

# Фізичні принципи отримання біомедичних зображень

© Коломієць Р. О.

Березень, 2020

## 1 Важливість біомедичних зображень для діагностики

Можливості ранньої і точної діагностики, а отже, і лікування, в останні роки різко зросли. В значній мірі це пов'язано з розвитком різних методів дослідження, які дають лікарю зображення нормальних та патологічних змін органів і тканин — медичні діагностичні зображення. Медичні зображення органів (medical imaging) на сьогоднішній день є одним з головних джерел інформації при встановленні діагнозу. Із швидким зростанням загального рівня комп'ютеризації та технічного оновлення медико-профілактичних закладів України гостро стала проблема систематизувати набуту графічну інформацію, отриману в процесі діагностики, лікування та профілактики.

Усе різноманіття медичних зображень, незалежно від способів їхнього отримання, може бути віднесено до однієї з двох основних груп: аналогове або дискретне (матричне) зображення.

До *аналогових* зображень відносяться ті, які несуть у собі інформацію неперервного характеру. Це зображення на звичай-

них рентгенограмах, сцинтиграмах, термограмах. Аналогові сигнали є неперервними, у них міститься багато зайвої інформації.

До *дискретних* (матричних) зображень відносяться такі, які отримуються за допомогою комп'ютера. Вони формують матрицю, що міститься в пам'яті ПК. Матричними зображеннями є образи, що отримані при комп'ютерній томографії, цифрової рентгенографії, МР-томографії, УЗД-дослідженні іт.п. з комп'ютерною обробкою інформації. Оскільки в основі матричних зображень лежить комп'ютеризована технологія, вони стають доступними для різноманітної обробки на ЕОМ.

Матричне зображення формується шляхом сканування електронним променем по рядках. Тим самим створюється можливість для сприйняття зображення в реальному часі. Для цього застосовується спеціальний дисплейний процесор, який через систему зв'язку (інтерфейс) підключений до основної ЕОМ. Пам'ять дисплейного процесора організована у вигляді матриці, кожному з елементів якої відповідає своя визначена ділянка дисплея. Подібна елементарна одиниця матричного зображення, який відповідає занумерована ділянка пам'яті, отримала назву «піксель» (від англійського *pixel* (*picture element*) — елемент картини). Таким чином, уся площа екрану дисплея являє собою матрицю — сукупність пікселів. У променевої діагностиці площа дисплея може формуватися у вигляді наступних матриць:  $32 \times 32$ ,  $64 \times 64$ ,  $128 \times 128$ ,  $256 \times 256$ ,  $512 \times 512$ ,  $1024 \times 1024$ ,  $1024 \times 1280$  пікселів і навіть більше. Чим більше число пікселів, на які розбивається площа дисплея, тим вище розподільна здатність системи відображення.

На сьогоднішній день основними методами отримання зображень для клінічного використання є:

- рентгенівські зображення;

- зображення, які отримуються у результаті ультразвукових досліджень (ультрасонографія, УЗД);
- рентгенівська комп'ютерна томографія (КТ);
- однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ);
- магнітно-резонансна томографія (МРТ);
- позитронно-емісійна томографія (ПЕТ);
- сцинтиграфія;
- оптична мікроскопія;
- флуоресцентна мікроскопія;
- трансмісійна електронна мікроскопія.

Окрім цих, є й інші методи формування медичних зображень, які використовуються рідше, але також дають цінну діагностичну інформацію:

- електронно-імпедансна томографія (ЕІТ);
- дифузійна оптична томографія;
- зображення, які отримуються методом електронного парамагнітного резонансу;
- термографія;
- конфокальна лазерна мікроскопія.

Взагалі методи отримання біомедичних зображень та фізичних принципи їх формування є предметом цілого навчального курсу, хорошим підручником з якого, незважаючи на його давність, можна вважати фундаментальну працю [?]. Матеріал цього розділу значною мірою ґрунтується на матеріалах з цього двохтомника.

## 2 Рентгенівські зображення

Рентгенівське випромінювання активно використовується для отримання зображень з моменту його відкриття в 1895 р. Зображення формується в результаті взаємодії квантів рентгенівського випромінювання з приймачем і являє собою розподіл квантів, які пройшли через об'єкт діагностики і були зареєстровані детектором (рис. 2). Останні поділяються на первинні, тобто ті, які пройшли через об'єкт без взаємодії з його речовиною (на рис. 2 позн. *Б* і *Д*), і на вторинні кванти (на рис. 2 позн. *В* і *Г*) — ті, які виходять в результаті взаємодії з матеріалом об'єкта. Вторинні кванти, як правило, відхиляються від напрямку свого початкового руху і несуть мало корисної інформації (окрім того, окремі кванти взагалі можуть поглинатися у об'єкті, як квант *А* на рис. 2). Корисну інформацію несуть первинні кванти. Вони дають інформацію про те, що квант проходить через матеріал об'єкта без взаємодії. Вторинні кванти створюють фон, який погіршує зображення. У більшості випадків значна частина вторинних квантів може бути відсіяна за допомогою сітки з тонких свинцевих смужок (як квант *Г* на рис. 2). Отримане зображення є *проекцією* характеристики ослаблення у всіх тканинах, які лежать на напрямку поширення рентгенівського випромінювання.

На рисунку 1 показаний наочний приклад рентгенівського зображення. Цифрами позначені: 1 — повітря (відсутність твердої речовини), 2 — м'яка тканина (м'язи), 3 — жирова тканина, 4 — кістка, 5 — металева мітка-ідентифікатор рентгенівського знімка.

Технологія використання рентгенівського випромінювання для отримання відеозображення у режимі реального часу називається *флюороскопією* або *рентгеноскопією*.

Важливим різновидом рентгенографії є *мамографія* — дослідження молочних залоз за допомогою рентгена. Вона



Рис. 1 – Приклад рентгенограми стегна

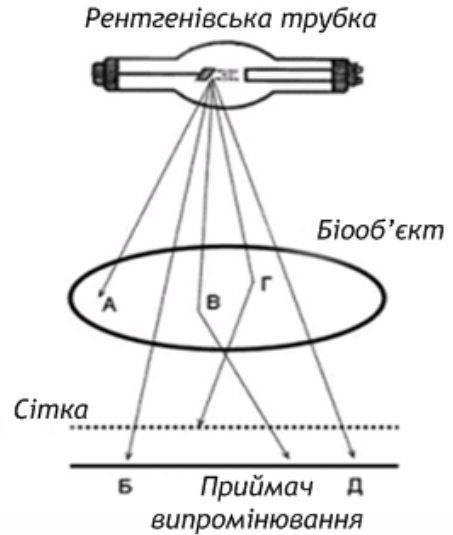


Рис. 2 – Схема формування рентгенівського зображення

використовується для виявлення пухлин та визначення того, є вони доброякісними або злоякісними.

