

**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМ. О.О.БОГОМОЛЬЦЯ**

КАФЕДРА ОНКОЛОГІЇ

І.Б. Щепотін, О.С. Зотов, Л.В. Гривкова, С.І. Миронюк

***СУЧАСНІ МЕТОДИ ПРОМЕНЕВОЇ ДІАГНОСТИКИ В
ОНКОЛОГІЇ***

**КОРОТКИЙ ПОСІБНИК
ДЛЯ СТУДЕНТІВ ТА ІНТЕРНІВ**

Київ-2011

Сучасні методи променевої діагностики в онкології//

Короткий посібник для студентів та інтернів / проф. Щепотін І.Б.,
доц. Зотов О.С., к.м.н. Гривкова Л.В., к.м.н. Миронюк С.І. – Київ,
2011 – 25 с.

Затверджено

Цикловою методичною комісією з хірургічних дисциплін
Національного медичного університету як навчальний посібник для
студентів вищих навчальних закладів IV рівня акредитації, лікарів-
інтернів, лікарів-курсантів післядипломної освіти (Протокол №
від «___» _____ 2011 р.).

© Щепотін І.Б., Зотов О.С., Гривкова Л.В., Миронюк С.І., 2011.

Діагностика пухлинних захворювань на сучасному етапі розвитку клінічної онкології пов'язана з застосуванням цілого комплексу інструментальних високотехнологічних методів дослідження, що виконуються у лікувально-профілактичних закладах різного рівня та профілю роботи. Грамотно спланована діагностична програма, застосування адекватних методів інструментальної діагностики дозволяють отримати максимально повне уявлення про характер пухлинного ураження, правильно планувати спеціальне лікування та прогнозувати результат.

Технологічний прорив кінця ХІХ-початку ХХ ст. надав у користування клініцистів широкий спектр більш чи менш доступних діагностичних методик. Проте при обстеженні конкретного хворого подекуди буває важко створити раціональний діагностичний алгоритм. Тому одним з найбільш важливих завдань є створення уніфікованої системи стандартизації методів діагностики злоякісних новоутворень.

Стандарти – це нормативні документи, які визначають вимоги до діагностики та лікування хворих з певним діагнозом, синдромом або у тій чи іншій ситуації. Стандартний підхід до діагностики злоякісних новоутворень передбачає використання певних методів з позиції їх медичної ефективності, економічної відповідності тій чи іншій клінічній ситуації. Проте слід зазначити, що у деяких випадках виникають ситуації, коли з'являється необхідність індивідуалізувати підходи до діагностики та використати методи, що не передбачені стандартами у конкретній ситуації.

У нашій державі чинними є «Стандарти дослідження та лікування злоякісних новоутворень», що були розроблені ведучими фахівцями наукових онкологічних закладів України. У цьому документі представлений детальний перелік обов'язкових і додаткових методів дослідження онкологічних хворих, який дозволяє ефективно використовувати всі доступні методи діагностики.

Існуючі методи променевої діагностики можна згрупувати наступним чином:

- Рентгенологічний метод.

- Магнітно-резонансний метод.
- Ультрасонографічний метод.
- Радіонуклідний метод.

Рентгенологічний метод – це засіб вивчення будови та функції різноманітних органів і систем, що базується на кількісному та якісному аналізі пучка рентгенівського випромінювання, що пройшло крізь тіло людини.

Сучасна рентгенівська установка – складне технічне устаткування, що поєднує у собі елементи телеавтоматики, електроніки, комп'ютерної техніки. Рентгендіагностичні апарати розділяються на універсальні (загального призначення), які дозволяють проводити дослідження всіх частин тіла, та апарати спеціального призначення (спеціалізовані). Останні призначені для виконання рентгенологічних досліджень у неврології, стоматології, урології, маммології, ангіології.

До складу типового рентгенівського апарату входять випромінювач (рентгенівська трубка), пристрій для колімації пучку, рентгеноекспонometr, приймач

4

випромінювання, пристрій живлення. Деякі апарати оснащені додатково комп'ютерним терміналом.

При проходженні крізь тіло людини рентгенівського пучка він ослаблюється. Тіло людини є неоднорідним середовищем, тому у різних органах випромінювання поглинається неоднаково у зв'язку з різноманітністю товщини та щільності тканин. При однаковій товщині зрізу тканин випромінювання сильніше поглинається кістковою тканиною, у 2 рази менша кількість його затримується паренхіматозними тканинами та вільно проходить крізь газ, що знаходиться у легенях, шлунку, кишківнику. Таким чином, чим сильніше досліджуваний орган поглинає випромінювання, тим більш інтенсивна його тінь на приймачі випромінювання, і навпаки, чим більше променів пройде крізь орган, тим прозоріше буде його зображення.

Щоб отримати диференційоване зображення тканин, що приблизно однаково поглинають випромінювання, використовують штучне контрастування. З цією метою в організм вводять сполуки, які поглинають рентгенівське випромінювання сильніше або навпаки слабше, ніж м'які тканини, і таким чином створюють достатній контраст з органом, що вивчається. Сполуки, що затримують більше випромінювання ніж м'які тканини називають рентгенпозитивними. Вони створені на основі барію або йоду. До рентгеннегативних речовин відносять газ – закис вуглецю, вуглекислий газ.

Існують два принципово різних методи контрастування органів. Один полягає у прямому механічному введенні контрастних речовин у порожнини – у стравохід, шлунок, товсту або пряму кишку, жовчні шляхи, порожнину матки, кровеносні судини, порожнини серця. Інший метод контрастування полягає у здатності деяких органів поглинати з крові введену контрастну речовину, концентрувати та виділяти її. Цей принцип - концентрації та виділення – використовують при рентгенологічному дослідженні сечовидільної системи та жовчних шляхів.

У рентгенологічній практиці використовують наступні контрастні речовини:

1. Препарати сульфату барію ($BaSO_4$) – основний препарат для дослідження шлунково-кишкового тракту. Він не розчиняється у воді та секретах шлунково-кишкового тракту, не шкідливий.
2. Йодвмістні розчини органічних сполук. Це велика група препаратів, що являють собою головним чином похідні деяких ароматичних кислот – бензойної, адипінової, фенілпропіонової та інших. Вони використовуються для контрастування кровеносних судин, порожнин серця. До них відносяться, наприклад, урографін, тразограф, тріобраст та інші. Ці препарати виділяються сечовою системою, тому можуть бути використані для дослідження нирок, сечоводів, сечового міхура.

Нове покоління йодвмістних розчинів органічних сполук – нейонні (мономерні: омніпак, ультравіст; диміри:

йодиксанол, йотролан). Їх осмолярність значно нижча ніж йонних, унаслідок чого вони менш токсичні.

Низка йодвмістних розчинів органічних сполук вилучається з крові печінкою та виводиться з жовчю, тому їх використовують для контрастування жовчних шляхів. З метою контрастування жовчного міхура застосовують препарат холевид, що всмоктується у кишківнику.

5

3. Йодовані масла. Ці препарати – емульсії йодистих сполук у рослинних маслах (персиковому, маковому), використовуються при дослідженні бронхів, лімфатичних вузлів, порожнини матки, нориць.

4. Гази (закис азоту, вуглекислий газ, звичайне повітря). Для введення у кров можливо використовувати тільки вуглекислий газ, бо він швидко розчинюється. Для введення у порожнини та клітковинні проміжки використовують закис азоту. У шлунково-кишковий тракт допустимо вводити повітря.

У деяких випадках рентгенологічне дослідження проводять з двома рентгенконтрастними речовинами – рентгенпозитивними та рентгеннегативними. Це називається подвійним контрастуванням. Найчастіше такі методи використовують для дослідження шлунково-кишкового тракту.

Рентгенографія – це спосіб рентгенологічного дослідження, при якому рентгенівське зображення об'єкту отримується на твердому носії, у найбільшій кількості випадків на рентгенівській плівці.

При використанні рентгенографії ділянку тіла, що досліджують, розміщують близько до касети, щоб зменшити проєкційне викривлення, котре пов'язане з характером пучка рентгенівських променів. Крім того, таке розташування забезпечує необхідну точність зображення. Випромінювач розташовують таким чином, щоб центральний пучок проходив через центр частини тіла, що досліджується, та був перпендикулярний до плівки.

Рентгенографію можливо виконувати у вертикальному, горизонтальному, нахиленому положенні хворого, а також у положенні на боці. Зйомка у різних положеннях тіла дозволяє судити про рухомість органів, виявити деякі важливі діагностичні ознаки, наприклад розтікання рідини у плевральній порожнині, або наявність рівнів рідини у черевній порожнині.

Знімок частини тіла, або цілого органу називають оглядовим. Знімки з зображенням частки органу, у проєкції, що оптимальна для вивчення тієї чи іншої деталі називають прицільними. Розрізняють одиночні та серійні знімки. Під серійною рентгенографією розуміють виготовлення низки рентгенограм протягом одного дослідження за короткий проміжок часу.

