Novalis Tx™, XKnife™, Axesse™ та інші.

До комплексів СПТ також відносяться більш унікальні та складні установки протонно-іонної ПТ, розгляд яких виходить за межі даного посібника.

## 6.1 Апарат «гамма-ніж»

Апарат стереотаксичної радіохірургії Gamma Knife® застосовується для прицільної точкової деструкції патологічних осередків у головному мозку, голові та шії (пухлин, метастазів та інших утворень розміром до 3,5 см) шляхом прецизійної концентрації надвисокої дози гамма-випромінення у радіаційному ізоцентрі.

**Гамма-ніж Лекселла** (англ. *Leksell Gamma-Knife*) – це спеціалізований апарат близькодистанційної гамма-терапії, який має велику кількість джерел  $^{60}\text{Co}$ , вмонтованих у півсферичну або конічну поверхню-опромінювач (рис. 6.1) таким чином, що випромінення всіх джерел одночасно концентрується в одній точці, яка надалі суміщається з мішенню. Для жорсткої фіксації та точного позиціонування голови всередині опромінювача апарату «гамма-ніж» застосовується стереотаксична рама, винайдена у 1948 р. видатним нейрохірургом Ларсом Лекселлом (рис.6.2). Саме він є автором ідеї застосування безкровного «променевого ножа» у нейрохірургії та фундатором методу стереотаксичної радіохірургії.

Перша модель гамма-ножа містила 179 джерел  $^{60}\text{Co}$  (рис.6.3). Висока доза сконцентрованого випромінення дозволяла дистанційно знищити пухлину за один сеанс лікування. Успіх застосування апарату «гамма-ніж» сприяв створенню у 1972 р. шведської компанії ЕЛЕКТА, яка нині є лідером у виробництві прецизійного медичного обладнання.

Перший серійний апарат «гамма-ніж», який містив 201 джерело  $^{60}\text{Co}$ , був встановлений в Університеті Пітсбурга (США) в 1987 р. Апарат був змонтований у масивному корпусі вагою близько 18 тон. Корпус слугував захисним екраном, всередині якого знаходився опромінювач із 201 джерелом  $^{60}\text{Co}$  (рис. 6.3, 6.4) та радіально орієнтованими каналами виводу випромінення (первинні коліматори). Вторинна колімація здійснювалась за допомогою металевого шолома (рис. 6.3) з 201 вторинним коліматором. Шолом містив набір коліматорів певного діаметру, які забезпечували концентрацію променів у полі опромінення розміром 4, 8, 12, 16 мм в ізоцентрі (рис. 6.4).

В сучасних моделях апарату «гамма-ніж» опромінювач містить 192 джерела  $^{60}\text{Co}$ , які вмонтовані у вісім рухомих секторів по 24 джерела в кожному (рис. 6.5). Сектори рухаються незалежно один від одного, розміщуючи джерела навпроти вторинних коліматорів бажаного розміру.

Рухомою частиною апарату також є терапевтичний стіл, який спершу застосовується для позиціонування пацієнта (пацієнт переміщується головою всередину опромінювача). Під час опромінення стіл плавно зміщує пацієнта горизонтально або вертикально, суміщаючи кожен наступну частину мішені з ізоцентром. Після лікування пацієнт «вийжджає» зсередини опромінювача, а вхідний отвір опромінювача перекривається захисними дверцятами, які рухаються за допомогою пневматичної або електричної системи.

**Основні технічні характеристики** апаратів «гамма-ніж» наводиться у табл. 6.1. Нині у світі працює близько 300 апаратів «гамма-ніж» різних поколінь (рис. 6.6), більша частина з яких знаходяться в США і Японії. Сучасні апарати «гамма-ніж» є по суті роботизованими радіотерапевтичними системами, які обладнані засобами комп'ютерного керування опромінювачем і столом пацієнта, а також програмами для обчислення стереотаксичних координат мішені за томографічними зображеннями.

Параметри апарату «гамма-ніж»: довжина – 4640 мм, ширина – 2000 мм, висота – 1935 мм, загальна вага – 20 тон, максимальне навантаження на кушетку – 180 кг.

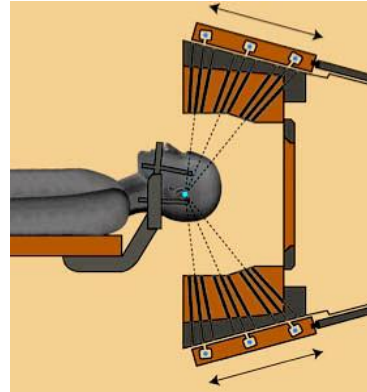
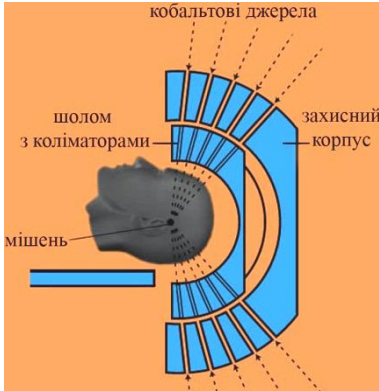


Рисунок 6.1 – Схеми опромінювачів апарату «гамма-ніж»

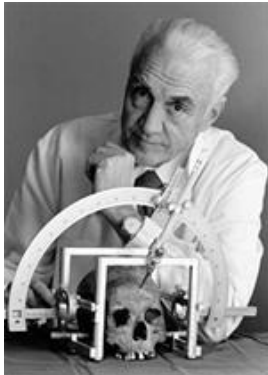


Рисунок 6.2 – Л. Лекселл та винайдена ним стереотаксична рама



Рисунок 6.3 – Доктор Лекселл та перший пацієнт, лікований гамма-ножем (Karolinska Hospital, Швеція, 1968 р.)



Рисунок 6.4 – Кобальтове джерело та вторинні коліатори в шоломі гамма-ножа (до рис.6.3)

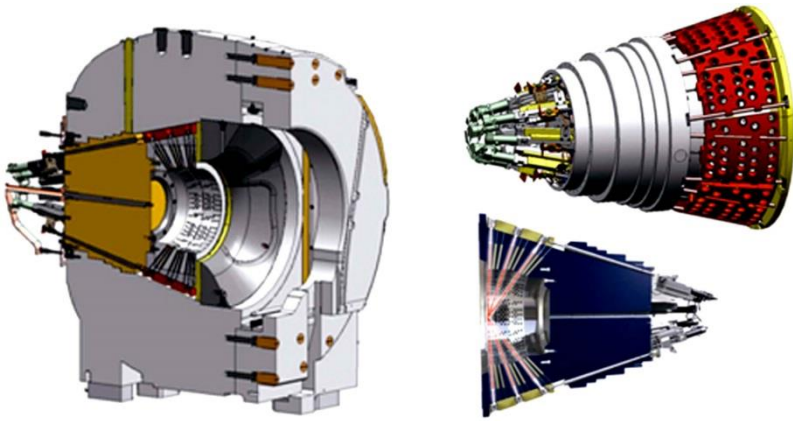


Рисунок 6.5 – Схема будови апарату Gamma Knife PERFEXION:  
 апарат в розрізі, вигляд опромінювача зовні та всередині  
 (<http://www.wfns.org>)

Рисунок 6.6 – Апарати  
 «гамма-ніж»  
 різних генерацій:



**Gamma Knife B (1996 р.)**



**Gamma Knife 4C  
 (1999 р.)**



**Gamma Knife PERFEXION  
 (2006 р.)**

Таблиця 6.1 – Технічні характеристики апаратів «гамма-ніж» [38]

Параметр	Gamma Knife B	Gamma Knife 4C	Gamma Knife PERFEXION
<b>Точність, мм</b>			
радіологічна	< 0,50	< 0,50	< 0,25
позиціонування	< 0,50	< 0,30	< 0,20
повторюваності позиції	< 0,25	< 0,20	< 0,05
<b>Ефективна потужність дози у мішені, Гр/хв</b>	> 3.0	> 3.0	> 3.0
<b>Середній час опромінення, хв</b>	80	50	20
<b>Діапазон зміщення X/Y/Z, мм</b>	100/120/150	100/120/165	160/180/220
<b>Приблизний час позиціонування, хв</b>	10	10	2
<b>Час установки стереотаксичних координат</b>	7÷10 хв	30÷40 с	3÷5 с
<b>Час установки розміру коліматора</b>	7÷10 хв	7÷10 хв	< 3 с

**Клінічне застосування апарату «гамма-ніж»** почалось у 1968 р. у приватній клініці Sophiahemmet (Стокгольм, Швеція). На тепер лікування «гамма-ножем» отримали понад 500 тис. пацієнтів. Лікування гамма-ножем здійснюється протягом одного дня, одноразово або з поділом дози (до 5 фракцій). Лікування на апараті «гамма-ніж» реалізується у п'ять стадій. **Перша** стадія – підготовка пацієнта до лікування, під час якої за допомогою фіксуючої стереотаксичної рами вимірюються розміри голови та визначаються зовнішні анатомічні орієнтири. **Друга** стадія – анатомічна візуалізація голови за допомогою МРТ, за необхідності – у ангиографічному режимі. **Третя** стадія – комп'ютерне планування ПТ. Визначаються кутові положення променів для кожного діючого джерела, блокуються промені у

зоні захисту очей, просторова зона опромінення обмежується координатами мішені ( $x, y, z$ ). Розраховується та обирається план опромінення з оптимальним індивідуальним розподілом дози в мішені. **Четверта** стадія – лікування. Пацієнт фіксується та позиціонується відносно опромінювача. Встановлюються координати ( $x_0, y_0, z_0$ ) ізоцентру, перевіряється зона екранування очей від опромінення, далі кобальтові джерела відкриваються і протягом 1-3 годин проводиться опромінення з моніторингом стану пацієнта під час процедури. **П'ята** стадія – виведення пацієнта з-під апарату та огляд лікаря.

Кожне із джерел гамма-ножа спрямовує на мішень промінь низької енергії, який мінімально впливає на здорові зони, тоді як уражені зони, розміщені в радіаційному ізоцентрі, піддаються дії високої СОД. Терапевтичне застосування гамма-ножа має ряд значних переваг: неінвазивність, одноразове комфортне лікування в амбулаторному режимі, відсутність наркозу, лікування хірургічно неоперабельних хворих, мінімальні побічні ефекти та запобігання променевого ушкодження здорових тканин за рахунок найвищої точності опромінення. Порівняння ефективності СРХ з конвенційною нейрохірургією (НХ) за результатом лікування 174 пацієнтів з доброякісними пухлинами основи черепа менше 3 см наведено у табл. 6.2 [39]. Висока ефективність променевого лікування на апараті «гамма-ніж» доведена більш ніж 30-річним клінічним досвідом. Проте ця технологія є мало розповсюдженою, насамперед, через величезну вартість джерел  $^{60}\text{Co}$ , які потребують періодичної заміни.

Таблиця 6.2 – Порівняння показників лікування СРХ та НХ [39]

Середні показники	СРХ	НХ
Термін лікування, днів	2,2 ± 0,9	18,2 ± 30,4
Термін госпіталізації, днів	8,0 ± 9,0	160 ± 158
Ускладнення	3,8%	31,2%
Смертність	немає	5,3%
Вартість процедури, дол. США	1435	450
Прямі видатки, дол. США	9677±6700	5837 ±6587
Соціоекономічні видатки, дол. США	10044 ± 7481	34453± 97277



## 6.2 Роботизований апарат «кібер-ніж»

Апарат «кібер-ніж» застосовується для прицільної деструкції патологічних осередків розміром до 5 см у головному мозку та інших органах шляхом прецизійної концентрації надвисокої дози гальмівного випромінення.

**Кібер-ніж** – малогабаритний лінійний прискорювач електронів, встановлений на роботизованому гентрі, яке дозволяє позиціонувати вузький терапевтичний промінь під довільним кутом до тіла пацієнта (рис. 6.7). Інша назва апарату – «просторовий скальпель».

Кібер-ніж був розроблений в 1990 р. професором нейрохірургії та радіоонкології Стенфордського університету США Дж. Адлером спільно з компанією SCHONBERG RESEARCH. Нині у світі кібер-ніж застосовується у понад 200 центрах ПТ. Єдиний виробник кібер-ножа – компанія Assuray (Sunnyvale, California). Розробка була унікальною тим, що вперше джерело випромінення було змонтоване на промислового роботі (Fanuc, Japan). Нині у сучасних апаратах застосовується спеціальний робот-маніпулятор KR240-2 (Kuka Roboter GmbH, Augsburg, Germany).

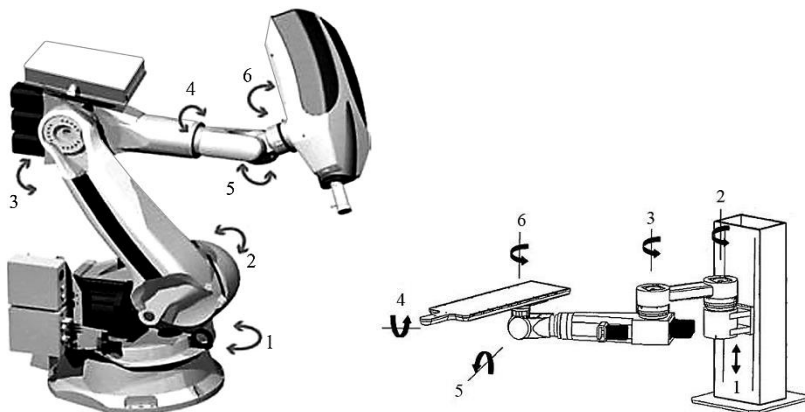


Рисунок 6.7 – Прискорювач «кібер-ніж» на роботизованому гентрі та роботизована кушетка пацієнта [40]

**Основні технічні характеристики.** *Маніпулятор* (роботизована «рука») кібер-ножа має 6 ступенів свободи та забезпечує швидку установку головки опромінювача в будь-яку з близько 1300 позицій у тривимірному просторі навколо пацієнта, при цьому точність позиціонування, заявлена виробником, краща 0,12 мм [41]. Переміщення променя відбувається в межах сферичного простору радіусом 60÷120 см. Кожного разу промінь кібер-ножа спрямовується у задану точку простору, тобто щодо цього апарату поняття «ізоцентр» втрачає сенс. Проте при повороті роботизованого гентрі існують недоступні для нього кутові позиції опромінювача («метрві зони»). Для збільшення діапазону позицій терапевтичного променя синхронно з рухами кібер-ножа переміщується роботизована кушетка пацієнта RoboCouch (рис. 6.7). Діапазон позиціонування кібер-ножа дозволяє опромінювати невеликі патологічні осередки не тільки в мозку, але й у інших органах.

