

Magyar Mérnöki Kamara

FAP - 4/2016.

Egészségügyi-Műszaki Tagozata

**Az egészségügyi technológia fejlődésének hatásai
az egészségügyi létesítmények tervezésére**

(Új technológiák bemutatása)

2. rész

Képalkotó diagnosztikai eljárások fejlődése és ezek hatásai az egészségügyi létesítmények tervezésére.
--

Tanulmány, szakmai segédlet

Budapest, 2016. szeptember

Összeállította és témavezető: dr. Forgács Lajos

Elkészítésében részt vettek: Dió Mihály, dr. Forgács Lajos, Nagy Gábor, Neményi Erzsébet

Ellenőrizte: Dió Mihály mestertanár, Semmelweis Egyetem, Egészségtudományi Kar

Jóváhagyta: a Magyar Mérnöki Kamara Egészségügyi-Műszaki Tagozatának Elnöksége
(elnök: Udvardy Péter)

Budapest, 2016. szeptember

Tartalom.

1. A pályázat célja és kapcsolódása az 1. részhez.	4
2. Az orvosi képalkotás jellemzői.	7
3. Képalkotó diagnosztikai készülékek csoportosítása.	10
4. Ionizáló sugárzással működő orvostechnikai eszközök.	14
4.1. A hagyományos röntgenkészülék.	14
4.2. Digitális szubtrakciós angiográfiás (DSA) készülékek.	21
4.3. Számítógépes röntgen tomográf (komputertomográf, vagy CT).	21
4.4. A képalkotó izotóptechnikai eszközök, gamma-kamera, SPECT.	29
4.5. Pozitronemissziós tomográf (PET).	36
4.6. Csontsűrűségmérő készülék. (Denzitométer.).	38
5. Nem-ionizáló sugárzással működő képalkotó orvostechnikai eszközök.	40
5.1. Infravörös sugárzásmérők. (Termográfok).	40
5.2. Ultrahangos diagnosztikai képalkotó készülékek.	45
5.3. Mágneses magrezonanciás képalkotó készülékek (MRI).	60
6. Radiológiai eszközök telepítése, tervezési szempontok.	70
6.1. Sugárvédelmi alapelvek.	70
6.2. Központi Radiológiai Osztályok kialakítása.	78
6.3. Radiológiai munkahelyek telepítési követelményei.	80
Irodalom.	90

1. A pályázat célja és kapcsolódása az 1. részhez.

Ennek a pályázatnak, amelyik a Magyar Mérnöki Kamara által meghirdetett Feladat Alapú Pályázatok (FAP) keretében készül el, a következő feladatokat kell teljesítenie:

- meghatározni a diagnosztika célját és feladatait az orvosi gyógyítási folyamatban,
- kiemelni a képalkotó diagnosztika jelentőségét és szerepét a XXI. század elején,
- bemutatni a képalkotó diagnosztika megvalósításához szükséges orvostechnikai eszközöket,
- ismertetni a képalkotó orvostechnikai eszközök telepítésének szempontjait és azokat a helyiségeket, amelyekben ezek működnek.

Ez a kötet szerves folytatása Az egészségügyi technológia fejlődéseinek hatásai az egészségügyi létesítmények tervezésére címmel írott, az új technológiákat bemutató 1. kötetnek, ezért számos esetben csak hivatkozunk majd az ott leírt definíciókra és következtetésekre.

Minden gyógyítási folyamat azzal kezdődik, hogy meg kell állapítani a páciens, vagy beteg ember panaszainak, tüneteinek okát, ez a diagnosztika és majd ezek alapján kijelölni a gyógyítás útjait, ez pedig a terápia.

Bár az előző mondatban együtt használtuk, mégis különbséget kell tettünk a „páciens” és a „beteg” fogalmak között. A két fogalmat ugyanis legtöbb esetben azonos értelemben szokták használni. Az egészségügyi tevékenységeket meghatározó jogszabály, azaz az „egészségügyi törvény” (Eütv: Az 1997. évi CLIV törvény az egészségügyről) szerint: „*a beteg: az egészségügyi szolgáltatásokat igénybe vevő, vagy abban részesülő személy*” (Eütv. 3. §. a) pontja). Ebben a meghatározásban még egy új fogalom jelentkezik: az „egészségügyi szolgáltatás”.

Az „egészségügyi szolgáltatás” fogalom meghatározására pedig a következőket mondják a jogszabályok: „*Mindazon tevékenység, amelyet az egészség megőrzése, helyreállítása vagy romlásának megakadályozása céljából az azt igénybevevőnek nyújtanak.*” (Eütv. 3. §. e) pontja). Ezek szerint:

„Az egészségügyi államigazgatási szerv által kiadott működési engedély birtokában végezhető egészségügyi tevékenységek összessége, amely

- az egyén egészségének megőrzése, továbbá
- a megbetegedések megelőzése, korai felismerése, megállapítása, gyógykezelése, életveszély elhárítása,
- a megbetegedés következtében kialakult állapot javítása, vagy

- a további állapotromlás megelőzése céljából a beteg vizsgálatára és kezelésére, gondozására, ápolására, egészségügyi rehabilitációjára, a fájdalom és szenvedés csökkentésére,
- továbbá a fentiek érdekében a beteg vizsgálati anyagainak feldolgozására irányul,
- ideértve a gyógyszerek, gyógyászati segédeszközök, gyógyfürdőellátások kiszolgáltatását,
- a mentést és betegszállítást,
- a szülészeti ellátást,
- az emberi reprodukcióra irányuló különleges eljárásokat,
- a művi meddővé tételt,
- valamint az emberen végzett orvostudományi kutatásokat is,
- továbbá a halottvizsgálattal, a halottakkal kapcsolatos orvosi eljárásokkal,
- ideértve az ehhez kapcsolódó, a halottak szállításával összefüggő - külön jogszabály szerinti - tevékenységeket is.”

Az egészségügyi szolgáltatások célja, hogy hozzájáruljon az egészség fejlesztéséhez, lehetséges mértékű helyreállításához, az egészségromlás mérsékléséhez, segítse a megváltozott egészségi állapotú egyének munkába és közösségbe való beilleszkedését. (Eütv. 75. §. (2) bekezdés)

Röviden: az egészségügyi szolgáltatás olyan tevékenység, amely az *egészségügyi szükségletek* kielégítését szolgálja. Más értelmezés szerint: általában az egészségügyi szolgáltató által felajánlott tevékenység, melynek igénybevételéről a betegek dönthetnek. (Balázs Péter: Népegészségtan, egyetemi tankönyv, Budapest, 2001., 142.-144. oldalak)

Az egészségügyi szolgáltatás megfelelő minőségének alapvető feltétele, hogy:

- azt kizárólag jogszabályban meghatározott személyi és tárgyi feltételekkel rendelkező szolgáltató nyújtsa,
- az ellátás során érvényesüljenek a jogszabályban foglalt vagy egyéb szakmai szabályok, így különösen a tudomány mindenkori állását tükröző és bizonyítékokon alapuló szakmai irányelvek, ezek hiányában a megalapozott, széles körben elfogadott szakirodalmi közlésekre, vagy szakmai konszenzusra támaszkodó szakmai ajánlások,
- az egyén számára, egészségi állapotában az elérhető legnagyobb tényleges állapotjavulást eredményezze, lehetővé tegye a betegjogok érvényesülését,
- a rendelkezésre álló erőforrások optimális felhasználásával szakmailag hatásosan nyújtható legyen,
- biztonságos legyen mind a betegek, mind az ellátásban közreműködők részére.

(2012. évi LXXIX. törvénnyel módosított 1997. évi CLIV törvény (Eütv) 119. §. (3) bekezdés)

Visszatérve a „páciens” és a „beteg” fogalom közti különbségre:

Az Orvosi Szótár meghatározása szerint „páciens: orvosi kezelésben részesülő beteg”. Szerintünk azonban a „páciens”: az egészségügyi szolgáltatást igénybe vevő személy, aki még nem biztos, hogy „beteg” is. Ebből a szempontból a válaszként megadott jogi meghatározás sem egyértelmű. Majd az egészségügyi szolgáltatások igénybe vétele során, azaz az orvosi vizsgálatok után derül/het csak ki, hogy valóban beteg-e az a személy, aki orvoshoz fordul. Gondoljunk csak a szűrővizsgálatokra, például a tüdőszűrő vizsgálatra, vagy egy vérvétel utáni laboratóriumi vizsgálatra. A nemrégiben megjelent új jogszabály, amelyik a képalkotó készülékek zömét kitevő diagnosztikai eszközökkel kapcsolatos sugárvédelemmel foglalkozik, a „páciens” fogalmát a következőképpen definiálja: **„páciens: orvosi vizsgálatnak kitett beteg, vagy egészségének megóvása érdekében orvosi vizsgálaton megjelent tünetmentes személy”** (487/2015 (XII. 30.) Korm. rendelet 4. §. 50. pontja)

A beteg fogalmának pontos kifejtése és értelmezése megtalálható az 1. kötet 2.3. fejezetében, hasonlóképpen az „egészség” fogalmának a meghatározása szintén az 1. kötet 2.1. fejezetében.

Általában véve, ezen tanulmány soron következő fejezetei is csak az egészségügyi és az egészségügyi technológia alapfogalmainak pontos ismereteinek birtokában érthető meg, ezért javasoljuk azok átolvasását!

A betegségek megállapítása, azaz a diagnózis felállítása egy hosszú folyamat eredménye. Ennek során különböző vizsgálatokat végez el az orvos úgynevezett „hagyományos” eszközökkel is, de manapság már inkább a célnak megfelelő orvostechikai eszközökkel: orvosi hőmérővel („lázmérővel”), vérnyomásmérővel, vércukorszint mérővel, esetleg egyszerű EKG készülékkel, légzésmérővel, pulzus- és oxigénszint mérővel, ultrahangos diagnosztikai eszközökkel stb. Ha a gyógyításhoz szükséges, ezután következhetnek a már bonyolultabb kivitelű orvostechikai eszközök, amelyekkel legtöbbször a szakrendelőkben és a kórházakban találkozhatnak a betegek: röntgen készülékek, CT készülék, MRI készülék, a különböző ultrahangos készülékek, endoszkópok stb. Mindezen vizsgálati eljárásokról részletes felvilágosítást ad az 1. kötet 3. fejezete (14.-től 21. oldalig). Kérjük az Olvasót, nézze át ezt a fejezetet ahhoz, hogy megérthesse az ezután következő vizsgálati eljárások, illetve orvostechikai eszközök működési elvét és alkalmazási lehetőségeit. Vagyis, ezen 2. kötet csak az 1. kötet alapismeretében válik teljes egészé.

2. Az orvosi képalkotás jellemzői.

A környezetünkben levő valós világról a legtöbb információt a szemünkön keresztül, a látás révén nyerjük. Ez lehet egy, vagy több adat tudomásul vétele, de ennél több információhoz jutunk, ha egy jelenség, például egy fiziológiai jel időbeli változását vizsgáljuk. Még több információt kapunk, ha egy két- (vagy három-) dimenziós kiterjedésű képet szemlélünk. Ez a kép sok-sok elemi képpontból áll, amelyek mindegyike önmagában megfelel egy-egy adatnak. Ezért az orvostudomány és vele párhuzamosan a műszaki tudományok törekvése is az volt, hogy a jelenségeket lehetőleg képi formában ismertesse meg, mert ekkor egy időpillanatban, vagy nagyon rövid időtartam alatt nagyon sok információhoz juthatunk.

Az emberiség régi vágya és törekvése volt, hogy „bepillanthassunk” magába a test belsejébe is, anélkül, hogy ezzel az élő szervezet bármilyen sérülését okoznánk. Az emberi test anatómiájáról készült képek diagnosztikailag is sokkal jelentősebbek, mivel az egyes szervek, szervrendszerek alakja, kiterjedése, elhelyezkedése, esetlegesen annak elváltozásai pontosan behatárolhatók. Még több diagnosztikailag értékes információt nyerhetünk, ha a morfológiai kép időbeli vagy térbeli megváltozását, azaz az élettani (fiziológiai) változásokat is tudjuk szemlélteni. Ezért **a képalkotó technikák ma a diagnosztika legértékesebb ismeretszerzési folyamatát jelentik.**

Szólnunk kell még arról, hogy mivel az orvosi diagnosztikában a legelső képet Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) készítette el felesége ujjairól 1895-ben (2.1 ábra), és a röntgen sugárzás alkalmazása az orvosi diagnosztikai eljárások során a legelső volt a képalkotó eljárások bemutatására, - amelyik majd 50 éven keresztül egyedüli is volt, - az orvosi gyakorlatban azóta is minden képalkotási eljárást a radiológia területére soroltak be, holott sem az ultrahangos vizsgálati eljárások, sem az MRI technika, sem az endoszkópos eljárások nem tartoznak az ionizáló sugárzást kibocsátó eljárások közé (lásd: később a 3. fejezetben!).