Заслуговує уваги зйомка з прямим збільшенням зображення, якого звичайно досягають, відсуваючи рентгенівську касету від об'єкта зйомки на 20-30 см. У результаті цього на рентгенограмі отримують зображення дрібних деталей, що не візуалізуються на звичайних рентгенівських знімках.

На рентгенограмах можливо отримати зображення будь-якої частини тіла. Деякі органи добре візуалізуються на знімках, завдяки природній контрастності (кістки, серце, легені). Інші органи достатньо чітко відображаються тільки після їх штучного контрастування (бронхи, судини, жовчні протоки, порожнини серця, шлунок, кишківник). У будь-якому випадку рентгенологічна картина формується зі світлих і темних ділянок. Почорніння рентгенівської плівки виникає, як наслідок, відновлення металічного срібла у його експонованому емульсійному шарі. Для цього плівку обробляють: проявляють, фіксують, промивають і висушують. У сучасних рентгенівських кабінетах весь процес обробки плівки автоматизований, завдяки наявності проявочних машин, і триває лічені хвилини.

6

Слід пам'ятати, що рентгенівський знімок є негативом по відношенню до зображення на флуоресцентному екрані при просвічуванні, тому прозорі для рентгенівських променів ділянки тіла на рентгенограмі виглядають темними, а більш щільні – світлими. Кожен промінь при проходженні крізь тіло людини

перетинає не одну точку, а велику кількість точок, розташованих як на поверхні, так і в глибині тканин. Відповідно, кожній точці на знімку відповідає множина дійсних точок об'єкту, які проектуються одна на іншу, і тому рентгенівське зображення є суматійним, пласким. Із цього витікає головне правило рентгенологічних досліджень: рентгенограми будь-якої частини тіла повинні бути проведені, щонайменше у двох взаємно перпендикулярних проекціях – прямій і боковій. Як додаток, можуть знадобитися знімки у косих та аксіальних проекціях.

Рентгенографія набула широкого застосування. Вона може бути використана у всіх лікувальних закладах, є простою, необтяжливою для пацієнтів. Дослідження можливо проводити у стаціонарному рентгенівському кабінеті, палаті, операційній, реанімаційному відділенні. При дотриманні технічних умов на знімку відображаються дрібні анатомічні деталі. Рентгенограма є документом, який можливо зберігати тривалий час, використовувати для динамічного спостереження та порівняння з повторними рентгенівськими знімками, застосовувати для обговорення необмеженому колу спеціалістів.

Показання до рентгенографії досить широкі, але в кожному випадку повинні бути обґрунтовані, бо рентгенологічні дослідження пов'язані з променевим навантаженням. Відносними протипоказаннями вважають тяжкі стани хворих, що потребують екстреного хірургічного втручання.

Широке використання комп'ютерної техніки привело до розробки цифрових засобів отримання рентгенівського зображення. Для цих засобів характерно представлення рентгенівського зображення у цифровому варіанті. Відповідно розрізняють наступні системи цифрової рентгенографії: електронно-оптична цифрова рентгенографія, скануюча цифрова рентгенографія, цифрова люмінесцентна рентгенографія та пряма цифрова рентгенографія. До переваг цифрової рентгенографії відносять високу якість зображення, знижене променеве навантаження та можливість зберігати зображення на магнітних носіях.

Рентгеноскопія – метод рентгенологічного дослідження, при якому зображення об'єкта, що вивчається отримують на

флуоресцентному екрані. Подальше удосконалення методу привело до застосування рентгенотелевізійного просвітлювання. Його виконують за допомогою підсилювача рентгенівського зображення, у склад якого входять рентгенівський електронно-оптичний підсилювач та замкнена телевізійна система. Взагалі рентгеноскопічним дослідженням властиві суттєві недоліки, що обмежують їх використання. По-перше променеве навантаження на пацієнта при скопічних дослідженнях набагато більше, ніж при застосуванні рентгенографії, по-друге спроможність виявляти дрібні деталі при рентгеноскопічному дослідженні досить низька. Не дивлячись на це, рентгеноскопія досить широко використовується при контрастних дослідженнях шлунково-кишкового тракту та для уточнення деяких аспектів стану дихальної системи. Будь-який вид рентгеноскопії виконується поліпозиційно та поліпроекційно.

На даний час рентгеноскопія вирішує наступні діагностичні проблеми:

7

1. контроль заповнення органів пацієнта контрастною речовиною, наприклад, при вивченні шлунково-кишкового тракту;
2. контроль проведення інструментарію (катетери, голки тощо) при виконанні інвазивних рентгенологічних процедур, наприклад, катетеризація судин, серця;
3. дослідження функціональної активності органів або дослідження функціональних симптомів захворювання у хворих, яким з тих чи інших причин не може бути проведене ультрасонографічне дослідження.

Флюорографія – метод рентгенологічного дослідження, що полягає у фотографуванні зображення з флуоресцентного рентгенівського екрану, екрану електронно-оптичного підсилювача або систем, що використовуються для подальшої оцифровки зображення, на фотоплівку невеликого формату – зазвичай 110x110 мм, 100x100мм або 70x70 мм.

Низька вартість та значна пропускна здатність дозволили використовувати флюорографію як скринінгову методику масового профілактичного дослідження населення в державній програмі

раннього виявлення туберкульозу і раку легень, що ефективно діяла за часів Радянського Союзу. Проте низька розподільча здатність та відносно велике променеве навантаження при традиційній плівковій флюорографії обумовили відмову від неї в країнах Європейської спільноти.

Томографія – метод пошарового рентгенологічного зображення. На звичайній рентгенограмі отримується сумарне зображення усієї товщини частки тіла, що досліджується. Зображення одних анатомічних структур частково або повністю накладається на зображення інших. У результаті цього втрачається багато важливих деталей у зображенні структурних елементів органів. Томографія дає можливість ізольованого зображення структур, розташованих в одній площині. Ефект томографії досягається завдяки постійному руху під час зйомки двох з трьох компонентів рентгенівської системи випромінювач-пацієнт-плівка. При цьому випромінювач і плівка рухаються по дузі, прямій або по більш складній траєкторії, але обов'язково у протилежних напрямках. При такому русі зображення більшості деталей на рентгенівській плівці виявляється нечітким, розпливчастим, а чітким стає зображення тільки тих утворень, що знаходяться на рівні центру обернення системи випромінювач-плівка. Якщо при томографії змінити рівень центру обернення системи випромінювач-плівка, то відповідно зміниться рівень виділеного шару. Товщина обраного шару залежить від амплітуди руху системи випромінювач-плівка: чим вона більша, тим томографічний шар тонше. Описане пошарове рентгенологічне дослідження проводять без використання комп'ютерів. Цей метод називають лінійною або конвенціональною томографією. Проте у променевій діагностиці існує безліч методик пошарової візуалізації органів, завдяки використанню комп'ютерних технологій.

Лінійна томографія використовується:

1. У діагностиці периферичного раку легень або пухлин плеври – для отримання чіткого зображення (оцінки контурів, структури та взаємовідношення з сусідніми тканинами).

2. У діагностиці центрального раку легень – для отримання зображення пухлини у корені легені, часткового або сегментарного бронху,

8

через який постачається повітря у зону легені з порушеною вентиляцією (ознаки часткової або повної обтурації бронху).

3. У діагностиці кореневої або медіастенальної лімфаденопатії (враження лімфатичних вузлів кореня легені або середостіння при метастатичному ураженні або лімфопроліферативному захворюванні); на відміну від комп'ютерної томографії, при лінійній томографії нормальні лімфатичні вузли не візуалізуються.

4. У діагностиці пухлин кісток і суглобів для уточнення симптомів, що були виявлені при рентгенографії.

5. У діагностиці пухлин гортані (наявність додаткової тканини та деформація просвіту органу).

Спеціальні види рентгенографії – холецистографія, маммографія, рентгенографія в умовах штучного пневмотораксу, пневмоперитонеума, пневморетроперитонеума, парієтографія, фістулографія, деякі рентгеноендоскопічні процедури виконуються у спеціалізованих лікувальних закладах. Прикладом рентгеноендоскопічної процедури є ендоскопічна ретроградна панкреатохолангіографія, при якій крізь великий дуоденальний сосок у холедох та Вірсунгову протоку вводиться водорозчинна рентгенконтрастна речовина. Заповнення протоків контролюється при рентгеноскопічному просвітлюванні. Як результат, виконується рентгенографія з отриманням холангіохолецистовірсунгограм. Особливим розділом спеціалізованої рентгендіагностики є різні види ангіографії та лімфографії, виконання екскреторної урографії.

Рентгенівська комп'ютерна томографія — томографічний метод дослідження внутрішніх органів людини із використанням рентгенівського випромінювання.

Метод був запропонований у 1972 р. Годфрі Хаунсфілдом і Алланом Кормаком, удостоєними за цю розробку Нобелівської

премії у 1979 році. Метод заснований на вимірюванні та складній комп'ютерній обробці різниці ослаблення рентгенівського випромінювання різними за щільністю тканинами.

