

## ФИЗИКАТА В ОБРАЗНАТА ДИАГНОСТИКА

*Женя Василева<sup>1</sup>, Васил Хаджидеков<sup>2</sup>, Венцеслав Тодоров*

*<sup>1</sup>Национален център по радиобиология и радиационна защита, София*

*<sup>2</sup>Катедра “Образна диагностика”, Медицински университет, София*

Природата не ни е дарила със способността да виждаме органите в човешкото тяло и тяхното функциониране. Това направи науката за природата – физиката, която даде на лекаря средства да “погледне” в тялото, за да открива болестни изменения в него и да следи резултатите от тяхното лечение. Раждането на образната диагностика поставя началото на съвременната медицина.

На 8 ноември 1895 г. германският физик Конрад Рентген открива неизвестно дотогава лъчение и неговото свойство да преминава през тялото, като отслабва в нееднаква степен в различните тъкани и формира образа им върху флуоресциращ екран или фотографска плака. Рентген предоставя безвъзмездно своето откритие на човечеството, отказвайки дори да го патентова. На 13 януари 1896 г. в Бирмингам двама лекари откриват с рентгенова снимка на ръката на жена попадналата в нея игла, която на другия ден е отстранена оперативно. Така е поставено началото на рентгеновата диагностика – най-старият и най-широко използваният метод за образна диагностика.

Съвременната образна диагностика се състои от пет клинични метода – рентгенова, радионуклидна, ултразвукова и магнитно-резонансна диагностика и термография. Тези методи принадлежат на две различни медицински специалности – Образна диагностика и Нуклеарна медицина. Радионуклидната диагностика е част от Нуклеарната медицина, която включва и лечението с радиофармацевтици (метаболитната брахитерапия). Останалите четири метода са в състава на Образната диагностика.

### РЕНТГЕНОВА ДИАГНОСТИКА

Основа на рентгеновата диагностика е силната зависимост на общия коефициент на отслабване  $\mu$  за рентгеновите лъчи от вида на биологичните тъкани. Изследваната част на тялото се пролъчва с рентгеново лъчение с енергия между 20 и 140 keV, което при преминаването си през тъканите намалява своя интензитет (отслабва). Отслабването е резултат от два вида взаимодействие на рентгеновите лъчи с тъканите – при по-ниски енергии преобладава фотоелектричното поглъщане, а при по-високи енергии – Комптъновият ефект [2]. Отслабването на лъчението е по експоненциален закон и освен от  $\mu$  зависи от дебелината  $d$  на структурите:

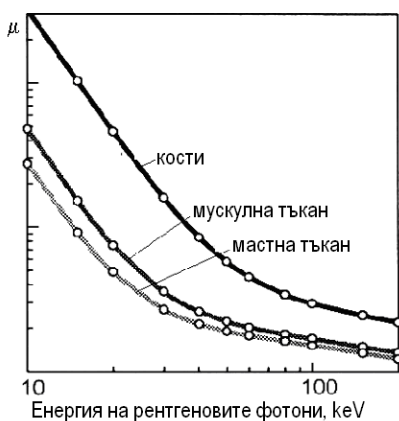
$$\psi(x, y) = \psi_0 \exp\left[-\int_d \mu(x, y, z) dz\right].$$

Тук  $\psi(x, y)$  е разпределението на мощността на енергийния пренос (интензитетът) на лъчението в равнината  $(x, y)$ , която е перпендикулярна на посоката на разпространение на рентгеновите лъчи  $z$  [7]. Най-големи са стойностите на  $\mu$  за костите, многократно по-малки за меките тъкани и най-малки – за въздушните кухини. Затова интензитетът на рентгеновите лъчи, преминали през костни структури е най-малък, а зад въздушните

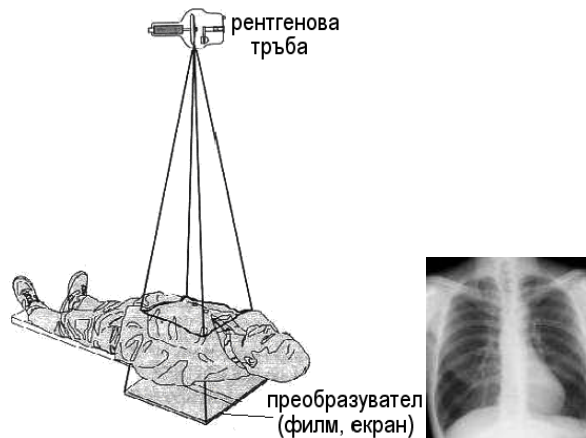
XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

---

кухини – най-голям. Разликата между стойностите на  $\mu$  за тези тъкани е по-голяма при по-ниски енергии на фотоните, отколкото при по-високи (фиг.1). Това определя по-големия контраст на рентгеновия образ при по-ниски енергии на фотоните, получаван обаче за сметка на по-голяма погълната лъчева енергия в тялото при по-големите стойности на  $\mu$ . На фиг. 2 е представено схематично получаването на образа в **класическата**, наричана още **конвенционална рентгенова диагностика**, при която диагностичният образ представлява двумерна проекция на пролъчените тримерни структури [5, 8].