*Система наведення променя.* Кібер-ніж дозволяє проводити променеве лікування без жорсткої фіксації пацієнта. Промінь кібер-ножа точно націлюється на мішень найперше завдяки зовнішній ікс-променевої системі наведення пучка Image guidance system, яка у реальному часі фіксує позицію мішені відносно кісткових структур та спеціальних маркерів. Дві ікс-променевої трубки закріплені на стелі процедурної кімнати таким чином, що їх пучки потрапляють на детектори під кутом  $45^{\circ}$  від вертикалі (рис.6.8). У точці перетину осей ікс-променевих пучків їх поля мають розмір близько 15×15 см. Площинні ікс-променевої детектори, які монтуються врівень з підлогою, виготовлені зі сцитилатора CsI, нанесеного безпосередньо на фотодіодні структури з аморфного кремнію. Ці детектори дозволяють отримати цифрове ікс-променево зображення 1024×1024 пікселі, 16 біт сірого.

При опроміненні пухлин всередині грудної клітини необхідно синхронізувати рух опромінювача та рух мішені в процесі дихання. Для цього застосовується стереосистема відеослідкування за дихальними рухами Synchrony® Respiratory Motion Tracking, частота зйомки рухів – 30 Гц. (рис. 6.9). Три відеокамери вмонтовані в поворотну консоль та направлені на

три оптичні маркери, які закріплені на спеціальному жилеті пацієнта. Точність визначення просторового переміщення маркерів – до 1,5 мм. Оптичні маркери є джерелами світла, яке передається через оптоволокна від світлодіодів, які розташовуються поза зоною ікс-променевої візуалізації мішені. Стеження за дихальними рухами та ікс-променева візуалізація мішені дозволяють уточнювати позицію маніпулятора кіберножа у реальному часі.

Для слідкування за мішенню в динаміці застосовують також фідуціальні маркери (координатні мітки). Ці мітки необхідні при опроміненні мішеней у м'якотканих органах, положення яких не можна визначити за кістковими орієнтирами. Маркери (зазвичай 3-5 штук) імплантуються заздалегідь та мають стабілізувати своє положення в тілі до початку променевого лікування. Маркери являють собою циліндричні золоті частинки діаметром  $0,8\div 1,2$  мм та довжиною  $3\div 6$  мм. Вони є видимими як на томограмах для планування СРХ, так і на знімках системи трасування пучку під час самого лікування.

Система націлювання променя визначає зміщення мішені для корекції рухів роботизованого маніпулятора кіберножа. Проте існує часова затримка передачі сигналів управління та інерційність механічних систем, яка сумарно складає близько 115 мс. Цей часовий зсув між рухами тіла та прискорювача упереджується спеціальним пристроєм – предиктором, який завчасно подає маніпулятору наступну команду позиціонування.

*Лінійний прискорювач електронів*, який рухається на роботизованому гентрі, за параметрами відрізняється від прискорювачів універсальних апаратів ПТ. Прискорювач кіберножа більш компактний завдяки тому, що система генерації НВЧ-хвиль у ньому працює в діапазоні **X** ( $8\div 12$  ГГц), відтак його магнетрон та прискорюючий хвилевід на стоячій хвилі є меншими, ніж в універсальних апаратах з прискоренням в НВЧ-діапазоні **S** ( $2\div 4$  ГГц). Енергія фотонного пучку кіберножа – 6 МеВ, потужність дози – 1000 сГр/хв. Частота НВЧ-коливань – 9,3 ГГц. Вага прискорювача – до 330 кг. Компактність систем інжекції та прискорення дозволяє не застосовувати відхиляючі магніти, також при точковій колімації не потрібен вирівнюючий

фільтр. Кібер-ніж опромінює мішені малого розміру (від 0,5 см до 5 см) вузько колімованим фотонним пучком з багатьох позицій, створюючи максимум дози у мішені.

*Система колімації* терапевтичного пучка кібер-ножа складається з масивного первинного коліматора та набору з 12 змінних вторинних вольфрамових коліматорів-конусів, отвори яких дозволяють сформувати поле опромінення з фіксованою апертурою 5; 7,5; 10; 12,5; 15; 20; 25; 30; 35; 40; 50; 60 мм на відстані «джерело-поверхня» 800 мм (рис. 6.10, 6.12). Вибір та послідовна заміна вторинних коліматорів в процесі опромінення відбувається згідно з розрахованим планом в ручному режимі або автоматично – шляхом подачі відповідних команд управління до системи Xchange® Robotic Collimator Changer.

Нині у в системі колімації апарату «кібер-ніж» все частіше застосовують коліматор зі змінною апертурою Iris™ Variable Aperture Collimator, який дозволяє створити той самий набір апертур пучка, що і фіксовані коліматори, але у інший спосіб – шляхом гнучкого регулювання розміру вихідного отвору (рис. 6.11, 6.13). У коліматорі Iris™ змонтовані два блоки з шести рухомих вольфрамових сегментів. Блоки формують шестикутні отвори, кутове зміщення між якими становить  $30^{\circ}$ . В результаті цього сформований пучок у перетині має форму правильного дванадцятикутника. Регулювання позицій сегментів дозволяє плавно змінювати апертуру пучка. Отже, зникає необхідність заміни вторинних коліматорів, що скорочує тривалість сеансу опромінення на 20 хвилин. При повністю зімкнутих сегментах коліматора Iris™ апертура пучка становить  $\varnothing 0,25$  мм, максимальна ж апертура надає поле  $\varnothing 68$  мм на відстані 80 см. У останній моделі CyberKnife M6™ опціонально застосовується також коліматор MLC InCise™.

За даними [42] середнє клінічно значиме відхилення визначення апертури пучка за томографічними зображеннями на різних апаратах «кібер-ніж» становить  $0,3 \div 0,7$  мм, апаратна точність позиціонування пучка при лікуванні –  $0,1 \div 0,3$  мм. Націлювання пучка із застосуванням фідуціальних маркерів відбувалось з похибкою: при радіальному зміщенні до 14 мм – менше 0,3 мм, а при обертальному до  $4,5^{\circ}$  – менше 0,7 мм.



Рисунок 6.8 – Система націлювання променя кібер-ножа на мішень



Рисунок 6.9 – Система відеослідкування Synchrony® та оптичні маркери на жилеті пацієнта



Рисунок 6.10 – Змінні вторинні коліматори



Рисунок 6.11 – Коліматор пучка Iris™ Variable Aperture

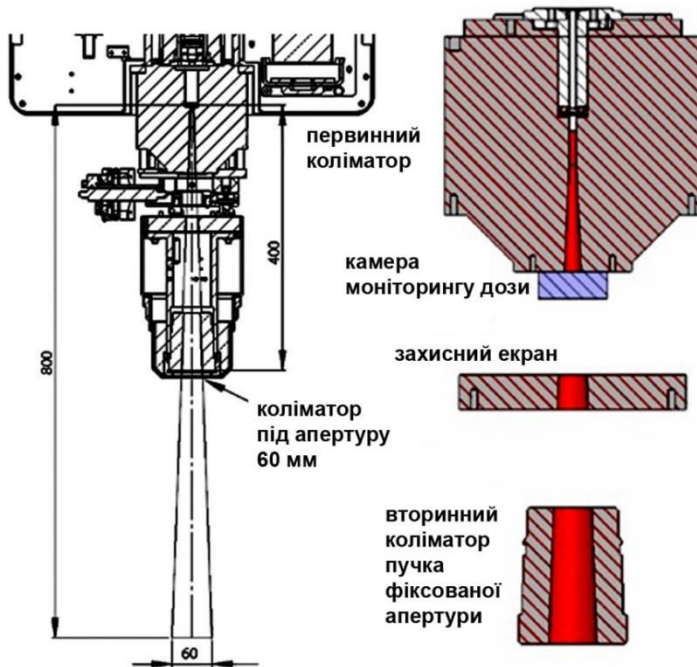


Рисунок 6.12 – Система колімації пучка кібер-ножа зі змінним вторинним коліматором [41]

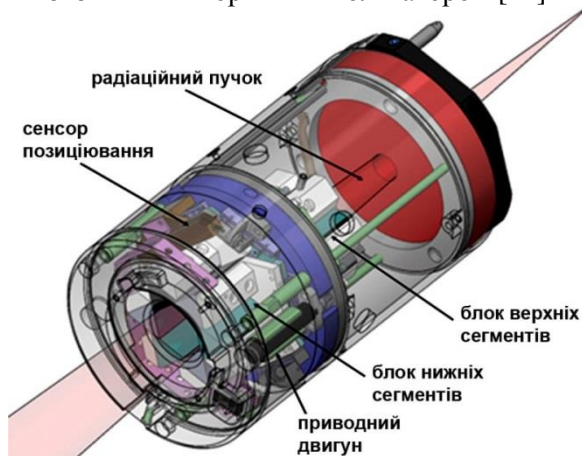


Рисунок 6.13 – Система колімації пучка кібер-ножа з коліматором Iris™

У табл. 6.3 наведені габарити та вага обладнання для процедурної кімнати «кібер-ножа».

Таблиця 6.3 – Параметри обладнання CyberKnife M6™

Обладнання	Габарити, мм	Вага, кг
Маніпулятор	2807×1428×2728	2094
Лінійний прискорювач	до 1000×700×500	330
Змінні вторинні коліматири	70×64×64 кожен	127 (всі)
Коліматор Iris	152×152×267	22,7
Коліматор MLC InCise	152×152×267	48
Детектори, вбудовані в підлогу – 2 шт.	2794×724×267	430,3
Ікс-променеві трубки – 2 шт.	506×350×405	73
Генератор– 2 шт.	609×381×685	150
Стандартна кушетка	2260×560×970	159
Роботизована кушетка	2235×1041×2023	1701

Підвищена складність планування та технічної реалізації променевого лікування апаратом «кібер-ніж» впливає на вартість процедури (12 ÷ 30 тис. дол.). Технічне обслуговування цього апарату є високовартісним насамперед через складність налагодження механічної системи роботизованого гентрі.

**Клінічне застосування апарату «кібер-ніж»** почалось у 2002 р., і з тих пір всі технічні складові цього обладнання зазнавали змін відповідно зростаючих вимог лікувального процесу (рис. 6.14). З 2005 р. особливо удосконалились системи візуалізації, компютерного управління, планування ПТ, а також мережеві сервіси, пов'язані з передачею та зберіганням інформації. За рахунок удосконалення прискорювача збільшилась доза в пучку, а впровадження рухомих коліматорів Iris™ та MLC InCise™ значно зменшило час лікування. До переваг від застосування апарату «кібер-ніж» слід віднести можливість інтенсивного лікування всього за 1-5 сеансів тривалістю 30÷120 хв. порівняно зі звичайною ДПТ (до 40 сеансів). Лікування «кібер-ніжем» реалізується у 6-7 стадій. **Перша** стадія – початкова консультація і визначення тактики

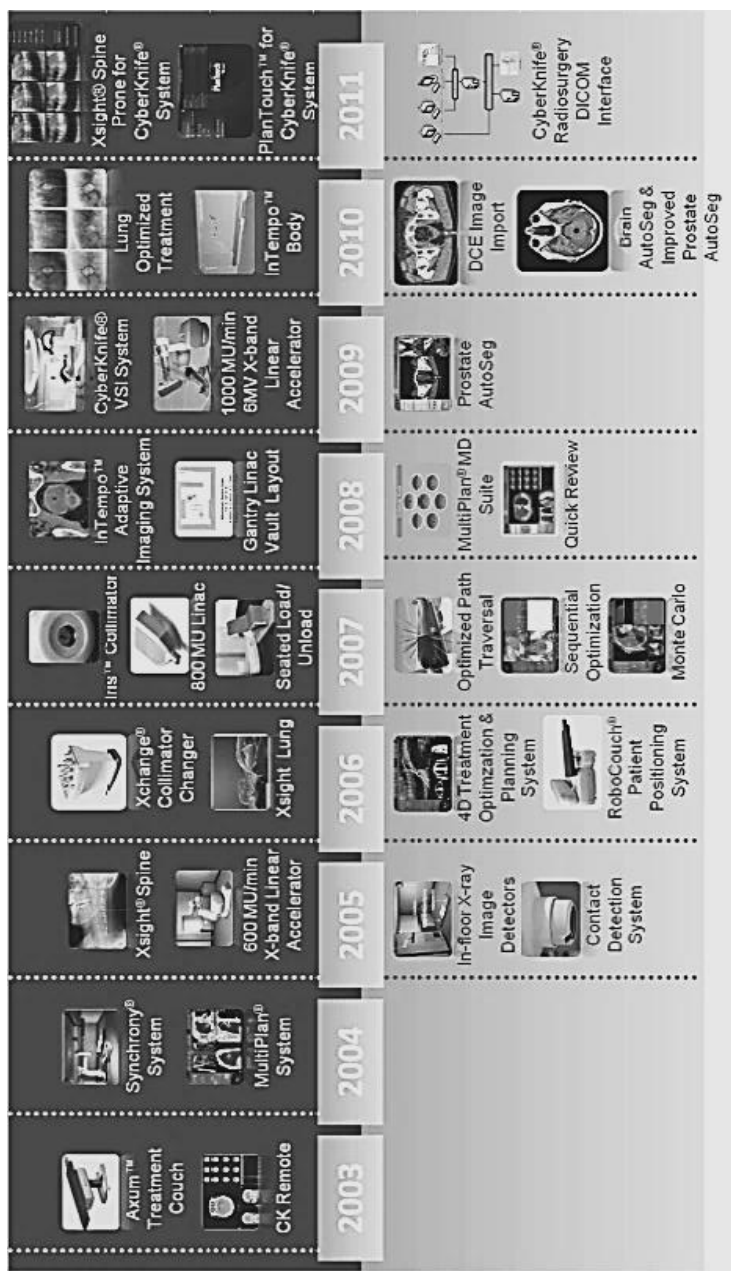


Рисунок 6.14 – Хронологія розвитку технології «кібер-ніж» ([http:// www.cyberknifeservice.com](http://www.cyberknifeservice.com))



лікування. **Друга** стадія (опціональна) – підготовка пацієнта до лікування. Проводиться імплантація фідуціальних маркерів у м'які тканини під контролем УЗ-сканера, ендоскопа, КТ. **Третя** стадія – вибір та виготовлення індивідуальних пристроїв фіксації (пластикові маски або іммобілізатори). **Четверта** стадія – візуалізація для складання комп'ютерного плану лікування. Для визначення точної локалізації пухлини проводять РКТ, додатково ПЕТ/МРТ. Позиціонування пацієнта – як при лікуванні. **П'ята** стадія – топометрична підготовка та комп'ютерне планування опромінення. Проводиться визначення просторових параметрів патологічного осередку за результатом томографічної візуалізації, обчислення оптимальної послідовності рухів «кібер-ножа», кількості променів та параметри їх колімації задля створення максимальної дози в осередку опромінення. Тривалість планування – до 1 дня в залежності від складності задачі. **Шоста** стадія – проведення променевого лікування. **Сьома** стадія – контроль стану пацієнта після лікування. Зазвичай проводиться контрольне КТ-сканування.