Перші математичні алгоритми для КТ були розроблені 1917 р. австрійським математиком Йоганом Радоном. Фізичною основою методу є експонентний закон ослаблення випромінювання, який справедливий для чисто поглинаючих середовищ. У рентгенівському діапазоні випромінювання експонентний закон виконується з високим ступенем точності, тому розроблені математичні алгоритми були вперше застосовані саме для рентгенівської комп'ютерної томографії.

1963 р. американський фізик А. Кормак повторно (але відмінним від Радона способом) вирішив завдання томографічного відновлення, а в 1969 р. англійський інженер-фізик Г. Хаунсфілд з фірми EMI Ltd. сконструював «EMI-сканер» (EMI-scanner) — перший рентгенівський комп'ютерний томограф, випробуваний у 1972 р.

Зображення, отримані методом рентгенівської комп'ютерної томографії, мають свої аналоги в історії вивчення анатомії. Так Микола Іванович Пирогов розробив новий метод вивчення розташування органів оперуючими хірургами, який отримав назву топографічної анатомії. Суттю методу було вивчення заморожених трупів, пошарово розрізаних в різноманітних анатомічних площинах. М.І.Пирогов

9

випустив атлас під назвою «Топографічна анатомія, ілюстрована розрізами, що проведені крізь заморожене тіло людини у трьох площинах». Фактично, зображення в атласі передували появі подібних зображень, що отримуються променевими томографічними методами дослідження.

Вочевидь, сучасні методи отримання пошарових зображень мають значні переваги: нетравматичність, що дозволяє прижиттєву діагностику захворювань, можливість апаратної реконструкції зображення у різноманітних анатомічних площинах, трьохмірній реконструкції, можливість не тільки оцінювати розміри та взаємне розташування органів, але і детально вивчати їх структурні

особливості, деякі фізіологічні характеристики, базуючись на показниках рентгенівської щільності та її зміння при внутрішньовенному контрастному підсиленні.

Для візуальної та кількісної оцінки щільності тканин методом рентгенівської комп'ютерної томографії використовується шкала Хаунсфілда (її візуальним відображенням на моніторі апарата є чорно-білий спектр зображення). Діапазон одиниць шкали (денситометричних показників) відповідає ступеню ослаблення рентгенівського випромінювання анатомічними структурами організму, що складає у середньому від -1024 до +1024. Середній показник шкали Хаунсфілда (0) відповідає щільності води, від'ємні показники шкали відповідають повітрю та жировій тканині, позитивні – м'яким тканинам, кістковим тканинам та більш щільним речовинам (металам).

Звичайний комп'ютерний монітор відображає 256 градацій сірого кольору, деякі спеціалізовані медичні апарати здатні показувати 1024 градацій.

Сучасний комп'ютерний томограф – це складний програмно-технічний комплекс, що складається з гантрі, основної частини для отримання інформації; столу, де розташовується пацієнт; комп'ютера, що обробляє отриману інформацію і видає зображення в реальному режимі часу; консолі оператора – головного пульта управління апаратом; робочого місця рентгенлаборанта та лікаря-рентгенолога. Схему отримання комп'ютерних томограм можливо уявити наступним чином: вузький пучок рентгенівського випромінювання сканує тіло пацієнта по дузі. Проходячи крізь тканини, випромінювання ослабляється відповідно до щільності й атомного складу цих тканин. По іншу сторону від пацієнта встановлена кругова система приймачів рентгенівського випромінювання, кожен з яких перетворює енергію випромінювання в електричний сигнал. Після підсилення ці сигнали перетворюються у цифровий код, який потрапляє до пам'яті комп'ютера. Зафіксовані сигнали відображають ступінь ослаблення пучка рентгенівських променів (і відповідно ступінь поглинання випромінювання) у якомусь одному напрямку. Обертаючись навколо пацієнта, рентгенівський випромінювач

оглядає його тіло у різних ракурсах, під кутом 360°. Під кінець обернення випромінювача у пам'яті комп'ютера залишається зафіксованими всі сигнали від усіх датчиків. При використанні стандартних програм комп'ютер реконструює внутрішню структуру об'єкта, внаслідок чого отримується зображення тонкого шару органу, що вивчається, виводиться на дисплей, а лікар обробляє його відповідно до поставленої задачі.

Прогрес комп'ютерних томографів пов'язаний зі збільшенням кількості детекторів і, таким чином, збільшенням кількості проекцій, що отримуються

10

одночасно. Апарати I покоління з'явилися у 1973 р. і були покрововими. Використовувалась одна рентгенівська трубка, що була направлена на один детектор. Сканування проводилося крок за кроком, роблячи один оберт на один шар. Один шар зображення оброблявся близько 4 хвилин. В апаратах II покоління використовувалась одна рентгенівська трубка, що була направлена на декілька детекторів. Час обробки зображення скоротився до 20 секунд. В апаратах III покоління введено поняття «спіральної комп'ютерної томографії». Рентгенівська трубка та детектори за один крок стола синхронно виконували повний оберт по ходу годинникової стрілки, що значно зменшувало час дослідження. Збільшувалася кількість детекторів. Час обробки та реконструкції значно зменшувався. В апаратах IV покоління до 1088 люмінесцентних датчиків, що розташовані по всьому колу гантрі, обертається тільки рентгенівська трубка. Завдяки цьому методу час оберту складає 0,7 секунд.

Спіральна комп'ютерна томографія використовується у клініці з 1988 р. Спіральне сканування полягає в одночасному виконанні двох дій: безперервного обертання джерела – рентгенівської трубки, що генерує випромінювання навколо тіла пацієнта, та безперервного прямолінійного руху стола з пацієнтом по повздовжній осі сканування через апертуру гантрі. У даному випадку траєкторія руху рентгенівської трубки, відповідно до руху стола з тілом пацієнта, має форму спіралі. Технологія спірального

сканування дозволяє зменшити час дослідження та суттєво зменшує променеве навантаження на пацієнта.

Мультиспіральна (багат шарова) комп'ютерна томографія вперше була представлена у 1992 р. Принциповою відмінністю багат шарових томографів від спіральних томографів попередніх поколінь у тому, що по дузі гантрі розташовані не один, а два чи більше рядів детекторів. Для того, щоб рентгенівське випромінювання могло одночасно прийматися детекторами, що розташовані на різних рядах, була розроблена нова об'ємна геометрична форма пучку. Так у 1992 році з'явилися перші двохспіральні комп'ютерні томографи, з двома рядами детекторів, у 1998 р. чотирьохспіральні комп'ютерні томографи, з чотирма рядами детекторів відповідно, крім цього була збільшена кількість обертів рентгенівської трубки з одного до двох за секунду. Таким чином чотирьохспіральні комп'ютерні томографи V покоління сьогодні у вісім разів швидше, ніж звичайні спіральні томографи IV покоління. У 2004-2006 рр. представлені 32-, 64-, 128-, 320-зрізові багат шарові комп'ютерні томографи, у тому числі і з двома рентгенівськими трубками. У 2007 р. представлена нова генерація комп'ютерних томографів, що дозволяють спостерігати у реальному часі фізіологічні процеси, що протікають у головному мозку та серці.

Для підвищення диференціації органів одного від іншого, а також нормальних і патологічних структур, використовують різноманітні методики контрастного підсилення. Використовують дві основні методики введення контрастного препарату – пероральне та внутрішньовенне. Головною метою першого методу є контрастування порожнинних органів шлунково-кишкового тракту, другий метод дозволяє оцінити характер накопичення контрастної речовини тканинами й органами через кровоносну систему. Методики внутрішньовенного контрастного підсилення в багатьох випадках дозволяють уточнити характер виявлених патологічних змін на тлі оточуючих їх м'яких тканин, а також візуалізувати зміни, що не виявляються при

звичайному дослідженні. У свою чергу внутрішньовенне контрастування розділяється на дві методики: звичайне внутрішньовенне контрастування та болюсне контрастування. При першому методі контраст вводиться рукою рентген-лаборанта, час і швидкість введення не регулюються, дослідження починається після введення контрастної речовини. При другому методі контрастна речовина також вводиться внутрішньовенно, але вводиться її спеціальний апарат, що розмежовує час подачі для розмежування фаз контрастування.

Подальший розвиток КТ-технологій мав результатом появу **мультидетекторної тунельної КТ** (multidetector row CT) і розвиток комп'ютерних систем, які забезпечують отримання тримірного зображення в реальному масштабі часу. Зазначені методики суттєво розширили розподільчу здатність КТ, а також зробили можливим неінвазивним шляхом отримати зображення слизової оболонки ШКТ. Новітні методики *мультипланарного переформатування (MPR)* та *переформатування у викривленій площині (CPR)* дозволяють отримувати зображення в довільно обраних площинах, а не лише в аксиальній.

Перші зображення з 3D-реконструкцією отримували в режимі *проекцій з затіненою поверхнею (SSD, Shaded Surface Display)*, яка графічно найбільше відповідає просторовому сприйняттю анатомічних структур.

Методика *віртуальної гастроскопії* була запропонована в 1993 р., тривалий час була обмежена високими вимогами до швидкості роботи комп'ютерних процесорів та обсягу оперативної пам'яті.