Зареєстроване приймачем зображення підлягає обробці (наприклад, проявленні плівки або фільтрації шумів у випадку використання цифрової техніки), і лише потім аналізується лікарем-рентгенологом. При цьому дуже важливо, щоб рентгенівський знімок був правильно освітлений та розглядався на відстані, з таким збільшенням, щоб можна було розрізнити всі деталі зображення. Аналіз рентгенівського знімка — велике мистецтво і включає в себе уміння розрізнити найменші зміни контрасту та роздільності, а також здатність виявляти аномальні структури.

При діагностичній рентгенографії необхідно отримувати зображення щонайменше в двох проекціях. Це спричинено тим,

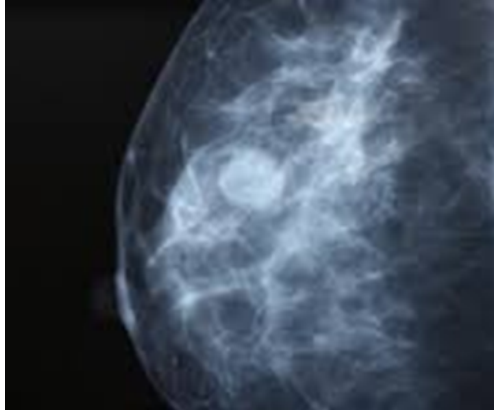


Рис. 3 – Приклад мамограми

що рентгенограма є плоским зображенням 3-вимірного об'єкту. Як наслідок, локалізацію виявленого патологічного осередку можна встановити тільки за допомогою 2 проєкцій.

Рентгенографія є надійним і випробуваним методом, вона має найвищу на сьогодні просторову роздільну здатність. Однак низька квантова ефективність плівки спричиняє застосування великих експозиційних доз, що призводить до зайвого радіаційного опромінення пацієнта. У свою чергу, обмежений динамічний діапазон плівки перешкоджає одночасному передаванню на одному знімку як м'яких, так і тугіших тканин, а також ускладнює вибір оптимальної експозиції. Витрати на фотохімічний процес та фотопроявну техніку зростають і стають вирішальними для багатьох клінік, що зумовлює зацікавленість у переході на дешевші способи реєстрації рентгенівського зображення.

Непрямі аналогові технології — це технології формування зображення у декілька етапів: первинне зображення відтворюється на флюоресцентному екрані, потім воно проходить через підсилювач, який збільшує яскравість зображення в ти-

сячі разів, і лише після цього воно фіксується прийнятною телевізійною камерою з подальшим виводом на екран монітора. Якість такого зображення щодо роздільної здатності помітно поступається класичній рентгенографії, але безперечною перевагою цієї технології є зменшення дози опромінювання пацієнта і можливість дистанційного керування при дослідженні.

В останні роки стала бурхливо розвиватися цифрова рентгенологія, що дозволило підвищити радіаційну безпеку для пацієнтів, отримувати зображення високої якості, різко скоротити терміни постановки діагнозу.

У цифровому вигляді рентгенівське зображення отримують двома способами: з допомогою прямих цифрових рентгенографічних систем і з допомогою перетворення традиційного рентгенівського зображення в цифрове.

Незважаючи на те, що цифрове зображення поступається аналоговому за просторовою роздільною здатністю, воно має ряд істотних переваг: висока контрастність та роздільна здатність у широкому динамічному діапазоні, можливість математичної обробки, невелике променеве навантаження, можливість зберігання на всіх видах сучасних носіїв інформації і передачі зображення через комп'ютерні мережі.

### 3 Ультрасонографія

*Ультразвукове дослідження* (УЗД) на сьогоднішній день є одним з основних методів медичної візуалізації. У цьому методі використовуються здатність ультразвукових хвиль відбиватися від границь середовищ, які відрізняються за щільністю. Метод УЗД заснований на ехолокації глибоких тканин організму, а саме на вивченні зондуючого імпульсу ультразвуку та прийомі сигналів, відбитих від поверхні розділу тканинних середовищ, які мають різні акустичні властивості. Чим більша різниця хвилевих опорів середовищ, що межують один з одним, тим

амплітуда сигналу більша. Відбиті ультразвукові хвилі вловлюються датчиком. Після підсилення і перетворення на електричні сигнали інформація оцифровується за допомогою аналогово-цифрового перетворювача (АЦП) і подається в комп'ютер. За допомогою програмного забезпечення інформація обробляється і на екран подається двовимірне зображення тканин, через які пройшли ультразвукові хвилі.



Рис. 4 – УЗД-зображення нирки

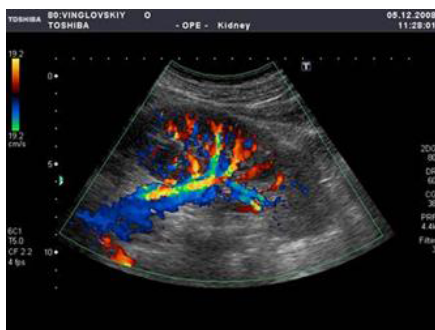


Рис. 5 – УЗД-зображення кровотоку у судинах нирки

Ультразвукове дослідження за короткий час пройшло шлях від низькочастотного сканування та чорно-білого зображення (рис. 4) до високочастотних методик з кольоровою візуалізацією та можливістю вивчення потоку крові у судинному руслі — **доплерографії** (рис. 5). За допомогою УЗД досліджують в основному органи ший, черевної порожнини та порожнини таза (щитоподібну залозу, печінку, підшлункову залозу, селезінку, жовчний міхур, нирки, надниркові залози, внутрішні жіночі та чоловічі статеві органи тощо). Особливо широкого застосування УЗД-зображення набули в акушерстві, де зображення ще не народжених дітей вивчаються на предмет відсутність аномалій їх розвитку. Додатковим результатом такого дослідження є визначення статі майбутньої дитини. Також за допо-



могою УЗД можна дослідити стан суглобів та м'яких тканин, наявність випоту в плевральній та очеревинній порожнинах, виявити збільшені лімфовузли. Можливості методу розширилися за рахунок застосування внутрішньопорожнинних давачів. На сьогоднішній день УЗД серця (*ехокардіографія*) практично витіснила рентгенографію серця.