Апарат «кібер-ніж» застосовують для лікування пухлинних захворювань практично будь-якої локалізації. Отже, порівняно з «гамма-ножем» можливості апарату «кібер-ніж» значно ширші, що робить його більш затребуваним у клініках. Можливість лікування патологічних осередків різної локалізації і при цьому відсутність жорсткої фіксації пацієнта є безсумнівними перевагами «кібер-ножа». Проте ця перевага дається ціною застосування додаткових технічних засобів. Так, складна система керування рухом роботизованого гентрі має аналізувати стан численних позиційних давачів, щоб запобігти зіткненням апарату з пацієнтом, столом, системами візуального наведення пучка, а також унеможливити потрапляння терапевтичного пучка на сенсорні панелі системи візуалізації.

Зважаючи на обмеження розміру та переліку локалізацій пухлин, «кібер-ніж» застосовують у 1-2% випадків. У світі нині використовують понад 230 апаратів «кібер-ніж», найбільше їх у США – 149, тобто 1 апарат на 2 млн. населення (<http://www.accuray.com>).

### 6.3 Спеціалізовані лінійні прискорювачі

Вирішення задач стереотаксичного опромінення передбачає застосування не тільки унікальних апаратів («гамма-ніж», «кібер-ніж»), але й універсальних лінійних прискорювачів електронів (див. розд. 5), що обладнані спеціальними системами високоточної колімації та візуального наведення променя, пристроями слідкування за дихальними рухами. Нині у серійних прискорювачах реалізовані технічні рішення, які дозволяють модифікувати профіль терапевтичного променя та відтворювати ти сотні його просторових позицій, що необхідно для технологій СРХ/СРТ.

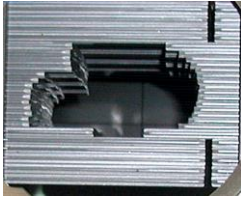
**Апарат «Novalis»** – це лінійний прискорювач електронів (Brainlab AG, Німеччина), що реалізує технології СРХ/СРТ та звичайну ДПТ (рис. 6.15а). Енергія пучка – 6 МеВ. Поле опромінення –  $9,8 \times 9,8 \text{ см}^2$ . Коліматор мікроMLC складається з 60 пар пластин, з яких 32 пари центральних пластин мають товщину 2,5 мм. Оснащений апарат і конічними коліматорами, що формують поля діаметром  $4 \div 17,5 \text{ мм}$  на відстані 100 см [43]. Застосовуються ікс-променева та інфрачервона система позиціонування пацієнта для синхронізації опромінення з дихальними рухами у реальному часі (IGRT). Дві ікс-променеві трубки змонтовані в підлозі поцедурної, два детектори – на стелі. Роботизована кушетка пацієнта Emaxtras має 6 ступенів свободи. Точність позиціонування системи опромінення – 1 мм, пацієнта – 2 мм [44]. Апарат реалізує унікальну технологію опромінення RapidArc/VMAT (Varian Medical Systems, США), яка дозволяє скоротити сеанс стереотаксичного опромінення до кількох хвилин за рахунок безупинного обертового об'ємного опромінення. Нині у світі створені понад 400 центрів СРХ/СРТ на базі прискорювачів Novalis. Система Novalis також впроваджена у новітню розробку Varian TrueBeam STx (6.15 б), яка нині реалізує практично всі можливі технології ДПТ.

**Апарат томотерапії** – це лінійний прискорювач електронів (Assurau, США), який реалізує технологію СРТ фотонним пучком, що обертається навколо пацієнта при його поступальному русі, подібно до КТ- сканування (рис. 6.16).

Рисунок 6.15 – Лінійні прискорювачі електронів CPX/CPT :

а – Novalis TX [43];  
б – TrueBeam STx з платформою NOVALIS (www.novalis-radiosurgery.com, www.varian.com)

коліматор мікроMLC Varian-BrainLab m3



конічні коліматори

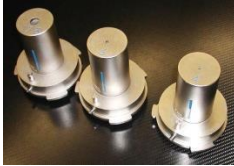


Рисунок 6.16 – Лінійний прискорювач електронів для стереотаксичної томотерапії TomoTherapy Hi Art (www.tomothersy.com, www.accuray.com)



а



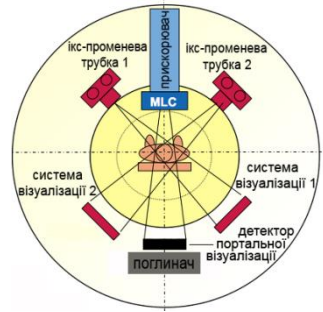
б



бінарний коліматор апарату томотерапії



Рисунок 6.17 – Лінійний прискорювач VERO SBRT для стереотаксичної радіотерапії ([www.vero-sbirt.com](http://www.vero-sbirt.com))



опромінювач VERO

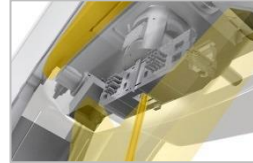
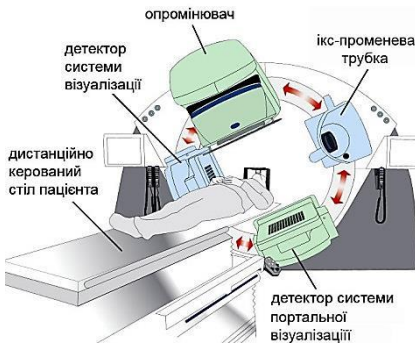


Рисунок 6.18 – Лінійний прискорювач Elekta Axesse для стереотаксичної радіотерапії ([www.elekta.com](http://www.elekta.com), [daily.wired.it](http://daily.wired.it), [www.medicaltk.com](http://www.medicaltk.com))



стереотаксична рамка

В кільцевому гентрі (рис.2.26) апарату томотерапії суміщені система опромінення та мегавольтна КТ-система візуалізації, які разом реалізують технологію опромінення з візуальним наведенням IGRT [45]. Застосовується система прискорення електронів на стоячій хвилі (рис. 5.15), енергія фотонного пучка – 6 МеВ для опромінення та 3,5 МеВ для КТ-візуалізації. В опромінювачі не застосовується вирівнюючий фільтр (рис. 5.25). Блоки колімації  $\gamma$  дозволяють сформувати смугове поле опромінення шириною 1см, 2,5 см або 5 см в ізоцентрі. Відстань «джерело-ізоцентр» – 85 см, швидкість обертання опромінювача – 1-6 об/хв. При плануванні розподілу дози кожен оберт розбивається на 51 проєкцію (з дуговими сегментами  $7^0$ ), для кожної з яких визначаються позиції пластин коліматора. Пітч при спіральному опроміненні –  $0,25 \div 0,5$ . На відміну від універсальних коліматорів MLC (рис. 5.21) в апараті томотерапії застосовується спрощений бінарний коліматор (рис. 6.16), в якому 64 пластини мають тільки дві позиції – «відкрито» та «закрито». Час позиціонування пластин – 20 мс. Ширина коліматора в ізоцентрі – 6,25 см, товщина – 10 см. Максимальне поле опромінення –  $5 \times 40$  см<sup>2</sup>. Пластини рухаються пневматично. Кушетка пацієнта не обертається. Застосовується томотерапія для лікування пухлин складної конфігурації, найчастіше – абдомінальних та торакальних, пухлин голови та шиї, простати, а також для опромінення метастатичних осередків та тотального опромінення спинного мозку. Довжина мішені – до 160 см у циліндричному об'ємі діаметром 40 см. За день лікуються до 20 пацієнтів, середній час їх перебування у процедурній – 25 хв., середній час опромінення – 11 хв. Найбільша кількість апаратів томотерапії застосовується в США – понад 200.

**Апарат VERO SBRT** – це лінійний прискорювач електронів MHI-TM2000 (Mitsubishi Heavy Industries Ltd, Японія, та Brainlab AG, Німеччина), що разом з іншими системами реалізує технологію стереотаксичної радіотерапії тіла. Перший концепт апарату був представлений у 2001 р., його опромінювач був змонтований на роботизованій руці, що оберталась всередині кільця. Тобто від початку апарат

створювався як альтернативна версія кібер-ножа. Нині VERO SBRT – це цілком оригінальний апарат, що поєднує технології опромінення IMRT, IGRT, VMAT та обладнаний системою слідкування за мішенню у реальному часі. Енергія фотонного пучка – 6 МеВ. Опромінювач розташований в рухомому внутрішньому кільці гентрі, яке обертається навколо пацієнта на кут  $\pm 185^\circ$ . Опромінювач змонтований на карданній підвісці, що забезпечує нахил променя вперед-назад та вправо-вліво при неізоцентричному опроміненні (рис. 6.17). Крім цього, саме вбудоване в підлогу гентрі є механізованим, обертається відносно вертикальної вісі на кут  $\pm 60^\circ$  [46]. При опроміненні застосовується роботизована кушетка з 6 ступенями свободи. Різноманітні комбінації рухів кільця, гентрі та кушетки дозволяють створити сотні просторових положень терапевтичного променя відносно мішені. Таким чином, за об'ємом робочого простору апарат VERO наближається до кібер-ножа. Система слідкування за мішенню також працює подібно до такої у апараті «кібер-ніж». Дві ікс-променеві трубки та два детектори вбудовані у внутрішнє кільце гентрі праворуч та ліворуч від опромінювача та обертаються разом з ним. Ікс-променеві системи реалізують режим як КТ-сканування конічним пучком, так і планарну візуалізацію, що дозволяє відображати рухомі мішені у реальному часі. Коліматор MLC містить 30 пар пластин товщиною 5 мм, забезпечує формування поля опромінення  $15 \times 15$  см<sup>2</sup>. В апараті VERO впроваджена новітня технологія опромінення DYNAMIC WAVEARC®, яка реалізується завдяки одночасним обертальним рухам кільця та гентрі. За даними [46] апарат VERO SBRT має відчутні переваги при лікуванні пухлин об'ємом понад 7 см<sup>3</sup>, а за умови зменшення товщини пластин коліматора його можливості наблизатимуться до Novalis TX. Нині у світі вже експлуатуються 24 апарати VERO, половина з них – в Японії.

**Апарат Elekta Axesse** – це лінійний прискорювач електронів (Elekta, Швеція), який реалізує технологію CPX/CPT (рис. 6.18). Енергія фотонного пучка – 6 МеВ. Апарат обладнаний коліматором dynamic MLC, який містить 40 пар пластин товщиною 4 мм. Швидкість руху пластин – 2,5 см/с.

Обертання гентрі –  $360^0$ , швидкість – 1 об/хв. Апарат реалізує технологію опромінення RapidArc/VMAT [47]. При опроміненні застосовується роботизована кушетка. Точність позиціонування системи: поздовжня – 0,1 мм, кутова –  $0,1^0$ . В апараті застосовані кіловольтна та мегавольта ікс-променеві системи візуалізації, аналогічні до таких у VERO SBRT.

### **Контрольні запитання та завдання до розділу 6**

1. Дайте визначення поняття «стереотаксична променева терапія». В чому різниця між стереотаксичною радіохірургією та стереотаксичною радіотерапією?

2. Дайте характеристику апарату «гамма-ніж», назвіть його переваги та обмеження.

3. Дайте характеристику апарату «кібер-ніж», опишіть принцип його роботи та сферу клінічного застосування.

4. Дайте характеристику апарату Novalis. У чому полягає його відмінність від універсального прискорювача електронів?

5. Дайте характеристику апарату томотерапії. Як реалізується опромінення і у чому полягає принципова відмінність у роботі опромінювача цього апарату?

6. Опишіть будову та принцип дії апарату VERO SBRT. Що нового реалізовано у цьому апараті порівняно з іншими прискорювачами для СРХ/СРТ?

7. Охарактеризуйте апарат Elekta Axesse. Порівняйте з апаратом Novalis.

## 7 ОСНОВИ КОНТРОЛЮ ЯКОСТІ РАДІОТЕРАПЕВТИЧНОГО ОБЛАДНАННЯ

Контроль якості радіотерапевтичного обладнання є складовою частиною системи гарантії якості технологічного процесу променевої терапії. Оскільки апарати для опромінення хворих є головним елементом у процесі променевого лікування, перевірка якості їх роботи має особливе значення для досягнення успішного клінічного результату [48, 49].

Контроль якості апаратів ДПТ проводиться за п'ятьма групами характеристик:

- характеристики системи радіаційної безпеки;
- геометричні характеристики полів опромінення;
- параметри пристроїв, що застосовуються при укладці пацієнтів;
- характеристики систем управління, які мають вплив на геометрію опромінення;
- дозиметричні характеристики полів опромінення.