**Фиг. 1.** Зависимост на общия коефициент на отслабване  $\mu$  от енергията на рентгеновите фотони и от вида на биологичната тъкан



**Фиг. 2.** Схематично представяне на получаването на рентгеновия образ

Преминалите през тъканите без да взаимодействат с тях рентгенови лъчи формират невидимо лъчево изображение, което се преобразува във видим образ чрез равнинен детектор, наричан преобразувател на образа. При *рентгеновата графия* преобразувателят е рентгенов филм и образът представлява разпределение на оптичната плътност (почерняването) на филма: най-светли са костите, по-тъмни – меките тъкани и най-тъмни – белите дробове, т.е. образът е негативен. Поради малката абсорбционна ефективност на филма за рентгеновите лъчи, той се експонира “в сандвич” между два флуоресциращи слоя – т.нар. усилващи фолии, които преобразуват рентгеновите лъчи в светлина, към която филмите имат много по-голяма чувствителност. Използването на тези филм-фолийни комбинации намалява многократно облъчването на пациента. Със същата цел през последните години рентгеновият филм се замества от дигитален детектор. При *рентгеновата скопия* образът се получава върху флуоресциращ екран, като яркостта на екрана е най-голяма зад белите дробове, по-малка зад меките тъкани и най-малка – зад костите. За увеличаване на яркостта, в модерните рентгенови скопични уредби образът се усилва чрез електронно-оптичен преобразувател (ЕОП), след което чрез телевизионна система се наблюдава върху монитор [1]. Вместо ЕОП най-новите скопични уредби използват плоски панелни дигитални детектори с директно или с индиректно преобразуване [8].

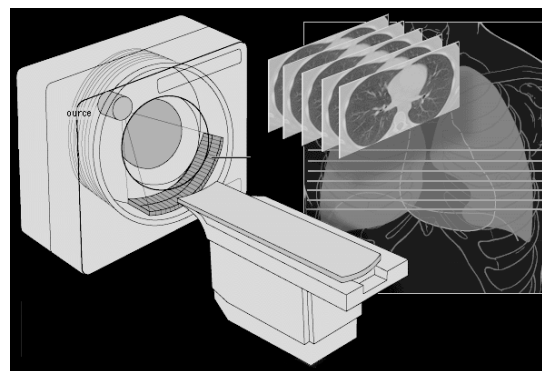
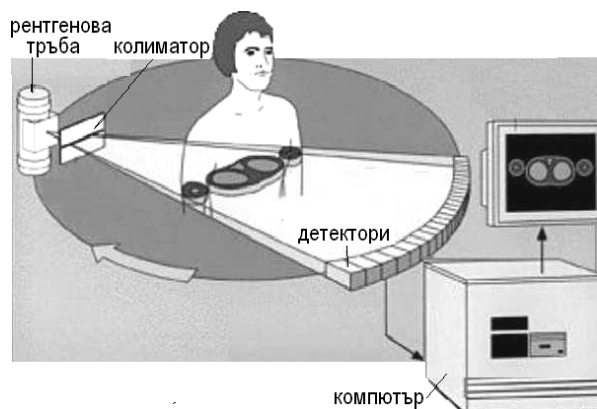
Втората важна стъпка в развитието на образната диагностика е направена с изобретяването през 1972 г. на **рентгеновата компютърна томография (СТ)**. Това е метод за получаване на двумерен образ на тънък слой от тъкани, лежащи между две успоредни близкоразположени равнини в тялото. Докато при конвенционалните рентгенови методи ин-

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

формацията за тримерния обект се представя като двумерен образ, поради което в него има препокриване на някои от пролъчваните тъкани, при СТ това се избягва и рентгеновият образ е с по-голям контраст [1, 6, 7, 8].

В основата на СТ са публикуваните през 1917 г. от Радон уравнения за получаване на образ на двумерен или тримерен обект от неговите едномерни проекции, както и разработената от Мак Кормак през 1956 г. математичната теория за реконструиране на образа. Първият рентгенов компютърен томограф е създаден от Хаунсфийлд за изследване на главния мозък. През 1979 г. Мак Кормак и Хаунсфийлд получават Нобелова награда по физиология или медицина за създаването на СТ.

Формирането на диагностичния (томографския) образ при СТ става в три фази. Първата фаза е *сканирането*: тесен колимиран сноп рентгенови лъчи преминава под различни ъгли през тънък слой тъкани между две напречни равнини от тялото, като сигналите от преминалото лъчение се измерват с голям брой срещулежащи детектори – малки сцинтилационни кристали или ксенонови йонизационни камери, механично свързани с тръбата в т.нар. *гентри* (фиг. 3). Сигналите от всички едномерни проекции (линейни интеграли) постъпват в паметта на компютър, който управлява и целия диагностичен процес.



Фиг. 3. Получаване на рентгеновия компютър-томографски образ

Във втората фаза – *компютърното реконструиране*, коефициентът на отслабване в определена точка от среза  $\mu(x,y)$  се представя като сума от линейните интеграли за всички лъчи, преминали през точката. След реконструкцията коефициентът на отслабване на всеки елемент  $(x,y)$  от матрицата (пиксел) се представя чрез т.нар. *Хаунсфийлдови единици, HU*:

$$HU(x, y) = 1000 \frac{\mu(x, y) - \mu_{\text{вода}}}{\mu_{\text{вода}}},$$

където  $\mu_{\text{вода}}$  е общият коефициентът на отслабване за вода. Скалата на Хаунсфийлдовите единици е от минус 1000 (за въздух) до плюс 3000 (за плътни кости); меките тъкани имат  $HU$  от минус 300 до минус 100; по дефиниция  $HU = 0$  за водата [7, 8].

При третия етап от формирането на образа – *визуализирането*, на всяка  $HU$  се приписва определена яркост, като черният цвят съответства на най-малките стойности на  $HU$ , а белият – на най-големите. Използва се  $2^{12}$  или  $2^{16}$  степени на сивота. Разделителната способност е по-малка от тази на конвенционалните рентгенови методи – до 0,4 – 0,5 mm, и е

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

---

ограничавана от физичните размери на детекторите и големината на цифровата матрица. Най-голямото предимство на СТ е възможността за разграничаване на разлики в рентгеновата плътност на тъканите до 0,25 – 0,5 %, постигана чрез визуализиране на сигналите само от тънкия слой тъкани, както и чрез допълнително компютърно увеличаване на контраста чрез “прозоречна техника” или други начини. Увеличеният контраст повишава способността на зрението да открива структури с малки размери [8, 10].