2.1. ábra

A képkotó eljárások közös jellemzője, hogy

- egy sugárforrásból kibocsátott jel – általában elektromágneses hullám (de az ultrahangos készülékeknél ez mechanikai rezgés) – valamelyik fizikai paraméterét a sugárzás útjában levő tárgy (a besugárzott test, vagy testrész) megváltoztatja (Ezt nevezik külső hatás modulációjának).
- A megváltozott jelet egy jelérzékelővel (detektorral) érzékeljük. A detektor a beérkező sugárzást villamos jellé alakítja át.
- Ezt a villamos jelet digitális jellé alakítjuk, majd a készülékbe beépített processzor (számítógép) segítségével – különböző képkotási és képminőségjavítási folyamatok révén – elemezzük, értékeljük és szemléljük. A legkorszerűbb képkotó eszközök már a jelérzékelést is úgy valósítják meg, hogy közvetlenül digitális jelek keletkezzenek és ezeket dolgozzák fel a továbbiakban. Ennek előnye, hogy az analóg jelfeldolgozás és átalakítás hibái kiküszöbölődnek.
- A kapott eredményt, azaz képet vagy közvetlenül szemlélhetjük egy képernyőn, azaz LED-es kijelzőn, vagy korábban ezt a képet lefilmezték, előhívták és az úgynevezett „előhívott képet” (negatívot) nézték a szakorvosok egy átvilágított nézőernyőn. Ma már a megjelenő képeket elektronikus úton nyomtatjuk ki, ha ragaszkodunk az úgynevezett „papírképhez”.
- A kapott képet kétféleképpen értékeljük:
 - a) A hagyományos, úgynevezett klinikai radiológia esetén közvetlenül a képet szemlélő szakorvos állapítja meg a betegség mibenlétét, vagyis állítja fel a diagnózist,
 - b) A 2000-es években egyre inkább elterjedt **teleradiológia** esetén a vizsgálatot a megfelelő szakképzettséggel rendelkező szakasszisztencia végzi el, a kapott képet pedig – elektronikus úton – továbbítják a kiértékelést végző szakorvoshoz, aki azután az általa felállított diagnózist visszajuttatja a vizsgálatot végző helyre. (Ez a távolság adott esetben akkora is lehet, hogy például az Egyesült Államokban elvégzett vizsgálatot Indiában értékelik ki!) A teleradiológiának elsősorban szűrővizsgálatoknál és a sürgősségi betegellátásban lehet szerepe, vagy ott, ahol nagytömegű vizsgálat lelevezésére van szükség.
 - c) Ugyanakkor a klinikai radiológia esetében fontosnak tartják, hogy a radiológus szakorvos jelen legyen a betegágy mellett, lássa a páciens, hozzáférjen a többi klinikai adataihoz is, beszélhessen a kezelőorvosával.

Az infotechnológia és a medicina fejlődése mára átalakította a radiológiát, bár orvosszakmaként megtartotta konzultatív jellegét.

- Szükséges még a kapott képek tárolása és megőrzése (archiválás) is.

Szólnunk kell még arról, hogy a képalkotó készülékek nagy többsége a **csúcstechnológiájú („high-tech“) orvostechikai eszközök közé tartozik**. Ennek következtében áruk is meglehetősen magas (lásd erre példákat a 3. fejezetben!). Éppen ezért nem mindegyikük tartozik ma még az általánosan használatos, rutin eszközök közé. A következőkben mi is csak – terjedelmi okokból – az egészségügyi intézmények (kórházak, klinikák, diagnosztikai központok) többségében a manapság meglévő eszközökkel foglalkozunk.

3. Képalkotó diagnosztikai készülékek csoportosítása.

A képalkotó készülékek az elektrofiziológiai eszközök mellett az elektrodiagnosztikai eszközök másik nagy csoportját képezik. Önmagukban is alapvetően két nagy csoportra oszthatók:

1. Az ionizáló sugárzással működő készülékek és
2. A nem-ionizáló sugárzással működő készülékek.

Az ionizáló sugárzással működő készülékek az élő szervezetre nézve potenciálisan veszélyesnek tekintendők, ezért az Európai Unió direktíváknak és a Magyarországon jelenleg (2016-ben) hatályos 4/2009. (III. 12.) EüM rendeletnek megfelelően kockázati tényezők szempontjából a IIb. osztályba sorolandók. A nem-ionizáló sugárzással működő készülékek IIa. osztályúak.

a) Az ionizáló sugárzással működő készülékek közé tartoznak:

- 1.1. A hagyományos és digitális röntgenkészülékek.
- 1.2. A digitális szubtrakciós angiográfiás röntgenkészülékek (DSA).
- 1.3. A számítógépes rétegfelvételi röntgenkészülék (computertomográf, vagy rövidítve: CT).
- 1.4. A képalkotó izotóptechnikai készülékek (például: a gamma-kamera).
- 1.5. A pozitronemissziós tomográf (PET).
- 1.6. A radioaktív sugárzást kibocsátó csontsűrűség mérő készülék (denzitométer).

b) A nem-ionizáló sugárzással működő készülékek felosztása:

- 2.1. Termográfok (CTI). (Infravörös sugárzásmérők).
- 2.2. Ultrahangos (UH) diagnosztikai képalkotó eszközök.
- 2.3. Mágneses rezonanciás képalkotó készülékek (MRI).
- 2.4. Endoszkópok. (Szóloptikai eszközök).

A felsorolt eszközcsoportok mindegyikénél vannak olyan alapvető feladatok, amelyek azonos jellegűek. Ezek a következők:

- a sugárzás előállítása (generátor-funkció),
- az áthatoló (vagy visszavert) sugárzás intenzitás gyengülésének érzékelése (detektor-funkció),
- a metszeti kép előállítása (computer-funkció),
- a megfelelő képminőség biztosítása (az elektronika funkciója),

- a diagnosztikailag értékes kép szemléltetése (monitor funkció, vagy regisztrálás/nyomtatás/filmezés),
- a szemléltetett kép orvosi szempontból történő diagnosztikai értékelése (szubjektív funkció, de a továbbítást tekintve információs technikát érintő funkciója van),
- a kapott képek tárolása, megőrzése (archiválás).

Ismételten megemlítjük (lásd: 2. fejezet), hogy az orvosi gyakorlatban általában mindegyik készüléket a „radiológia” körébe sorolják be, holott a radiológia: csak az ionizáló sugárzással működő eszközöket alkalmazza. Nagyon ritka még az egészségügyi intézményekben, hogy „Orvosi képalkotó eszközöket alkalmazó egységekről” beszélnek, általában mindezek az orvostechnikai eszközök a „Központi radiológiai diagnosztika” elnevezésű kórházi, vagy szakrendelői, manapság pedig inkább a „kiszervezett” egységekhez tartoznak.

Az említett eszközcsoportok közül a hagyományos és digitális röntgenkészülékek működési alapelveivel és felhasználási lehetőségeivel - gyakorlati jelentősége és széleskörű elterjedtsége miatt – a 4.1. és 4.2. fejezetekben részletesen fogunk foglalkozni. Hasonlóképpen szükségesnek tartjuk külön fejezetben (4.3. fejezet) megemlíteni a számítógépes rétegfelvételi röntgen berendezéseket (CT-ket, vagyis computertomográfokat).

A nem ionizáló készülék esetén az MRI-vel a 5.3. fejezetben foglalkozunk, az ultrahangos képalkotó készülékekről az 5.2. fejezetben lesz szó. Az endoszkópok diagnosztikai alkalmazásával itt nem foglalkozunk, mivel ugyanazok az eszközök, amelyeket sebészeti alkalmazásoknál használunk, egyúttal diagnosztikai jelentőségűek is, mivel a vizsgált terület képét közvetítik. Az endoszkópok alkalmazási területeiről, fajtáiról, működési elvéről részletesen írtunk az 1. kötet 5.3. fejezetében, a 45. oldaltól az 56. oldalig.

Csak tájékoztatásul közöljük a 2015. évi beszerzési árakon számított értékeket:

- felvételi és átvilágító röntgen munkahely: kb. 20-40 millió Ft (80-160 ezer euró),
- computertomográf (CT): kb. 160-300 millió Ft (640-1.200 ezer euró),
- mágneses magrezonanciás készülék (MRI): 300-400 millió Ft (1,2-1,6 millió euró),
- gamma-kamera: kb. 150-250 millió Ft (0,6-1 millió euró),
- pozitronemissziós tomográf (PET) a hozzátartozó ciklotronnal és egyéb berendezésekkel együtt meghaladja az 1.000 millió Ft-ot (kb. 4 millió euró).

Figyelembe kell venni azt is, hogy ezeknek a készülékeknek a telepítési költsége eléri az eredeti beszerzési ár 1/3-át is és éves üzemeltetési költségeik meghaladhatják a 15-20 %-ot is. Mindezek figyelembe vételében rendkívüli mértékben meggondolandó, hogy ezeket a nagyértékű orvostechnikai eszközöket hova telepítsék.

A radiológiai diagnosztika nem olcsó. Ha teljesen magánszolgáltatást vesz igénybe a páciens, akkor egy egyszerű CT vizsgálatért 17-30 ezer forintot, míg az MRI-ért 25-70 ezret kell fizetni. A legtöbbször egyébként hasi ultrahangra érkeznek a központokba, míg a második leggyakoribb vizsgálat a gerinc natív MRI felvétel. A Magyarországon működő 250 legnagyobb magánegészségügyi szolgáltató mintegy 60 milliárd forint privát forgalmat ért el 2015-ben. Ugyanezek a cégek körülbelül 27 milliárd forint összegű közfinanszírozott forgalmat bonyolítottak.

Tájékoztatásul álljon itt, hogy milyen mennyiségű orvostechikai eszköz telepítéséről és alkalmazásáról van itt szó! Az egészségügyért felelős helyettes államtitkár tájékoztatása szerint 2015. szeptemberben

- 96 db CT,
- 48 db MRI,
- 37 db DSA mellett
- mintegy 2000 db röntgen készüléket és
- közel 5000 db ultrahang készüléket számoltak össze

az „Egészségügyi szakfeladatok országos működtetésének vizsgálata” elnevezésű (TÁMOP-6.2.5.-B-13) programnak köszönhetően. (Ezeket az adatokat hivatalosnak vehetjük.)

Jelentős különbségek mutatkoztak azonban régióként és területenként a CT- és MR-diagnosztika felhasználásában és fajlagos költségeiben. Úgy tűnik, hogy az országos és regionális humán erőforrás adatok szerint a több mint 1200 hazai radiológus közel fele Budapesten és az agglomerációban dolgozik, a képalkotó diagnosztikában foglalkoztatott orvosok 75 százaléka pedig 40–70 év közötti, azaz itt is veszélyeztetve van a jövőbeli ellátás biztosítása.

2016-ban újabb EU támogatási projekt révén a 40 milliárd Ft-os KEOP pályázat 67 intézmény 81 projektjéhez nyújtott fedezetet. 2015-ben uniós finanszírozású pályázatok révén **a hazai diagnosztikai géppark mintegy 80 százaléka kicserélődött**: 50 milliárd forintos összértékben telepítettek képalkotó eszközöket az ország egészségügyi intézményeibe. Ennek köszönhetően csökkent a gépállomány átlagéletkora – a CT készülékeké 5,7 évről 4,1 évre, az MRI készülékeké 5,4-ről 3,9 évre –, valamint javult a technológiai fejlettségük is, azonban még mindig jelentős a lemaradásunk az OECD országainak átlagához képest. Míg az OECD tagállamokban egymillió lakosra vetítve 24 CT és 13 MRI készülék áll rendelkezésre, addig hazánkban ugyanennyi lakosra mindössze 10 CT és 6 MR jut. De még így is a hazai CT és MRI berendezések száma messze elmarad az uniós országokéhoz képest.

Külön problémát jelent ezeknek a magas technológiai szintet képviselő orvostechikai eszközöknek a rendszeres karbantartása és esetleges javítása. A szerviz-szerződések lejártá után a kórházak képtelenek kifizetni a javíttatás, alkatrész-utánpótlás meglehetősen borsos költségét. Minden jel szerint a fenntartó nem számolt azzal sem, hogy a berendezések **7-10 év alatt elavulnak, utána ezeket cserélni kell**. Ha nem átgondoltan helyezik el az országban ezeket az orvostechikai eszközöket, azok **kihasználása is kétséges lesz**. Mint ahogyan az is,

hogy ki fogja működtetni az új berendezéseket, hiszen **15-20 százaléknyi radiológus szakorvos hiányzik** az ellátórendszerből, ráadásul ők külföldön is kapósak. (Ez utóbbi már nem műszaki feladat, de jelentősen befolyásolja ezen eszközök alkalmazásának hatásfokát!)