Перевірка характеристик апаратів ДПТ здійснюється:

- при введенні нового апарату в клінічну експлуатацію;
- при заміні джерела випромінювання та пристроїв, що впливають на параметри пучка;
- періодично, в процесі експлуатації.

Періодичний контроль характеристик апаратів ДПТ вводить з метою перевірки їх постійної відповідності технічним вимогам на апарат. Періодичний контроль поділяється на щоденний, щотижневий, кварталний і річний. Кожен з видів контролю включає перевірку низки характеристик, здійснювану:

- при щоденному контролі - обслуговуючим технічним персоналом відділення променевої терапії;
- при щотижневому, кварталному та річному контролі - технічним персоналом установ, які обслуговують апарат, та інженерами з контролю якості (медициними фізиками);

Контроль якості апаратів ДПТ не замінює технічного обслуговування апарату, яке здійснюється відповідно до



технічних вимог, викладених в інструкції з експлуатації. Проведення щотижневого, кварталного та річного контролю якості роботи апаратів не скасовує щоденного контролю. Результати всіх перевірок заносяться до спеціальних протоколів.

## **7.1 Контроль якості гамма-терапевтичних апаратів**

**Характеристики системи радіаційної безпеки.** На гамма-терапевтичних апаратах перевіряються наступні елементи системи безпеки:

- інформаційні табло;
- попереджувальні звукові сигнали;
- дверні блокування на вході в процедурне приміщення;
- аварійні вимикачі;
- система механічної безпеки пацієнта;
- сигналізатор радіаційного фону;
- механічна пружина закриття випромінювача;
- джерело аварійного освітлення.

**Геометричні характеристики гамма-терапевтичного апарата.** Перевіряються наступні геометричні характеристики:

- відхилення ізоцентра;
- установка нульового положення штатива;
- установка нульового положення випромінювача у режимі конвергенції;
- установка нульового положення механізму діафрагми;
- установка нульового положення випромінювача по горизонтальній осі, яка проходить через джерело випромінювання;
- збіг осі обертання діафрагми з віссю світового імітатора поля опромінення.

**Параметри пристроїв, що застосовуються при укладці пацієнтів.** Перевіряються наступні параметри, необхідні для точного розміщення пацієнта на лікувальному столі:

- показання світлового та механічного покажчиків відстані «джерело-поверхня»;
- яскравість світлового імітатора поля опромінення;
- наведення світлових, механічних і лазерних бічних центраторів на ізоцентр;

- переміщення деки терапевтичного столу і гальм;
- цілісність клиноподібних фільтрів, решіток, тіньових блоків, підвісної платформи для їх установки;
- відповідність розмірів поля опромінення величинам, зазначеним на шкалах випромінювача;
- стан підвісної поверхні для установки засобів формування поля опромінення.

### **Параметри системи управління апаратом.**

Перевіряються:

- пульт управління або керуючий комп'ютер (повинні безвідмовно працювати в режимах імітації випромінювання і при роботі з пучками фотонів);
- механічні та електронні таймери;
- установка заданих кутів ротації, конвергенції та повороту випромінювача, що задається системою управління;
- швидкість ротації;
- установка заданих розмірів поля з пульта управління або керуючого комп'ютера.

**Дозиметричні характеристики.** Перевіряються:

- симетрія радіаційного поля відносно покажчиків центру поля;
- збіг меж світлового та радіаційного полів;
- час відкриття затвору випромінювача;
- потужність поглиненої дози в стандартних умовах;
- залежність потужності поглиненої дози від розмірів поля опромінення;
- вплив платформи для установки засобів формування поля на потужність поглиненої дози;
- потужність поглиненої дози в стандартній точці при установці клиновидних фільтрів.

Контроль якості роботи гамма-терапевтичного апарату має здійснюватись за наступних обставин.

При введенні в клінічну експлуатацію нового гамма-апарату перевірка працездатності апарату здійснюється таким чином. На першому етапі перевіряються характеристики згідно з технічними умовами на гамма-апарат у присутності представників фірми-виробника. В результаті перевірки складається протокол приймання апарату за формою, що

надається фірмою. На другому етапі проводиться повторна перевірка характеристик апарату, вимірюваних на першому етапі, а також додаткових характеристик, які мають значення при застосуванні в клінічній практиці. Крім того, проводиться вимірювання характеристик пучка, які повинні бути установлені в системах планування опромінення хворих на гамма-апараті.

Після встановлення на гамма-терапевтичному апараті свіжого джерела  $^{60}\text{Co}$  проводиться таке ж дослідження апарату, як і при введенні його в клінічну експлуатацію. Таке ж дослідження здійснюється і після крупного ремонту, який проводиться з розрядкою джерела випромінювання. При заміні джерела, а також інших пристроїв, що впливають на характеристики полів опромінювання, необхідно проводити перевірку дозиметричних характеристик пучку фотонів.

## **7.2 Контроль якості медичних прискорювачів електронів**

**Характеристики системи радіаційної безпеки.** На медичних прискорювачах електронів перевіряються наступні елементи системи безпеки:

- інформаційні табло;
- попереджувальні звукові сигнали;
- дверні блокування на вході в процедурне приміщення;
- аварійні вимикачі;
- система механічної безпеки пацієнта;
- сигналізатор радіаційного фону;
- працездатність механічного ключа прискорювача;
- наявність заземлюючих штанг в шафах високовольтного живлення;
- джерело аварійного освітлення;
- системи телевізійного спостереження та гучномовного зв'язку.

**Геометричні характеристики вихідних пристроїв прискорювача.** На медичному прискорювачі електронів перевіряються наступні геометричні характеристики:

- відхилення ізоцентра;
- установка нульового положення штатива;
- установка нульового положення механізму діафрагми;

– збіг осі обертання діафрагми з віссю світового імітатора поля опромінення.

**Параметри пристроїв, що застосовуються при укладці пацієнтів.** На медичному прискорювачі електронів перевіряються наступні параметри, необхідні для точного розміщення пацієнта на лікувальному столі:

- яскравість світлового імітатора поля опромінення;
- наведення світлових, механічних і лазерних бічних центраторів на ізоцентр;
- переміщення деки терапевтичного столу і гальм;
- цілісність клиноподібних фільтрів, решіток, тіньових блоків, підвісної платформи для їх установки;
- відповідність розмірів поля опромінення величиною, зазначеним на шкалах випромінювача.

**Параметри системи управління апаратом.** Перевіряються:

- пульт управління або керуючий комп'ютер (повинні безвідмовно працювати в режимах імітації випромінювання і при роботі з пучками фотонів і електронів);
- установка заданих кутів ротації, що задається системою управління;
- швидкість ротації;
- установка заданих розмірів поля з пульта управління або керуючого комп'ютера.

**Дозиметричні характеристики.** Перевіряються:

- симетрія радіаційного поля відносно покажчиків центру поля;
- збіг меж світлового та радіаційного полів;
- калібрування моніторів пульта управління прискорювачем за дозою;
- стабільність дози;
- потужність поглиненої дози в стандартних умовах;
- енергія фотонів і електронів;
- залежність потужності поглиненої дози від розмірів поля опромінення;
- вплив платформи для установки засобів формування поля на потужність поглиненої дози;

– потужність поглиненої дози в стандартній точці при установці клиновидних фільтрів.

Контроль якості роботи прискорювачів має здійснюватись за наступних обставин.

При введенні в клінічну експлуатацію нового прискорювача перевірка його працездатності здійснюється таким чином. На першому етапі перевіряються характеристики згідно з технічними умовами на прискорювач у присутності представників фірми-виробника.

В результаті перевірки складається протокол приймання прискорювача за формою, що надається фірмою. На другому етапі проводиться повторна перевірка характеристик прискорювача, вимірюваних на першому етапі, а також додаткових характеристик, які мають значення при застосуванні прискорювача в клінічній практиці. Крім того, проводиться вимірювання характеристик пучків фотонів і електронів, які повинні бути установлені в системах планування опромінення хворих на прискорювачі.

При заміні джерела випромінювання, клістрона або магнетрона, моніторних іонізаційних камер та пристроїв керування ними, а також інших пристроїв, що впливають на характеристики полів опромінювання, необхідно проводити перевірку дозиметричних характеристик пучків фотонів і електронів.

### **Контрольні запитання та завдання до розділу 7**

1. Як впливає технічний стан апаратів ДПТ на якість променевого лікування?

2. За якими групами характеристик проводиться контроль якості апаратів ДПТ?

3. Назвіть елементи системи безпеки, які слід контролювати при роботі лінійного прискорювача електронів.

4. Назвіть елементи системи безпеки, які слід контролювати при роботі гамма-терапевтичного апарату.

5. Який порядок контролю параметрів апарату ДПТ при введенні в клінічну експлуатацію та в процесі роботи?

## **8 ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ РАДІАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ У ДИСТАНЦІЙНІЙ ПРОМЕНЕВІЙ ТЕРАПІЇ**

Наявність джерел іонізуючого випромінювання (ДІВ) у радіотерапевтичних апаратах вимагає забезпечення в медичних закладах жорсткого виконання рекомендацій Міжнародної комісії з радіологічного захисту (МКРЗ) та вимог законів України щодо порядку застосування радіоактивних матеріалів та гарантування радіаційної безпеки (РБ) пацієнтів та персоналу у медичних закладах.

### **8.1 Загальні принципи радіаційної безпеки у променевій терапії**

У дистанційній променевій терапії застосовуються закриті ДІВ, технічна побудова яких виключає проникнення радіоактивних речовин у навколишнє середовище у передбачених умовах їх експлуатації і зношування, але персонал потенційно може зазнавати зовнішнього опромінення. Закриті ДІВ умовно поділяють на дві групи – джерела безперервної дії (різноманітні гамма-установки, нейтронні та бета-випромінювачі) та ті, що генерують випромінювання періодично (рентгенівські апарати, прискорювачі заряджених частинок).

Безпека життєдіяльності людини у медичних закладах радіологічного профілю регулюється Законами України «Про забезпечення санітарного та епідемічного благополуччя населення», «Про захист людини від впливу іонізуючих випромінювань», а також Нормами радіаційної безпеки України (НРБУ-97), Основними санітарними правилами забезпечення радіаційної безпеки України (ОСПУ-2005) та низкою спеціальних санітарних правил з різних видів робіт з джерелами іонізуючих випромінювань.

Згідно гігієнічних вимог, до роботи із закритими ДІВ допускають тільки тих осіб, які не мають медичних протипоказань, тобто хвороб чи відхилень у стані здоров'я, які можуть посилюватись радіаційним фактором (новоутворень,

катаракти, захворювань системи кровотворення). В процесі роботи медичний персонал, який працює з ДІВ, щорічно проходить обов'язковий медичний огляд, за результатами якого вирішується питання про допуск до роботи на наступний період. Особи, молодші 18 років до роботи з ДІВ не допускаються.

У разі недотримання норм РБ використання закритих джерел може призводити до переопромінення і виникнення радіогенних захворювань у персоналу та пацієнтів.

Захисні заходи, які дозволяють забезпечити умови радіаційної безпеки при застосуванні закритих ДІВ, ґрунтуються на знанні законів розповсюдження іонізуючих випромінювань і характеру їх взаємодії з речовиною (див. розділ 1), головними з яких є такі:

а) доза зовнішнього опромінення пропорційна інтенсивності випромінювання і часу його впливу;

б) інтенсивність випромінювання від точкового джерела пропорційна кількості квантів або частинок, що виникають в ньому за одиницю часу і обернено пропорційна квадрату відстані;

в) інтенсивність іонізуючого випромінювання може бути зменшена за допомогою екранів.

Із цих закономірностей випливають основні принципи забезпечення РБ:

1. Зменшення потужності джерел випромінювання до мінімальних значень (**«захист кількістю»**);

2. Скорочення часу роботи з джерелом (**«захист часом»**);

3. Збільшення відстані від джерела до людини (**«захист відстанню»**);

4. Екранування джерел випромінювання матеріалами, що поглинають іонізуюче випромінювання (**«захист екраном»**).

Найкращими для захисту від гальмівного та гамма-випромінювання є свинцеві екрани, проте можуть застосовуватись екрани з більш легких матеріалів – просвинцьованого скла, бетону, заліза, залізобетону і навіть води. У цьому випадку еквівалентна товщина екрану значно збільшується. Для захисту від бета-потоків доцільно застосовувати екрани, виготовлені з матеріалів з малим атомним

числом. У цьому випадку вихід гальмівного випромінення буде невеликий. Найчастіше для захисту від бета-випромінення застосовують органічне скло, пластмасу, алюміній.

Інтереси безпеки пацієнтів зобов'язують прагнути до максимально можливого зниження індивідуальних і колективних доз опромінення населення, оскільки вплив іонізуючого випромінювання в будь-якій дозі пов'язаний з додатковим ризиком виникнення віддалених ефектів. Опромінення пацієнтів повинно бути обґрунтованим і призначатись тільки лікарем для досягнення корисного клінічного ефекту, який неможливо отримати іншими методами діагностики і лікування. Величина дози опромінювання встановлюється лікарем індивідуально для кожного пацієнта, виходячи з клінічних показань і повинна враховувати необхідність попередження виникнення негативних ефектів в здорових тканинах і організмі в цілому. Вагітні жінки, а також жінки в період грудного годування дітей повинні уникати проведення радіологічних процедур. Забороняється необґрунтоване повторення (дублювання) однотипних процедур із застосуванням іонізуючих випромінювань.

Необхідно періодично проводити атестацію персоналу і робочих місць, сертифікацію апаратів з ДІВ.

Попередження негативного впливу іонізуючих променів на стан здоров'я персоналу і пацієнтів досягається неперевищенням допустимих доз опромінення, регламентованих НРБУ [39].

Нормами РБ встановлюються такі категорії осіб які зазнають опромінювання:

**Категорія А** (персонал) - особи, які постійно чи тимчасово працюють безпосередньо з джерелами іонізуючих випромінювань.

**Категорія Б** (персонал) - особи, які безпосередньо не зайняті роботою з ДІВ, але у зв'язку з розташуванням робочих місць в приміщеннях можуть отримувати додаткове опромінення.