До основних переваг УЗД належать:

- універсальність та інформативність;
- швидкість виконання;
- неінвазивність;
- відсутність променевого навантаження.

Формування УЗ-сигналу відбувається за допомогою п'єзоелектричного кристалу. Збудження цього кристала електричними сигналами призводить його високочастотних механічних коливань, які при контакті з середовищем породжують високочастотні акустичні хвилі — ультразвук (це явище носить назву п'єзоелектричного ефекту). Ультразвукові хвилі проходять крізь тіло та відбиваються назад до кристала різними тканинами з тіла. Ці відбиті ультразвукові хвилі (луна, ехо) діють на п'єзоелектричний кристал та породжують в ньому електричний сигнал (це явище називається обернений п'єзоелектричний ефект). В результаті аналізу цього електричного сигналу комп'ютером отримується зображення перерізу шляху проходження УЗ-хвилі.

Кістки, наповнені рідиною біологічні структури та межі розподілу тканин мають різну здатність відбивати УЗ-хвилі. Розрізняють тканини, у яких УЗ-хвилі проходять краще (гіперехогенні) та гірше (гіпоехогенні). В УЗД-зображенні гіперехогенні тканини показуються білим або злегка сірим кольором, а гіпоехогенні — як темно-сірий колір (рис. 4). Чисті рідини

є анехогенними середовищами (практично не відбивають ультразвук) і показуються чорним кольором. До того ж оскільки фактично через весь звук передається область, що містить рідину, тканини, які знаходяться ближче до джерела випромінювання отримують потужніші УЗ-хвиль і на зображенні проявляються чіткіше. Цей ефект відомий як «акустичне збільшення» та проявляється у тканинах, прилеглих до жовчного міхура, сечового міхура і звичайних кіст. Обернений ефект, відомий як «акустичне затінювання», відбувається у випадку заповнених газами кишок, жовчних і ниркових каменів, та на молочних залозах.

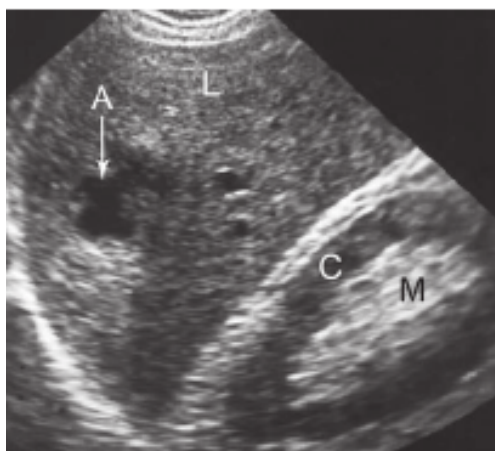


Рис. 6 – Тканини різної ехогенності

У типових ультразвукових дослідженнях щомиті генеруються і приймаються мільйони звукових імпульсів і луна-сигналів. Зонд можна рухати уздовж поверхні тіла і нахилити, отримуючи зображення в різних проекціях. Передусім УЗД-зображення дає інформацію про морфологію (структуру) органів. Наприклад, на рис. 6 показане УЗД-зображення частини печінки та нирки. На зображенні можливо виділити область, заповнену

анехогенною рідиною (абцесс) — позначена літерою А; тканину з середньою ехогенністю (позначена L); гіперехогенну оболонку нирки (позначена С) та гіперехогенну мозкову тканину нирки (позначена М).

## 4 Комп'ютерна томографія

Методом *рентгенівської комп'ютерної томографії* (КТ) зображення отримують шляхом обертання навколо пацієнта джерела рентгенівського випромінювання, та детектора, який знаходиться на протилежній стороні тіла. Проходячи крізь тіло пацієнта рентгенівські промені відхиляються і зазнають зміни. Ці незначні зміни приймаються детектором і перетворюються в зображення. Отримані знімки представляють собою свого роду поперечні «зрізи» тіла пацієнта що дозволяють лікарям створювати тривимірну модель всього тіла і внутрішніх органів.

Головною і принциповою відмінністю зображення в комп'ютерній томографії від звичайного рентгенівського зображення є те, що воно постає як результат точних вимірювань і обчислень, які відносяться саме до обраного шару. Тому зображення в рентгенівській комп'ютерній томографії мають в десятки разів більшу, ніж на традиційних рентгенівських знімках, роздільну здатність за густиною тканин, що дозволяє добре диференціювати м'які тканини, розділяти зображення структур, які накладаються одне на одне, і точно визначати ділянки патологічних змін.

Принципи комп'ютерної томографії у графічному вигляді зображені на рис. 7. Точковий рентгенівський випромінювач і детектор синхронно переміщуються з протилежних сторін від досліджуваного об'єкта, «розсікаючи» цей об'єкт поперек. Чутливий детектор увесь час реєструє випромінювання, що пройшло через об'єкт. Потім система «випромінювач-детектор» обертається на деякий кут відносно центру об'єкта, і процес

сканування повторюється. Усі послідовні сигнали детектора квантуються (переводяться в цифрову форму) за допомогою АЦП (аналого-цифрового перетворювача) і надходять до ЕОМ, де обробляються за спеціальною програмою, в результаті чого синтезується двовимірне, площинне (2D) або об'ємне (3D) зображення об'єкту, що представляється на моніторі (рис. 8, 9).

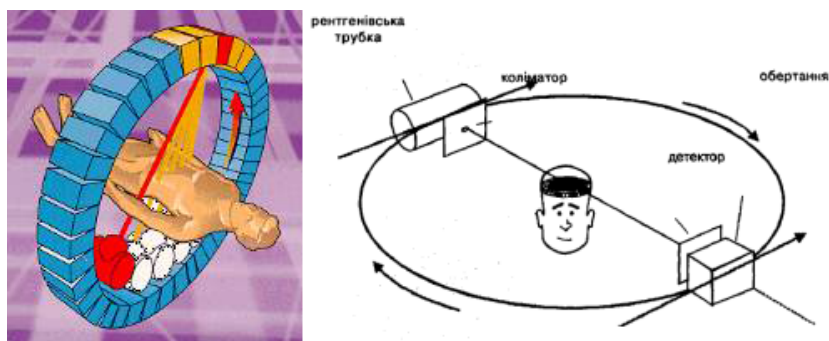


Рис. 7 – Спрощена ілюстрація принципу дії рентгенівського комп'ютерного томографа

Було створено декілька поколінь комп'ютерних томографів. Новим досягненням є створення «спіральної» комп'ютерної томографії, що дозволяє на основі безперервного обертання рентгенівської трубки і руху столу добитися отримання чіткої диференціації між тканинами патологічного осередку розміром 2...3 мм, а також і тривимірного зображення органів і судин.