A legújabb fejlesztések arra irányulnak, hogy csökkentsék a CT és röntgenvizsgálatokkal járó sugárterhelést. A szoftver és a hardver folyamatos fejlesztésével igyekeznek elérni, hogy a lehető legalacsonyabb sugárdózis mellett is jó minőségű képalkotás történjen, a radiológus orvosokat pedig továbbképzésekkel segítik a precíz leletezésben. Ma már a röntgen és CT felvételek során a betegeket érő ionizáló sugárzás mértéke sok esetben alacsonyabb, mint amennyi háttérsugárzás egy év leforgása alatt ér egy embert a természetben.

A jövő útjai arra felé irányulnak, hogy a MRI-k sebessége és mágneses térerejének növelése javít a képminőségen, ma már mozgóképeket készítenek a szívről, érrendszerről, a legmodernebb MRI berendezések pedig a szervek struktúráját is képesek feltérképezni. A modern radiológia lehetővé teszi, hogy minden időpillanatban a beteg adott állapotát kezeljék, a szakember szerint a képalkotó diagnosztika fejlődése preventív irányba fordul, azaz még azelőtt kimutathatóak lesznek ezekkel az orvostechikai eszközökkel a betegségek, mielőtt a kór klinikai tüneteket okozna.

4. Ionizáló sugárzással működő orvostechnikai eszközök.

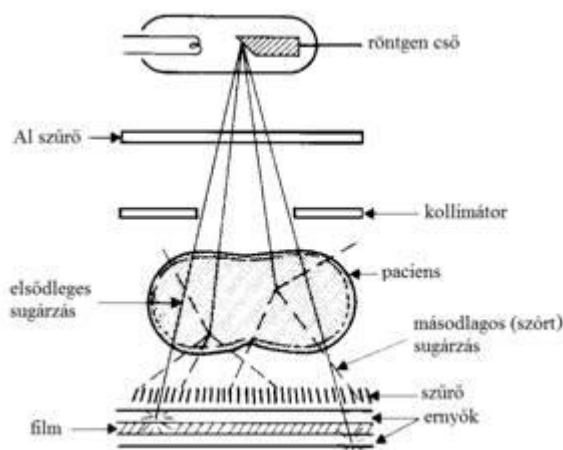
4.1. A hagyományos röntgenkészülék.

A röntgentechnika a modern diagnosztika legrégebb vizsgáló eljárásai közé tartozik, amely felfedezése óta igen széles körben terjedt el az orvostudományban.

1895-ben Wilhelm Conrad **Röntgen** (1845-1923) német fizikus légritkított kisülési csövek vizsgálata közben egy, addig ismeretlen sugárzás fajtát fedezett fel. Az újfajta sugárzást a cső falán kívül észlelte, keletkezési helye a cső falának az a része volt, amelybe a katódsugár beleütközött. Azt tapasztalta, hogy ha felesége ujját ezzel a sugárzással átvilágította, akkor a mögéje helyezett fényérzékeny lemezen megjelent a kézcsontok árnyképe. Röntgen az általa felfedezett sugárzást X-sugárzásnak nevezte el, az angolszász nyelvterületen ma is így hívják („X-ray”), csak a germán nyelvterületen használják a röntgen-sugárzás elnevezést. Röntgen felfedezéséért 1901-ben megkapta a fizikai Nobel-díjat. A röntgensugárzást hasznosító eszközöket nevezzük röntgen készülékeknek (A „röntgengép” elnevezés helytelen szóhasználat, lásd az /2. / irodalomban a 144., 145., 149.kérdéseket!)

Maga a röntgentechnika a röntgensugárzásnak az élő szervezeteknél történő alkalmazásával, valamint a sugárzást előállító és a kapott információt feldolgozó készülékekkel foglalkozik. A vizsgáló személy (orvos) által szemmel is (vizuálisan) látott kép a leképezett térbeli objektumról (a vizsgált emberi testről) síkban kapott információk összessége. Attól függően, hogy a képet alkotó képelemek milyen eljárás révén jönnek létre, beszélhetünk hagyományos röntgen diagnosztikáról és digitális képalkotásról.

A röntgenvizsgálatok elve az, hogy a testen áthaladó sugárzás a test anyagától függően különböző mértékben nyelődik el. Ha az átsugárzott anyag nem homogén a különböző rétegekben, azaz különböző sűrűségű, vagy alakja változó, akkor a kilépő sugárzás intenzitása az egymás melletti pontokban más és más. (4.1. ábra) A hagyományos röntgenfelvételezés során úgynevezett összegző kép alakul ki és az egymáshoz közel eső részek nem, vagy csak alig különböztethetők meg egymástól. Vagyis a vizsgált szövetek alakja, nagysága, térbeli helyzete nem határozható meg pontosan. Ezért fejlődtek ki a képminőség javítására irányuló eljárások. Ezeknél a módszereknél azonban a képjel számos energia konverzió (átalakuláson) megy keresztül. Ezek többnyire képminőséget rontó hatásúak. Azért, hogy ezt kiküszöböljék, vagy tovább javítsák a kép minőségét, különböző elektronikus rendszerekkel bővítették ki a röntgenkészülékeket, így **ma már egy röntgenberendezés is nagy részben elektronikus jellegű.**



4.1. ábra

A.) A röntgensugárzás keletkezése.

A röntgensugárzás elektromágneses sugárzás, melynek hullámhossz tartománya: 0,005 nm-től 0,3 nm-ig terjed. /A nanométer (nm) a méternek 10^{-9} -ed, azaz milliárd része./ Röntgensugárzás akkor keletkezik, amikor a röntgen-cső belsejében a katódból kilépő, nagy mozgási energiával rendelkező elektronok az anód anyagába ütköznek és azzal kölcsönhatásba lépnek. A kölcsönhatás természetétől függően a keletkező sugárzás lehet folytonos színeképet adó fékezési röntgensugárzás, vagy vonalas színeképet adó karakterisztikus sugárzás.

A röntgensugárzás, mint a többi elektromágneses sugárzás, energiakvantumokban (fotonokban) terjed. Az energia arányos a rezgésszámmal:

$$E = h \cdot \nu,$$

Ahol: h a Planck-féle állandó, értéke: $h = 6,63 \times 10^{-34}$ Js

ν a sugárzás frekvenciája (rezgésszáma).

Mivel $\nu = c/\lambda$, ahol c a fény terjedési sebessége, λ a sugárzás hullámhossza, ezért

$$E = \frac{h \cdot c}{\lambda}$$

A képlet jelentősége, hogy az energia fordítottan arányos a hullámhosszal, vagyis **a kisebb frekvenciájú, nagyobb hullámhosszú lágy röntgensugarak kisebb; míg a nagyobb frekvenciájú, rövidebb hullámhosszú kemény sugarak nagyobb energiát, tehát nagyobb áthatolóképességet jelentenek.** A hullámhossz viszont a röntgencső anódfeszültségének függvénye, mégpedig fordítottan arányos vele. Vagyis: a nagyobb áthatolóképességhez

nagyobb anódfeszültség szükséges, azaz a röntgensugár energiáját az anódfeszültséggel szabályozhatjuk. A röntgenső anódfeszültsége szokásosan 30 – 150 kV közötti érték, tehát nagyon nagy feszültség!

Röntgenvizsgálatok esetén biztosítanunk kell, hogy a röntgensőben keletkező röntgensugárzás ki is léphessen magából a csőből. Ezért az anód alakját úgy képezik ki, hogy a katódból kilépő elektronsugárzás irányával meghatározott szöget zárjon be, így az anódból kilépő röntgensugárzás a cső falának egy részén, az erre a célra kiképzett ablakon keresztül a szabad térbe tud kijutni. Az anódtányér síkjának a cső tengelyére merőleges síkkal alkotott hajlásszöge 15° - 20° között van. Ez az optikai fókusz határozza meg a képélességet. Azért, hogy a képélesség szempontjából minél kisebb legyen az optikai fókusz, de ugyanakkor az anód károsodás nélkül viselje el a nagy hőteljesítményt is, amit az elektronok becsapódása okoz, szinte kivétel nélkül forgóanódot alkalmaznak.

A röntgensugárzás keletkezésekor a befektetett energiának nagy része hővé alakul. 100 kV anódfeszültség esetén alig 1 %-a alakul át az elektronenergiának röntgensugárzássá. Ebből a hasznos nyalábot a teljes sugárzás 2 %-a alkotja. Így adódik eredményül, hogy a röntgenső hatásfoka 0,02 %! (Ez bizony a műszaki gyakorlatban nagyon gyenge hatásfoknak tekinthető!)

B.) A röntgensugárzás tulajdonságai:

- a) A szemünk számára **láthatatlan**.
- b) Pontszerű sugárforrásból a tér minden irányába egyenes vonalban terjed.
- c) Intenzitása a forrástól való távolsággal r^2 arányban csökken (a gömbfelület mentén állandó).
- d) **Minden fajta anyagon, élön és élettelenen áthatol.**
- e) Sem mágneses, sem elektrosztatikus térrel nem téríthető el.
- f) A sugárzás útjába kerülő testekről minden irányba másodlagos röntgensugárzás indul ki, ez a **szórt sugárzás**.
- g) **Hatására bizonyos vegyületek látható fényt bocsátanak ki.** Ezt a jelenséget fluoreszcenciának nevezik (vagy másképpen: szcintilláció), ez a röntgensugárzás érzékelésének egyik alapvető módszere (átvilágítás során a röntgenkép közvetlen szemlélése).
- h) **A testeken áthaladó sugárzás az adott test sűrűségétől és vastagságától függően eltérő mértékben nyelődik el** és ezáltal okoz gyengébb fluoreszcenciát. Az árnyékhatások bizonyítják az egyenes vonalú terjedést.
- i) **Bizonyos anyagok vezetőképességét megváltoztatja**, például az amorf szelénét, amelyet a röntgenxerográfiában használnak fel. (A röntgenkép optikai képpé alakul, majd töltésképp lesz belőle.)
- j) A sugárzás a fotoemulziós anyagon változtat, azaz **a fotolemezeket megfeketíti**. Ez a röntgensugárzás érzékelésének másik alapvető módszere (felvétel készítés).
- k) Ionizálja a gázokat.

l) Biológiai elváltozásokat okoz, ezért a sugárvédelmi elvek megismerése és betartása feltétlenül fontos!

C.) Röntgenvizsgálatok fajtái.

A röntgenvizsgálatoknak kétféle módja ismeretes:

- a) átvilágítás és
- b) felvételezés.

Átvilágítás során a röntgensugárból kilépő röntgensugárzás közvetlenül áthatol a vizsgált személyen, egy része a különböző szövetekben, a szövetek anyagától függő mértékben elnyelődik és a fluoreszcens ernyő előtt ülő orvos egy összegző (vagy szummációs) képet lát maga előtt. A kép az elsődleges cink-kadmium-szulfid vagy cézium-jodid tartalmú ernyőn jelenik meg. A 31/2001 (X.3.) EüM rendelet értelmében „átvilágítást képerősítő vagy ehhez hasonló technikai eljárás alkalmazása nélkül nem szabad használni.” /5. §. (1) bekezdés/. Ezért ez az eljárás ma már nem használható, de a történeti hűség kedvéért megemlítettük.

Ma már többnyire elektronikus képerősítőt és képtovábbító televíziós láncot alkalmaznak a kép szemlélésére, így az orvos veszélyeztetettsége jelentős mértékben csökken, mivel akár másik szobában is szemlélheti a képet. Emellett – elektronikus módszerekkel – javítható a szemlélt kép minősége (élessége, kontrasztossága stb) is. (Lásd 4.2. ábrát!)

A röntgen-képerősítő alkalmazása a vizsgált személy számára is csökkent dózist jelent. Átvilágításkor az átvilágítandó testrészt a sugárforrás és a képernyő közé helyezik úgy, hogy a röntgensugár fókuszja és a test legkisebb távolsága 35 cm legyen. Az ernyőn megjelenő röntgenkép élességét és felbontását a röntgensugár fókusz nagysága befolyásolja.

A röntgenképen jól elkülöníthetők egymástól a csontok, a levegő tartalmú szervek (például a tüdő), a zsírszövetek és az úgynevezett lágyrészek képei. A különböző lágyrészek azonban nem különböztethetők meg egyszerűen, ide tartozik az izom, a máj, a vese, a koponya velőállománya stb.