**Категорія В** - все населення.



Основне правило радіаційної безпеки – неперевищення лімітів доз, виключення будь-якого невинуватеного опромінення персоналу і населення нижче встановлених лімітів доз настільки, наскільки це може бути практично досягнуте і економічно обґрунтоване. В Україні встановлено річний ліміт ефективної дози для персоналу категорії А на рівні 20 мЗв, категорії Б – 2 мЗв, а для населення (категорія В) – 1 мЗв.

Заходи з обмеження професійного опромінення персоналу категорії А повинні в першу чергу спрямовуватись на джерело випромінювання і обладнання робочих місць, забезпечення безпечної конструкції обладнання, організацію виробничих процесів, архітектурно-планувальні рішення.

Приміщення, в яких виконуються радіологічні процедури, повинні бути обладнані незалежними одна від одної системами блокування і сигналізації про стан джерела і перевищення заданої потужності дози випромінювання, а також системою телевізійного контролю за джерелом. Пульт управління випромінюючою установкою слід розміщувати в окремому приміщенні. Випуск дослідних, а також еталонних зразків приладів, апаратів і установок, дія яких ґрунтується на використанні закритих ДІВ та їх виробництво дозволяється тільки за технічними умовами, які погоджені з закладом державної санітарно-епідеміологічної служби МОЗ України.

Для радіологічних медичних досліджень і променевої терапії повинна використовуватись лише та апаратура, яка відповідає вимогам Державних стандартів, має позитивний висновок санітарно-епідеміологічної експертизи для використання на території України. Забороняється практичне використання апаратури з терміном експлуатації, що закінчився та апаратури, яка не пройшла перевірку за умовами РБ після ремонту або технічних змін.

## **8.2 Обладнання робочих місць та процедурних приміщень**

Основним шкідливим чинником для персоналу, який працює з установками ДПТ, є зовнішнє опромінення. Радіаційна

безпека для персоналу визначається в основному якістю стаціонарного захисту робочих місць, тривалістю роботи установок протягом зміни, надійністю системи з попередження аварійних ситуацій. Енергія та активність джерел випромінювання в апаратах ДПТ досягає великих величин, тому умови розміщення та експлуатації цих апаратів, їх конструктивні особливості мають задовольняти підвищеним вимогам РБ [50].

У кабінетах ДПТ захист повинен забезпечити ослаблення як прямого, так і розсіяного випромінювання до допустимих величин. Розміри процедурних кімнат залежать від типу установки. При статичному опроміненні площа процедурної повинна становити  $20 \div 36 \text{ м}^2$ , при рухомому опроміненні вона збільшується до  $36 \div 45 \text{ м}^2$ .

У процедурній в момент опромінення хворого створюється високий рівень як прямого, так і розсіяного випромінювання. Потужність дози в кімнаті управління може різко зрости при порушенні екранування дверного отвору між процедурної і кімнатою управління, тому часто використовують комбінований захист – лабіринт і захисні двері. Обов'язковим є автоблокування дверей, тобто в момент опромінення хворого (в положенні джерела «робота») двері автоматично закриваються і відкрити її самостійно неможливо. Багаторічні дослідження вітчизняних і зарубіжних авторів показали, що завдяки планувальним рішенням забезпечений надійний захист персоналу при експлуатації радіонуклідних терапевтичних установок, рентгенапаратів, прискорювачів електронів, а рівні опромінення не перевищують  $1 \text{ мЗв/рік}$ .

З метою захисту медичного персоналу від дії ІВ здійснюється дозиметричний контроль робочих місць та індивідуальна дозиметрія.

**Блок ікс-променевої терапії** (рис.8.1) складається з процедурної ( $24 \div 30 \text{ м}^2$ ) та кімнати управління ( $10 \text{ м}^2$ ). Висота процедурної повинна бути не менше 3 м, а ширина не менше 4 м. Двері повинні мати ширину не менше 0,9 м при висоті не менше 2 м. Підлога повинна бути дерев'яна по бетонній основі або покрита лінолеумом.

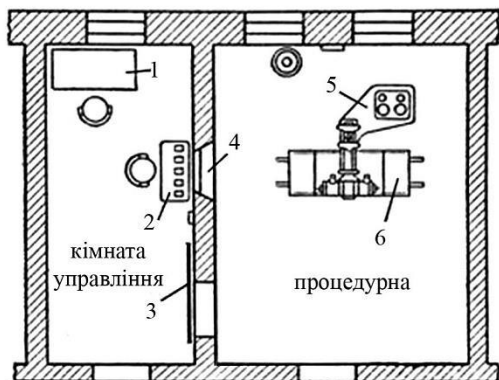


Рисунок 8.1 – План блоку ікс-променевої терапії:

- 1 – стіл лікаря;
- 2 – пульт управління;
- 3 – захисні двері;
- 4 – оглядове вікно;
- 5 – рентгентерапевтичний апарат;
- 6 – стіл пацієнта

Захист робочих місць повинен забезпечити умови, за яких потужність дози зовнішнього випромінювання на будь-якій точці не перевищує 6,0 мкЗв/год. Всі огорожі процедурної та кімнати управління (стіни, підлога, стеля) повинні бути посилені свинцем для захисту суміжних приміщень від випромінювання. Потужність дози на зовнішніх поверхнях будівлі і в отворах не повинна перевищувати 1,2 мкЗв/год.

**Блок дистанційної гамма-терапії** (рис.8.2) розташовується на першому поверсі або напівпідвалі у кутовій частині будівлі, яка зовні по периметру відгороджується захисною зоною завширшки 5 м. Блок складається з пультової та процедурної кімнат.

Гамма-терапевтичний апарат знаходиться у процедурній кімнаті висотою 2,5÷3,5 м та площею 30÷42 м<sup>2</sup>. Процедурний зал перегороджений бетонною стіною на 2/3-3/4 своєї ширини, утворюючи лабіринт для захисту обслуговуючого персоналу від розсіяного випромінювання. У процедурному залі, крім гамма-апарату і столу для укладки хворого, не повинно бути ніяких меблів. Стіни та стеля цього приміщення побудовані з баритобетону, що забезпечує захист від гамма-випромінювання основних та суміжних кімнат, а металеві двері процедурної товщиною не менше 8 см захищені від розсіяного випромінювання листовим свинцем. Припливно-витяжна

вентиляція забезпечує в процедурній і пультовій кімнатах трикратний повітрообмін протягом години.

Пульт гамма-терапевтичної установки розташовується у пультовій кімнаті та забезпечує контроль за роботою апарату та параметрами робочого пучка. Пультова кімната має площу  $15 \div 20 \text{ м}^2$ . Візуальний контроль за хворими здійснюється дистанційно, за допомогою системи відеоспостереження. Пультова і процедурна з'єднані переговорним пристроєм.

Поряд з основними приміщеннями терапевтичного блоку розташовуються технологічні приміщення вентиляційна камера, приміщення для пускової апаратури та системи електроживлення.

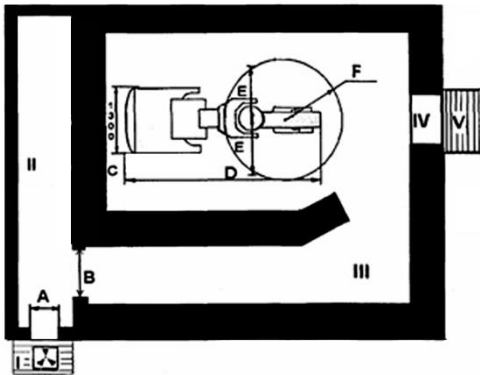


Рисунок 8.2 – План блоку дистанційної гамма-терапії (rawenstvo.opt.ru):  
А – вхід ( $\geq 90 \text{ см}$ );  
В – прохід ( $\geq 90 \text{ см}$ );  
С – відстань між апаратом та стіною ( $\geq 110 \text{ см}$ );  
D, E, F – габарити апарату;

I, V – майданчики для розвантаження обладнання;  
II – пультова кімната; III – процедурна;  
IV – тимчасовий монтажний отвір

**Блок дистанційної терапії з лінійним прискорювачем електронів** (рис.8.3) влаштований за тими ж принципами стаціонарного захисту, що і блок гамма-терапії. Проте через значно більшу проникаючу здатність гальмівного випромінювання високої енергії ( $6 \div 18 \text{ MeV}$ ) та можливість виникнення вторинного випромінювання (фотонейтрони, ізотопи) збільшується товщина стін процедурної в площині обертання гентрі (первинний бар'єр), передбачаються додаткові стіни лабіринту (вторинний бар'єр), змінюється також конструкція дверей. Вхід

до процедурної розташовують у місцях з найменшими рівнями випромінення. Процедурні кімнати обладнуються системами блокування, світлової та звукової сигналізації.

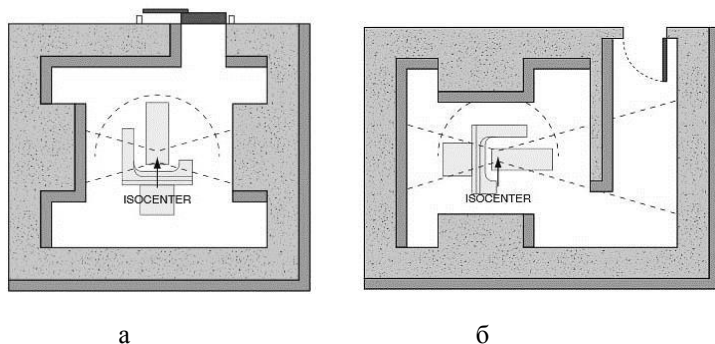


Рисунок 8.3 – Варіанти планування процедурних кімнат ДПТ (бункерів) для лінійних прискорювачів електронів:  
 а – з безпосереднім входом; б – з лабіринтом  
 (<http://www.radiationproducts.com>)

На рис. 8.4 показано план блоку СРХ з інсталяцією апарату «кібер-ніж». Площа приміщення для нього має бути не менше, ніж  $6,5 \times 4,9$  м при висоті не менше 3м. На рис. 8.5 показано план приміщень для апарату VERO SBRT.

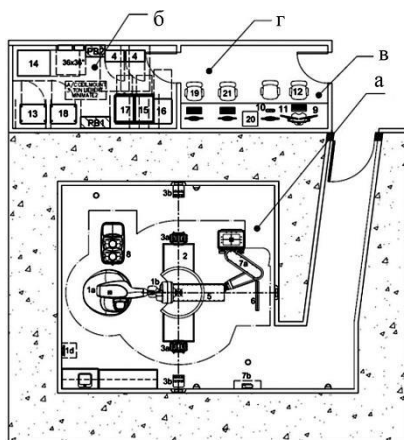


Рисунок 8.4 – План приміщень для інсталяції апарату «кібер-ніж»:  
 а – процедурний каньйон;  
 б – апаратна;  
 в – пульт управління;  
 г – система планування ПТ  
 (<http://www.accu-ray.com>)

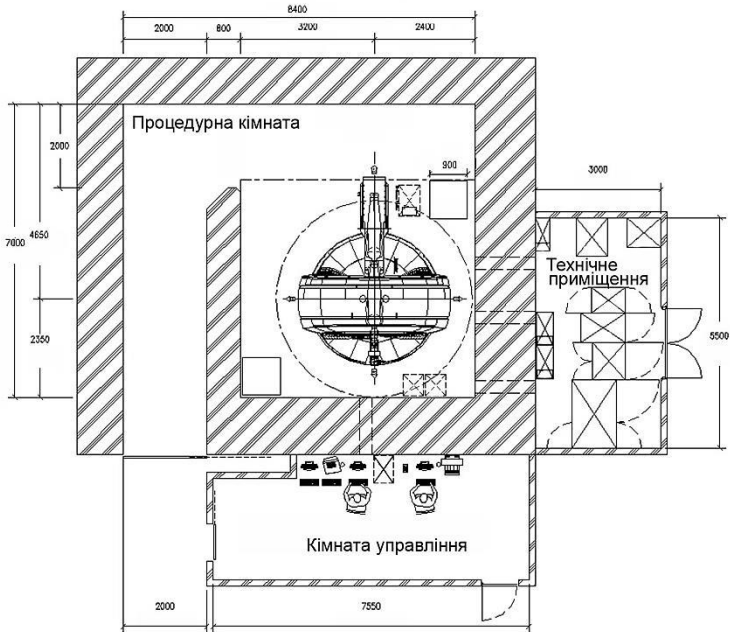


Рисунок 8.5 - План приміщень для інсталяції апарату VERO SBRT (<http://www.vero-sbrr.com>)

Прискорювачі з енергією випромінювання понад 10 MeV розміщуються в окремій будівлі або окремому крилі радіотерапевтичного блоку. Площа процедурної збільшується до 45 м<sup>2</sup>, кімнати управління – до 20 м<sup>2</sup>. З метою зниження концентрації токсичних речовин в повітрі процедурної під час роботи прискорювача кратність повітрообміну встановлюється не менш 3 за припливом та 4 – за витяганням [51].

### 8.3 Інструкції з радіаційної безпеки при роботі на апаратах дистанційної променевої терапії

При підготовці до роботи з апаратами дистанційної променевої терапії слід ретельно ознайомитись з інструкціями з охорони праці та РБ.

Установи, приміщення та установки для роботи з ДІВ до початку їх експлуатації мають бути прийняті компетентною комісією на підставі акту приймання.

Місцеві органи Держсаннагляду оформляють на термін до трьох років санітарний паспорт установи, що дає право зберігання і проведення робіт із ДІВ.

Адміністрація установи:

- визначає перелік осіб для роботи з джерелами ІВ;
- розробляє правила внутрішнього розпорядку, інструкцію з радіаційної безпеки, інструкцію з попередження і ліквідації аварій;
- навчає й інструктує працівників;
- періодично перевіряє знання правил ведення робіт і чинних інструкцій;
- призначає відповідальних за радіаційний контроль і безпеку;
- організовує обов'язковий медичний контроль при прийнятті на роботу і періодичні медогляди.

В інструкції з радіаційної безпеки викладаються порядок проведення робіт; облік зберігання і видачі джерел РВ; утилізації і видалення радіоактивних відходів; стан приміщень; заходи особистої профілактики; організація проведення радіаційного контролю.