Переваги КТ перед звичайним рентгенологічним дослідженням:

1. КТ дозволяє отримати чітке зображення органів і патологічних утворень тільки у площині досліджуваного зрізу, без нашарування вище і нижче розташованих структур. Таким чином, КТ позбавлена одного із головних

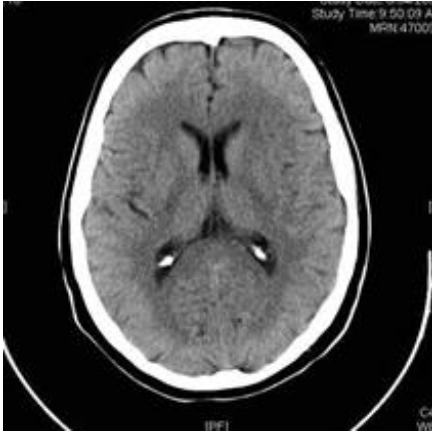


Рис. 8 – Комп'ютерна томограма зрізу головного мозку в нормі

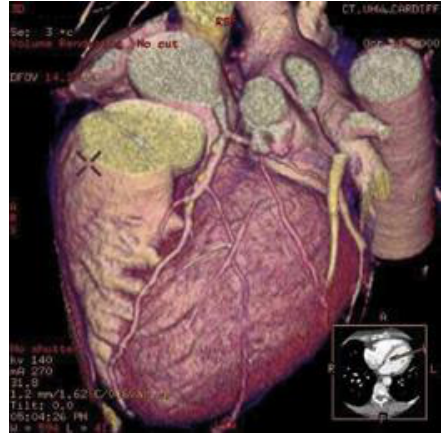


Рис. 9 – КТ-реконструкція серця

- недоліків рентгенографії — суперпозиції структур, розташованих на різній глибині.
2. КТ забезпечує зображення в аксіальній площині, яка недоступна у рентгенодіагностиці. Від цього повна назва цього методу: рентгенівська аксіальна комп'ютерна томографія. Ця площина необхідна для уявлення топографії органів та просторових співвідношень між ними.
  3. КТ забезпечує високий рівень тканинного контрасту.
  4. КТ характеризується високою чутливістю, що дозволяє віддиференціювати окремі органи і тканини один від одного по щільності у межах 1...2%, а на томографах 3 і 4 поколінь — до 0,5%.
  5. КТ дозволяє отримати точну кількісну інформацію про розміри і щільність окремих органів, тканин і патоло-

гічних утворень, що дає можливість робити висновки відносно характеру пошкодження.

6. КТ дозволяє оцінити не тільки стан органу, що досліджується, але взаємовідношення патологічного процесу з тканинами та органами, які розташовані поруч, наприклад, інвазії пухлин в сусідні органи.
7. КТ дозволяє отримувати топограми, тобто поздовжнє зображення досліджуваної області подібне рентгенівському знімку шляхом переміщення хворого повздовж нерухомої трубки. Топограми використовують для встановлення довжини патологічного вогнища і визначення кількості зрізів.

Інокли для покращення якості зображення в організм досліджуваного вводиться *контрастна речовина* — спеціальний барвник, який потрібен для того, щоб краще «освітити» обстежувану ділянку тіла [?]. Контрастна речовина поглинає рентгенівські промені і з'являється біле забарвлення на знімку, яке акцентує свою увагу на потрібному лікареві органі (наприклад кишечник, легені, мозок, кров'яні судини та ін.). Контрастну речовину можуть ввести різними шляхами, наприклад перорально (при скануванні стравоходу чи живота), ін'єкційно (це покращує видимість на зображенні сечового та жовчного міхурів, печінки чи кровоносних судин) або за допомогою барійної клізми (в даному випадку контрастна речовина буде містити барій, який введуть через пряму кишку за допомогою клізми; цю процедуру роблять перед КТ кишечника).

Відносна щільність області тіла, яке досліджується методом КТ, може бути виражена у так званих одиницях Хаунсфілда [?]. Шкала одиниць Хаунсфілда (денситометричних показників, англ. *HU*) — шкала лінійного послаблення випромінювання по відношенню до дистильованої води, рентгенівська

щільність якої була прийнята за 0  $HU$  (при стандартному тиску та температурі). Для матеріалу  $X$  з лінійним коефіцієнтом послаблення  $\mu_X$  величина  $HU$  визначається згідно формули

$$HU = \frac{\mu_X - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \times 1000,$$

де  $\mu_{water}$  та  $\mu_{air}$  — лінійні коефіцієнти послаблення води та повітря при стандартних умовах. Таким чином, одна одиниця Хаунсфілда відповідає 0,1% різниці в послабленні випромінювання між водою та повітрям, або приблизно 0,1% коефіцієнту послаблення води, так як коефіцієнт послаблення повітря практично дорівнює нулю.

Таблиця 5.1

### Середні денситометричні показники

Речовина	HU
Повітря	-1000
Легені	-500
Жир	від -100 до 50
Вода	0
Спинномозкова рідина	15
Нирки	30
Кров	від +30 до +45
М'язи	від +10 до +40
Сіра речовина	від +37 до +45
Біла речовина	від +20 до +30
Печінка	від +40 до +60
М'які тканини	від +100 до +300
Кістка	від +700 (губчаста речовина) до +3000 (кісткова речовина)

На основі використання контрастних речовин ґрунтується важливий вид КТ — *ангіографія* — метод візуалізації кровеносних судин. Це дослідження дозволяє виявити пошкодження і пороки розвитку кровеносних судин, такі як аневризми, звуження судин, мальформації, порушення прохідності судин (атеросклероз, тромбоз), пошкодження і пороки розвитку різних органів, пухлини і т.д. На рис. 10 показана ангіограма кисті з яскраво вираженою ангіомою (доброякісною пухлиною, яка розвивається виключно у новоутворених кровеносних (справжня ангіома) або лімфатичних судинах та порожнинах (лімфангіома)) на безіменному пальці.