Протягом останніх десятиріч якість зображень при віртуальній гастроскопії значно покращилася завдяки застосуванню тонких коліматорів і мультидетекторних сканерів, що дозволяє отримувати зображення практично в реальному масштабі часу у вигляді *зображення слизової (endoluminal images)*. На відміну від віртуальної колоноскопії, при віртуальній гастроскопії ще неможливо «пересуватися» по порожнині шлунку, можливо «заморожувати» зображення та використовувати різну їх орієнтацію для огляду різних відділів шлунку. Можливо, у

майбутньому тривимірні зображення, що отримують шляхом реконструкції КТ-зображень (віртуальна бронхоскопія, колоноскопія) витіснять інтервенційні (оптичні, ендоскопічні) методи. Вже зараз віртуальна колоноскопія дозволяє виявити поліпи товстої кишки розміром 2-3 мм.

Значення комп'ютерної томографії не обмежується її використанням у діагностиці захворювань. Під контролем комп'ютерної томографії виконують пункції, прицільну біопсію різноманітних органів і патологічних вогнищ. Комп'ютерна томографія грає важливу роль у контролі ефективності консервативного та хірургічного лікування хворих на злоякісні пухлини, дозволяє отримати детальну локалізацію пухлинного ураження, для точної наводки джерела радіоактивного випромінювання на вогнище при проведенні променевої терапії злоякісних пухлин.

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) – томографічний метод дослідження внутрішніх органів і тканин за допомогою використання фізичного явища ядерно-магнітного резонансу. Метод базується на вимірюванні електромагнітного відклику ядер атомів водню у відповідь на збудження їх

12

визначеною комбінацією електромагнітних хвиль у постійному магнітному полі високої напруги.

Історія створення магнітно-резонансної томографії достатньо цікава. У 1946 р. групи дослідників у Стенфордському та Гарвардському університетах незалежно одна від іншої відкрили феномен, який був названий ядерно-магнітним резонансом (ЯМР). В основі його лежав той факт, що ядра деяких атомів, знаходячись у магнітному полі, під дією зовнішнього електромагнітного поля здатні поглинати енергію, а потім випромінювати її у вигляді радіосигналу. За це відкриття F.Bloch та E.Purcell у 1952 р. отримали Нобелівську премію. Новий феномен швидко навчилися використовувати для спектрального аналізу біологічних структур. Роком заснування магнітно-резонансної томографії вважається 1973, коли професор Пол Лотербур опублікував у журналі «Nature»

статтю «Створення зображення за допомогою індукованої локальної взаємодії: приклади на основі магнітного резонансу», та вперше показав можливість отримання зображення за допомогою ЯМР-сигналів. Так народилася ЯМР-томографія, яка в подальшому отримала назву МРТ. Через деякий час, Пітер Менсфілд удосконалив математичні алгоритми отримання зображення за допомогою ЯМР-сигналів. Перші томографи були продемонстровані у 1982 р. на Міжнародному конгресі радіологів у Парижі. Проте, існують документи, що магнітно-резонансну томографію винайшов у 1960 р. В.А.Іванов (і спосіб, і пристрій), що підтверджено патентом СРСР з саме такою датою пріоритету. За винахід методу магнітно-резонансної томографії у 2003 р. Пітер Менсфілд та Пол Лотербур отримали Нобелівську премію в галузі медицини. У створенні магнітно-резонансної томографії вагомий внесок має також Реймонд Дамадьян, один з перших дослідників принципів магнітно-резонансної томографії, отримувач патенту на магнітно-резонансну томографію та співавтор у створенні першого комерційного МРТ-сканера.

Метод магнітно-резонансної томографії дозволяє вивчати організм людини на основі насиченості тканин воднем та особливостей їх магнітних властивостей, пов'язаних з розташуванням у оточенні різних атомів та молекул. Ядро водню складається з одного протону, який має магнітний момент (спін) і змінює свою просторову орієнтацію у потужному магнітному полі, а також при впливі додаткових полів, що мають назву градієнтних, та зовнішніх радіохвильових імпульсів, що подаються на специфічній для протону у даному магнітному полі резонансній частоті. На основі параметрів протону (спінів) та їх векторного напрямлення, що можуть знаходитися тільки у двох протилежних фазах, а також їх прив'язаності до магнітного моменту протону, можливо встановити, у яких саме тканинах знаходиться той чи інший атом водню. Якщо розташувати протон у зовнішнє магнітне поле, то його магнітний момент буде або співнаправлений або протилежно направлений до магнітного моменту поля, при чому у другому випадку його енергія буде вище. При дії на досліджувану ділянку електромагнітним випромінюванням заданої частоти,

частина протонів змінить свій магнітний момент на протилежний, а потім повернеться в попереднє положення. При цьому системою збору даних реєструється виділення енергії під час релаксації попередньо збуджених протонів.

Основними магнітно-резонансними характеристиками об'єктів вважають 3 параметри: щільність протонів, час T_1 та час T_2 . T_1 називають спін-повздожньою

13
релаксацією, а T_2 – спін-поперечною релаксацією. Амплітуда зареєстрованого сигналу характеризує щільність протонів або, що те саме, концентрацію елемента в даному середовищі. Щодо часу T_1 та T_2 , то вони залежать від багатьох факторів (молекулярної структури речовини, температури, в'язкості та інше). Принципово для МРТ можливо використовувати не тільки ядра водню, але і ядра інших атомів, що здатні генерувати МР-сигнали. Проте їх концентрація у тканинах значно нижча, і відповідно чутливість методу та якість зображення нижча.

Основними компонентами магнітно-резонансного томографу є: магніт (сталий, електричний резистивний або надпровідний, що створює стале магнітне поле, у якому розміщений пацієнт), градієнтні котушки (створюють слабке перемінне градієнтне магнітне поле у центральній частині сталого поля – для вибору ділянки дослідження), радіочастотні котушки (передаючі та ті, що приймають), комп'ютер (управління роботою градієнтних та радіочастотних котушок, реєстрація сигналів, обробка даних, реконструкція томограм).

Дія радіочастотних імпульсів на протони, що рухаються у магнітному полі, призводить до резонансного їх збудження та поглинання енергії. При цьому резонансна частота пропорційна силі діючого статичного поля. Після закінчення імпульсу відбувається релаксація протонів: вони повертаються в попереднє становище, що супроводжується виділенням енергії у вигляді МР-сигналу. Цей сигнал оброблюється комп'ютером.

Перші томографи мали індукцію магнітного поля 0,005 Тесла, проте якість зображення, що отримувались на них була низькою. Сучасні томографи мають потужні джерела сильного магнітного

поля. У якості таких джерел використовуються як електромагніти (до 9,4 Т), так і сталі магніти (до 0,5 Т). У зв'язку з тим, що поле повинно бути потужним, застосовують надпровідні електромагніти, що працюють на рідинному гелії, у той час як сталі магніти використовують – неодимові. Магнітно-резонансний відклик тканин у МР-томографах на сталі магніти слабкіший, ніж у електромагнітах, тому застосування сталих магнітів обмежено. Сталі магніти можливо використовувати у так званих відкритих конфігураціях, що дозволяють проводити дослідження у русі, у положенні вертикально, а також дозволяють доступ лікарів до пацієнта під час дослідження та проведення маніпуляцій (діагностичних або лікувальних) під контролем МРТ – так звана інтервенційна МРТ.

Для визначення локалізації сигналу у просторі, окрім магнітів, використовують градієнтні котушки, що додають до однорідного магнітного поля градієнтні магнітні збурення. Це дозволяє локалізувати сигнал ядерного магнітного резонансу та деталізувати співвідношення ділянки, що вивчається, і отриманих даних. Дія градієнта, що зумовлює вибір зрізу, зумовлює селективне збудження протонів саме в потрібній зоні. Потужність і швидкість дії градієнтних підсилювачів відноситься до найбільш важливих показників магнітно-резонансного томографа.

Характер МР-зображень визначається трьома факторами: щільністю протонів, часом релаксації T_1 та T_2 . При цьому основний вклад у створення зображення вносить аналіз часу релаксації, а не протонної щільності. Так, сіра та біла речовина головного мозку по щільності води розрізняються лише на 10%, у той час як по часу релаксації протонів у них різниця в 1,5 рази.

14

Існують **декілька способів отримання МР-томограм**, що розрізняються порядком і характером генерації радіочастотних імпульсів, методами комп'ютерного аналізу МР-сигналу. Найбільше розповсюдження отримали два способи. При використанні одного з них аналізують головним чином час релаксації T_1 (T_1 -зважене зображення). Різноманітні тканини (сіра

та біла речовина головного мозку, цереброспінальна речовина, пухлинна тканина, хрящі, м'язи та т.і.) мають у своєму складі протони з різним часом релаксації T_1 . Від тривалості T_1 залежить величина МР-сигналу: чим коротший T_1 , тим сильніший МР-сигнал і більш світле зображення даного місця на дисплеї. Жирова тканина на МР-томограмах біла, менш світле зображення дають головний мозок, щільні внутрішні органи, судинні стінки, м'язи. Повітря, кістки, кальцифікати практично не дають МР-сигналу, тому їх зображення чорного кольору. T_1 мозкової тканини також неоднорідне: у білої та сірої речовини воно різне. T_1 пухлинної тканини відрізняється від T_1 аналогічної нормальної тканини. Вказані розбіжності у часі релаксації T_1 створюють передумови для візуалізації нормальних і патологічно змінених тканин на МР-томограмах.