A **felvételezés** is kétféle módon történhet:

- a) Direkt, azaz közvetlen módon, amikor a testen áthaladó röntgensugár közvetlenül a fényérzékeny anyagra hat. Ilyenkor **a felhasznált filmen – megfelelő előhívás után – láthatóvá válik az átvilágított testrész röntgenképe.** Ma már ismeretesek a nappali fénynél történő („day-light”) képmegjelenítő eljárások is. A műszaki fejlődés pedig arra felé tart, hogy közvetlenül a röntgensugárzást alakítsák át villamos jelekké és digitális úton történő feldolgozás révén, a kép/ek/et közvetlenül szemléljék, és/vagy rögzítsék.



4.2. ábra

A hagyományos röntgen felvételezés során úgynevezett összegző, szummációs kép alakul ki a filmen, és az egymáshoz közel eső részek nem, vagy csak alig különböztethetők meg egymástól. Vagyis a vizsgált szövetek alakja, nagysága, de térbeli helyzete sem, nem határozható meg pontosan. Ezen a problémán segít a **rétegfelvételezés**. Ennek az a lényege, hogy a röntgenső merev kapcsolatban van a filmet tartalmazó kazettával, majd különböző helyekről készít felvételeket. A merev kapcsolat miatt a forgásponton átfektetett síkon levő bármelyik pont képe a röntgenfilmen minden mozgásfázisban ugyanarra a helyre esik (az alatta és felette levő síkokban levő pontok képei viszont minden fázisban más-más helyre kerülnek). Vagyis a forgásponton átmenő sík pontjainak képe a filmen éles, a többi ponté elmosódott.

- b) **Indirekt módon történő felvételezés azon alapul, hogy a képerősítő által érzékelt és átalakított ernyőképet fényképezik le. A spotfilmezés** célzott felvételek készítését jelenti. Vagyis: az orvos monitoron szemléli a képet és adott időpont/ok/ban készít egy-egy filmet (általában 1 s alatt 1 – 6 képet). Előnye ennek az eljárásnak, hogy a vizsgált személy sugárterhelése csökkenthető. Akkor alkalmazható, ha mozgó struktúrákat akarnak vizsgálni.

Ha folyamatosan akarnak szemlélni mozgó részeket, akkor a **röntgenfilmezés, vagy video felvétel (mágneses rögzítés)** eszközrendszerét alkalmazzák. Röntgenfilmezés esetén 32 kép/s érhető el, video rögzítéshez 20 m/s felvételi sebesség kell.

A felvételezést végző röntgenkészülékek speciális típusa az **ernyőkép szűrő röntgen készülékek**. Ezeket használják a nagy tömegű tüdőszűrő vizsgálatoknál. Lényeges különbség, hogy itt egészséges embereket vizsgálnak, és törekednek a minél kisebb sugárterhelés elérésére. Ma már ezeknek is létezik korszerű, digitális képet előállító változata. Ezek előnye, hogy elegendő a helyszínen csak a felvételt készíteni és a képet magát akár több száz km távolságban is szemlélhetik, illetve ott tárolhatják a képet elektronikus úton. Ilyen röntgen képet mutat a 4.3. ábra.



4.3. ábra

D.) A röntgensugárzás gyógyászati alkalmazási lehetőségei.

A röntgensugárzás gyógyászati alkalmazása lehetséges:

- univerzális alkalmazású (átvilágító és felvételi üzemmódra is alkalmas) röntgen készülékek,
 - sebészeti képerősítő készülékek,
 - belgyógyászati képerősítő készülékek,
 - ernyőfényképszűrő (tüdőszűrő) készülékek,
 - mammográfiás szűrő készülékek,
 - urológiai vizsgáló szerkezetek,
 - fogászati célra alkalmazott röntgen készülékek,
 - terápiás röntgen készülékek
 - stb.
- révén.

A röntgen munkahelyek ma is a diagnosztikai tevékenységek egyik fő területét jelentik, ezzel párhuzamosan az orvostechnikai eszközök jelentős számát képezik. **A fejlesztés egyértelműen arra irányul, hogy egyre jobb képminőséget biztosítsanak a vizsgált**

személyek és a felhasználók sugárterhelésének csökkentése mellett. A számítástechnika egyre inkább meghatározó szerepet tölt be az adatok feldolgozása, értékelése és tárolása

E.) Digitális röntgenfelvételi technika

A manapság digitális röntgentechnika elnevezéssel ismert eljárás a hagyományos röntgen felvételi technika elvén alapul. Itt már az ernyő, illetve a film helyett úgynevezett képlemezt alkalmaznak. A képlemez kialakítása szerint kétféle eljárás ismeretes:

a./ Indirekt digitális technika

A röntgensugár egy foszforlemezre hat és ott hozza létre a röntgenképet. Ez a kép a felvétel elkészítését követően kiolvasásra kerül, majd az így létrejött digitális kép a jelfeldolgozó rendszeren áthaladva (posztprocesszálas után) kerül a monitorra és válik láthatóvá. Valójában ez a megoldás még nem valódi digitális képet ad, hanem csak úgynevezett „digitalizált” képet. Ezért a hagyományos röntgen készülékek is felszerelhetők ilyen átalakítóval.

Működési elve az, hogy a röntgensugárzás hatására a foszforlemez bárium-fluoro-brom elektronjai foszforkristályokba ágyazva a röntgenfotonok intenzitásának arányában magasabb energia szintre kerülnek. Lézersugárral megvilágítva a lemezt a barium-fluoro-brom elektronok lumineszcencia jelenségét mutatják. Alapállapotukra jellemző módon energia szintjükre visszaállnak, fény fotonok kerülnek detektálásra. Fénnyel megvilágítva a kazetta újra használhatóvá válik. (A kiolvasást ajánlott 15 percen belül elvégezni, mert a kazetta adatai idővel (2-3 óra) elvesznek.)

b./ Direkt digitális technika

A technika lényege, hogy a felvételek egy detektor lemezre, úgynevezett flat (ejtsd: flet) panelre készülnek. A detektor lemez egy amorf szelénréteggel fedett, a villamos jelet érzékelő, vékonyfilm tranzistorpanel. A szelénrétegben a röntgensugár feszültségkülönbséget indukál és elektronlyukak alakulnak ki a sugárzás intenzitásától függően. Ezt a villamos jelet fogja fel a vékonyfilm tranzistorpanel. A villamos jelek soronként és oszloponként kerülnek kiolvasásra. A detektorpanel vezeték nélküli routeren (ejtsd: ruteren) keresztül kommunikál a megfelelő számítógépes rendszerrel (RIS – Radiology Information System), mely kapcsolatban áll a kórházi információs rendszerrel (HIS – Hospital Information System). Az itt tárolt betegadatokat hozzárendelhetjük a röntgenvizsgálathoz, így módon a betegadatok és a digitális képi információ összekapcsolható.

A digitális felvételeken lehetőség van a postprocesszálasra is (pl. utólagos fényerő-, és/vagy kontrasztbeállításra). A szervereken, digitális archívumokban könnyen előkereshetők a beteg előző felvételei, így az összehasonlító vizsgálatok is könnyebben elvégezhetők. A felvételek digitális címkékkel megjelölhetők, válogathatók, csoportosíthatók, ami nagyban segíti elő a tárolást.

c./ A digitális technika előnyei:

- a) Rendkívüli jó képminőség érhető el vele.
- b) Nincs ismételt felvétel, aminek köszönhetően csökkenthető a betegek sugárterhelése.
- c) A felvételek korszerű digitális eszközökön tárolhatók, sőt interneten keresztül is elérhetők.
- d) A kórház belső információs rendszerén belül (feltételezve, hogy a kórház rendelkezik ezzel) bármelyik osztályon, akár a műtőben is elérhető a felvétel.
- e) Környezetkímélő, nem keletkezik káros melléktermék.
- f) Gazdaságilag is előnyös, nincs film és vegyszerköltség.
- g) A korszerű, magas műszaki („high-tech”) színvonalú eljárások közé tartozik.

4.2. Digitális szubtrakciós angiográfiás (DSA) készülékek

A digitális szubtrakciós angiográfiás (DSA) készülékek a hagyományos képerősítő röntgengkészülékek felhasználását jelentik az angiográfiában, azaz az érrendszer kontrasztanyagot tartalmazó röntgenvizsgálatában. Annyiban több a hagyományos röntgengkészülékeknél, hogy a kapott képeket számítógépes eljárások révén különböző matematikai műveleteknek vetik alá és így javítják a képminőséget. A szubtrakció kivonást jelent, azaz a vizsgált érhálózatról kontrasztanyag nélkül készített maszk kép és a kontrasztanyaggal feltöltött kép különbsége eredményeképpen eltűnnek a zavaró szöveti struktúrák. (4.4. ábra) A képkivonási módszernek köszönhetően a DSA technika a hagyományos angiográfiához képest lerövidíti a vizsgálati időt és csökkenti a felhasznált kontrasztanyag mennyiségét.



4.4. ábra

4.3. Számítógépes röntgen tomográf (komputertomográf, vagy CT).

A.) A CT-felvételek működési elve.

A hagyományos röntgen leképezésére (és a hagyományos rétegfelvételezésre is) jellemző, hogy központi vetítéssel (centrális projekcióval) árnyékképet hoz létre egy háromdimenziós tárgyról kétdimenziós képsíkban, tehát a képalkotás dimenzióredukcióval jár együtt. A röntgen felvételen egy pont intenzitása az átvilágított testrész adott pontjához tartozó vonalmenti sugárgyengítéstől függ. A kapott felvételen átfedések, takarások vannak. A felvétel irányába eső, egymás mögött elhelyezkedő szövetek sugárelnyelési értékei összeadódnak. Ha a vizsgált területen egy nagy elnyelési tényezőjű elváltozás is van, akkor a vetületében takart területről diagnózist megállapítani nem lehet. Ezt úgy kerülhetjük el, ha több irányból is készítünk felvételt és csak egy kétdimenziós szeletet vizsgálunk. Ha a szeleten belül sikerül az elemi pontok sugárelnyelését egyértelműen meghatározni, akkor a hagyományos röntgen képhez hasonló struktúrájú képet kapunk. Ez a módszer már nem jár dimenzióredukcióval és a szeleten belül elhelyezkedő szövetek valóságos képét mutatja.

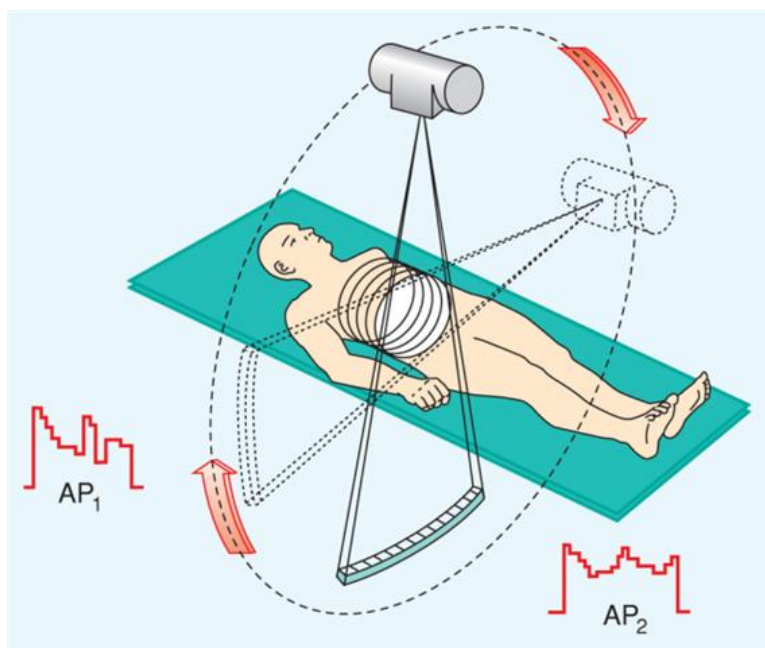
A vizsgálat során egy kiválasztott szelet (sík) mentén több irányból sugározzák be a vizsgált testrészt és mindegyik esetben a sugárforrással ellentétes oldalon egy érzékelővel (detektorral) méri a sugárelnyelődésre jellemző intenzitás értéket, majd ezt a mérésorozatot a test körül, egy kör mentén különböző helyzetekben megismétlik. Ez az érték a besugárzott vonal menti szövetek sugárelnyelődési értékeinek összegeként adódik ki. Mindegyik ilyen mért érték kifejezhető egy egyenlettel, ahol az ismeretlenek a vizsgált képelemek sugárelnyelődésére jellemző μ sugárelnyelődési tényezők. Nagyon nagy számú (akár több tízezer) ilyen mérés esetén ugyanannyi egyenlettel és ismeretlennel rendelkezünk. A matematika szabályai szerint, ha n ismeretlen esetén n számú egyenlettel leírható a rendszer, akkor az ismeretlenek értéke kiszámítható, azaz mindegyik esetben meghatározható az egy-egy képelemre jellemző sugárgyengítési tényező. Természetesen, ezt a nagyon sok egyenletet már csak számítógép segítségével lehet rövid idő alatt megoldani. Valójában az eljárás eredeti neve is „computed”, azaz „számított” tomográfia, ami a módszert jelenti és nem pedig „computer”, vagyis számítógépes tomográfia, ami viszont az eszközt jelenti.