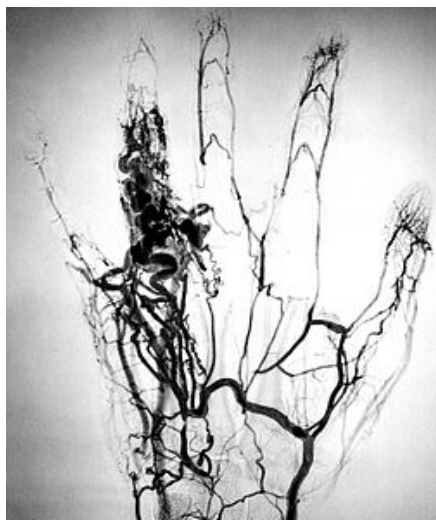


Рис. 10 – Приклад ангіограми кисті з ангіомою на безіменному пальці

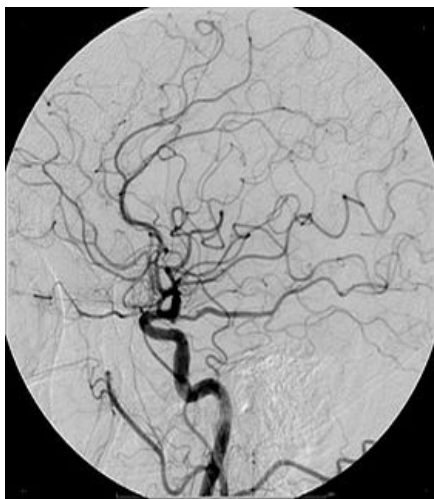


Рис. 11 – Цифрова субстракційна ангіограма судин головного мозку

На сьогоднішній день для всіх структур окрім серця, використовують техніку, яка носить назву *цифрова субстракційна ангіографія* (ЦСА, digital subtraction angiography — DSA). Зоб-



раження в даному випадку зазвичай беруться по 2 - 3 кадри за секунду, що дозволяє неінвазивно оцінювати потік крові через судину. Ця техніка «віднімає» кістки та інші органи від зображення судин, наповнених контрастною речовиною, завдяки чому останні стають на зображенні значно чіткішими. Серцеві зображення беруться по 15...30 кадрів за секунду, не використовуючи техніку ЦСА, оскільки вона вимагає, щоб пацієнт залишився нерухомим, а це не може використовуватися на серці. Ці методи надають можливість радіологові або кардіологові бачити стеноз (блокування або звуження) усередині судини, яке, можливо, перешкоджає потоку крові і заподіює пекучий біль.

## 5 Магнітно-резонансна томографія

*Магнітно-резонансна томографія* (МРТ) — найважливіший клінічний метод діагностики багатьох захворювань людини. Метод може виявляти пухлини будь-якої локалізації, більшість захворювань головного і спинного мозку, серця, опорно-рухового апарату та ін. За допомогою МРТ можна досліджувати судини без застосування контрастних речовин.

Магнітно-резонансна томографія — променевий метод дослідження, заснований, як і КТ, на одержанні пошарових зображень. Проте в його основі лежить не рентгенівське випромінювання, а *ядерний магнітний резонанс* (ЯМР) — фізичне явище взаємодії зовнішніх магнітних полів з протонами ядер досліджуваної речовини. Ядра певних елементів мають здатність під дією зовнішнього електромагнітного поля поглинати енергію, а потім віддавати її у вигляді радіосигналу (магнітного резонансу). За допомогою комп'ютера проводять збір та обробку інформації про розподіл диполів речовини та кількість виділеної енергії у заданій площині об'єкта. На дисплеї виникає

зображення томографічного зрізу, яке характеризує не тільки фізичні, але й хімічні властивості тканин.

Феномен ядерного магнітного резонансу був описаний незалежно один від одного Ф. Блохом і Е. Перселлом в 1946 р., за що автори отримали в 1952 р. Нобелівську премію. Однак перші ЯМР-томограми внутрішніх органів людини були зроблені лише в 1977 р.

Тіло людини складається в основному з жиру і води, що містять багато атомів водню (в сумі виходить майже 63%), які здатні випромінювати ЯМР-сигнали. Метод візуалізації ЯМР-сигналів від атомів водню, який дає змогу пошарового дослідження органів і тканин організму людини, називається магнітно-резонансною томографією (МРТ).

МРТ-зображення показує розподіл атомів водню в досліджуваному шарі об'єкту. Методика МРТ для візуалізації внутрішніх органів людини виглядає таким чином. Пацієнта розміщують у сильне магнітне поле, це призводить до того, що всі атоми водню в тілі пацієнта стають паралельно напрямку магнітного поля. У цей момент апарат посилає електромагнітний сигнал перпендикулярно основному магнітному полю. Атоми водню, що мають однакову з сигналом частоту, «порушуються» і генерують свій сигнал, який вловлюється апаратом. Різні види тканин (кістки, м'язи, судини і т.д.) мають різну кількість атомів водню і тому вони генерують сигнал з різними характеристиками. Тіло людини послідовно сканується радіочастотним променем і реєструється відповідь у вигляді випромінювання ядер, яке перетворюється на електричні сигнали, що надходять до ЕОМ, обробляються за допомогою відповідних алгоритмів реконструкції і будується зображення шарів досліджуваного органу.

Інформативність дослідження є особливо високою для м'яких тканин (зокрема, головного та спинного мозку, суглобів). МРТ дає змогу аналізувати і отримувати зображення внутрі-

шніх органів, які відповідають не тільки їх анатомічній структурі, але й їхнім хімічним властивостям. Для ЯМР-сигналу не є перешкодою ні кістки, ні заповнені повітрям порожнини, наприклад легені, або шлунок. МРТ дозволяє отримувати зображення практично в будь-якій площині без зміни положення тіла пацієнта, змінюючи лише градієнти магнітних полів.

Досі не доведено шкідливого ефекту змінного магнітного поля. Однак металевий (ферромагнітний) об'єкт під впливом потужного змінного магнітного поля розігрівається, що може бути небезпечним для пацієнта. Тому наявність у тілі сторонніх металовмісних предметів (наприклад, кардіостимуляторів, протезів, металевих імплантантів) є протипоказанням до застосування МРТ.