При другому способі МРТ інтенсивність відповідного сигналу залежить від тривалості T_2 (T_2 -зважене зображення): чим коротше T_2 , тим слабше сигнал і, відповідно, нижче яскравість висвітлювання екрану дисплею.

У теперішній час для отримання максимуму діагностичної інформації застосовується значна кількість високотехнологічних складних послідовностей: спін-ехо, градієнт-ехо, інверсія-відновлення, швидке спін-ехо, інверсія-відновлення з пригніченням сигналу вільної води тощо.

При МРТ **можливо застосовувати штучне контрастування тканин**. З цією метою застосовують хімічні речовини, що мають магнітні властивості та ті, що мають ядра з непарною кількістю протонів і нейтронів, наприклад сполуки фтору, або парамагнетика, які змінюють час релаксації води і тим саме підсилюють контрастність зображення на МР-томограмах. Одними з найбільш поширених контрастних речовин, що використовуються в МРТ є сполука гадолінія – Gd-DTPA та контрастні речовини з суперпарамагнітним оксидом заліза.

МРТ – виключно цінний метод дослідження, який дозволяє візуалізувати з високою якістю головний, спинний мозок і майже всі внутрішні органи. Сучасні методики МРТ роблять можливим неінвазивно досліджувати функцію органів – вимірювати

швидкість кровотоку, руху спинно-мозкової рідини, визначати рівень дифузії у тканинах, бачити активацію кори головного мозку при функціонуванні органів, за які відповідає дана ділянка кори та багато іншого. МРТ дозволяє отримати зображення тонких шарів тіла людини у будь-якій площині – фронтальній, сагітальній, аксіальній (як відомо, при рентгенівській комп'ютерній томографії, за виключенням спіральної КТ, може бути використана тільки аксіальна площина). Дослідження необтяжливе для хворого, нешкідливе, не викликає ускладнень. На МР-томограмах краще ніж на рентгенівських комп'ютерних томограмах відображаються м'які тканини: м'язи, хрящі, жирові прошарки. При МРТ можливо отримати зображення судин, не вводячи в них контрастну речовину, можливо отримувати двохвимірне та трьохвимірне зображення судинного русла. Ультрашвидкісні МР-томографи дозволяють спостерігати рухи серця та крові у його порожнинах і судинах, отримувати візуалізації надтонких шарів тканин.

15

Практично рівні можливості КТ та МРТ демонструють в оцінці стану речовини головного мозку, трахеобронхіального дерева та паренхіми легень, паренхіматозних органів черевної порожнини та заочеревинного простору, великих плоских кісток, лімфатичних вузлів усіх груп. Проте у дослідженні стоволової частини головного мозку, усього спинного мозку, серця, судинних структур, кінцівок, особливо суглобів, органів малого тазу перевага належить МРТ. До недоліків методу належать тривалість дослідження і пов'язані з цим артефакти, викликані рухами пацієнта, відсутність зручних засобів для перорального контрастування, відносно висока вартість.

Серед різновидів магнітно-резонансної томографії виділяють наступні:

Магнітно-резонансна дифузія – метод, що дозволяє визначити рух внутрішньоклітинних молекул води у тканинах.

Дифузна спектральна томографія – метод, оснований на магнітно-резонансній томографії, що дозволяє вивчати активні нейронні зв'язки, і широко використовується для діагностики гострого порушення мозкового кровообігу за ішемічним типом.

Магнітно-резонансна спектроскопія – метод, що дозволяє визначати біохімічні, метаболічні зміни тканин при різноманітних захворюваннях. Порушення метаболізму виникають як правило до клінічних проявів захворювання, тому на підставі даних магнітно-резонансної спектроскопії можна діагностувати захворювання на початкових стадіях розвитку.

Магнітно-резонансна ангіографія – метод отримання зображення судин за допомогою магнітно-резонансного томографа. Дослідження проводиться на томографах з індукцією магнітного поля не менше 1,0 Тесла. Метод дозволяє оцінити як анатомічні, так і функціональні особливості кровообігу. Магнітно-резонансна ангіографія ґрунтується на відмінностях сигналів рухомої тканини (крові) від прилеглих нерухомих тканин, що дозволяє отримувати зображення судин без використання будь-яких контрастних речовин. Але для отримання більш чіткого зображення можливо використовувати особливі контрастні речовини на основі парамагнетиків.

Магнітно-резонансна еластографія – оцінка просування механічних хвиль крізь біологічні тканини, і, відповідно, оцінка еластичних властивостей анатомічних структур за допомогою магнітного резонансу.

Функціональна магнітно-резонансна томографія – метод картування кори головного мозку, що дозволяє дослідити індивідуальне розташування та особливості мовних центрів для кожного пацієнта. Суть методу полягає у тому, що при роботі певних відділів мозку кровообіг у них підсилюється. У процесі проведення функціональної магнітно-резонансної томографії хворому пропонується виконання певних завдань, ділянки мозку з підвищеним кровообігом реєструються, їх зображення накладається на звичайну МРТ головного мозку.

Магнітно-резонансна термометрія – метод, заснований на отриманні резонансу від протонів у складі молекул води, і протонів у складі молекул жиру. Різниця резонансних коливань дає інформацію про абсолютну температуру тканин. Частота радіохвиль, що генеруються, змінюється з нагріванням або

охолодженням тканин. Ця методика підвищує інформативність магнітно-резонансної томографії і

16

дозволяє підвищити ефективність лікувальних процедур, що засновані на селективному нагріванні тканин, яке знайшло своє широке застосування в лікуванні злоякісних пухлин.

Абсолютні протипоказання до магнітно-резонансної томографії – встановлені кардіостимулятори, феромагнітні або електронні імпланти середнього вуха, великі металеві імпланти, феромагнітні осколки, кровозупиняючі кліпси судин головного мозку.

Відносні протипоказання до магнітно-резонансної томографії – інсулінові помпи, нервові стимулятори, неферомагнітні імпланти внутрішнього вуха, протези клапанів серця, кровозупиняючі кліпси (окрім судин головного мозку), декомпенсована серцева недостатність, вагітність (не зважаючи на те, що сьогодні недостатня кількість доказів відсутності тератогенного ефекта магнітного поля, метод вважається кращим ніж рентгенографія та комп'ютерна томографія), клаустрофобія, а також татування, що виконані з використанням барвників з вмістом металевих сполук (диоксиду титану).

З метою попередження розвитку у хворих клаустрофобії були сконструйовані відкриті МР-томографи. В них немає довгого магнітного тунелю, а постійне магнітне поле створюється шляхом розміщення магнітів збоку від хворого. Подібне конструктивне рішення не тільки дозволило звільнити пацієнта від необхідності тривалий час знаходитись у замкненому просторі, але й створило передумови для проведення інструментальних втручань під контролем МРТ.

Ультрасонографічне дослідження – неінвазивне дистантне дослідження положення, форми, розміру, структури, руху органів, тканин і патологічних вогнищ організму людини за допомогою ультразвукових хвиль. Ультразвукові хвилі – це пружні коливання середовища з частотою більш ніж 20 КГц.

Ультразвукові методи, що застосовуються у медицині, розділяють на скринінгові, базові та спеціалізовані (експертні).

Скринінгові процедури розраховані на виділення патологічних ділянок на фоні нормальної тканини. **Базові** дослідження включають в себе вивчення стану органів черевної порожнини, заочеревинного простору, малого тазу, щитовидної залози, молочних залоз, лімфатичних вузлів. **Спеціалізовані** дослідження виконуються з застосуванням внутрішньопорожнинних датчиків (ректального, вагінального, стравохідного), високочутливих кардіосудинних датчиків, датчиків для виконання пункційних біопсій. Сучасні апарати оснащені функцією соно-КТ (побудова поперечного зрізу з отриманням картини, подібної комп'ютерній томографії)

В ультразвуковій діагностиці використовуються повздовжні ультразвукові хвилі, що мають високу проникну здатність і проходять крізь тканини організму. Вони відносяться до числа неіонізуючих випромінювань та у діапазоні, що його використовують у діагностиці не викликають помітних біологічних ефектів. Середня інтенсивність їх енергії не перебільшує при використанні коротких імпульсів $0,01 \text{ Вт/см}^2$, тому протипоказань до проведення дослідження немає.