Az eljárás jelentőségét mutatja, hogy míg az első tudományos közleményt erről az eljárásról 1973-ban tették közzé, 1975-ben már üzembe helyezték az első, sorozatban gyártott készülékeket és a „komputertomográfia kifejlesztéséért” 1979-ben orvosi Nobel-díjat kapott az eljárást kidolgozó Godfrey N. Hounsfield brit villamosmérnök és Allan M. Cormack dél-afrikai származású USA-beli fizikus.

A vizsgálat gyakorlati megvalósítása (4.5. ábra) úgy történik, hogy a vizsgálni kívánt testrész körül egy olyan szerkezetet forgatnak körbe, amelyben az egyik oldalon helyezkedik el a röntgensugárzást kibocsátó sugárforrás és a referencia detektor, amelyik a röntgencsöből közvetlenül kilépő sugárzás intenzitását méri; míg a másik oldalon (a sugárforrással szemben) helyezkedik el a detektor komplexum, amelyek egy-egy vonal mentén mérik a

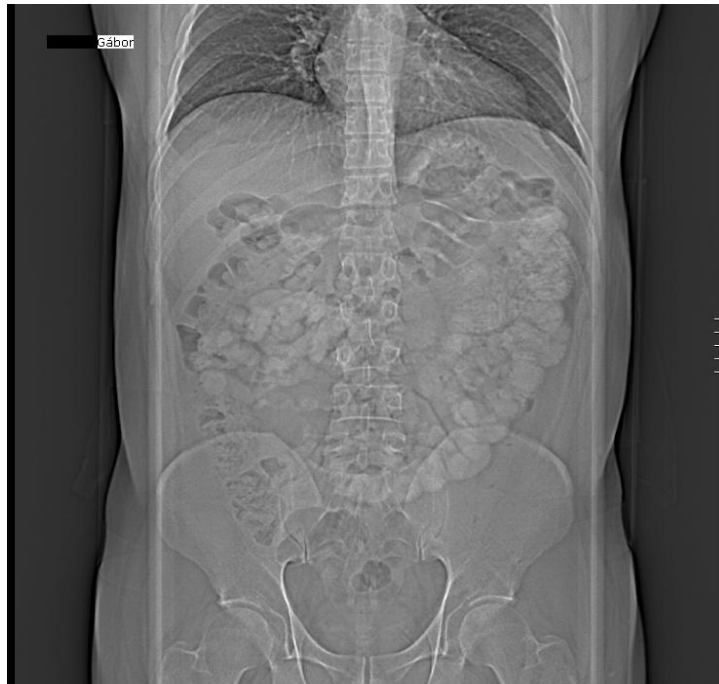
sugárgyengülés intenzitását. A vizsgálat során a röntgensugár nyaláb a kiválasztott testrészen áthatol és a szövet típusától függően különböző mértékben elnyelődik. A sugárintenzitás mértékének csökkenését a referencia detektor és a mérő detektorok értékeinek különbsége adja.

A test körül ezt a rendszert körbefordítva, a detektor oldalon mért dózis értékeket hozzárendelve a megfelelő helyzethez, a számítógép segítségével kiszámíthatók az egyes szöveti pontok (képelemek) elnyelési tényezői. Ezen mért értékekből matematikai módszerek (algoritmusok) felhasználásával visszaállítható az eredeti vonal menti szövetek képe. Ez a **képrekonstrukció** folyamata. A sok irányból elvégzett mérések eredményeképpen áll elő a test kétdimenziós metszeti képe. A kezdeti készülékek 6.000, míg a mai korszerű készülékek már akár 1 millió mérési pontot használnak fel egy-egy metszeti kép elkészítéséhez. Ezekkel a paraméterekkel már 1 mm x 1 mm felbontás érhető el, azaz mm pontossággal ábrázolhatók a test szövetei.



4.5. ábra

A 4.6. ábrán pedig egy hasi CT felvétel látható.



4.6. ábra

B.) Különböző CT generációk.

A rekonstruált kép jó minőségéhez igen nagy számú mérési adatra van szükség. Az információt gyűjtő sugárnyaláb pásztázási technikája különbözteti meg az egyes műszaki megoldásokat. Ezek többségében a beteg mozdulatlan és

- vagy a röntgencső,
- vagy a detektor,
- vagy mindkettő mozog, illetve
- a röntgencső és a beteg elhelyezésére szolgáló asztal is mozog.

A mozgás lehet:

- körben forgó (rotációs) mozgás (a „gantry”, vagyis a röntgencső/vek és a detektor/sor mozgása), illetve
- egyenes vonal menti (transzlációs) mozgás az asztal és a rajta fekvő beteg mozgatása),
- a kétfajta mozgás egyidejűleg is lehetséges, ilyen módon ez egy csavarmenethez hasonló, matematikailag helikális ívet ír le a gantry a beteg körül (ez a spirál CT-k működési elve)

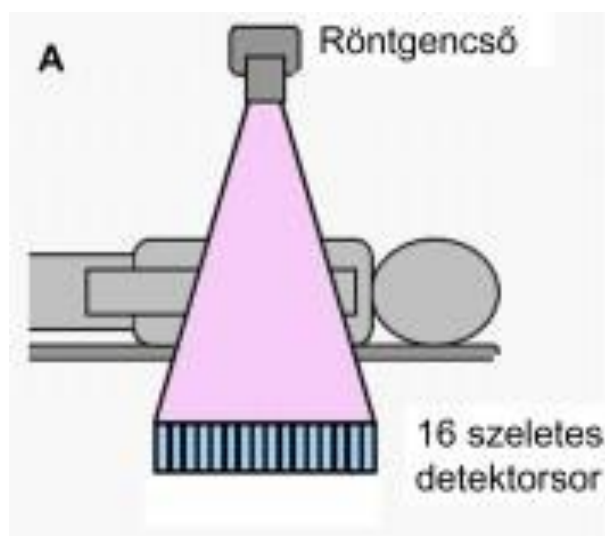
A CT készülékek az 1970-es évek óta is óriási fejlődésen mentek át. Az egyes generációk műszaki paramétereik jelentős javulásában különböznek egymástól. Ennek egyik legfontosabb jellemzője a mérési idő rövidülése, ami viszont a pontos diagnózis megállapításához szükséges képek minőségének javulását is jelenti.

A **legelső generátoros CT-nél** egy vízszintes irányú mozgás során 60-320 mérés történt, összesen kb. 28.000. Az előállított kép (a képmátrix) 80 x 80 (illetve 128 x 128) képelemből állt, ami még elég durva felbontást tett lehetővé. A vizsgálati idő: 240 – 300 s-ig (4 –5 perc) tartott, ami nem tette lehetővé mozgó struktúrák vizsgálatát. Ezért ezeket az első CT készülékeket általában az agy vizsgálatára használták. A műszaki fejlődés nagyon hamar túl lépett ezen a generáción és már 1977-től kezdve megjelentek a következő fejlődés készülékei.

A **több detektoros módszernél** a sugárforrás sugár irányú nyalábját már több detektorral érzékelték. Ebben a lineáris detektortömbben még 3 – 60 elemi detektor helyezkedett el. A detektorsor először vízszintes irányú (transzlációs) mozgással gyűjtötte össze a vetületi adatokat, majd a pásztázó egység adott szögben (10^0 -ként) elfordult (rotációs mozgás) és újabb méréseket végzett, egészen a 180^0 -os elfordulásig. Ez alatt összesen kb. 102.400 (illetve 300.000) mérést végzett el, a képmátrix 160 x 160 (illetve 320 x 320) elemi képpontot tartalmazott, vagyis a kép élessége javult. A mérési idő 20-180 s-ra csökkent.

A **2000-es évek elején használatos CT-ben** a sugárforrással szemben elhelyezett detektortömb már többszáz (például 320 db) detektort tartalmaz. A legyezőszerű sugárnyaláb a teljes vizsgálati keresztmetszeten áthaladva, a detektorokon egy teljes vetületi leképezést valósít meg, így elegendő csak a rendszer körben fordulását biztosítani. A rendszer ily módon 360^0 -os folyamatos rotációs mozgást végez. A képmátrix eléri az 512 x 512-t. A vizsgálati idő 2-5 s. Az adatgyűjtés a röntgensugárral történő felvétel ideje alatt szeletenként történik, ezután a vizsgálóasztal meghatározott távolsággal (például 1 cm-rel) tovább lép és így elkészülhet a következő szelet képe is. Ez a mérési sorozat lépésenként ismétlődik.

A **többszeletes („multislice”) technika** esetén Z irányban (azaz a beteg hosszirányával egyezően) egymás mellett már több detektorívet helyeztek el (4.7. ábra), kezdetben 4 és 8, majd 16 és 2005 óta már 64 szeletes CT-k is elérhetők. Ha a fenti számítást a 16 és 64 szelettel újragondoljuk, akkor az 1 m-es testhossz vizsgálati ideje már megközelítően csak 30, illetve 8 másodperc lesz. A nagyobb szeletszám azt is jelenti, hogy egyidőben nagyobb területet (3D leképezés esetén nagyobb térfogatot) lehet vizsgálni, azaz csökken a mérési idő és ezáltal jelentősen lecsökken a beteget ért sugárzás dózis is. Rövidebb idő alatt pedig lehetővé válik a mozgó struktúrák (például a szív) vizsgálata is.



4.7. ábra

Manapság már a leginkább elterjedt a 64 szeletes CT, de nem ritka a 128 szeletes sem. Irodalmi közlemények alapján ismert, hogy Japánban már 320 szeletes CT-t is gyártanak. Ezzel a körülfordulás ideje már csak 0,35 s és így 16 cm detektorvastagság mellett lehet vizsgálatot végezni. Ez például azt jelenti, hogy a szív egy fordulat alatt - vagyis 0.35 másodperc - leképezhető, ami alatt már megfelelő minőségű állókép is készíthető.

Minél több szeletet alkalmaznak, annál kisebb lehet egy-egy szelet vastagsága is (akár 0,5 mm is), ezáltal minél kisebb területet (vagy térfogatot) lehet vizsgálni, vagyis növekszik a készülék felbontóképessége, ezáltal javítható a képminőség is, tehát lényegesen több információhoz juthat az orvos.

Több röntgenső esetén az álló detektorgyűrűben egy legyezőszerű sugárforrás fordul körbe. A teljes kör mentén elhelyezett 1200 – 1500 db detektor biztosítja a mérést. A vizsgálati idő 1 s alá, akár 20 ms-ra is csökkenthető.

A jelenleg használatos legkorszerűbb CT az úgynevezett **spirál CT**, ahol a röntgenső folyamatosan forog és ez alatt a vizsgálóasztal is egyenes irányban (lineárisan) folyamatosan mozog. Ily módon a felvétel is folyamatos, spirálvonalú lesz. A vizsgálati idő néhány s.

Alkalmazásának előnyei: kontrasztanyag folyamatos nyomon követése, teljes mellkas vizsgálat légzési artefakt nélkül, mozgás közbeni megfigyelés (például: ízületi problémák esetén).

A CT vizsgálatok során a betegektől érkező sugárzás értéke elérheti az 5-8 mSv értéket, ami a hagyományos röntgen készülékkel történő mellkasátvilágításnak majdnem 200-300-szorosa! Ezért alaposan meggondolandó a vizsgálatok elvégzésének indoka.

A computertomográfok (4.8. ábra) legtöbbször a **kezelés során** a programbeállítást az úgynevezett dialógus módszer segítségével végzik. Ennek lényege a következő: a számítógép

minden utasításra felkínál egy menüt (utasításkészletet), amelyből a kezelő személy (az operátor) kurzor, (egér) segítségével választhatja ki a megfelelő parancsot. Így kerül sor a szeletek vastagságának és számának, a sugárzás nagyságának, a nagyításnak stb a meghatározására. A vezérlőpulthoz általában két képernyő tartozik: az egyik az úgynevezett **parancsmonitor** (itt történik az utasítások beírása, a párbeszéd lefolytatása és a számítógép üzenete a készülék állapotáról, beleértve a hardware rész hibaüzeneteit is), a másik a **képmonitor**, ahol a felvételek megjelennek a betegazonosító feliratokkal együtt.