До основних захисних заходів належать: вибір устаткування, технологічних режимів, планування й обробка приміщень; раціональне планування робочих місць, режиму вентиляції, захисту від зовнішнього і внутрішнього опромінення, збирання й утилізації радіоактивних відходів; дотримання заходів особистої гігієни і використання засобів індивідуального захисту.

Нижче наводяться типові інструкції з РБ для персоналу відділення променевої терапії, розроблені службою радіаційної безпеки Державної установи «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва» НАМН України. Ці інструкції стосуються роботи на радіотерапевтичних апаратах тих типів, які найбільш часто застосовуються в онкорадіологічних клініках України.

**ІНСТРУКЦІЯ**  
з радіаційної безпеки та ліквідації радіаційних  
аварійних ситуацій у рентгенотерапевтичному кабінеті  
з апаратами  
**РУМ-17 та РТА-02**

**1. Загальні вимоги**

**1.1.** До роботи на рентгенівських апаратах допускаються особи не молодше 18 років. Особи, які відносяться до персоналу категорії А, у тому числі тимчасово залучені до робіт із джерелами, повинні проходити обов'язковий медичний огляд при вступі на роботу і періодичні медичні огляди не рідше 1 разу на рік. До роботи допускаються особи, які не мають медичних протипоказань.

**1.2.** Перед початком робіт необхідно пройти спеціальну підготовку з техніки безпеки на даному робочому місці, вступний інструктаж з радіаційної безпеки та перевірку знань безпечного ведення робіт і діючих інструкцій.

**1.3.** Обслуговуючий персонал рентгенодіагностичних апаратів РУМ-17 та РТА-02 повинен знати і суворо дотримуватися вимог Норм радіаційної безпеки-97, ОСПУ-2005, наказу № 166 від 03.10.2008г. «Про затвердження Вимог до системи управління якістю проведення діагностичних та терапевтичних процедур з використанням джерел іонізуючого випромінювання» і цієї інструкції.

**1.4.** Персонал рентгенівського кабінету зобов'язаний не рідше 1 разу на квартал проходити інструктаж з радіаційної безпеки з відміткою в спеціальному журналі, один раз на рік - залік з радіаційної безпеки. Співробітники, які не склали залік, не допускаються до роботи у сфері іонізуючого випромінювання.

**2. Спеціальні вимоги до організації роботи**

**2.1.** Приміщення рентгенотерапевтичного кабінету повинні використовуватися за їх прямим призначенням. Проведення в кабінеті робіт, не пов'язаних з використанням рентгенівських апаратів, **забороняється.**



**2.2.** Не допускається захарашення рентгенівського кабінету апаратурою та меблями, які не використовуються в роботі.

**2.3.** Рентгенівські апарати та допоміжне обладнання кабінету повинно утримуватись в чистоті і в стані, що забезпечує їх справну роботу.

**2.4.** Сторонні особи, в тому числі і хворі, можуть перебувати в приміщеннях рентгенівського кабінету тільки в присутності обслуговуючого персоналу.

**2.5.** Весь персонал рентгенівського кабінету повинен бути забезпечений спецодягом та індивідуальними дозиметрами. Робота без дозиметра **забороняється**.

**2.6.** Захисні фартухи і пластини з просвинцьованої гуми повинні відповідати вимогам санітарних норм і не рідше 1 разу на 2 роки проходити атестацію.

**2.7.** Не допускається виконання будь-яких дій на рентгенівських апаратах, які не передбачені посадовими інструкціями, інструкціями з техніки безпеки, радіаційної безпеки та іншими нормативними документами, крім дій, спрямованих на прийняття екстрених заходів щодо запобігання аварій та інших обставин, що загрожують здоров'ю працюючих і нормальній роботі підприємства.

**2.8.** Рентгенлаборант не має права обслуговувати більше одного рентгенівського апарату, навіть якщо їх пульти управління знаходяться в одній кімнаті.

**2.9.** Рентгенлаборанту **забороняється** залишати включений апарат і відходити від пульта управління або доручати нагляд за ним особам, які не мають права роботи в рентгенівському кабінеті.

**2.10.** При проведенні в кабінеті будь-яких видів робіт, у тому числі дозиметричних, **категорично забороняється розблокування вхідних дверей в процедурну**.

### **3. Вимоги безпеки перед початком роботи**

**3.1.** Перед початком роботи рентгенлаборант повинен:

- переконатися у відсутності сторонніх осіб у процедурному приміщенні;

- провести перевірку справності рентгенівського апарату (рухомих частин, високовольтного кабелю, заземлюючих проводів, системи блокування дверей);

- перевірити наявність напруги живлення і зробити пробне включення кожного рентгенівського апарату на різних режимах роботи.

**3.2.** Обслуговуючий персонал рентгенкабінету повинен негайно повідомити керівника відділення про несправності апаратів або блокувань дверей. До повного усунення всіх помічених несправностей робота на рентгенотерапевтичних апаратах категорично забороняється.

**3.3.** Робота рентгенівських апаратів в режимах, що перевищують передбачені паспортними даними та актом технічного огляду значення, не дозволяється.

#### **4. Вимоги безпеки під час роботи**

**4.1.** Під час роботи рентгенівського апарата персонал кабінету зобов'язаний постійно і уважно спостерігати за роботою установки. При включеному апараті лаборант не має права відходити від пульта управління або доручати нагляд за ним особам, які не мають права роботи в рентгенівському кабінеті.

**4.2.** При проведенні в кабінеті будь-яких видів робіт, у тому числі дозиметричних, категорично забороняється розблокування вхідних дверей в процедурну.

#### **5. Вимоги безпеки після закінчення роботи**

**5.1.** Після закінчення роботи рентгенлаборант зобов'язаний відключити апарат, встановити ручки управління апаратом у вихідне положення і вимкнути мережевий рубильник.

#### **6. Вимоги при виникненні аварійної ситуації**

**6.1.** Аварійною ситуацією при роботі на рентгенівському апараті слід вважати:

- порушення цілісності електропроводки;
- порушення блокувань;
- пожежа.

**6.2.** При виникненні будь-якої аварійної ситуації, апарат повинен бути негайно відключений і знеструмлена електромережу кабінету.

**6.3.** Про аварійну ситуацію персонал рентгенівського кабінету повинен повідомити керівника відділення та об'єктову службу радіаційної безпеки.

**6.4.** У разі виникнення пожежі персонал кабінету викликає пожежну команду за тел. 101 і приступає до ліквідації загоряння.

## **ІНСТРУКЦІЯ** з радіаційної безпеки при роботі на дистанційному гамма-терапевтичному апараті **РОКУС-АМ**

### **1. Загальні вимоги**

**1.1.** До роботи на установці РОКУС-АМ допускаються особи не молодше 18 років. Особи, які відносяться до персоналу категорії А, у тому числі тимчасово залучені до робіт із джерелами, повинні проходити обов'язковий медичний огляд при вступі на роботу і періодичні медичні огляди не рідше 1 разу на рік. До роботи допускаються особи, які не мають медичних протипоказань.

**1.2.** Перед початком робіт необхідно пройти спеціальну підготовку з техніки безпеки на даному робочому місці, вступний інструктаж з радіаційної безпеки та перевірку знань безпечного ведення робіт і діючих інструкцій.

**1.3.** Обслуговуючий персонал гамма-терапевтичного апарату РОКУС-АМ повинен знати і суворо дотримуватися вимог Норм радіаційної безпеки України-97 (НРБУ-97), ОСПУ-2005, наказу № 166 від 03.10.2008г. «Про затвердження Вимог до системи управління якістю проведення діагностичних та терапевтичних процедур з використанням джерел іонізуючого випромінювання» і цієї інструкції.

1.4. Персонал гамма-терапевтичного кабінету зобов'язаний не рідше 1 разу на квартал проходити інструктаж з радіаційної безпеки з відміткою в спеціальному журналі, один раз на рік - залік з радіаційної безпеки. Співробітники, які не склали залік, не допускаються до роботи у сфері іонізуючого випромінювання.

## **2. Спеціальні вимоги до організації робіт**

**2.1.** Весь персонал забезпечується спецодягом та індивідуальними дозиметрами. Робота в «активній» зоні без спецодягу та індивідуального дозиметра забороняється.

**2.2.** Робочі приміщення з установкою для дистанційної гамма-терапії РОКУС-АМ повинні використовуватися лише за прямим призначенням. Проведення в процедурній будь-яких робіт, не пов'язаних з роботою на установці, забороняється.

**2.3.** Виключається виконання будь-яких операцій, не передбачених посадовими інструкціями, інструкціями з техніки безпеки, радіаційної безпеки та іншими нормативними документами, якщо ці дії не спрямовані на прийняття екстрених заходів щодо запобігання аварій та інших обставин, що загрожують здоров'ю працюючих і нормальній роботі підприємства.

**2.4.** У приміщеннях, де встановлено апарат РОКУС-АМ, забороняється приймати їжу, користуватися косметикою, зберігати харчові продукти і предмети особистого користування.

## **3. Вимоги безпеки перед початком, під час і після закінчення робіт**

### **3.1.** Перед початком роботи слід:

- переконатися у справності кола захисту і в тому, що пружина механізму затвора заведена, про що свідчить відсутність звукового сигналу і те, що напис на пульті «НЕСПРАВНІСТЬ» не світиться;

- напис «ЗАТВОР ЗАКРИТИЙ» на пульті управління повинна світитися, що свідчить про закрите положення затвора;
- перевірити дистанційне відкриття і закриття затвора;
- перевірити автоматичний рух радіаційної головки;
- переконатися у справності системи аварійної зупинки радіаційної головки при натисканні на стоп-рамку;
- перевірити справність світлового табло «НЕ ВХОДИТИ» над дверима в процедурну;
- перевірити наявність і справність звукової та світлової сигналізації, блокувального пристрою, адаптаційного освітлення і засобів зв'язку з пацієнтом під час сеансу променевої терапії;
- звільнити від сторонніх предметів (якщо такі є) шляхи переміщення пацієнтів і обслуговуючого персоналу;
- перевірити справність припливно-витяжної вентиляції;
- про помічені несправності повідомити лікаря і керівника підрозділу і не приступати до роботи до їх усунення, зробивши відповідні записи в контрольно-технічному журналі.

### **3.2. Забороняється:**

- експлуатувати апарат з відключеними блокуваннями або зі знятими захисними і запобіжними пристроями;
- експлуатувати установку при будь-якій несправності до її усунення і подальшого дозволу адміністрації;
- входити в процедурну під час сеансу опромінення;
- закривати двері в процедурну під час укладання хворого під апарат для уникнення випадкового опромінення;
- працювати на установці з незаведеною пружиною механізму затвора радіаційної головки;
- починати ротаційне опромінення хворого, не переконавшись у безпеці автоматичного руху радіаційної голівки у встановлених межах.

**3.3.** Лікувальний сеанс опромінення повинен проводитися в присутності лікаря, лаборанта, а також інженера (техніка), які зобов'язані перебувати в пультовій протягом усього часу роботи апарату.

**3.4.** Під час проведення сеансу лаборант зобов'язаний стежити за показаннями приладів на пульті управління апарату і спостерігати за хворим за допомогою телевізійної установки.

Забороняється залишати включений апарат без нагляду або доручати нагляд особам, які не мають права роботи на апараті.

**3.5.** По закінченні роботи лаборант зобов'язаний встановити ручки управління апаратом у вихідне положення, вимкнути електроприлади, освітлення та мережевий рубильник.

**3.6.** По закінченні робочого дня кабінет дистанційної гамма-терапії необхідно поставити на сигналізацію.

## **ІНСТРУКЦІЯ**

з ліквідації радіаційних аварійних ситуацій  
в кабінеті дистанційної гамма-терапії з апаратом

### **РОКУС-АМ**

**1.** Радіаційної аварійною ситуацією при роботі на установці РОКУС-АМ слід вважати будь-яке порушення нормальної роботи апарату:

- несправність механізму відкриття і закриття затвора;
- несправність блокувань (стоп-рамка, двері, годинник, ЧКР і ЧКК);
- спрацювання механізму аварійної пружини при відключенні живлення;
- пожежа.

**2.** При виникненні перерахованих вище аварійних ситуацій необхідно виконати наступні заходи:

**2.1.** При несправності механізму відкриття і закриття затвора або блокувань робота на установці заборонена до усунення несправності інженером з обладнання відділення дистанційної та комплексної терапії.

**2.2.** При відмові механізму затвора під час проведення лікувального сеансу необхідно виконати наступне:

- лікар і середній медперсонал при наявності індивідуального дозиметра входять в процедурну і виводять хворого з приміщення;
- інженер (технік), обслуговуючий дану установку, повинен увійти в процедурну, підійти до радіаційної голівці з боку, протилежного діафрагмі, і обертанням ободу діафрагми

закрити її отвір, а потім спробувати механічним способом закрити затвор;

- якщо затвор не закрався механічним способом, необхідно повернути радіаційну головку апарату так, щоб пучок іонізуючого випромінювання був спрямований у бік зовнішньої стіни:

1. за наявності електроживлення поворот голівки здійснювати від маніпулятора, встановивши перемикач маніпулятора в положення «В»;

2. за відсутності електроживлення поворот виконати знімною рукояткою, що зберігається в підставці столу, вставивши її в гніздо ручного повороту головки по осі «В», яке розташоване під кришкою, що швидко знімається.

**2.3.** Потім при будь-якій з виниклих аварійних ситуацій необхідно відключити установку від мережі натисканням червоної кнопки на пульті управління апаратом.

**2.4.** Закрити двері в процедурну і повісити на ній табличку «НЕ ВХОДИТИ! АПАРАТ НЕСПРАВНИЙ!».

**2.5.** На пульт управління апаратом також вивішується табличка «НЕ ВКЛЮЧАТИ! АПАРАТ НЕСПРАВНИЙ!».

**2.6.** Про інцидент негайно сповіщається керівник відділення, адміністрації та об'єктової служби радіаційної безпеки.

**3.** Ліквідація радіаційної аварійної ситуації здійснюється під безпосереднім контролем представників служби радіаційної безпеки установи.