## 6 Методи радіонуклідного дослідження

*Методи радіонуклідного дослідження* (РНД) ґрунтуються на вимірюванні гамма-випромінювання радіофармацевтичного препарату (РФП), який вводять в організм з діагностичною метою. Цей препарат вибірково затримується різними органами і тканинами, містить у своєму складі радіонуклід, що розпадається з випроміненням певних квантів. Ділянки підвищеного нагромадження РФП («гарячі» осередки ураження) виявляються у запаленнях, гіперплазіях, деяких пухлинах та метастазах. Ділянки зменшеного нагромадження РФП («холодні» осередки ураження) відображають втрату функціональної активності тканини в області пухлини, кісти, розростання сполучної тканини, зниження кровотоку.

Три головних методи радіонуклідних досліджень — *сцинтиграфія, однофотонна емісійна комп'ютерна томографія* (ОФЕКТ) та *позитронно-емісійна томографія* (ПЕТ).

## 6.1 Сцинтиграфія

**Сцинтиграфія** — це метод радіонуклідного дослідження внутрішніх органів, заснований на візуалізації з допомогою сцинтиляційної гама-камери розподілу введеного в організм радіофармацевтичного препарату. Сцинтиляційні гама-камери (їх ще називають камерами Ангера) складаються з детектора (сцинтиляційного кристалу), фотоелектронного помножувача (ФЕП) і змінних свинцевих коліматорів (тубусів для екранування детектора). Гамма-кванти від РФП, розподіленого в тілі пацієнта, через отвори в коліматорі збуджують у кристалі світлові спалахи — сцинтиляції, які враховуються ФЕП і за допомогою електронного блоку формуються в позиційний сигнал на електронно-променевої трубці. Фотографічна або поляроїдна камера, приставлені до електронно-променевої трубки, дозволяє отримувати фото- або поляроїдні зображення — сцинтиграми. Сучасні сцинтиляційні гама-камери включають спеціалізовану ЕОМ, у пам'яті якої реєструються зображення розподілу РФП в досліджуваній області.

Сцинтиграфія дозволяє вивчити топографію органу, виявити в ньому морфологічні, функціональні та метаболічні порушення. Сцинтиграфія з остеотропним РФП у багатьох випадках дозволяє виявляти метастази пухлини в кістках за 4...6 міс. до появи їх рентгенологічних ознак. На патологічні зміни в органах вказує підвищене нагромадження або зниження РФП в ньому (рис. 12, 13).

## 6.2 Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія

**Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія** (ОФЕКТ) є методом візуалізації тканин *in vivo*, у якому для прийому гамма-променів, які випускає гамма-випромінюючий

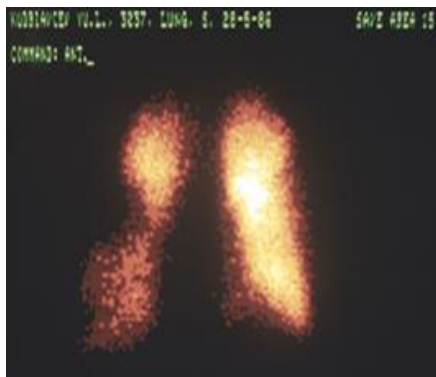


Рис. 12 – Сцинтиграма легенів при тромбоемболії дрібних гілок легеневих артерій з переважним ураженням правої легені



Рис. 13 – Сцинтиграма рук: ліва кисть не змінена, на правій кисті спостерігається відсутність великого пальця внаслідок порушення кровопостачання

радіоіотоп, введений пацієнтові внутрішньовенно, застосовується обертальна камера. Різні радіоізотопи локалізуються у певних органах або ділянках організму і дозволяють камері зафіксувати форму або особливості функціонування цільової області, після чого комп'ютер на основі цієї інформації формує зображення. Використовувані в цьому методі радіоізотопи мають малий період розпаду і тому зберігаються в організмі нетривалий час.

### 6.3 Позитронно-емісійна томографія

За принципом дії *позитронно-емісійна томографія* (ПЕТ) не відрізняється від ОФЕКТ, проте використовувані в ній радіоізотопи розпадаються ще швидше і виділяють два гамма-

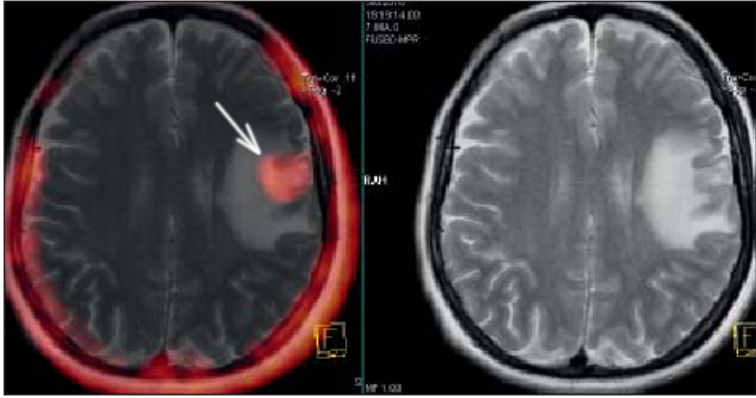


Рис. 14 – Порівняння зображень перерізу головного мозку, отриманих за допомогою ОФЕКТ (ліворуч) та КТ (праворуч). На ОФЕКТ-зображенні чітко видно крововилив (показаний білою стрілкою)

промені в протилежних напрямках. Це дає можливість отримати численні ракурси під різними кутами, що дозволяє проводити тривимірну візуалізацію потрібної області або органу-мішені.

Цей метод особливо широко використовується в онкології, оскільки РФП, які використовуються в ПЕТ, дуже сильно поглинаються різномантними пухлинами. Проте як і інші методи радіонуклідних досліджень, він має низьку специфічність, тобто за його допомогою можливо чітко встановити локалізацію та форму пухлини, але майже нічого не можна сказати про її тип та причини утворення. Специфічність ПЕТ може бути збільшена за рахунок поєднання її з іншим методом, наприклад, КТ або МРТ.