При съвременните СТ уредби рентгеновият сноп в равнината на среза е ветрилообразен и широк, обхващащ изцяло тялото на пациента. Това намалява времето за получаването на образа на един срез до по-малко от секунда. Модерна модификация са *спиралните СТ*, при които по време на непрекъснатото въртене на системата тръба-детектори, масата с пациента извършва бавно линейно движение. Последно поколение са *многосрезовите СТ*, при които увеличеният брой детектори по оста  $z$  осигурява получаването едновременно на образите на повече (от 4 до 64) успоредни среза. Това съкращава още повече времето на сканирането и позволява изследването на бързи динамични процеси, например в кардиологията [8].

Все по-голяма е ролята на СТ за диагностика на онкологичните заболявания [7]. Развиващи се направления са СТ-ангиографията и СТ-скрининга за рак на белите дробове. Новите спирални СТ дават възможности и за допълнителна обработка на образа, включително за неговото тримерно реконструиране, както и за виртуална ендоскопия. Недостатък на СТ е относително голямото лъчево натоварване на пациента: типична стойност на ефективната доза при СТ на глава е 2,3 mSv, при стойност за същата величина при рентенография на черепа е 0,07 mSv. При изследвания на тазовата област стойностите на тази величина при са съответно 13,3 mSv при СТ и 0,8 mSv при рентгеновата графия. Това изисква строго обосноваване на всяко СТ диагностично изследване.

#### РАДИОНУКЛИДАНА ДИАГНОСТИКА

**Радионуклидната диагностика**, наричана през последните години **нуклеарномедицинска диагностика**, включва две групи методи – *in vivo* и *in vitro*. Диагностичен образ се получава само при методите *in vivo*, при които в тялото на пациента интравенозно, перорално или инхалационно се въвежда *радиофармацевтик* – химично съединение, в което един от химичните елементи участва със свой радиоактивен изотоп. Радиофармацевтиците се избират според изследвания орган или система. Образът се получава чрез сигналите от гама-лъчението, излъчено от радионуклида в радиофармацевтика, т.е. радионуклидният диагностичен образ е емисионен, за разлика от рентгеновия, който е трансмисионен [4, 6].

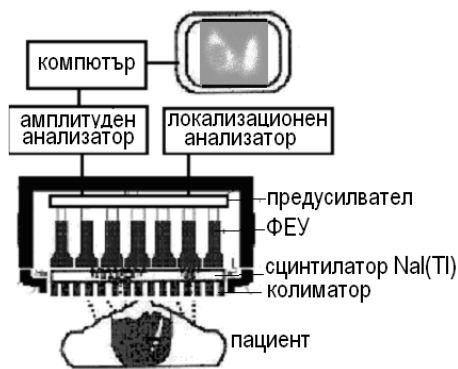
В радионуклидната диагностика се използват изкуствени радионуклиди – чисти гама-, бета-гама и позитронни излъчватели. За намаляване на облъчването на пациента се използват краткоживеещи радионуклиди ( $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ ,  $^{18}\text{F}$  и др.), фаворит между които е  $^{99m}\text{Tc}$  с период на полуразпадане 6,02 h. Гама-лъчението, излъчвано от радиофармацевтика, се регистрира със сцинтилационни детектиращи системи, най-вече на базата на сцинтилатора NaI(Tl). Разпределението на активността на радиофармацевтика в изследваните органи и системи, т.е. активността във функция от пространствените координати, се представя в равнинен образ, наричан *сцинтиграма*. Той съдържа информация за: големината, формата и структурата на изследваните органи и за положението им спрямо определени анатомични репери; наличието или липсата на болестни изменения (лезии) в

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

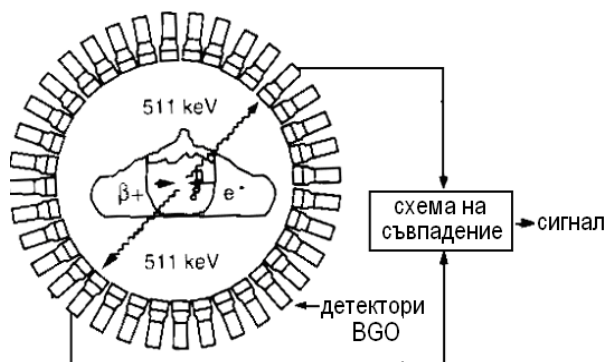
---

изследвания обект, тяхната големина, форма, структура и местоположение, както и типа на лезията. Първите образи са получавани с **линейни скенери (сцинтиграфи)** [4, 7, 8]. При тях колимиран детектор извършва механично движение по предварително планирана траектория в една равнина, сканирайки изследваната област. Визуализирането става чрез отпечатване върху хартия на шрихи, цифри, цветове, като гъстотата на знаците, цифрите или цветовете са мярка за степента на натрупване на радиофармацевтика.