**4.** Фахівцям ремонтної бригади на час ліквідації аварії видаються індивідуальні дозиметри.

**5.** Доступ осіб, які не беруть участь у ремонтних роботах, в приміщення процедурної гамма-терапії категорично забороняється!

**6.** Після ліквідації радіаційної аварійної ситуації складається акт приймання гамма-терапевтичної установки РОКУС-АМ в експлуатацію і проводиться позачерговий

дозиметричний контроль якості захисту і рівнів гамма-випромінювання на робочих місцях обслуговуючого персоналу.

7. З працівниками відділення проводиться позачерговий інструктаж з радіаційної безпеки.

8. При виникненні пожежі в приміщеннях дистанційної гамма-терапії необхідно:

- відключити всі установки рубильником електромережі;
- лікарю і лаборанту зайти в процедурну і вивести хворого;
- інженеру (техніку) по можливості механічним способом закрити затвор радіаційної головки апарату;
- викликати за телефоном 101 пожежну команду;
- повідомити про те, що трапилося, керівнику відділення;
- обслуговуючому персоналу кабінету приступити до гасіння пожежі.

9. Після ліквідації будь-якої аварійної ситуації перед початком робіт на установці РОКУС-АМ повинен бути складений відповідний акт і дозвільний документ.

## **ІНСТРУКЦІЯ**

з радіаційної безпеки при роботі  
на лінійному прискорювачі **Clinac 600C**

### **1. Загальні вимоги**

**1.1.** До роботи на лінійному прискорювачі Clinac 600C допускаються особи не молодше 18 років. Особи, які відносяться до персоналу категорії А, у тому числі тимчасово залучені до робіт із джерелами, повинні проходити обов'язковий медичний огляд при вступі на роботу та періодичні медичні огляди не рідше одного разу на рік. До роботи допускаються особи, які не мають медичних протипоказань.

**1.2.** Перед початком робіт необхідно пройти спеціальну підготовку з техніки безпеки на даному робочому місці,



вступний інструктаж з радіаційної безпеки та перевірку знань безпечного ведення робіт і діючих інструкцій.

**1.3.** Обслуговуючий персонал лінійного прискорювача Clinac 600С повинен знати і суворо дотримуватися вимог Норм радіаційної безпеки України-97 (НРБУ-97), Основних санітарних правил забезпечення радіаційної безпеки України (ОСПУ-2005), НПА Держатомрегулювання України «Вимоги до Системи управління якістю проведення діагностичних та терапевтичних процедур з використаних джерел іонізуючого випромінювання» (затверджено наказом ДКЯР України №166 від 03.10.2008 р.) та цієї інструкції.

**1.4.** Керівник підрозділу і відповідальна особа за інструктаж та забезпечення радіаційної безпеки зобов'язані щоквартально проводити навчання персоналу та інструктаж в обсязі цієї Інструкції з РБ і робочих інструкцій з оформленням результатів у журналі інструктажу підрозділу під розпис кожного співробітника.

Позаплановий інструктаж проводиться:

- при зміні характеру робіт з ДІВ;
- при порушенні вимог РБ;
- при тривалих перервах у роботі співробітника.

Перевірка знань персоналу з питань радіаційної безпеки при роботі з ДІВ проводиться щорічно шляхом прийому заліків. Результати заліків оформляються відповідним протоколом, який затверджується керівником установи.

Особи, які не пройшли медичний огляд, спеціальну підготовку до роботи на лінійному прискорювачі, які не склали залік з питань радіаційної безпеки або мають медичні протипоказання, до роботи на лінійному прискорювачі не допускаються.

## **2. Спеціальні вимоги до організації робіт**

**2.1.** Весь персонал забезпечується спецодягом та індивідуальними дозиметрами.

**2.2.** Робочі приміщення лінійного прискорювача Clinac 600С повинні використовуватися лише за прямим

призначенням. Проведення в процедурній будь-яких робіт, не пов'язаних з роботою на установці, забороняється.

**2.3.** Виключається виконання будь-яких операцій, не передбачених посадовими інструкціями, інструкціями з техніки безпеки, радіаційної безпеки та іншими нормативними документами, якщо ці дії не спрямовані на прийняття екстрених заходів щодо запобігання аварій та інших обставин, що загрожують здоров'ю працюючих і пацієнтів, а також нормальній роботі відділення.

**2.4.** У приміщеннях, де встановлено лінійний прискорювач, забороняється вживати їжу, зберігати харчові продукти і предмети особистого користування.

### **3. Вимоги безпеки перед початком, під час і після закінчення робіт на прискорювачі**

**3.1.** Щодня перед початком робіт на прискорювачі з метою виявлення та попередження можливих несправностей в програмному забезпеченні установки, у роботі механічних вузлів прискорювача і систем забезпечення радіаційної безпеки повинні бути проведені наступні процедури:

- тестування всіх параметрів прискорювача відповідно до програми діагностики;
- перевірка працездатності механічних блоків і систем;
- перевірка працездатності систем блокувань та попереджувальної сигналізації;
- перевірка систем телевізійного спостереження та гучномовного зв'язку.

**3.2.** Проведення тестування параметрів прискорювача здійснюється інженером з технічного обслуговування прискорювача відповідно зі встановленою програмою діагностики апарату. При успішному тестуванні всіх систем прискорювача на екрані керуючого комп'ютера з'являється повідомлення «Self-Test Completed Successfully» (Самотестування успішно завершено).

**3.3.** Перевірка системи радіаційної безпеки лінійного прискорювача здійснюється черговим персоналом і включає контроль працездатності наступних систем:

- інформаційні табло;
- попереджувальні звукові сигнали;
- дверні блокування на вході в процедурне приміщення;
- аварійні вимикачі;
- система механічної безпеки пацієнта;
- сигналізатор радіаційного фону;
- працездатність механічного ключа прискорювача;
- джерело аварійного освітлення;

3.3.1. *Перевірка інформаційних табло і табло безпеки* включає контроль роботи всіх інформаційних табло і сигнальних ламп на пульті управління прискорювачем, а також табло, які сигналізують про включення прискорювача і наявності випромінювання в процедурній:

- табло над дверима в процедурну прискорювача з написом «Не заходити»;

- табло червоного, жовтого і зеленого кольору, що характеризують стан включення прискорювача: включення прискорювача (зелений колір), переведення його в стан готовності (жовтий колір) і включення випромінювання (червоний колір).

При комп'ютерному управлінні прискорювачем здійснюється перевірка написів на екрані монітора, що характеризують включення і виключення випуску випромінювання.

3.3.2. *Перевірка попереджувальних звукових сигналів* здійснюється при включенні випромінювання.

Попереджувальні звукові сигнали подаються при включенні випромінювання, його виключенні, а також при виникненні аварійної ситуації.

3.3.3. *Перевірка дверних блокувань на вході в процедурну лінійного прискорювача* здійснюється у два способи:

- після включення випромінювача відкриваються двері в процедурну, при цьому випромінювання повинне припинитися;

- включення апарату при відкритій двері в процедурну: апарат не повинен включити випромінювання.

3.3.4. *Перевірка аварійних вимикачів (кнопки з написом «Стоп»)*, які розташовані на клавіатурі керуючого комп'ютера, а

також у різних місцях процедурного приміщення, полягає в їх натисканні при включеному випромінюванні.

Для подальшої роботи необхідно провести деблокування аварійних вимикачів у відповідності з інструкцією з експлуатації. Перевірка аварійних вимикачів здійснюється черговим персоналом не менше трьох разів.

3.3.5. *Перевірка системи механічної безпеки пацієнтів (стоп-рамки)*, яка призначена для уникнення зіткнення пацієнта з рухомими частинами апарату, в тому числі всіх рухів консолі і випромінювача. Перевірка даної системи полягає в дотику або натисканні на стоп-рамку при поданій напрузі на апарат. Апарат повинен подати звуковий сигнал і відключити всі рухи консолі та випромінювача. Після натискання деблокуючих кнопок або клавіш апарат повинен прийти в початковий стан.

3.3.6. *Перевірка сигналізатора радіаційного фону* здійснюється при включеному випромінюванні. Прилад повинен показати рівень випромінювання, що характеризує нормальну радіаційну обстановку в процедурному приміщенні.

3.3.7. *Перевірка працездатності ключа на пульті управління* полягає в спробі включити прискорювач при знаходженні ключа в положенні «Завдання» або «Імітація». Прискорювач не повинен включити випромінювання. Потім перевіряється вимкнення прискорювача при переведенні ключа з положення «Робота» в положення «Завдання» або «Імітація». Прискорювач повинен вимкнутися.

3.3.8. *Перевірка аварійного освітлення* здійснюється при виключенні живлячої напруги на апараті. Лампа аварійного освітлення повинна горіти протягом часу, достатнього для евакуації пацієнта з процедурного приміщення (10-15 хв).

3.3.9. *Перевірка систем телевізійного спостереження* та гучномовного зв'язку здійснюється за допомогою візуального контролю якості телевізійного зображення і шляхом оцінки якості переданої інформації в обох напрямках в системах гучномовного зв'язку.

**3.4.** При виявленні несправностей систем в процесі роботи на прискорювачі черговий персонал повинен негайно припинити проведення процедур променевої терапії і поставити

до відома керівника підрозділу, інженера технічного обслуговування і службу радіаційної безпеки інституту. Інженер з експлуатації лінійного прискорювача зобов'язаний внести до контрольно-технічного журналу запис про виявлену несправність.

**3.5.** Лікувальний сеанс опромінення повинен проводитися в присутності лікаря, лаборанта, а також інженера (техніка) з обслуговування лінійного прискорювача, які зобов'язані перебувати в пультовій протягом усього часу роботи апарату.

**3.6.** Під час проведення сеансу лаборант зобов'язаний постійно і уважно стежити за показаннями приладів на пульті управління апарату і спостерігати за хворим за допомогою телевізійної установки.

**3.7. Забороняється:**

- залишати включений апарат без нагляду або доручати нагляд особам, які не мають права роботи на апараті
- експлуатувати апарат з відключеними блокуваннями;
- експлуатувати апарат при будь-якій несправності до її усунення і подальшого дозволу адміністрації;
- входити в процедурну під час сеансу опромінення;
- закривати двері в процедурну під час укладання хворого, щоб уникнути опромінення персоналу при випадковому включенні апарату.

**3.8.** По закінченні роботи лаборант зобов'язаний встановити ручки управління апаратом у вихідне положення, вимкнути електроприлади, освітлення та мережевий рубильник і поставити блок приміщень променевої терапії на сигналізацію.

**3.9.** При виникненні радіаційної аварії (пожежі) на лінійному прискорювачі дії персоналу визначаються «Інструкцією з ліквідації радіаційних аварійних ситуацій в кабінеті з лінійним прискорювачем», а також «Аварійного плану заходів на випадок виникнення радіаційної аварії при роботі з джерелами іонізуючих випромінювань».

## **Контрольні запитання та завдання до розділу 8**

1. Якими основними законодавчими документами регулюється безпека життєдіяльності людини у медичних закладах радіологічного профілю?

2. Назвіть чотири основні принципи забезпечення радіаційної безпеки.

3. Які основні вимоги до обладнання робочих місць та процедурних приміщень у відділенні променевої терапії?

4. Чим можна пояснити відмінності у побудові процедурних приміщень для різних апаратів дистанційної променевої терапії?

5. Назвіть основні вимоги Інструкцій з радіаційної безпеки при роботі з радіотерапевтичним обладнанням.

## ГЛОСАРІЙ ФАХОВИХ ТЕРМІНІВ

**Активність радіонукліда** (*активность радионуклида, activity of radionuclide*) – міра кількості радіонукліда, що визначається як відношення числа  $d$  самовільних елементарних перетворень ядер цього радіонукліда протягом інтервалу часу  $dt$ , до цього інтервалу часу.

**Багатопластинчастий коліматор** (*многолепестковый коллиматор, multileaf collimator, MLC*) – пристрій, який застосовується у лінійних прискорювачах електронів для формування профілю радіотерапевтичного пучка у відповідності з обрисами пухлини (конформна колімація). Цей коліматор містить два блоки незалежно керованих рухомих пластин, які виготовляються з металу з високим атомним номером, зазвичай, з вольфраму. Пластини висуваються в пучок, утворюючи отвір у формі пухлини, завдяки чому прилеглі до неї здорові тканини не опромінюються.

**Гамма-випромінення** (*гамма-излучение, gamma-rays*) – іонізуюче випромінення, що емітується певними нестабільними ядрами внаслідок їх перетворень. Довжина хвилі  $< 10^{-10}$  м.

**Гамма-ніж Лекселла** (*гамма-нож Лекселла, Leksell Gamma-Knife*) – спеціалізований апарат близькодистанційної гамма-терапії, який має велику кількість джерел  $^{60}\text{Co}$ , вмонтованих у півсферичну або конічну поверхню-опромінювач таким чином, що випромінення всіх джерел одночасно концентрується в одній точці, яка надалі механічно суміщається з мішенню.

**Гентрі** (*гентри, gantry*) – рухома механічна опора для кріплення опромінювача, яка дозволяє обертати опромінювач навколо кушетки з пацієнтом.

**Геометрична напівтінь** (*геометрическая полутень, geometric penumbra*) – зовнішня область пучка, яка додатково утворюється через неточковість джерела випромінення. У променевої терапії призводить до зайвого опромінення тканин поза встановленим коліматорами полем.

**Еквівалентна доза** (*эквивалентная доза, equivalent dose*) – поглинена доза, помножена на радіаційний зважуючий фактор

$W_R$  (коефіцієнт якості випромінювання), що враховує здатність даного виду іонізуючого випромінювання пошкоджувати тканини організму.

**Експозиційна доза** (*экспозиционная доза, dose exposure*) – кількісна міра іонізуючої дії рентгенівського і гамма-випромінювання на навколишнє середовище. Вона визначається зарядом вторинних частинок  $dQ$ , утворених в масі речовини  $dm$ .

**Ефективна доза** (*эффективная доза, effective dose*) — еквівалентна доза, помножена на коефіцієнт, що враховує різну чутливість різних тканин до опромінювання  $W_T$  (тканинний зважуючий фактор).