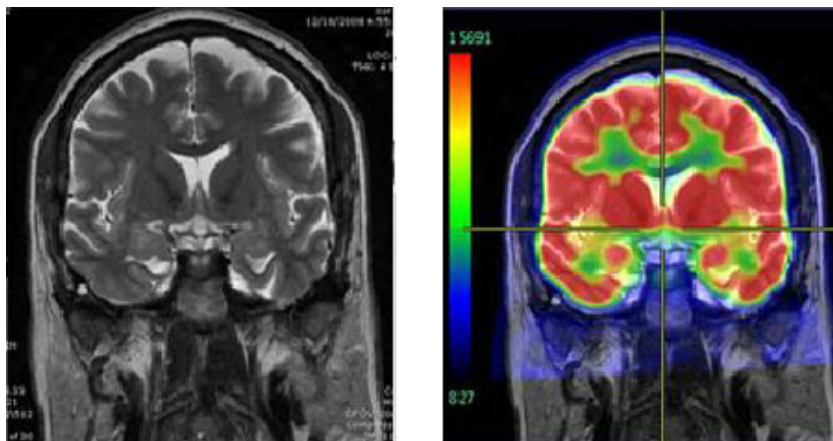


Рис. 15 – Порівняння зображень головного мозку, отриманих методом КТ (ліворуч) та ПЕТ (праворуч)

## 7 Флуоресцентна мікроскопія

*Флуоресцентна мікроскопія* (ФМ) — це метод отримання збільшеного зображення з використанням люмінесценції збуджених атомів та молекул зразка. На відміну від звичайної оптичної мікроскопії ФМ-зображення мають суттєво збільшену контрастність, завдяки чому їх значно легше аналізувати. В флуоресцентному мікроскопі зразок опромінюється світлом із більшою частотою (меншою довжиною хвилі), а зображення отримують на іншій, меншій частоті (більшій довжині хвилі). Випромінювання зразка, відповідно, пропускається через фільтр, що відсікає світло на частоті збудження.

Біологічний матеріал, як правило, сам по собі флуоресцює украй слабо, але завдяки застосуванню яскравих і різноманітних флуоресцентних молекул (флуорофорів), здатних специфічно забарвлювати різні структури тканин і кліток, метод флуоресцентної мікроскопії виявився дуже цінним для медико-біологічних наук.

Самі по собі ультрафіолетові промені невидимі для людського ока, але при зіткненні фотона ультрафіолетового випромінювання з електроном атома флуоресцентного матеріалу електрон переходить на більш високий енергетичний рівень. Подальше повернення порушеної електрона на нижній рівень супроводжується випромінюванням фотона з меншою енергією, що відповідає видимому (ближче до червоному) діапазону спектра. Принцип роботи флуоресцентного мікроскопа полягає в опроміненні підготовленого препарату яскравим активізує освітленням і наступному виділенні значно слабшого флуоресцентного світіння (рис. 16). Таким чином, очей спостерігача або інший детектор буде сприймати тільки вторинне випромінювання. Світіння флуоресціюючих ділянок повинно спостерігатися на темному тлі, щоб забезпечувалася достатній для їх виявлення контраст (рис. 17). Чим темніший фон з нефлуоресціюючого матеріалу, тим вище ефективність приладу.

Традиційні методи флуоресцентної мікроскопії володіють істотно нижчою роздільною здатністю в порівнянні з електронною або атомно-силовою мікроскопією. Проте на відміну від останніх, оптична мікроскопія дозволяє спостерігати за внутрішньою мікроструктурою клітин і навіть невеликих організмів, причому не тільки фіксованих, але і живих. Завдяки цьому флуоресцентна мікроскопія виявилася якнайкращим методом для вивчення механізмів функціонування організмів на клітинному та субклітинному рівнях.

## 8 Трансмісійна електронна мікроскопія

Принцип роботи трансмісійного електронного мікроскопа у дечому аналогічний проектору слайдів, з тією різницею, що замість світлових променів для отримання зображення досліджу-



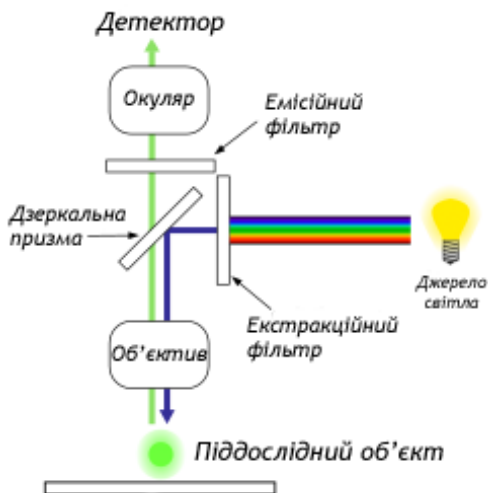


Рис. 16 – Схематичний принцип дії флуоресцентного мікроскопа

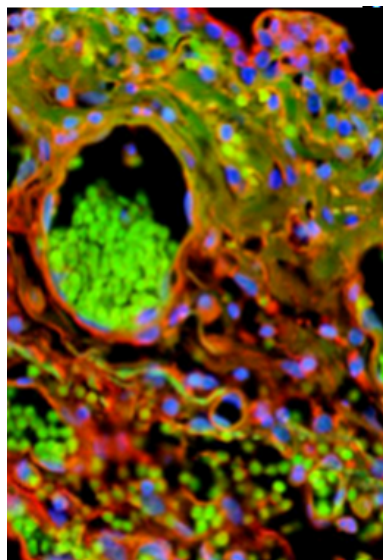


Рис. 17 – Зображення мікроб'єкту, отримане методом флуоресцентної мікроскопії

ваного об'єкта застосовується сфокусований пучок електронів. Робота електронного мікроскопа складається з наступних основних кроків (рис. 19). Джерело (електронна гармата) випускає потік електронів, які рухаються з прискоренням в напрямку досліджуваного препарату завдяки прикладеній позитивній напрузі. За допомогою металевих щілинних діафрагм та магнітних лінз цей потік обмежується і фокусується, утворюючи тонкий пучок, сфокусований на препараті, який являє собою ультратонкий зріз біологічного зразка. При проходженні пучка електронів крізь препарат, підданий обробці солями важких металів, щільність пучка змінюється за рахунок розсіювання електронів. Частина пучка, що пройшла крізь досліджуваний

препарат, проєктується на екран або фотоприймач з мішенню з фосфорисцюючого матеріалу. Взаємодія електронів з матеріалом екрану призводить до появи світла і, отже, видимого зображення.