През 1957 г. Ангер създава **планарната гама-камера** – стационарен гама-детектор с голяма чувствителна повърхнина, “гледащ” едновременно цялата изследвана част от тялото. Детекторът е също NaI(Tl) кристал, в контакт със седем фотоелектронни умножителя (ФЕУ). Съвременните планарни гама-камери имат детектор с кръгла или правоъгълна форма с размери между 28 и 50 cm, куплиран с 37–91 ФЕУ. Основните й компоненти са колиimator, детектор, ФЕУ, предусилвател, амплитуден и интегрален анализатор, локализационен анализатор и система за визуализиране на образа (фиг. 4). Колиimatorът осигурява гама-квантите от определена точка от изследвания орган да достигнат определена точка от кристала, а големият брой ФЕУ позволява да се запази информацията за местоположение на източника на сигнала. За всяка сцинтилация в кристала се изработват 3 сигнала - X и Y за координатите и Z за амплитудата. Амплитудата на токовите импулси е пропорционална на енергията на погълнатия от сцинтилатора гама-квант. С помощта на амплитудния анализатор се регистрират само фотоните с определена енергия, напр. 140 keV при радиофармацевтиците с  $^{99m}\text{Tc}$  и 364 keV при тези с  $^{131}\text{I}$ . Дискриминацията по енергия на гама-лъчите е важно условие за висока информативност на диагностичното изследване. В аналоговите гама-камери изходящият импулс от анализатора управлява включването на електронния лъч на осцилоскоп, а сигналите X и Y определят отклонението на лъча; картината се заснема върху филм или се проследява динамично с помощта на запомнящ осцилоскоп и кинокамера. В съвременните цифрови гама-камери сигналът от всяко ФЕУ се дигитализира и визуализира върху монитор. С помощта на гама-камерата може да се получи информация за изменението с времето на разпределението на активността в изследвания обект, т.е. локализационното изследване да се съчетае с функционалното [4, 8].



Фиг. 4. Устройство на планарна гама-камера



Фиг. 5. Принципно устройство на позитрон-емисионен томограф (PET)

**Еднофотонната емисионна компютърна томография, SPECT** (Single-Photon Emission Computed Tomography) заема централно място в съвременната радионуклидна диагностика *in vivo*. Методът е въведен в практиката през 1966 г., но първата комерсиална

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

---

SPECT гама-камера се появява през 1978 г. [6]. Разликата между SPECT и планарната гама-камера е подобна на тази между конвенционалната рентгенова диагностика и СТ. При планарната гама-камера тримерното разпределение на активността в тялото формира двумерен образ, при което се губи част от информацията за дълбочината на структурите. Диагностичният образ при SPECT е с увеличен контраст, поради липсата на препокриване на анатомични структури [2, 7, 8].

Основни компоненти на SPECT са детектираща система, гентри и компютър с реконструиращ софтуер. Детектиращата система може да се върти на 360 или  $180^{\circ}$  около тялото на пациента, при което прави съответно 128 или 64 измервания, данните от които постъпват в компютъра за формиране на образа [8]. Поради използването на детектор с голяма площ, при една ротация се детектират едновременно сигналите за цялата изследвана област. Образите се получават чрез реконструкция по математичен алгоритъм, подобен на този при рентгеновия СТ, като е възможно получаването на образи в трансверзални, сагитални и фронтални равнини. Големият брой сцинтиграми в секунда – от 10 до 20 – прави SPECT много информативен метод при изследвания на бързи процеси, като например на сърдечната дейност [8]. Едновременното визуализиране на целия орган е най-значимото предимство на SPECT пред СТ, а нейни недостатъци са слабата информативност за количествения аспект на кинетиката на радиофармацевтика в тялото, както и значително по-бавното сканиране.

**Позитронно-емисионната томография, PET (Positron-Emission Tomography)** е уникален неинвазивен метод за количествено изследване на физиологични и биохимични процеси в живия организъм. Използват се радиофармацевтици, маркирани с радионуклиди на водород (H), въглерод (C), азот (N) и кислород (O) – химични елементи с голямо и важно участие в строежа на биологичните тъкани и на физиологичните процеси в организма, както и на флуор (F), който може да замени водорода в много важни биологични молекули без да променя сериозно техните функции [8, 10]. Тези радионуклиди са с позитронна  $\beta$ -радиоактивност и малък период на полуразпадане – 20,4 min за  $^{11}\text{C}$ , 9,9 min за  $^{13}\text{N}$ , 2,1 min за  $^{15}\text{O}$ , 110 min за  $^{18}\text{F}$ . Поради краткото време на живот на радионуклидите, те се произвеждат на място от циклотрон. Излъченият от радиофармацевтика позитрон изминава в тъканите разстояние само от няколко милиметра и при срещата си със свободен електрон анихилират (изчезват), при което се излъчват два фотона анихилационно лъчение с точно определена енергия 511 keV (тя е равна на енергийния еквивалент на масата в покой на електрона и на позитрона), които се разпространяват в противоположни посоки ( $180^{\circ} \pm 0,5^{\circ}$ ). Анихилационните фотони се детектират с два срещуположни сцинтилационни детектора, включени в схема на съвпадение. Най-често използваният сцинтилатор е бисмут-германиевият оксид BGO ( $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ), който има по-висока ефективност за регистрация от NaI(Tl). Има две конструкции PET – с детектори, разположени в пълен кръг (фиг. 5), или томограф с две детектиращи системи, свързани в режим на съвпадение (електронно колимиране) или с колиматор за енергия 511 keV [4, 8].

PET се прилага клинично от началото на 60-те години на 20-ти век, но поради сложността на приготвяне и високата цена на радиофармацевтиците все още не е достъпен масово. PET еволюира от прототипи, които дават единичен образ с разделителна способност под 2 cm, до съвременни уредби, изобразяващи до 47 томографски слоя при разделителна

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

---

способност, по-добра от 5 mm [8]. На метода се възлагат големи надежди за неинвазивно изследване на функцията на мозъка, за диагностика на менталните състояния, шизофренията, епилепсията, болестите на Алцхаймер и Паркинсон, синдрома на Даун, за локализиране на епилептични огнища, за ранна диагностика на злокачествените тумори, за скрининг на коронарната болест и др. [10]. Комбинирането на PET-функционалната диагностика с по-добрите методи за изобразяване на анатомичните структури, като например СТ, разширява възможностите на съвременната образна диагностика.