Ультразвукові коливання при розповсюдженні підлягають законам геометричної оптики. В однорідному середовищі вони розповсюджуються прямолінійно зі сталою швидкістю. На межі різноманітних середовищ, з неоднорідною акустичною щільністю, частина променів відбивається, а частина

17

заломлюється, але продовжує прямолінійне розповсюдження. Чим вище градієнт перепаду акустичної щільності межуючих середовищ, тим більша частина ультразвукових коливань відбивається. Так на межі переходу ультразвуку з повітря на шкіру 99,99% коливань відбиваються, тому при ультразвуковому скануванні пацієнта необхідно спеціально змащувати поверхню шкіри, для створення перехідного середовища. Відбивання залежить від кута падіння променя (найбільше при перпендикулярному направленні) та частоти ультразвукових коливань (при більш високій частоті більша частина відбивається).

Частоту ультразвукових хвиль підбирають в залежності від мети дослідження. Для глибоко розташованих структур використовують більш низькі частоти, для поверхнево розташованих – більш високі. Так для дослідження органів черевної порожнини, заочеревинного простору, порожнини малого тазу використовується частота 2,5-3,5 МГц, для дослідження щитовидної залози використовується частота 7,5 МГц.

Апарат ультразвукового дослідження являє собою складний і разом з тим достатньо портативний пристрій, що може бути у стаціонарному або пересувному варіанті.

Генератором ультразвукових хвиль є передавач, який одночасно є і приймачем відбитих ехосигналів і називається трансдюсером. Генератор працює в імпульсному режимі, посилає близько 1000 імпульсів у секунду. У проміжках між генеруванням ультразвукових хвиль п'єзодатчик фіксує відбиті сигнали. У якості трансдюсера зазвичай використовується датчик, який складається з декількох сотень дрібних п'єзокристалів, що працюють в однаковому ритмі. У датчик також вмонтована фокусуюча лінза, що дає можливість створити фокус на визначеній глибині.

Усі ультразвукові датчики розділяються на механічні й електронні. У механічних сканування здійснюється за рахунок руху випромінювача, в електронних – здійснюється електронним шляхом. Недоліками механічних датчиків є шуми, вібрація, що виникають при пересуванні випромінювача, а також низька точність дослідження. Механічні датчики морально застарілі, і у сучасних сканерах не використовуються.

Використовуються три **типи ультразвукового сканування**: лінійне, конвексне, секторне. Відповідно датчики або трансдюсери ультразвукових апаратів називають лінійними, конвексними та секторними. Вибір датчика для кожного дослідження проводять з урахуванням глибини та характеру ураження органу.

Лінійні датчики використовують частоту 5-15 МГц. Перевагою лінійного датчику є повна відповідність досліджуваного органу положенню самого трансдюсера на поверхні тіла. Недоліком лінійних датчиків є складність забезпечення в усіх випадках рівномірного прилягання поверхні трансдюсера до шкіри

пацієнта, що призводить до викривлення зображення по краю. Також лінійні датчики за рахунок більшої частоти дозволяють отримати зображення зони дослідження з високою деталізацією, але глибина сканування мала (не більше 10 см). Використовуються лінійні датчики для дослідження поверхнево розташованих структур – щитовидної залози, молочної залози, невеликих суглобів, м'язів, для дослідження поверхневих судин.

18

Конвексні датчики використовують частоту 2,5-7,5 МГц, вони мають меншу довжину, тому досягти рівномірного його прилягання до шкіри пацієнта нескладно. Але при застосуванні конвексних датчиків отримане зображення по ширині на декілька сантиметрів більше розміру самого датчика. Для уточнення анатомічних орієнтирів лікар зобов'язаний враховувати цю невідповідність. За рахунок зменшення частоти глибина сканування досягає 20-25 см. Зазвичай, вони використовуються для дослідження глибоко розташованих органів – органи черевної порожнини, заочеревинного простору, сечостатевої системи, великих суглобів.

Секторні датчики працюють на частоті 1,5-5 МГц і мають ще більшу невідповідність між розмірами трансдюсера та зображенням, що отримується, тому використовуються переважно у тих випадках, коли необхідно з маленької частки тіла отримати достатнє поле зору на глибині. Найбільш доцільним є використання секторного сканування для дослідження, наприклад, крізь міжреберні проміжки. Типовим застосуванням секторного датчика є ехокардіоскопія.

Наступним різновидом датчиків є **датчики, що поєднані з ендоскопічним зондом**, їх використовують для внутрішньопорожнинних досліджень, у тому числі і в комбінації з ендоскопією. Датчики, що використовуються для ультразвукової локації на операційному столі можливо стерилізувати. **Біопсійні або пункційні датчики** застосовують для точного наведення біопсійних або пункційних голок.

По принципам дії всі ультразвукові датчики розділяються на ехоімпульсні та доплерівські. Пристрої першої групи використовуються для визначення анатомічних структур, їх візуалізації та вимірювання. Пристрої другої групи дозволяють отримати кінематичну характеристику швидко перебігаючих процесів, наприклад кровообігу у судинах. У деяких апаратах можливе одночасне вивчення як анатомічних, так і функціональних параметрів.

Найбільше розповсюдження у клінічній практиці знайшли **три методи ультразвукової діагностики**: одномірне дослідження (ехографія), двомірне дослідження (сонографія, сканування) та доплерографія. Усі вони основані на реєстрації відбитих від об'єкта ехосигналів.

Розрізняють два варіанта одномірного ультразвукового дослідження А- та М-методи. При **А-методі** датчик знаходиться у фіксованому положенні для реєстрації ехосигналу у напрямленні випромінювання. Ехосигнали представлені в одномірному вигляді як амплітудні відмітки на осі часу. Таким чином, відображений сигнал утворює на екрані індикатору фігуру у вигляді піка на прямій лінії. Кількість і розташування піків на горизонтальній прямій відповідають розташуванню відбиваючих ультразвук елементів об'єкту. Отже, одномірний А-метод дозволяє визначити відстань між шарами тканин на шляху ультразвукового імпульсу.

М-метод одномірного ультразвукового дослідження застосовується для дослідження об'єктів, що рухаються. Датчик також знаходиться у фіксованому положенні, тривалість імпульсу дуже невелика (1 мкс). Датчик лише 0,1% часу працює як випромінювач, а 99,9% – як приймаючий пристрій. При цьому режимі інформація, що отримується в результаті дослідження, фіксується у часі та відображається на екрані у вигляді зображення, на якому по вертикальній осі відображаються об'єкти, що зафіксовані, а по горизонтальній осі – змінення їх положення у часі. Цей режим дозволяє чітко визначити місцезнаходження об'єктів у

19

певний час. По формі та розташуванню зареєстрованих кривих можливо скласти уявлення про характер руху об'єкта. Найчастіше М-метод використовується для дослідження серцевих скорочень.

Ультразвукове сканування дозволяє отримати двохвимірне зображення органів (сонографія). В основі методу лежить пересування ультразвукового пучка по поверхні тіла пацієнта під час дослідження. Це забезпечує реєстрацію сигналів одномоментно або послідовно від багатьох об'єктів. Відображені сигнали потрапляють у підсилювач та спеціальні системи реконструкції, після чого з'являються на екрані монітору у вигляді зображення зрізів тіла, що мають різноманітні відтінки чорно-білого кольору – так звана «сіра шкала». При ультразвуковому скануванні яскравість кожної точки на екрані знаходиться у прямій залежності від інтенсивності ехосигналу. Оптимальним вважається наявність не менше 64 градієнтів чорно-білої шкали. При позитивній реєстрації максимальна інтенсивність ехосигналів проявляється на екрані білим кольором (ехопозитивні ділянки), а мінімальні – чорним (ехонегативні ділянки). При негативній реєстрації спостерігається протилежне положення. Вибір позитивної чи негативної реєстрації не має суттєвого значення. Зображення, що отримується при дослідженні може бути різним в залежності від режиму роботи сканера. Виділяють наступні режими:

В-режим – найбільш часто використовується при дослідженні, при цьому інформація, що отримується датчиками, обробляється сканером у реальному часі та на основі отриманої інформації будується картинка – яка представляє зріз об'єкта, що вивчають.

Д-режим – при цьому режимі використовується ефект Доплера, названий так на честь австрійського вченого – фізика та астронома. У його основі лежить зміна довжини хвилі (або частоти) при русі джерела хвиль відносно приймаючого їх пристрою. Частота звука, що випромінює рухомий об'єкт, змінюється в залежності від його швидкості. Апарат реєструє різницю між частотою ультразвуку, що випромінює датчик, і частотою відбитого сигналу, і перевтілює цю інформацію у візуальну картину. Цей ефект характерний для будь-яких хвиль (світло, звук

інші). При приближенні джерела до приймача довжина хвиль зменшується, при віддаленні – збільшується. На ефекті Доплера базується робота цілого класу ультразвукових діагностичних приборів.

Існують два **режими доплерографії**: безперервний (один п'єзоелектричний кристал генерує ультразвук, другий – приймає відображений сигнал) для вимірювання швидкого кровотоку та імпульсний (обидві функції виконує один кристал) для вимірювання невеликої швидкості кровотоку у невеликих об'ємах.