A készülékek jobb kihasználása érdekében a vezérlőpulton („diagnostic main console”, rövidítve: DMC) kívül egy másodlagos konzol is üzemel, ez a „diagnostic satellite console”, vagy DSC-konzol. Feladata a számítógéppel közvetlenül kommunikálva a felvételek kiértékelése, leletezés, illetve az archiváló rendszerrel összekötve, annak kezelése.



4.8. ábra

Az **archiválás** többféleképpen is történhet:

- képi formában, vagy
- digitális képtárolás formájában.

A képi formában történő tárolás azt jelenti, hogy az elkészült felvételeket filmre viszik, ezt a filmet tárolják, illetve dokumentációként leletezésnél közvetlenül is felhasználják. A fényképezésnek ma két módszerét alkalmazzák:

- multiformat kamera: lényege, hogy a zárt rendszerben levő képernyőn megjelenő képet és egyéb információt lencserendszer segítségével filmre vetítik;
- lézerkamera: digitális információval vezérelt lézersugárral rárajzolják a filmre a képet, illetve az információt.

A digitális képrögzítés és archiválás történhet mágneses információhordozóra, vagy optikai lemezre. Első esetben a kép rekonstrukciójához szükséges adathalmazt mágneslemezen rögzítik; második esetben pedig ugyanezt lézersugárral egy optikai lemezre égetik (CD-lemezre, vagy DVD-re írják). Ez utóbbi előnye, hogy mai ismereteink szerint ez az adathordozó nem öregszik, és így hosszú időre, reprodukálható módon megoldható az archiválás problémája.

Egy korszerű CT készülék fényképe látható a 4.9. ábrán.



4.9. ábra

4.4. A képalkotó izotóptechnikai eszközök: gamma-kamera, SPECT.

A/ Az izotóptechnikai orvosi készülékekről - általánosságban.

Az izotóptechnikai készülékek az orvosi nukleáris technika eszközei és a sugárzó anyagok szervezetben belüli viselkedésének észlelésével és a kapott adatok feldolgozásával foglalkoznak. A röntgenteknikával, valamint az egyéb sugárzásokat alkalmazó területekkel együtt alkotja a radiológia fogalomkörét.

Az izotópos diagnosztikai vizsgálatok alapja a szervezetbe jutott - adott aktivitású - sugárzó anyag nyomon követése; az anyagcsere útján a szervezetbe történő beépülésének és leépülésének (kiürítésének) időbeni követése, helybeni behatárolása. Ehhez szükség van:

- a sugárzó anyagnak, vagy sugárzásnak a szervezetbe juttatására;
- a szervezetből történő sugárzás folyamatos mérésére;
- a mért sugárzás eloszlásának meghatározására;
- az így nyert képek megjelenítésére, értékelésére.

Az elmúlt évek fejlődését ezen a téren is a számítógéphez való illesztés jellemezte. A berendezések többsége „off-line”, vagy „on-line” formában számítógéphez kapcsolható, s ezzel az információ feldolgozás meggyorsítható.

Az izotópos készülékek egyrésze nem képalkotó, hanem csak a sugárzás észlelésére szolgál (ezek a részecskedetektorok, impulzusszámlálók), vagy terápiás célú besugárzó készülékek sugárterápiás célokra: kobaltágyúk, betatronok, lineáris gyorsítók.

A szcintillációs technika, azaz a radioaktív izotópok orvosi alkalmazása Hevesy György (1885-1958) nevéhez kötődik, aki ezért 1943-ban megkapta a kémiai Nobel-díjat.

A manapság sokszor használt képalkotók közé tartozik: a mozgódetektoros gamma-kamera és a fotonemissziós tomográf (SPECT).

B/ Gamma-kamera

A mozgódetektoros **gamma-kamera** az izotópeloszlást meghatározó két dimenziós képet állít elő. Alapja egy 30-40 cm átmérőjű detektormező, amelynek jeleiből többnyire szcintillációs kristályérzékelőkkel nyerik a sugárzásértékeket, amelyeket az érzékelő villamos jellé alakít át, és ezután a jelfeldolgozó rendszer a sugárzásokibocsátással arányos (elemi képpontokból álló) képet állít elő. A színes képmező a sugárzás kibocsátásának mértékében kódolt színeket jelent. (Lásd a 4.10. ábrán.)

A radioaktív nyomjelzés elve szerint, az emberi szervezetbe intravénásan, szájon vagy orron keresztül bevitt enyhén sugárzó anyag, az úgynevezett „radiofarmakon” a szervezetben kering, majd valahol feldúsul. A kibocsátott sugárzás elég gyenge ahhoz, hogy ne jelentsen

veszélyesen káros hatást a szervekre, de már elég ahhoz, hogy mérhető legyen. A különböző készülékek, megmérve a sugárzást, kimutatják a dúsulás helyét, idejét és időbeli lefolyását, dinamikáját.

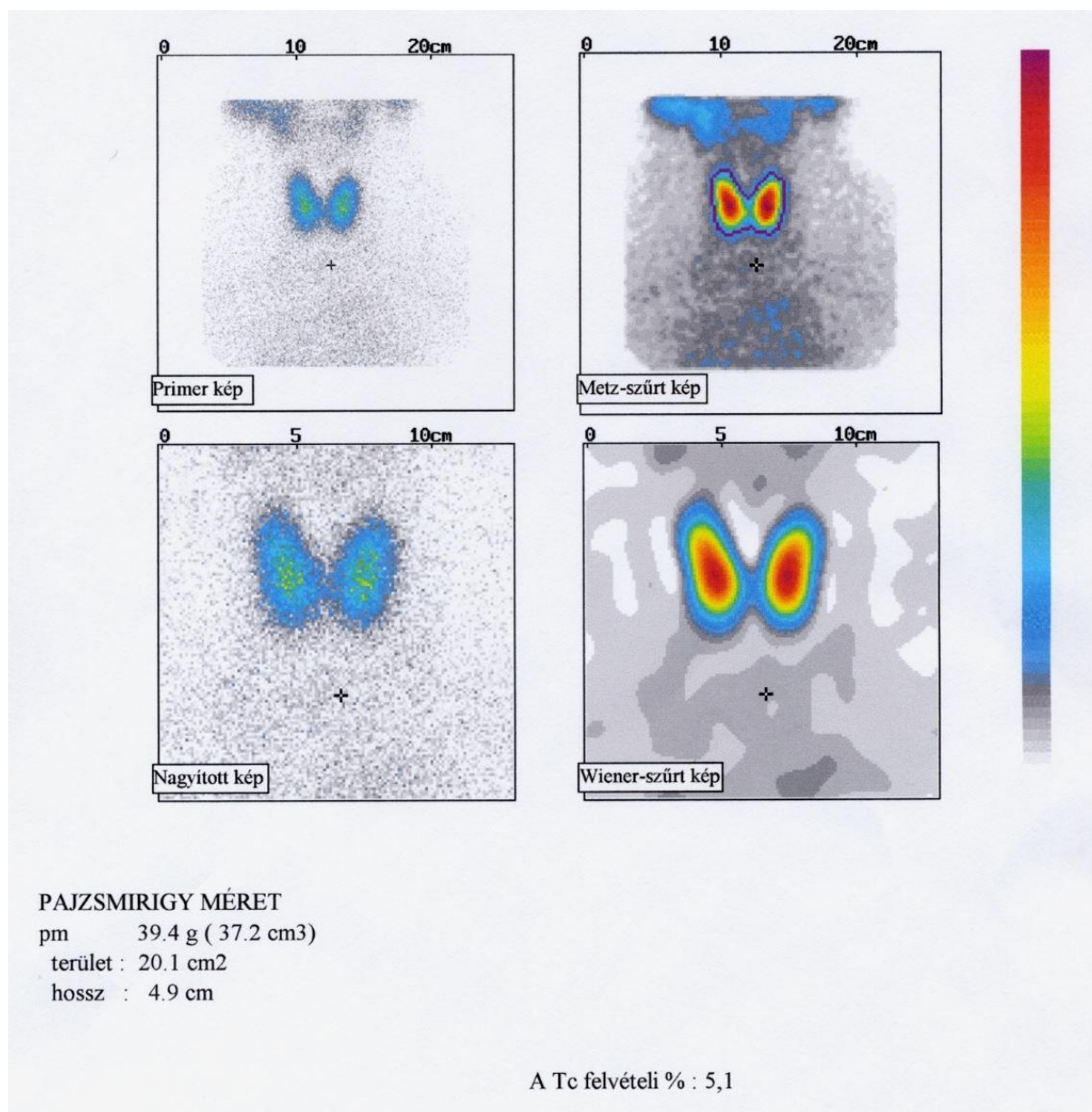
A kibocsátott sugárzás típusa gamma-sugárzás, azaz ionizáló elektromágneses sugárzás, a készülékek az orvostechikai eszközök kockázati osztályba sorolása alapján II.b osztályba tartoznak.

Az izotópdiagnosztikához, más néven szcintigráfiához használt radiofarmakon (vagy tracer) molekulája két részből áll. Az egyik egy biológiailag aktív molekula, amely valamely szövetre vagy szervre nézve specifikus. Például a szervezetbe beadott jód nagyrészt a pajzsmirigyben fog dúsulni. A molekula másik része pedig az esetek többségében technécium 99m jelű izotópja olcsósága, valamint rövid felezési ideje miatt (kb. 6 óra). Ezen kívül biológiailag inaktív anyag, gyorsan kiválasztódik és a bomlás után stabil izotóppá válik.

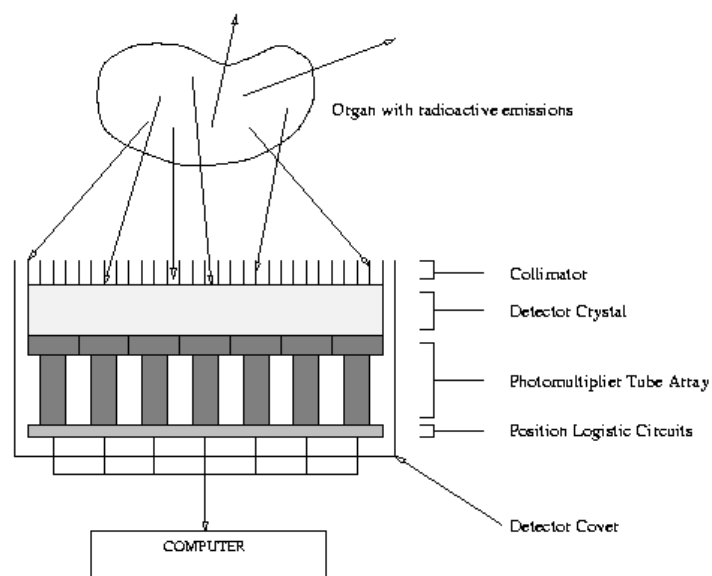
Az előbbi jódos példánál maradva az intravénásan beadott radiofarmakon a vérkeringés által bejárja a szervezetet, majd a pajzsmirigy két lebenye a molekulákat elkezdi felvenni a vérből, a két lebeny működése arányában. Amennyiben a két lebeny alul vagy túlműködik, esetleg aszimmetrikus aktivitású, az anyagfelvétel is lassú lesz, gyors, vagy a két lebeny között különbség mutatkozik.

A felvétel inkább egy adatgyűjtésnek tekinthető, a páciens fekszik a készülékhez tartozó ágyon, közben a sugárzás megmérésére szolgáló kamera és a számítógép folyamatosan, hosszabb időn keresztül gyűjti az adatokat. Statikus vizsgálat esetén egyetlen felvétel készül, általában pár perces adatgyűjtéssel. Dinamikus vizsgálatnál több szakaszban készülnek a felvételek, itt a dúsulás időbeli alakulása is diagnosztikus információt hordozhat.

A szcintigráfia alkalmazható mindenhol, ahol folyadékkeringés van. Általános használt területek: az agy vérellátása, a vér-agy gát funkciója, az arteria carotis szűkülete, elzáródása, a tüdő vérkeringése, a szív pumpafunkciója, az átáramló vér mennyisége, a végtagok vérkeringése, csontvizsgálat, pajzsmirigyvizsgálat, vesefunkció vizsgálata, májfunkció vizsgálata stb.



4.10. ábra



4.11. ábra

A testből a sugárzás gamma-fotonjai minden irányban kiindulnak (4.11. ábra). A kamerához érkező gamma-fotonok egy kollimátor („Collimator”) nevű szűrőn (legfelső „tűskék”) haladnak keresztül először, amely az irányítást végzi. Csak a detektorkristályra („Detector Crystal”) szemből érkező sugárzás jut át a kollimátoron, a többi elnyelődik.