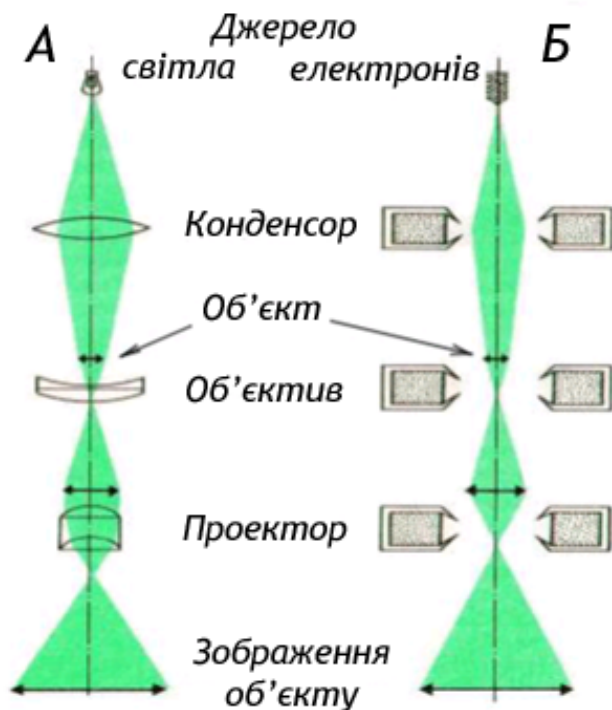


Рис. 18 – Порівняння принципів дії оптичного (А) та трансмісійного електронного (Б) мікроскопів

Електронна мікроскопія з її високою роздільною здатністю відкриває багато нових деталей клітинних структур. Однак принципи формування зображення в електронному мікроскопі значно відрізняються від світлового мікроскопа. Ці відмінності необхідно враховувати для правильної інтерпретації

електронно-мікроскопічних зображень. У звичайному мікроскопі зображення створюється за рахунок відмінностей в ступені поглинання світла різними ділянками досліджуваного об'єкта, в електронному — в основному за рахунок розсіювання об'єктом електронів. Ділянки клітин, які сильно розсіюють електрони, будуть виглядати на екрані темними, а ділянки, що слабо розсіюють електрони — світлими.

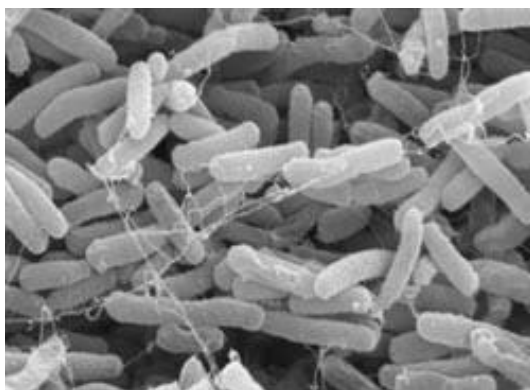


Рис. 19 – Приклад зображення, отриманого за допомогою електронного мікроскопу (бактерії *E. coli*)

Біологічні мікрооб'єкти (клітини) складаються з речовин, побудованих головним чином з легких елементів (С, N, O, H, P, S та ін.), тому їх зображення в електронному мікроскопі слабо контрастні і в клітинах можна побачити дуже мало структурних деталей. При використанні світлового мікроскопа це складне становище долається за допомогою фарбування (контрастування) об'єктів різними барвниками. В електронній мікроскопії щоб зробити зображення більш контрастним, клітини обробляють солями важких металів (свинцю, ртуті, хрому, урану, вольфраму, осмію). Оскільки атоми важких металів дуже сильно розсіюють електрони, то ті структури клітини, які поглинули ці метали, виглядають темними і контрастними.

## 9 Медична термографія

*Термографія* являє собою один з методів медичного дослідження, принцип дії якого базується на перетворенні інфрачервоного випромінювання людського тіла в електронний імпульс. Останній показує на екрані приймаючого апарату відеозображення органу або організму в цілому. В залежності від обладнання термограма може бути різнобарвною або чорно-білою.

Різні відтінки і кольори, які з'являються на моніторі апарата, відповідають різним температурним показникам. Так, наприклад, в сині тони пофарбовані так звані «холодні» частини тіла, а ділянки з високою температурою позначаються жовтим, червоним, зеленим і білим кольорами. Якщо термограма виконана в чорно-білій гамі, то чим темніше відтінок кольору, тим нижче температура цієї ділянки, і навпаки.

Розрізняють *контактну* та *інфрачервону* термографію.

При контактній термографії до ділянок тіла, які необхідно дослідити, лікар прикладає спеціальну пластину або фольгу, має внутрішній шар із специфічних рідких кристалів. Останні мають можливість змінювати свій колір залежно від найменших температурних коливань. Як тільки інфрачервоне випромінювання починає впливати на кристали, зображення передається на монітор. Потім робиться порівняння колірних показників з електронною температурної шкали.

Інфрачервона термографія — найпоширеніший метод термографії. Він забезпечує зображення теплового рельєфу поверхні тіла і вимірювання температури в будь-якому ділянці поверхні тіла. Інфрачервону термографію здійснюють за допомогою спеціальних приладів — термографів (тепловізорів). Основними технічними характеристиками ІЧ-сканера є поріг температурної чутливості, поле огляду, діапазон робочих відстаней, параметри сканування (кількість стрічок, число елементів у рядку, частота кадрів) і т.д. Сканери випускають з одно-

багатоелементними приймачами випромінювання; охолодження приймачів здійснюється по циклу Старлінга, термоелектрично на основі ефекту Пельтьє або рідким азотом. Спектральна чутливість приймачів випромінювання зазвичай лежить в одному з діапазонів 2...5 мкм або 8...14 мкм. Існуючі комплекси забезпечують точність порядку 0,2 °С при середній температурі 30 °С.

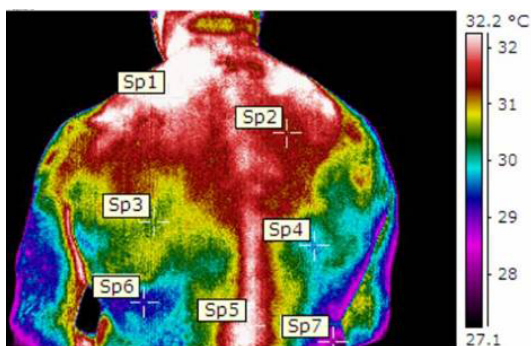


Рис. 20 – Фрагмент теплового портрету людини

Як правило, медики звертаються до такого виду дослідження при наявності підозри на недостатній артеріальний кровообіг. Особливо актуальна термографія молочних залоз, яка дозволяє виявити будь-які запальні процеси в грудях або наявність пухлин, ранніх стадій раку та інших патологій. Це робить даний метод набагато ефективнішим ніж мамографія. Дуже інформативна і термографія щитовидної залози, допомагає розпізнавати будь-які патологічні процеси, що протікають на даній ділянці тіла. У будь-якому випадку всі результати, отримані в ході дослідження, повинні бути підтверджені іншими аналізами і обстеженнями.