Общото между радионуклидната и рентгеновата диагностика е използването на йонизиращи лъчения, което безспорно е свързано с риск от увреждания на пациентите. Големината на погълнатата доза в пациента и свързаният с нея риск зависят от вида на изследването, вида на диагностичната апаратура и начина на нейното използване. Най-често по-доброто качество на образа е свързано с по-голяма доза, което прави много важна радиационната защита при тези методи. Намалването на дозата при осигуряване на нужната диагностична информация е целта на комплекса от дейности за осигуряване на качеството, в който много важна роля играе медицинският физик. Затова медицинските физици са част от екипа във всяко модерно звено по образна диагностика.

#### УЛТРАЗВУКОВА ДИАГНОСТИКА (ЕХОГРАФИЯ)

Ултразвуковата диагностика е вторият по разпространеност метод след рентгеновата диагностика. През 30-те години на 20-ти век са правени неуспешни опити за използване на отслабването на ултразвуковите вълни в медицинската диагностика, по аналогия с рентгеновата. Съвременната ултразвукова диагностика се базира на *отражението (ехото)* на ултразвуковите вълни (US) на границите между среди с различен акустичен импеданс – принцип, използван за ориентация в пространството от прилепите, както и при радара. Комерсиални двумерни US скенери се произвеждат от 1958 г., а първите US образи на живи обекти са публикувани през 1952–53 г. [7].

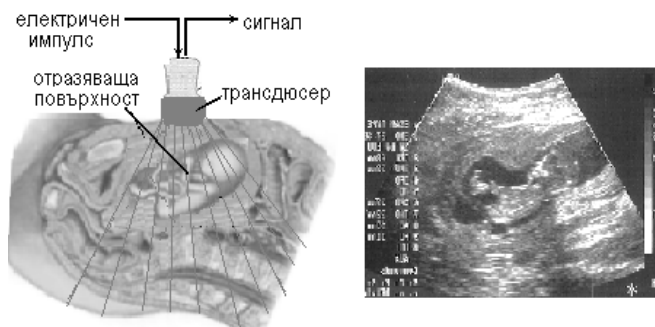
Първото условие за получаване на сянков образ чрез отражение на механична вълна на границата между две среди е нейната дължина на вълната  $\lambda$  да е по-малка от напречните размери на граничната повърхност между двете среди; в противен случай тя дифрактира, т.е. преминава в средата без да се отрази. Затова в ехографията се използва US с честота между 1 и 20 MHz, чиято дължина на вълната във вода е съответно 1,5 и 0,075 mm. Второто условие е двете среди да имат различен акустичен импеданс  $z_a = \rho c_a$ , където  $\rho$  е плътността на средата, а  $c_a$  – скоростта на звука в нея. Контрастен образ се получава поради разликата между  $z_a$  на биологичните тъкани –  $0,18 \cdot 10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-2}$  за белите дробове,  $1,34 \cdot 10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-2}$  за мастните тъкани,  $1,63 \cdot 10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-2}$  за бъбреците и  $1,65 \cdot 10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{m}^{-2}$  за черния дроб [2, 7].

Ултразвукът се генерира от *трансдюсер*, чийто основен елемент е пиезокристалът (най-често от синтетична керамика Pb-Zn-Ti), поставен между два електрода. Пиезокристалът изпълнява последователно ролята на генератор на падащата и на детектор на отразената US вълна. При генерирането чрез къси електрични импулси с продължителност около 1  $\mu\text{s}$  и амплитуда 150 V се предизвиква механично трептение на стените на пиезокристалата в US честотната област. Изследваната анатомична област се пролъчва (озвучава) през кожата. На границата на две среди с различен акустичен импеданс падащият US се отразява частично. Отразената US вълна достига пиезокристалата, който е превключил автоматич-

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

---

но в режим на детектиране. Тя създава механично налягане върху пиезокристала и предизвиква пиезоэффект, т.е. между стените на пиезокристалата възниква електродвижещо напрежение, чиято амплитуда е пропорционална на интензитета на отразената вълна (фиг.6) [2].



Фиг. 6. Получаване на двумерен ехографски образ (режим на В-сканиране)



Фиг. 7. Тримерен ехографски образ на плода в утробата

Модерните трансдюзери представляват линеен ред от 128, 256 или 512 малки правоъгълни пиезоелементи; чрез възбуждане на различен брой елементи се генерира US с различна честота. Разработени са специални трансдюзери за телесни кухини – ендовагинални за изследване на таза и плода, ендоректални – за простатата, интраваскуларни – за вътрешно изследване на съдовете и др. Честотата на US от трансдюзера се определя от вида и дебелината на пиезоелементите в него – по-високи честоти се генерират при по-малка дебелина и обратно. За абдоминални изследвания се използват трансдюзери с честота между 2,5 и 5 MHz, за изследване на окото – от 8 до 20 MHz, за ехоенцефалография при деца – от 3,5 до 7 MHz [8].

Ехографският образ представлява разпределението в една равнина на стойностите на интензитета на отразените US импулси от множество елементарни обеми в тъканите. Двумерен образ на неподвижни обекти в равнината на разпространение на US се получава в режим на В-сканиране. Данните за интензитета се превръщат в цифров сигнал чрез АЦП; информацията за амплитудата на отразените вълни от различни точки се въвежда в паметта на компютър, като най-често използваните матрици са  $512 \times 512$ . Всеки пиксел има свой адрес в паметта, носещ информация за мястото на отражението – координатата се определя от ориентацията на трансдюзера и от времето на закъснение на отразения сигнал (ехото). Информацията за амплитудата се изобразява на монитора в 256 степени на яркост (8-битово кодиране).