Імпульсна спектральна доплерографія (ІСД) заснована на періодичному випромінюванні серій імпульсів УЗ хвиль, які, відображаючись від еритроцитів, послідовно сприймаються тим самим датчиком. При цьому фіксуються сигнали, відображені тільки з певної відстані від датчика, які встановлюються на розсуд лікаря. Місце дослідження кровотоку називають контрольним об'ємом. Перевагою ІСД є можливість оцінки кровотоку у будь-якій заданій точці.

Інформація при ІСД може бути представлена трьома способами: у вигляді кількісних показників швидкості кровотоку, у вигляді спектрограми та тональними звуковими сигналами на звуковому виході. Основним методом діагностичної

20

інформації є спектрограма – графік, на якому по вертикальній осі відкладається швидкість, а по горизонтальній – час. Сигнали, що відображаються вище горизонтальної осі, ідуть від току крові, направлено до датчика, нижче цієї осі – від датчика. Крім того, по виду доплерівської спектрограми можна визначити характер току крові: ламінарнийтік відображається у вигляді вузької кривої з чіткими контурами, турбулентний – широкої неоднорідної кривої.

Для отримання найкращих даних про швидкість протікання крові по судинах у кожному випадку необхідно корегувати напрям доплерівського кута. При малих розмірах судин не завжди можливо підібрати оптимальні умови для оцінки кровотоку. У зв'язку з неможливістю стандартизації умов отримання даних про швидкість протікання крові по різним судинам, а також через

конструктивні відмінності УЗ-апаратів найбільш об'єктивними є так звані кут-незалежні (A/B, IR, IP, IA) показники кровотоку.

Сучасні дуплексні апарати об'єднують у собі ультразвукографію та імпульсну доплерівську сонографію з накладанням одного зображення на інше у кольоровій гамі в залежності від швидкості та напрямлення кровотоку (кольори блакитний-червоний-жовтий-зелений).

Кольорове доплерівське картування (КДК) засноване на кодуванні у кольорі середнього значення доплерівського зсуву випромінюваної частоти. При цьому, при направленні кровотоку до датчика він забарвлюється сканером у червоний колір, а від датчика – у синій. Інтенсивність забарвлення збільшується із збільшенням швидкості кровообігу.

Подальшим розвитком кольорового доплерівського картування став **енергетичний доплер (ЕД)**. Як нормальні судини паренхіми, так і судини, що утворилися в результаті неоангіогенезу в пухлині, мають дуже маленький просвіт і низькі швидкості кровотоку. Дана методика є найбільш ефективною для оцінки таких судин. Після того як судини виявлені, визначається їхня кількість і проводиться спектральна оцінка. Методика ЕД заснована на аналізі амплітуд усіх ехосигналів доплерівського спектру, що відображають щільність еритроцитів у заданому об'ємі. Відтінки кольору (від темно-помаранчевого до жовтого) відповідають інтенсивності ехосигналу. До переваг метода слід віднести те, що відображення отримують усі судини, незалежно від їх ходу відносно ультразвукового променя, у тому числі кровоносні судини малого діаметра та з незначною швидкістю кровотоку. Недолік: неможливо зробити висновок про напрямок, характер і швидкість кровотоку.

Ще один вид доплерівського картування – це **тканинний доплер**. Він заснований на візуалізації нативних тканинних гармонік. Вони виникають як додаткові частоти при розповсюдженні хвильового сигналу в матеріальному середовищі, що являються складовою частиною цього сигналу і кратні його основній (фундаментальній) частоті.

Комплексне УЗД із застосуванням кольорокодованих методик можливе в режимі *дуплексного* (В-режим+ІСД або ЕД), та *триплексного сканування* (В-режим+ЕД+КДК), що дозволяє отримати як зображення судин (анатомічна інформація), так і запис кривої кровообігу в них (фізіологічна інформація). Виникає можливість прямого неінвазивного дослідження різноманітних судин з одномоментною оцінкою кровотоку в них.

21

Соноеластографія – новітня УЗ методика, при якій одночасно вимірюють ехогенність та еластичність (пружність) біологічних тканин. Ехогенність тканин, яку оцінюють при В-скануванні та її еластичність – показники, які мають різне походження і можуть не корелювати між собою. Патогенетичним обґрунтуванням методу є ущільнення тканин і втрата ними еластичності при запальних процесах і пухлинних утвореннях. Існують декілька варіантів проведення ультразвукового еластографічного дослідження:

1. Ехопальпація, яка була попередником сучасних методів еластографії – це компресія датчиком утворення при дослідженні в сірошкальному режимі, яка дозволяє оцінити ступінь деформації вогнища відносно оточуючих тканин.
2. Соноеластографія, при якій застосовують кольорове доплерівське картування для створення зображення зсуву тканини у відповідь на її компресію/декомпресію.
3. Еластометрія, що передбачає реєстрацію швидкості розповсюдження механічних хвиль крізь тканину для оцінки еластичності.

Соноеластографія реалізована в апаратах декількох виробників – Toshiba, Siemens, Medison, Hitachi, Ultrasonix – і може проводитись як в режимі реального часу, так і в режимі постобробки отриманої інформації. Остання може виводитися в наступних режимах: кольорове картування характеристик зсуву досліджуваної тканини, градієнт швидкостей або відносної

деформації в шарах досліджуваної тканини, крива компресії/декомпресії.

Діагностичні можливості УЗД дослідження добре реалізуються в діагностиці первинних і вторинних пухлин, супутньої патології печінки, підшлункової залози, селезінки, нирок, простати, матки, позаорганичних пухлин і новоутворень черевної порожнини, позаочеревинного простору та малого тазу. УЗД при пухлинах жовчного міхура, яєчників і наднирників має високу чутливість при незначній специфічності (виявляє відповідні зміни, але не дозволяє впевнено провести диференціальну діагностику). Головне призначення УЗД – отримання прямого безпосереднього зображення пухлини (гіперехогенні та гіпоехогенні новоутворення) і супутніх змін.

Радіонуклідна діагностика – це метод дослідження функціонального та морфологічного стану органів і систем організму за допомогою радіонуклідів або мічених ними індикаторів. Ці індикатори, їх ще називають радіофармацевтичними препаратами (РФП), вводяться до організму хворого, а потім за допомогою різноманітних приборів визначають характер переміщення, фіксації та виведення їх з органів та тканин. Радіофармацевтичними препаратами (РФП) – називають дозволені для введення людині з діагностичною метою хімічні сполуки, у молекулах яких міститься радіонуклід. Радіонуклід повинен мати спектр випромінювання визначеної енергії, викликати мінімальне променеве навантаження та відображати стан органу, що вивчається. У зв'язку з цим РФП вибирають з урахуванням його фармакодинаміки та ядерно-фізичних властивостей. Фармакодинаміку РФП визначає та хімічна сполука, на основі якої він синтезований. Можливості реєстрації РФП залежать від типу розпаду радіонукліда, котрим він промаркований. Для отримання зображення органів використовують тільки радіонукліди, що випромінюють γ -кванти, або характеристичне рентгенівське випромінювання, бо ці види

22

випромінювання можливо реєструвати при зовнішній детекції. Чим більше γ -квантів або рентгенівських квантів виникає при

радіоактивному розпаді, тим ефективніше цей РФП у діагностичному відношенні.

Радіонукліди, період полурозпаду яких декілька десятків днів, прийнято вважати триваложивучими, декілька днів – середньоживучими, декілька годин – короткоживучими, декілька хвилин – ультакороткоживучі. Найчастіше використовують короткоживучі радіонукліди. Застосування середньоживучих і триваложивучих радіонуклідів пов'язане з підвищеним променевим навантаженням, а використання ультакороткоживучих радіонуклідів обтяжливе по технічним причинам. Радіонукліди отримують частіше в реакторах (^{131}I , ^{32}P , ^{133}Xe , ^{125}I), рідше в прискорювачах (^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I , ^{15}O , ^{11}C , ^{13}N). Важливою вимогою до РФП є мінімальне променеве навантаження при його виведенні. Активність використаного радіонукліда зменшується внаслідок дії двох факторів: розпаду його атомів (фізичного процесу) та виведення його з організму (біологічного процесу). Час розпаду половини атомів радіонукліда називають фізичним періодом напіввиведення. Час, за який активність препарату, введеного в організм, знижується на половину за рахунок його виведення, називають періодом біологічного напіввиведення. Час, за який активність введеного в організм РФП зменшується наполовину як наслідок фізичного розпаду та виведення, називають ефективним періодом напіввиведення. Для радіонуклідної діагностики вибирають РФП з найменшим ефективним періодом напіввиведення.

У сучасних лабораторіях найбільш часто використовують генераторний шлях отримання радіонуклідів, причому у 90-95% випадків – це радіонуклід $^{99\text{m}}\text{Tc}$, котрим маркують більшість РФП. Крім технецію інколи використовують ^{131}I , ^{133}Xe , ^{67}Ga , дуже рідко інші радіонукліди.