A kamera lelke a nagyméretű, mesterségesen növesztett, kristályhiba-mentes Na-Jodid egykristály (2. rész), mely a beeső gamma-sugárzás hatására látható fényfelvillanást produkál. A kollimátor irányító hatása miatt, a test különböző részeiről érkező sugárzás a kristályban, a vizsgálandó szerveknek megfelelő helyen, felvillanásokat hoz létre.

A kristályra ráillesztett fotoelektron-sokszorozók (3. sötétített T-alakú rész: „Photomultiplier Tube Array”) erősítik fel a látható fényt. A detektorok jeleit áramkörök és számítógép („computer” megnevezésű legalsó doboz) dolgozza fel, kiszámolva a dúsulás vetületi képét.

A 4.12. ábra vizsgálat közben mutat egy ilyen gamma-kamerát.



4.12. ábra

A mozgási műtermékek elkerülésére, a páciensnek, a vizsgálat alatt, követve a személyzet utasításait, mozdulatlanul kell feküdni.

A radiofarmakonból minden irányban kiszabaduló sugárzás egy része a szervezetben elnyelődik, ez okozza a sugárterhelést. A sugárzás nagy része nem a kamera felé halad, ezek a gamma-fotonok a vizsgálat számára elvesznek, a képalkotásban nem játszanak szerepet. A kamera felé haladó, de oda nem merőlegesen érkező sugárzás pedig a kollimátoron nyelődik el. Ebből látható, hogy a bejuttatott radiofarmakonnak csak egy kis része válik hasznossá a képalkotás alatt.

A szcintigráfias eljárás közben várható sugárterhelés mértéke jelentősen függ a vizsgálat típusától. Jellemzően pár mSv-es értékkel lehet számolni. A többnapos vizsgálatoknál ez akár 20-30 mSv lehet.

C/ Fotonemissziós tomográf (SPECT: Single photon emission computed tomography).

A **fotonemissziós tomográf (SPECT)** esetén a készülék a beteg körül forgó gammakamerából és a hozzá csatlakozó számítógépes képalkotó rendszerből áll. A vizsgálandó testrészt körüljáró gammakamera érzékeli az izotópmozgást, melyet a számítógép a megfelelő algoritmusok segítségével háromdimenziós kép formájában jelenít meg. A módszer előnye, hogy a számítógép gyorsaságának köszönhetően az aktivitás tér- és időbeli változásairól egyaránt felvilágosítást tud adni. Az elektronikus vezérlésnek köszönhetően a vizsgálati idő és párhuzamosan a sugárterhelés is csökken.

A funkcionális képalkotó eljárások körébe tartozik, vagyis nem az anatómiai viszonyokat, hanem a szervek, szövetek különböző funkcionális jellemzőjét (pl. véráramlás, anyagcsere) jeleníti meg egy adott időintervallumban. A különböző elváltozások kialakulása először az emberi szövetek funkcionális jellemzőiben okoz elváltozást és ezt a folyamatot másodlagosan kíséri a szervek anatómiai megváltozása. Ennek következtében a funkcionális képalkotó eljárások a betegségek kiszűrésében és prevenciójában rendkívül hatékonyak.

A **SPECT vagy SPET** gamma-sugarakat használó non-invazív, vagyis beavatkozást nem igényelő orvosi képalkotó eljárás. A SPECT készülék (4.13. ábra) kamerája megegyezik a szcintigráfias eljárás gamma-kamerájával. A különbség a felvétel technikájában mutatkozik, ugyanis a kamera teljes kört megtéve forog a test körül, közben 3-6 fokonként megáll és minden egyes pozícióban 15-20 másodperces adatgyűjtést végez, a testről érkező gamma-fotonokat monitorozva. A vizsgálat hozzávetőleg 15-20 percet vesz igénybe.

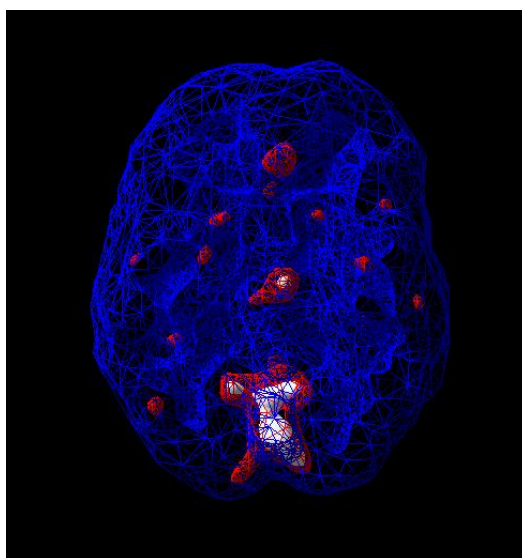


4.13. ábra

A készüléknek van két-, három- és négykamerás megvalósítása is, melynek célja az idő rövidítése. Ha két kamera van, azok egymással szemben, ha három, akkor 120°-os szöget bezárva, ha négy kamera, akkor 90°-onként helyezkednek el. Ennek megfelelően felezik, harmadolják vagy negyedelik a vizsgálat idejét az egykamerás vizsgálatához képest.

A különböző pozíciókból begyűjtött vetületi képeket számítógép dolgozza fel és hozza létre a háromdimenziós megjelenítést, vagy a szeletképeket. Az eljárás technikájából adódóan nem rendelkezik túl jó térbeli felbontással, a felvétel közben fellépő zavarok az ezután következő rekonstrukciót nagymértékben megzavarhatják, erősen műtermékkéssé téve a térbeli képeket.

Alkalmazható a szcintigráfias módszernek azon a területein, ahol szükség van a térbeli ábrázolásra, például agy, szív, csontok, pajzsmirigy, daganatok vizsgálatánál. Az 4.14. ábra például sztrókos beteg SPECT felvételét mutatja.



4.14. ábra

A SPECT vizsgálat közben fellépő sugárterhelés mennyisége és a fellépő hibalehetőség megegyezik a szcintigráfias vizsgálatéval.

A módszer gyengeségeit CT készülékkel történő egybeépítéssel lehet némileg korrigálni. A CT, morfológiai képalkotó lévén, jó képet ad a szövetek pontos elhelyezkedéséről, az ezután következő SPECT vizsgálat pedig a már lokalizált szövetek funkciójáról, működéséről fog információval szolgálni. A 4.15. ábrán ilyen CT-vel egybeépített SPECT készülék látható.



4.15. ábra

4.5. Pozitronemissziós tomográf (PET)

A **pozitronemissziós tomográf (PET)** az anyagcsere-folyamatok megismerését szolgálja. Segítségével számos biokémiai, élettani folyamat, például szöveti anyagcsere, véráramlás, oxigén, glükóz, aminosavak, zsírsavak anyagcséréje és transzportja stb vizsgálható. A klinikai gyakorlatban alkalmas kardiológiai vizsgálatokra, korai tumor (daganat) diagnosztizálására, epilepsziás gócok helyének meghatározására, az emberi agy működés közbeni tanulmányozására.

A pozitronemissziós tomográfia olyan képalkotó eljárás, amellyel a szervezetbe juttatott, pozitront emittáló, izotóppal jelölt jelzőmolekulák eloszlását lehet vizsgálni. Azaz, bizonyos molekulákat, melyek a szervezetben előfordulnak, mint például: glükóz, fluorion, aminosavak, víz stb olyan izotóppal jelölnek meg, melyek pozitron (β^+ -részecske) emittálásával bomlanak.

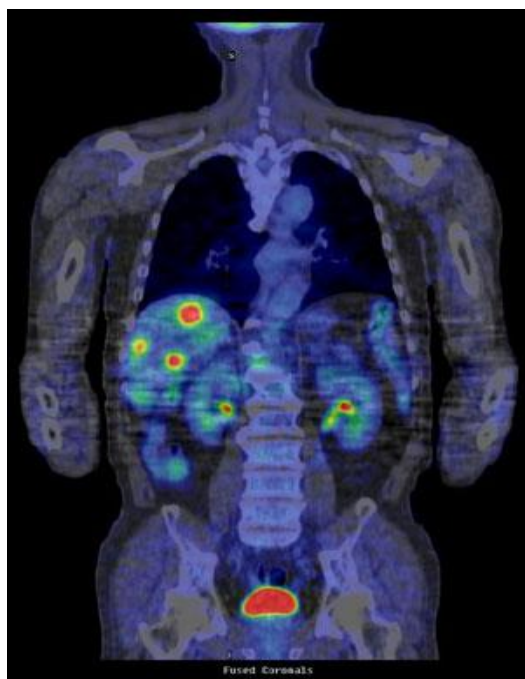
Ezt a sugárzást egy, a vizsgált személyt körülvevő szcintillációs detektorgyűrű érzékeli. A PET-kamerák első generációjában talliummal aktivált NaJ-kristályokat alkalmaztak, a ma használatos készülékekben már cézium-fluorid (CsF), bárium-fluorid (BaF₂), vagy bizmut-germanát (Bi₄Ge₃O₁₂) kristályokat használnak. A sugárzás a kristályban felvillanásokat kelt, amit a hozzácsatolt fotoelektron-sokszorozó mérhető villamos impulzusokká alakít. A közel egy időben (20 nanoszekundumon belül „koincidenciában”) jelentkező felvillanások egy-egy egyenest jelölnek ki, ami azt jelenti, hogy az egyenes két végén levő detektor ezeket egyidejűleg érzékeli. Ezeket a jeleket egy számítógép memóriája tárolja, így a vizsgálatot követően az egyidejű felvillanások vetületi eloszlása ábrázolható. A digitálisan tárolt

adatokból gyakorlatilag meghatározott síkokban kétdimenziós eloszlástérképek rekonstruálhatók. A PET-kamerák általában számos (4 – 35) detektorgyűrűt tartalmaznak, egy gyűrű vastagsága kb. 6,5 mm. Gyakorlatilag az egész test vizsgálható, mivel a vizsgálóasztal tengely irányban mozgatható.

A PET vizsgálatokhoz ultrarövid felezési idejű C-, N-, O-, H-izotópokat használnak. **Ezek felezési ideje 2 perc és 110 perc között van, ezért a vizsgálat helyszínén kell azokat előállítani és a jelzőmolekulákat velük megjelölni.** A felhasznált izotópokat részecskegyorsító **ciklotron** segítségével állítják elő.

A PET legfontosabb tulajdonsága egyéb képalkotó eljárásokkal szemben az, hogy míg azok csak a struktúráról adnak felvilágosítást, a PET a funkcióról is, azaz az élő szervezet működéséről, anyagcsere folyamatairól ad információt. A PET vizsgálat során a vizsgált személyt érő sugárterhelés (10 – 20 mSv) nem nagyobb a CT vagy SPECT vizsgálatok során a szervezetet érő terhelésnél. (A sugárterhelés fogalmáról és a dózis egységekről a 6.1. fejezetben lesz szó.)

A PET készüléket egybeépítve egy CT-vel, a szövetek anyagcseréjét és azok anatómiai viszonyát egyszerre látható képalkotó eljárást kapunk. A páciens először áthalad a CT-n, ekkor megtörténik a CT felvétel, majd ezután kerül mérés céljából a PET detektorgyűrűi alá. A két vizsgálat adatait számítógépes rendszer dolgozza fel és jeleníti meg akár közös felvételen is, tetszőleges irányból és metszettel. Ilyen összetett kép látható a 4.16. ábrán, míg maga a PET-CT készülék a 4.17. ábrán.



4.16. ábra



4.17. ábra

4.6. Csontsűrűségmérő készülék. (Denzitométer.)

A denzitométerek, vagy csontsűrűség mérő készülékek az emberi test csontszöveteiben levő ásványianyag (szerves és szervetlen összetevők) mennyiségét határozzák meg. Az emberi test kalciumtartalmának 98 %-a, foszfortartalmának 66 %-a a csontokban található. A csont szerves állományát az igen magas nitrogéntartalmú vázfehérje (porcogó, ossein) alkotja. A nagy rugalmasságot biztosító fehérje mellett 13 – 16 %-nyi zsír alkotja a csontok tömegének kb. 40 %-át kitevő szerves komponenst. Ha a csontszövetek állománya károsodik, akkor beszélünk az osteoporózis (csonttritkulás) kialakulásáról, ami ma már a népesség jelentős részét érinti, főleg idős korban. Az osteoporózis sokféle betegség eredményeként alakulhat ki. Ha a csontok rugalmassága, szilárdsága csökken, gyakoribbá válnak a kis erőhatásra, vagy spontán bekövetkező csonttörések.