За ехография на бързодвижещи се структури, напр. на сърцето – **ехокардиография** – се прилага М-режим на сканиране с неподвижен трансдусер, чрез който в динамика се изобразява изменението на дълбочината на различните части на сърцето. За измерване на скоростта на кръвния ток и скоростта на движение на подвижни органи, като стените и клапите на сърцето, се използва **доплеровата ехография**. В резултат на относителното преместване на кръвта и пиезокристалата се получава разлика между честотите на падащата и на отразената US вълна, т.н. *доплерово отместване*  $\Delta v_d = (2v \cos \theta)u/c_a$ , където  $u$  е скоростта на кръвта,  $c_a$  – скоростта на US, а  $\theta$  – ъгълът на падане на US вълна към кръвоносния съд. Информацията за измерената скорост се представя в числен вид на монитора, а при



XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

---

модерните апарати върху черно-белия ехографски образ се наслаждава в цвят посоката на движението на кръвта (артериите в червено, вените в синьо) [2, 8, 10].

Перспективно ново направление в ехографията е прилагането на контрастни вещества, съдържащи капсуловани газови микромехурчета с размери 3-6  $\mu\text{m}$ . На метода се възлагат големи надежди за детайлно изобразяване на структурата на съдовете, измерване на перфузията на тъканите и определяне на техните еластични свойства [10].

Ехографията има по-ниска разделителна способност от рентгеновия и магнитно-резонансния метод – около 0,5 mm по посока на разпространение на US и между 2 и 5 mm в латерално направление. Дебелината на среза се определя от напречния размер на пиезокристалата. Използването на трансдюсер във вид на двумерна матрица от малки пиезоелементи позволява получаването на тримерни образи (фиг. 7). Някои модерни ехографи осигуряват виртуални образи в реално време: например в съдовата хирургия се използват специални ендоваскуларни трансдюсери за тримерно изобразяване на вътрешната структура на съда.

US диагностиката е евтин и удобен метод, при който образите се получават в реално време. Силата на метода е в добрия контраст между различните меки тъкани. Доплеровата ехография осигурява важни физиологични данни, като скоростта и посоката на кръвния ток, а оттам и индиректна информация за метаболизма и функцията на кардиоваскуларните тъкани. Друго предимство е безвредността на метода – при използвания интензитет на US до  $100 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-2}$  не са доказани вредни биологични ефекти. Техническо удобство при ехографията е мобилността на уредбите [2, 8, 10].

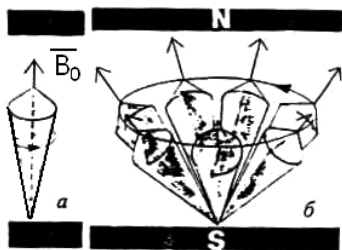
#### МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНА ОБРАЗНА ДИАГНОСТИКА

**Магнитно-резонансната образна диагностика (MRI)** е най-новият метод за образна диагностика. Възможността за получаване на двумерен образ на базата на явлението ядрено-магнитен резонанс (ЯМР) е показана през 1973 г. от П. Лотърбър, а П. Мансфийлд усъвършенства метода и показва начина за получаване на тримерен образ. Първият комерсиален MRI-уредба е произведен през 1978 г., а първата целетотелесна уредба е въведена в клиничната практика през 1983 г. За изобретяването на MRI Лотърбър и Мансфийлд получиха Нобеловата награда по физиология или медицина за 2003 г.

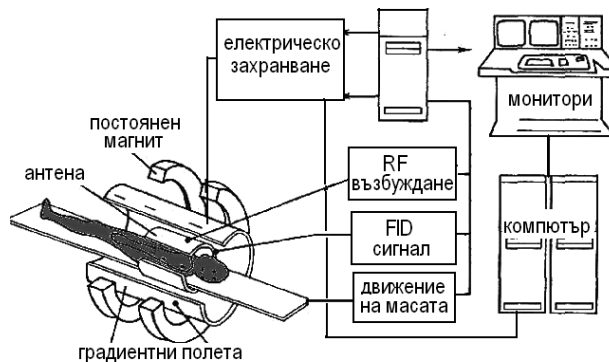
За получаване на MRI образа се използва ядрено-магнитния резонанс при ядрата на водорода – най-простото ядро с различен от нула магнитен момент, чиято обемна концентрация в биологичните тъкани е огромна (средно около  $7\cdot 10^{22} \text{ mm}^{-3}$ ). В отсъствие на външно магнитно поле магнитните моменти на протоните са ориентирани в произволни посоки. Когато веществото се постави в постоянно магнитно поле, част от протоните ориентират спиновете си по направление на магнитната индукция  $\vec{B}_0$  на полето (фиг. 8). Ако върху такъв протон се въздейства с високочестотно електромагнитно поле (ВЧ ЕМП) с посока, перпендикулярна на  $\vec{B}_0$ , неговият магнитен момент започва да прецесира с честотата на ВЧ ЕМП  $\nu_0$ . Поглъщането на енергия от протона е максимално, когато е изпълнено условието за ЯМР:  $h\nu_0 = \mu g_p B_0$ , където  $\mu_p$  е ядреният магнетон, а  $g_p$  – множителят на Ланде за протона [2]. Резонансната честота  $\nu_0$  (Ларморовската честота) за протона е 21 MHz при  $B_0 = 0,5 \text{ T}$ ; 42 MHz при  $B_0 = 1 \text{ T}$  и 21 MHz за  $B_0 = 1,5 \text{ T}$ . Прецесията на протона продължава с намаляващ ъгъл до възстановяването на първоначалната ориентация на магнитния му момент. Ако протонът е заобиколен от електрическа намотка, неговият прецесиращ магни-

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

тен момент ще индуцира в нея ВЧ ЕДН (затихващ електричен импулс) с честота  $\nu_0$ . Електричният импулс от един малък обем елемент (воксел) се нарича FID сигнал (Free Induction Decay). Сигналите от голям брой воксели в изследвания обем тъкани се детектират, дигитализират и се въвеждат в компютър за формиране на MRI-образа. FID сигналите са сравнително слаби и затова за намаляване влиянието на външните ЕМ полета помещението, в което е разположена MRI уредбата, е облицовано с медна ламарина (Фарадеев кафез).