**Злоякісна пухлина** (*злокачественная опухоль, malignant tumor*) – особлива патологічна форма проліферації (розростання) клітин, спричиненої індукованими або спонтанними змінами генома клітини, що характеризується схильністю до неконтрольованого росту, незавершеної диференціації, а також до інвазії та деструкції прилеглих тканин і формування віддалених метастазів.

**Ізоцентр механічний** (*изоцентр механический, mechanical isocenter*) – точка перетину осі терапевтичного пучка з віссю обертання гентрі та віссю обертання кушетки пацієнта.

**Ізоцентр радіаційний** (*изоцентр радиационный, radiation isocenter*) – точка у просторі, через яку проходить центральний промінь терапевтичного пучка за будь-якої позиції гентрі.

**Ікс-випромінювання** (*рентгеновское излучение, X-rays*) – іонізуюче електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі  $3 \cdot 10^{-9} \div 10^{-10}$  м, яке виникає внаслідок різкого гальмування швидких електронів у речовині.

**Кібер-ніж** (*кибер-нож, Cyber Knife*) – малогабаритний лінійний прискорювач електронів, встановлений на роботизованому гентрі, яке дозволяє позиціонувати вузький терапевтичний промінь під довільним кутом до тіла пацієнта. Інша назва апарату – «просторовий скальпель».

**Лінійна передача енергії** (*линейная передача энергии, linear energy transfer*) – відношення енергії ІВ, яка була поглинена речовиною, до довжини пробігу іонізуючих частинок у цій речовині.



**Лінійний прискорювач електронів** (*линейный ускоритель электронов, electron linear accelerator, linac*) – фізична установка для прискорення електронів, в якій траєкторія їх руху близька до прямої лінії. У такому прискорювачі пучок електронів проходить відрізок прискорення лише один раз. Найчастіше електрони прискорюються із застосуванням електромагнітних полів у діапазоні надвисоких частот. Лінійний прискорювач застосовується для генерації ІВ з високою проникною здатністю.

**Поглинена доза** (*поглощенная доза, absorbed dose*) – енергія іонізуючого випромінення, поглинена опроміненим тілом (тканинами організму), в перерахунку на одиницю маси.

**Поле опромінення** (*поле облучения, treatment field*) – ділянка опромінюваної поверхні тіла з видимою поверхневою пухлиною або з позначеною проекцією пухлини, що розташована на глибині.

**Променева терапія** (*лучевая терапия, Radiation Therapy*) – галузь клінічної медицини, яка базується на застосуванні біологічної дії іонізуючого випромінення з лікувальною метою.

**Променева терапія тривимірна конформна** (*лучевая терапия трехмерная конформная, 3D Conformal Radiation Therapy*) – реалізація методу дистанційної променевої терапії, яка передбачає застосування радіаційного пучка рівномірної інтенсивності, але поле опромінення має індивідуальну криволінійну форму, подібну до форми пухлини. Базується на застосуванні методів об'ємної візуалізації.

**Променева терапія з модуляцією інтенсивності** (*лучевая терапия с модуляцией интенсивности, Intensity Modulated Radiation Therapy*) – реалізація методу дистанційної променевої терапії, яка дозволяє застосувати радіаційний пучок зі зміною інтенсивності у межах поля опромінення та збереженням високого ступеня його конформності.

**Променева терапія з візуальним наведенням** (*лучевая терапия с визуальным наведением, Image Guided Radiation Therapy*) – реалізація методу дистанційної променевої терапії, на додаток до технологій 3D CRT/IMRT, дозволяє відслідковувати зміну розміру, форми та позиції пухлини та інших органів під

час процедури з метою корегування позиції терапевтичного пучка. Для цього застосовуються системи ікс-променевої візуалізації з опціями розпізнавання контурів рухомих анатомічних структур.

**Радіопротектори** (*радиопротекторы, radioprotectors*) – фармакохімічні та біологічні засоби, що вибірково послаблюють дію опромінення на нормальні тканини.

**Радіосенсибілізатори** (*радиосенсибилизаторы, radiosensitizers*) – засоби, які застосовуються з метою посилення променевого ушкодження пухлинних клітин.

**Радіотерапевтичний інтервал** (*радиотерапевтический интервал, radiotherapeutic window, RT interval*) – різниця в радіочутливості між пухлиною і здоровими тканинами в межах однієї гістологічної структури. Чим радіотерапевтичний інтервал ширший, тим легше досягти руйнування елементів пухлини при збереженні життєдіяльності оточуючих тканин.

**Радіочутливість** (*радиочувствительность, radiosensitivity*) – здатність живих організмів реагувати на подразнення, спричинене поглинанням іонізуючого випромінювання.

**Стереотаксис** (*стереотаксис, stereotaxis*) – технологія малотравматичного локального хірургічного втручання, при якому доступ до цільової точки (органу) всередині тіла здійснюється із використанням його просторової схеми.

**Стереотаксична радіохірургія** (*стереотаксическая радиохирургия, Stereotactic radiosurgery*) – прецизійна технологія променевої терапії, яка полягає в прицільному опроміненні високою дозою іонізуючого випромінювання малорозмірних доброякісних і злоякісних пухлин, артеріовенозних мальформацій та інших патологічних осередків з метою їх знищення або призупинення їх функціонування.

**Шар напівослаблення** (*слой половинного ослабления, half-value layer*) – товщина шару будь-якої речовини, що ослаблює інтенсивність іонізуючого випромінювання вдвічі.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Bray F., Jemal A., Grey N. et al. Global cancer transitions according to the Human Development Index (2008-2030): a population-based study. *Lancet Oncol.* – 2012. – Vol. 13(8). – P.790-801.
2. Planning national radiotherapy services: a practical tool. – Vienna: International Atomic Energy Agency. – 2010. – P.2.
3. Ferlay J., Shin H.R., Bray F. et al. GLOBOCAN 2008 v2.0, Cancer Incidence and Mortality Worldwide: IARC CancerBase No. 10. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer. – 2010.
4. Bortfeld T., Jeraj R. The physical basis and future of radiation therapy // *British Journal of Radiology.* – 2011. – Vol.84. – P. 485–498.
5. Онкологія: Підручник. – 3-тє вид. / За ред. проф. Б.Т. Білінського. – К.: Здоров'я, 2004. – 528 с.
6. Міжнародна статистична класифікація хвороб та споріднених проблем охорони здоров'я. Десятий перегляд. – К.: Здоров'я, 2001. – Т. 3. – 817 с.
7. Физические основы лучевой терапии и радиобиологии / М. Тюбиана, Ж. Дютрекс и др. – М.: Медицина, 1969. – 616 с.
8. Пилипенко М.І. Вибрані лекції з радіології. – Харків: Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України, ХНМУ, 2012. – 200 с.
9. Крутилина Н.И. Общие принципы и методы лучевой терапии злокачественных опухолей. – Минск: БелМАПО, 2008. – 36 с.
10. Дистанционная нейтронная терапия / Б.Н. Зырянов, Л.И. Мусабаева и др. – Томск: Изд-во Томского ун-та, 1991. – 300 с.
11. Гриневич Ю., Дряпаченко І. Практична онкотерапія на пучках швидких нейтронів циклотрона У-120 / Вісник НАН України. – 2005. – № 10. – С. 39–47.
12. Yong Bae Kim, Chang-Ok Suh. Evolution of Radiotherapy: High-precision Radiotherapy // *J Korean Med Assoc.* – 2008. – Vol. 51(7) – P. 604-611.
13. Hendee W.R. Medical radiation physics: roentgenology, nuclear medicine and ultrasound. – Chicago, 1979. – Year Book Medical Publishers. – P. 115.

14. Radiation oncology physics / Editor E. B. Podgorsak. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005. – P. 39.
15. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. – Annals of the ICRP 37(2-4). – Oxford: Elsevier, 2008.
16. Olivia J. Kelada. The potential advantages and disadvantages of cancer therapy using charged particles compared with megavoltage x-rays. Literature review. – Particle Therapy Cancer Research Institute (PTCRi), Oxford Martin School, University of Oxford, 2010.
17. 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.
18. Arthur D. Little Limited for Department of Trade and Industry, UK sector competitiveness Analysis of six healthcare equipment segments. – 2005. – P. 20.
19. Голдобенко Г.В., Костылев В.А. Проблемы радиационной онкологии. – М.: МАКС Пресс, 2002. – 126 с.
20. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students / Editor E. B. Podgorsak. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2003. – P. 107.
21. Evans P. A., Moloney A. J., Mountford P. J. Performance assessment of the Gulmay D3300 kilovoltage X-ray therapy unit // British Journal of Radiology. – 2001. – Vol. 74. – P. 537–547.
22. Comprehensive audits of radiotherapy practices: a tool for quality improvement: Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO) –Vienna: IAEA, 2007.
23. Федоров Н.Д. Электронные приборы СВЧ и квантовые приборы: Учебник для вузов. – Изд. 2-е, перераб. и доп. – М.: Атомиздат, 1979. – С. 288.
24. Степанов Ю.М. Ускорители электронов. – Томск: Изд-во ТПУ, 2008. – 116 с.
25. Seymour H. Levitt, James A. Purdy, Carlos A. Perez. Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications. – Springer, 2012. – P. 88.

26. Design of x-ray targets for high energy linear accelerators in radiotherapy / E. B. Podgoršak, J. A. Rawlinson, M. I. Glavinović et al. // Amer. Journal of Roentgenology. – 1974. – Vol. 121, № 4. – P. 873–882.

27. Design and optimization of the target in electron linear accelerator / Qiang Gao, Hao Zha, Huaibi Chen et al. / Proceedings of IPAC (Shanghai, China). – 2013.

28. Khan F.M. The physics of radiation therapy, ed 3. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. – P. 46.

29. A. Boyer, P. Biggs, J. Galvin et al. Basic applications of multileaf collimators. – Report of Task Group. – № 50. – Radiation Therapy Committee. – Madison: Medical Physics Publ., 2001.

30. Van Dyk J. The modern technology of radiation oncology. – Madison: Medical Physics Publishing. – 1999.

31. Popa R., Dumitrache M., Ciovică A. A comparative study on 6 MeV photon beam percentage depth dose of VARIAN Clinac 2300 C/D, ELEKTA Synergy Platform, and SIEMENS Primus Linacs // Romanian Reports in Physics. – 2012. – Vol. 64, № 4. – P. 997–1010.

32. J. E. Lye et al. Spectral differences in 6 MV beams with matched PDDs and the effect on chamber response // Phys. Med. Biol. – 2012. – Vol. 57. – P. 7599.

33. Neutron and photon spectra in LINACs. Original Research Article / H.R. Vega-Carrillo, S.A. Martínez-Ovalle et al. Applied Radiation and Isotopes. – 2012. – Vol. 71, Suppl. – P. 75–80.

34. IEC 60976:2011 Medical electrical equipment - Medical electron accelerators - Functional performance characteristics.

35. Старенький В.П. Інтегративні технології оптимізації лікувального процесу на прикладі досвіду організації роботи відділення променевої терапії ДУ «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України» // Вісн. ХНУ ім. В. Н. Каразіна. – №1024. – Серія : Медицина. – 2012. – Вип. 24. – С. 113–120.

36. Oncology Systems Network Configuration Guide. – Varian Medical Systems. – 2007.

37. Simon S. Lo, Bin S. Teh, Jiade J. Lu, Tracey E. Schefter. Stereotactic Body Radiation Therapy. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012.

38. Ajay Niranjana, Douglas Kondziolka, Josef Novotny, Jagdish Bhatnagar, L Dade Lunsford. Gamma Knife Radiosurgery: Current Technique. World Neurosurgery. – Vol 7, № 1.

39. Cho DY, Tsao M, Lee WY, Chang CS. Socioeconomic costs of open surgery and gamma knife radiosurgery for benign cranial base tumors // Neurosurgery. – 2006. – Vol. 58(5). – P. 866-73.

40. Патент US 2013/0025055 A1. Saracen et al. Robotic arm for patient positioning assembly. Jan. 31, 2013.

41. W. Kilby, J. R. Dooley, G. Kuduvalli et al. The CyberKnife® Robotic Radiosurgery System in 2010. Technology in Cancer Research and Treatment. 2010. – Vol. 9 (5). – P. 433-452.

42. Yu, C, Main W, Taylor D, Kuduvalli G, Apuzzo M, Adler J, Wang M: An Anthropomorphic Phantom Study of the Accuracy of CyberKnife Spinal Radiosurgery // Neurosurgery. – 2004. – Vol. 55(5). – P. 1138-1149,

43. Antonio A. F. De Salles, Alessandra Gorgulho, Nzhde Agazaryan et al. Shaped Beam Radiosurgery: State of the Art. Springer Science & Business Media, 2011. – 316 p.

44. Yan H, Yin, FF and Kim J H. A phantom study on the positioning accuracy of the Novalis Body system // Med. Phys. 30 (12), 3052–3060, Dec. 2003.

45. Amarjit Sen, Matthew K. West. Commissioning experience and quality assurance of helical tomotherapy machines. J Med Phys. 2009 Oct-Dec; 34(4): 194–199.

46. Manuela Burghelea, Dirk Verellen Thierry Gevaert et al. Feasibility of using the Vero SBRT system for intracranial SRS // Journal of Appl. Clinical Medical Physics. – 2014. – Vol. 15, No.1.

47. Yu et al. Intensity-modulated Arc Therapy: Principles, Technologies and Clinical Implementation// Physics in Medicine and Biology. - 2011. - Vol.56, p.R31-R54.

48. И.Г. Тарутин, А.Г. Страх, Г.В. Гацкевич и др. Контроль качества гамма-терапевтических аппаратов. Инструкция по применению. Минск, ГУ «Научно-исследовательский институт онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова», 2003. – 29 с.

49. И.Г. Тарутин, А.Г. Страх, Г.В. Гацкевич и др. Контроль качества медицинских ускорителей электронов.

Инструкция по применению. Минск, ГУ «Научно-исследовательский институт онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова», 2003. – 41 с.

50. Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97); Державні гігієнічні нормативи. – К.: МОЗ України, 1997. – 121 с.

51. В. І. Богорад та ін. Вимоги з безпеки під час використання лінійних прискорювачів // Ядерна та радіаційна безпека. – 2010. – №4 (48). – С. 39–43.