Серед радіонуклідних методів розрізняють: методи радіонуклідної візуалізації, радіографію, клінічну та лабораторну радіометрію. Радіонуклідна візуалізація – це створення картини просторового розподілення РФП в органах і тканинах при введенні його в організм пацієнта. Основним методом радіонуклідної візуалізації є γ -сцинтиграфія (або просто сцинтиграфія), яку

проводять на апараті, що має назву γ -камера. Варіантом сцинтиграфії, що виконується на спеціальній γ -камері з рухомим детектором, є пошарова радіонуклідна візуалізація – однофотонна емісійна томографія. Рідше, головним чином у зв'язку з технічними складностями отримання ультракороткоживучих радіонуклідів, проводять двохфотонну емісійну томографію на спеціальних γ -камерах. Рідко застосовують застарілий метод радіонуклідної візуалізації – сканування, що виконується на апараті, що має назву сканер.

Сцинтиграфія – це отримання зображення органів та тканин пацієнта шляхом реєстрації на γ -камері випромінювання, що дає інкорпорований радіонуклід. Фізіологічною суттю сцинтиграфії є органотропність РФП, здатність його вибірково акумулюватися у визначеному органі – накопичуватися, виділятися та проходити по ньому у вигляді компактного радіоактивного болюса.

γ -камера – це складний технічний пристрій, що складається з детектора радіоактивних випромінювань (використовують сцинтиляційний кристал великих розмірів), що забезпечує реєстрацію випромінювання одночасно зі всієї частини тіла, що досліджується. Випромінені γ -кванти викликають у кристалі світлові спалахи. Їх

23

реєструє фотоелектронний підсилювач, розміщений над поверхнею кристалу. Електричні імпульси з фотоелектронного підсилювача крізь дискримінатор передаються у блок аналізатора, котрий формує сигнал на екрані дисплею. При цьому координати точки, що світиться на екрані чітко відповідають координатам світлового спалаху у сцинтиляторі та розташуванню радіонукліда у органі. Важливою складовою частиною γ -камери є спеціалізований комп'ютер, який дозволяє проводити різноманітну обробку зображення: виділяти поля, що заслуговують найбільшу увагу та проводити в них різноманітні процедури: вимірювання радіоактивності, визначення розмірів органу та інше. Заключним етапом сцинтиграфії є створення копії зображення на папері чи плівці. Кожна сцинтиграма характеризує функцію органу, бо РФП може накопичуватись переважно у нормальних та активно

функціонуючих клітинах, тому сцинтиграма – це функціонально-анатомічне зображення. Саме у цьому унікальність радіонуклідних зображень, вирізняючи їх від зображень, що отримуються при рентгенологічному та ультрасонографічному дослідженнях, магнітно-резонансної томографії. Звідти витікає основна умова для призначення сцинтиграфії – досліджуваний орган обов'язково повинен бути хоча б обмежено функціонально активним.

У разі якщо виконують один знімок, то це статична сцинтиграфія. Якщо умовою радіонуклідного дослідження є вивчення функції органу, то виконують серію сцинтиграм з різними часовими інтервалами, які можуть вимірюватися у хвилинах і навіть у секундах. Таку серійну сцинтиграфію називають динамічною.

При аналізі сцинтиграм, в основному статичних, особливу увагу приділяють ступеню однорідності його зображення. Ділянки з підвищеним накопленням РФП називають гарячими ділянками. Як зазвичай, їм відповідають надактивно функціонуючі ділянки органу – ділянки гіперплазії, деякі види пухлин, запальні зміни тканин. Якщо на сцинтиграмі виявляється ділянка із зменшеним накопленням РФП, то це говорить про наявність об'ємного новоутворення, що замістила нормально функціонуючу паренхіму органу, так звані холодні вузли. Вони спостерігаються при кістах, метастазах, вогнищевому склерозі, деяких пухлинах.

Синтезовані РФП, що вибірково накопичуються у пухлинній тканині – туморотропні РФП, які переважно включаються у клітини, мають високу мітотичну активність і метаболічну активність. Унаслідок підвищеної концентрації РФП пухлина буде вимальовуватися на сцинтиграмі у вигляді гарячого вузла. Таку методику дослідження називають позитивною сцинтиграфією.

Сцинтиграфія з міченими моноклональними антитілами носить назву імуносцинтиграфії.

Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ) поступово витісняє звичайну статичну сцинтиграфію, бо дозволяє з тією ж кількістю РФП досягти кращого просторового розрішення та виявляти найдрібніші ділянки ураження органу – гарячі та холодні вузли. Для виконання ОФЕКТ використовують спеціальні

γ-камери. Від звичайних вони відрізняються тим, що детектори (найчастіше їх два) камери обертаються навколо тіла хворого. У процесі обертання сцинтиляційні сигнали потрапляють у комп'ютер з різних ракурсів, що дає можливість збудувати на екрані дисплею пошарове зображення органу (як при іншій пошаровій візуалізації – рентгеновській комп'ютерній томографії).
ОФЕКТ

24

рекомендована для тих же цілей, що і статична сцинтиграфія – отримання анатоμο-функціонального зображення органу, але відрізняється від останньої високою якістю зображення, можливістю виявляти дрібні деталі і, як наслідок, діагностувати хвороби на початкових стадіях з більшою вірогідністю. При наявності достатньо великої кількості зрізів тканин, отриманих за короткий проміжок часу, за допомогою комп'ютера можливо збудувати на екрані дисплею трьохвимірне зображення органу, що дозволяє отримати чітке уявлення про його структуру та функцію.

Існує ще один вид пошарової радіонуклідної візуалізації – **позитронна (або двофотонна) емісійна томографія (ПЕТ)**. Як РФП використовуються радіонукліди, що випромінюють позитрони, як правило, ультракороткоживучі нукліди, період напіврозпаду яких складає декілька хвилин: ^{11}C (20,4 хв.), ^{13}N (10 хв.), ^{15}O (2,03 хв.), ^{18}F (110 хв.). Позитрони, що випускають ці радіонукліди анігілюють поблизу атомів з електронами, і як наслідок виникає пара γ-квантів – фотонів (звідки і назва методу), що розлітаються з точки анігіляції у протилежних напрямках. Кванти, що розлітаються, реєструються декількома детекторами γ-камери, що розташовані навкруги досліджуваного. Основною перевагою ПЕТ є те, що радіонуклідами, що використовуються при цьому дослідженні, можливо маркувати важливі у фізіологічному відношенні фармацевтичні препарати, наприклад глюкозу, яка бере участь у багатьох метаболічних процесах. При введенні в організм пацієнта такої глюкози, вона активно включається у тканинний обмін головного мозку та серцевого м'язу. Реєструючи за допомогою ПЕТ поведінку цього препарату у названих органах, можливо судити про характер метаболічних процесів у тканинах. У

головному мозку, наприклад, виявляють ранні форми порушення кровообігу або розвитку пухлин, зміни фізіологічної активності мозкової тканини у відповідь на дію фізіологічних подразників (світло, звук). Розповсюдження цього важливого та перспективного методу в клініці обмежується тією обставиною, що ультракороткоживучі радіонукліди виробляють на прискорювачах ядерних часток – циклотронах. І таким чином працювати з ними можливо тільки у тому випадку, якщо циклотрон розташований безпосередньо у лікувальній установі, що можливо тільки для обмеженої кількості медичних центрів.

Візуалізація злоякісних пухлин за допомогою цього метода базується на підвищеній гліколітичній активності клітин, які накопичують глюкозу внаслідок збільшення концентрації трансмембранних транспортерів і активності деяких ферментів (напр. гексокінази).

ФДГ (фосфодезоксиглюкоза, FDG (2-[fluorine-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose) переноситься в пухлинні клітини так само, як і глюкоза – протеїном GLUT і надалі фосфорилізується гексокіназою у ФДГ-6-фосфат, який надалі не метаболізується та накопичується в клітині. Здатність ракової клітини бути «метаболічною пасткою» для ФДГ і є основою для виявлення пухлин при ПЕТ. Остання дозволяє одночасно сканувати все тіло, що підвищує здатність знаходити приховані пухлинні вогнища. Дослідження може бути корисним для ранньої оцінки відповіді на хіміо-променеу терапію.

ПЕТ поступається в «анатомічності» зображення таким методам, як КТ і МРТ, але має дуже високу чутливість.

25

ПЕТ/КТ – комбінований діагностичний комплекс, що поєднує ці два томографи; дозволяє використати переваги чіткого анатомічного зображення внутрішніх органів рентгенівського комп'ютерного томографа та «фізіологічність» інформації, що отримують за допомогою ПЕТ, шляхом їх «злиття» (fusion) на одному зображенні.

Лікар ХХІ сторіччя має бути обізнаний у сучасних інструментальних методах діагностики: принципах, на яких вони ґрунтуються, їх можливостях, показаннях і протипоказаннях, і навіть, вартості дослідження. Наявність національних стандартів діагностики та лікування полегшує справу вибору діагностичної тактики, але не замінює знань, досвіду та клінічного мислення сучасного лікаря-фахівця. Сподіваємося, що матеріал цього посібника допоможе студентам і молодим спеціалістам орієнтуватися в існуючих методиках діагностичної радіології.