Фиг. 8. (а) Ориентиране на магнитния момент на протон в постоянно магнитно поле; (б) Прецесия на магнитния момент на протона



Фиг. 9. Принципно устройство на MRI скенер

В MRI-томографите една и съща намотка, наричана *антена*, служи както за създаване на краткотрайното ВЧ ЕМП (RF възбуждането), така и за детектиране на индуцираните FID сигнали (фиг. 9). С голяма честота на повторение периодично през намотката се пропуска възбуждащият RF импулс, а след неговото прекъсване се отвежда индуцираният в нея FID сигнал. Амплитудата на FID сигнала зависи от обемната концентрация на протоните и затова диагностичният образ в MRI може да се представи чрез разпределението в изследваната равнина на броя на протоните (прецесиращите водородни ядра) във всеки воксел. В този случай контрастът в образа е малък, тъй като водното съдържание, а следователно и обемната концентрация на протоните в различните меки тъкани варира в малки граници – до 25 %. Затова образът се формира чрез времето за релаксация на магнитните моменти на протоните във воксела – затихването на FID сигнала в резултат на затихването на прецесията. Има две времена за релаксация – *надлъжно*  $T_1$ , за което надлъжната намагнитеност нараства експоненциално с времето от нула до максималната си стойност и *напречно време за релаксация*  $T_2$  - времето, за което FID сигналът, пропорционален на напречната намагнитеност, намалява на 37 % от максималната си стойност. За повечето биологични тъкани  $T_1$  има стойности неколкостотин ms, като е по-голямо за веществата, изградени от малки молекули, като напр. водата, и по-голямо за веществата с макромолекули, като протеините. В MRI образа с най-голяма яркост се изобразяват тъканите с най-малко  $T_1$ . За биологичните тъкани напречното време за релаксация  $T_2$  е по-малко от  $T_1$  – десетки ms и е по-голямо за веществата от макромолекули. Течностите имат по-голямо време  $T_2$  в сравнение с твърдите тела и веществата, изградени от макромолекули.  $T_1$  е по-голямо при по-голяма магнитна индукция на постоянното магнитно поле  $B_0$ , докато  $T_2$  зависи слабо от нея. Напречното време за релаксация  $T_2$  отразява и взаимодействието на протоните със съседните протони и ядра, докато  $T_1$  практически не зависи от това взаимодействие. Затова  $T_2$  носи по-голяма диагностична информация за MRI. За увеличаване на

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

---

контраста между тъканите в някои случаи се използват контрастни вещества като Га-ДТРА, които съкращават времената за релаксация, в по-голяма степен  $T_1$  [6, 8, 9, 10].

Пространственото кодиране в образа, т.е. разграничаване на FID сигналите от отделните воксели, се реализира с помощта на три градиентни магнитни полета, чиято магнитна индукция се променя линейно по осите X, Y, Z на правоъгълна координатна система, свързана с тялото на пациента. С полето  $G_z$  се ограничава тънък слой тъкани между две равнини в тялото по оста Z, за които да е изпълнено условието за ЯМР. Полето  $G_y$  ограничава валидността на условието за ЯМР по оста Y, а третото поле  $G_x$  променя фазата на FID сигналите от вокселите по оста X. Градиентните полета – техният градиент е в обхвата 1–10 mT/m, се включват и изключват многократно в строга последователност, определяна от избраната техника за изобразяване - *стин-ехо*, *градиент-ехо* или техни комбинации [9].

Пространствената разделителна способност в съвременните MRI системи конкурира тази при СТ и се определя от големината на зрителното поле, от размера на матрицата, който е обикновено 512 x 512 или 1024 x 512 и от градиента на магнитните полета. Най-голямото предимство на MRI е възможността за разграничаване на малки разлики в контраста между тъканите, благодарение на което методът е много ефективен за ранна диагностика на заболявания на меките тъкани. Той е категорично предпочитан за изследвания на меки тъкани, разположени в костни “кутии”, като главния и гръбначния мозък. Важна характеристика на MRI е изобразяването на васкуларната структура без контрастно вещество. Основа на тази MRI ангиография (MRA) е зависимостта на контраста от скоростта на движение на кръвта. Силно развиващо се направление е функционалната MRI (fMRI), допълваща и конкурираща PET в изследването на мозъка [9, 10]. За разлика от PET, която е инвазивен метод заради въвеждането на радиофармацевтик, fMRI създава образи на молекулно структурно ниво и е напълно неинвазивен. Най-прилаганият начин за контрастиране BOLD (Blood Oxxygenation Level Dependent) използва разликата в магнитните свойства на оксидохемоглобин, който е диамагнетик и деоксидохемоглобин, който е парамагнетик. При стимулиране на определен тип мозъчен нерв настъпва локално увеличаване в кръвния ток, вследствие на което нараства окисляването, намалява относителната концентрация на деоксидохемоглобин, водещо до локални промени във времето на релаксация  $T_2$ . Изобразяването на тези относително малки промени в  $T_2$  изисква бързи методи за визуализиране и поставя специални изисквания към MRI системата. BOLD MRI се използва за изучаване на двигателните и сензорните центрове в мозъка и множество негови функции [9, 10]. Без преувеличение, MRI е един от диагностичните методи на бъдещето, предизвикателство както за лекарите, така и за медицинските физици, които трябва да играят важна роля в оптимизирането на съществуващите и търсенето на нови техники на изобразяване.

### ТЕРМОГРАФИЯ

**Термографията** е метод за визуализиране на инфрачервеното излъчване през определен участък от кожата на човешкото тяло. Излъчваемостта на кожата (във  $W.m^{-2}$ ) зависи силно от нейната температура и от температурата на разположените под нея органи и тъкани. Затова температурната разлика по кожата – т.нар. *терморелеф*, носи диагностична информация за тези органи и тъкани. Терморелефът на кожата се влияе в най-голяма степен от кръвоснабдяването на подкожните тъкани. Той зависи и от пола, възрастта, телесната маса, от метаболизма и циркулацията на кръвта в тялото, от външните физични факто-

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

---

ри. Физиологична основа на термографията е увеличението на излъчваемостта на кожата над патологични огнища поради усилване на кръвоснабдяването и на обменните процеси в тях. Повишаването на температурата в болестното огнище в сравнение с околните здрави тъкани е с 2 - 3 °С. Намалването на кръвотока в тъканите и органите и съответното понижаване на излъчваемостта е също патологичен белег. По-голяма диагностична стойност имат *сравнителните термографски изследвания*. Затова термографията е най-информативна за диагностика на чифтни органи (млечни жлези, щитовидна жлеза и др.) и на симетрични части от тялото [2].

Термографията се използва още от 50-те години на 20-ти век, като непрекъснато се усъвършенстват детектиращите системи. Днес това са CCD-камери, изградени от голям брой фотоелементи, най-често квадратни с размери от 0,05 до 0,3 mm. Температурата се определя чрез измерване на излъчваемостта на кожата в инфрачервената област. Използват се полупроводникови фотоелементи (In-Sb, Cd-Hg-Te, Pb-Te), чувствителни към фотоните с дължина на вълната около 9,5  $\mu\text{m}$ , равна на дължина на вълната  $\lambda_m$  при максималната излъчваемост на топлинното лъчение от кожата. Фотоелектродвижещото напрежение, генерирано във фотоелементите, е пропорционално на преноса на лъчист поток, достигащ до тях. Този електричен сигнал, след усилване и дигитализиране, модулира яркостта на екрана на монитора. Терморелефът се представя чрез 256 цветови нюанса. Термографите имат голяма температурна – 0,1 – 0,3 °С, но малка пространствена разделителна способност – под 1 cm [7].

Термографията е напълно безвреден метод, поради използването на естественото топлинно излъчване на тялото, без въздействие с външен физичен фактор. Прилагат се два метода на изследване: при постоянна температура на околната среда (19-26 °С) и след термичен стрес. Недостатък на термографския образ е, че той съдържа информация за температурата на всички тъкани в дълбочина, а не само на изследвания орган. Затова методът има ограничено приложение само за изследване на органи, разположени на малка дълбочина, като щитовидна жлеза, периферни кръвоносни съдове и др. Прилага се за диагностика на често срещаните изменения във венозното кръвообращение в стъпалата. Друга област на приложение е диагностиката на заболявания на млечната жлеза, но поради малката си пространствена разделителна способност методът не е достатъчно информативен за ранни изменения при злокачествени образувания и не може да замени мамографията като доказано най-ефективна за масов скрининг за рак на млечната жлеза.

### **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

Всеки от разгледаните методи за образна диагностика има своите силни и слаби страни. Никой от тях не е универсален и най-информативен при всички диагностични задачи. Оптимален вариант е наличието в диагностичното звено на петте уредби за образна диагностика, даващо възможност на лекарите за свободен избор на един или повече от методите, съобразно всеки конкретен диагностичен случай. Стремещът за повишаване на информативността и скоростта на диагностичните изследвания доведе до създаването на комбинирани системи за изобразяване с обединяването в едно устройство на СТ и PET, на СТ, СПЕСТ и PET. Компютърните технологии позволяват образите да се сравняват, да се събират и изваждат, което разширява възможностите на диагностиката.

XXXIV НАЦИОНАЛНА КОНФЕРЕНЦИЯ  
ПО ВЪПРОСИТЕ НА ОБУЧЕНИЕТО ПО ФИЗИКА  
“ФИЗИКАТА В БИОЛОГИЯТА И МЕДИЦИНАТА”  
Ямбол, 6-9 април 2006 г.

---

Развитието на образната диагностика продължава – мечтаната диагностична панацея е *напълно безвреден за човека, неинвазивен, информативен едновременно за структурата и за функционирането на органите и системите в човешкото тяло метод*. Доближаването до такъв метод е сложна задача, изискваща усилията на медицинските физици, лекарите и инженерите. Образната диагностика няма граници – в ход са изследвания за въвеждането в нея на неизползвани досега физични фактори, като например лазерното лъчение.

1. Технически средства медицинской интраскопии. Под ред. Б. Леонова, М., Медицина, 1989.
2. Тодоров, В. Медицинска физика, второ издание. С., 2002.
3. Cameron, J. and J. Skofronick. Medical Physics. Singapore, New York, Chichester, Brisbane, Toronto, J. Wiley and Sons, 1978.
4. Chandra R. Nuclear Medicine Physics: the Basics, fifth edition. Williams&Wilkins, 1998.
5. Christensen E, Curry T, Dowdey J. An Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology, second edition, 1978.
6. Huda, W. and R. Slone. Review of Radiologic Physics. Baltimor, London, Munich, Sydney, Tokyo, Williams and Wilkins, 1995.
7. The Physics of Medical Imaging, Edited by Webb S. IOP Publishing, 1996.
8. Bushberg J, Seibert J, Leidholdt E, Boone J. The Essential Physics of Medical Imaging. Second edition, Williams and Wilkins, 2002.
9. Sprawls P. Magnetic Resonance Imaging. Medical Physics Publishing. Madison, Wisconsin, 2000.
10. Najarian K., R. Splinter. Biomedical Signal and Image Processing. Taylor&Francis. 2006.