A csontok ásványianyag tartalmának mérése mind röntgensugárzással, mind izotóptechnikai módon lehetséges. A röntgensugárzást kibocsátó DPX, DEXA elnevezésű készülékek (lásd a 4.18. ábrán) a sugárzásgyengülés mértéből számítják ki adott helyen (adott szeletben) a csontsűrűség tartalmát, míg a radioaktív sugárforrást alkalmazó készülékek (DPA) a gamma-sugárzás elnyelődésének méréséből következtetnek a csontkárosodás mértékére. De vannak ultrahang sugárzással mérő készülékek is (lásd: később, a 5.2.2. fejezetben).



4.18. ábra

5. Nem-ionizáló sugárzással működő képképző orvostechnikai eszközök

5.1. Infravörös sugárzásmérők. (Termográfok).

Az emberi test hőmérsékletének a mérése (a „lázmérés”) a legősibb és ma is egyik leggyakoribb diagnosztikai módszer. Az egyszerű, mechanikai, vagy elektronikus elven működő hőmérőkkel azonban csak egy „átlag” hőmérsékletet mérhetünk. Diagnosztikailag sokkal pontosabb és objektívabb felvilágosítást adnak az egyes testrészek, vagy szervek, illetve az egész test hőeloszlásának („hőterképének”) mérésére szolgáló orvostechnikai eszközök. Erre a célra szolgálnak az orvosi termográfok, vagy angol betűszóval: CTI („Computerised Thermal Imaging”) készülékek.

Ezeknek előnye, hogy érintkezésmentes, és így kis tehetetlenségű mérést valósítanak meg. Ezért gyors a jelfeldolgozás is. Fizikai alapja az, hogy minden test a saját hőenergiájának egy részét infravörös sugárzás formájában a környezetének kisugározza. Az emberi test majdnem ideális fekete testnek tekinthető, amelyik a Stephan-Boltzmann törvény értelmében az abszolút hőmérséklet negyedik hatványával arányos hőenergiát sugároz ki. Ez a kibocsátott energia a 25-37 °C felületi hőmérséklet tartományban 3-16 mm közé eső infravörös (azaz „hő”) sugárzást okoz. Amennyiben tehát mérni tudjuk a kisugárzott infravörös teljesítményt, abból következtetni tudunk a hőmérsékletre is. Vagyis olyan eszközt kell alkalmazni, ami egyrészt pontonként méri ezt a kisugárzott hőenergiát és azután a mérési eredményekből egy számítógépes program segítségével a sok-sok mérési pontból egy olyan eloszlás görbét hoz létre, amelyik megfelel az adott pont helyi hőmérsékletének. Így egy „hőterképet” tudunk kapni, amit azután – különböző képrekonstrukciós eljárások segítségével – valódi képpé tudunk alakítani.

A termográfiás kép elkészítésének elve hasonló a televíziós képfelvétel elvéhez. Az érzékelt „látott”) képet (testfelületet) először elemi képpontokra bontják, melyek mindegyikének valamilyen villamos jel felel meg. A letapogatás után a képjeleket megfelelő mértékben feldolgozzák és ismét visszaállítják egységes képpé, amelyet azután valamilyen kijelző eszközön szemlélnek. Ez a kép azután a vizsgált testfelület hőmérséklet eloszlásának képét mutatja. Az orvosi termográf készülékek tehát kettő (2) részből állnak:



5.1. ábra

1. az infravörös detektorból (érzékelőből), amelyik kimenetén már villamos jel jelenik meg (lásd 5.1. ábra) és
2. a jelfeldolgozó és megjelenítő elektronikából, azaz egy célszámítógépből és képkijelző eszközökből (lásd. 5.2. ábra)

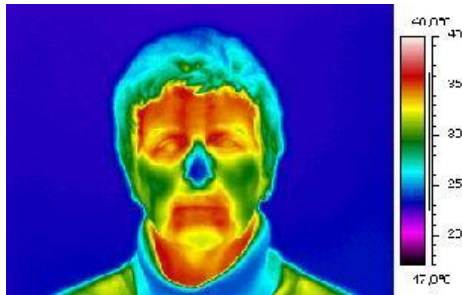


5.2. ábra

A termográfiás detektálás olyan érzékeny, hogy az infravörös sugárzó felületen néhány tized fok hőmérséklet különbség is észlelhető. A különbséget általában a környezethez viszonyítják, de relatív méréseket is végeznek: szimmetrikus szervek (például: kar, láb, az emlők stb) esetében a másik szerv azonos pontjához viszonyítják. Az azonos hőmérsékletű pontok alkotják az izotermákat és ezek formájából, sűrűsödéséből vagy ritkulásából következtetni lehet a hőmérséklet eloszlására. A készülékek többségénél az izotermákat különböző színnel jelölik. A melegebb helyek a vörös színárnyalatúak, míg a hűvösebb pontok zöld és kék színűek.

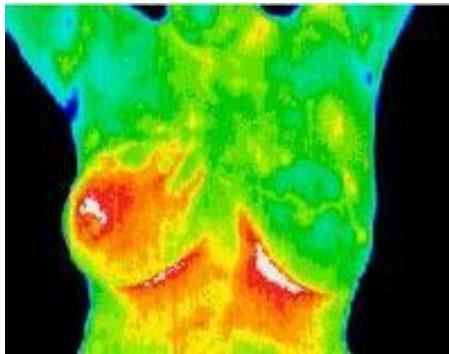
Az orvosi gyakorlatban a helyi anyagcserezavarok, gyulladások, daganatok okoznak a termogrammban melegebb (azaz vörös, vagy narancs színű, fekete-fehér kivitelben sötétebb) foltokat, míg érelzáródás, érszűkület, érlemeszesedés, lecsökkent keringés következtében hidegebb (azaz zöldes, vagy kék színű, illetőleg világosabb) foltok jönnek létre. A termográfiás eljárást eredményesen alkalmazzák az emlőrák korai felismerésére, előnye a röntgensugárzó vizsgálatokkal szemben, hogy nem éri a szervezetet káros sugárzás. De felismerhetők vele a helyi gyulladásos góccok (például: vakbélgyulladás, vagy epekövek miatt fellépő gyulladás) is, megállapíthatók egyes bőrbetegségek, de felhasználható az ortopédiában, szemészetben, fogászatban és a gyógyszerkutatásban is.

Néhány ilyen példát bemutatunk a következő ábrákon (5.3. – 5.10. ábrákon).



A **fej** hőterképével megítélhető a szemek terheltsége (pl. számítógép túlzott használata esetén), az orr melléküregek gyulladása, megtalálhatók a gócos fogak, és az ínygyulladás. A **nyakon** a nyálmirigyeket, nyirokutakat, nyirokcsomókat és a pajzsmirigyet vizsgáljuk.

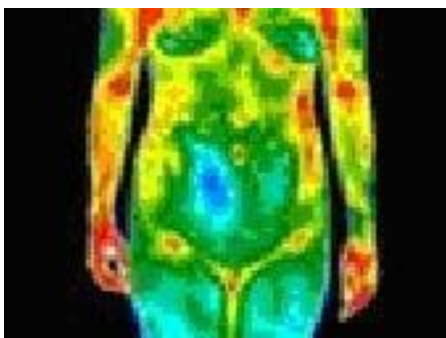
5.3. ábra



A **mellkas** területén férfiaknál a tüdő terheltsége (dohányzás miatt) és a nyirokkeringés vizsgálható.

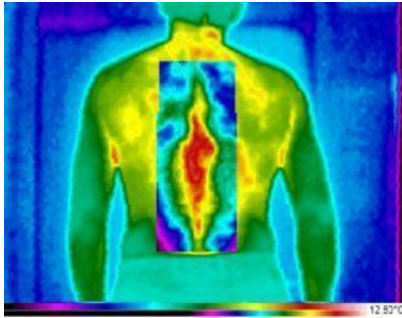
Nőknél viszont az emlők áttekintése a legfontosabb. Az emlőrák a nők leggyakoribb daganatos megbetegedése. 35 évnél fiatalabb nők esetében első vizsgálatként mindenféleképpen a termográfia ajánlható (5.4. ábra).

5.4. ábra

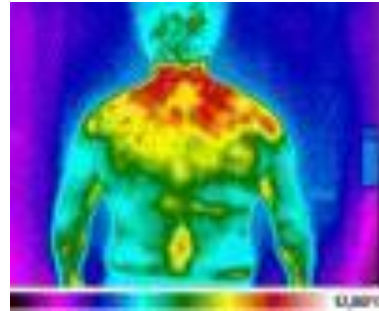


A **hasban** főként az emésztőszervek állapotát vizsgáljuk. Észlelhetjük a máj túlterheltségét, az epehólyag gyulladását, a vékony- és vastagbél túlterhelt állapotára ill. esetleges gyulladására is fény derülhet, és láthatunk körülírt cisztákat vagy daganatokat is. A kismedencei szerveket a szokásos vizsgálattal általában nem érjük el (5.5. ábra).

5.5. ábra

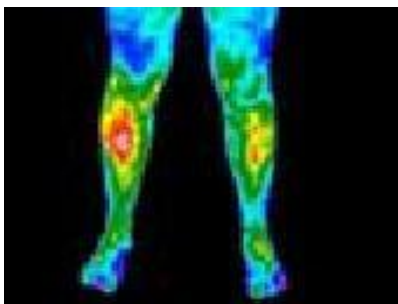


5.6. ábra

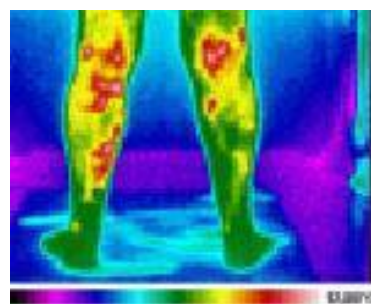


5.7. ábra

A **háton** láthatunk túlságosan megterhelt izmokat, gerinc-eltéréseket, a nyaki, háti és ágyéki csigolyák területén deformitásokat, izomvédekezést (5.6. és 5.7. ábra). Foltokban a hason, mellkason, háton nyiroktócsákat észlelünk, aminek lassult, pangó nyirokkeringés lehet az oka.



5.8. ábra



5.9. ábra

Az **alsó végtagoknál** vizsgáljuk az ízületeket, valamint a vérkeringést. Észlelhetjük az ízület kopást (leggyakrabban a térdízületekben), a tágult visszereket, a vénás pangást (még akkor is, ha a felszínen semmi sem látszik) valamint a visszérgyulladást (5.8. és 5.9. ábrák)



5.10. ábra

A **kezek** vizsgálatának különleges jelentősége lehet. Itt ugyanis nemcsak az ízületi elváltozásokat és a keringést vizsgáljuk, hanem a hagyományos kínai orvoslás, az akupunktúra által használt ún. meridiánokat is, amelyek az ujjak szélén láthatóvá tehetők (5.10. ábra).

Bár ma már az infravörös kamerák ára is megfizethető, de az orvosi alkalmazáshoz komoly számítógépes háttér kell, ezért nem tartozik a hőmérsékletmérés során megszokott olcsóbb készülékekhez. Főleg szűrési célokra használhatók, mivel a diagnózis pontos felállításához még további vizsgálatok is szükségesek, például klinikai laboratóriumi mérések, esetlegesen ultrahangos, CT, vagy MRI felvétel is. Mint azt az előzőekben is mondtuk, nagyon alkalmas például a mellrák kiszűrésére, mivel nem károsítja a szervezetet. De eredményesen használható ízületi gyulladások, keringési zavarok, vagy daganatos megbetegedések szűrésére is.

5.2. Ultrahangos diagnosztikai képalkotó készülékek.

5.2.1. Fiziológiai hatások

Az orvostechikában az 1960-as évektől kezdődően alkalmaznak **ultrahangokat** vizsgálati célra. Napjainkra az ultrahangos vizsgálati módszerek magas diagnosztikai értékű és biztonságos eljárásokká váltak. Az alkalmazást elsősorban az teszi lehetővé, hogy a folyadéktartalmú **emberi szövetek jól közvetítik az ultrahangokat**.

Az ultrahangok az emberi fül számára nem hallható mechanikai rezgések, melyek különböző sűrűségű közegek határfelületéhez érve kétféle módon viselkednek:

- vagy tovább haladnak, részben elnyelődnek (abszorbeálódnak) az újabb közegben (többnyire bizonyos törési szöggel),
- vagy pedig visszaverődnek (reflektálódnak).

Az emberek számára hallható hangok a 20 Hz – 20 000 Hz frekvenciatartományban vannak. Az ennél kisebb frekvenciájú rezgések az **infrahangok**, a nagyobb frekvenciájú rezgések pedig az ultrahangok. **Ultrahangoknak nevezzük a 20 kHz és 100 MHz közötti frekvenciájú mechanikai rezgéseket**, az ennél nagyobb frekvenciájú rezgések pedig a hiperhangok. Az orvosi gyakorlatban diagnosztikai célokra alkalmazott orvostechikai eszközök működési frekvenciája a 2 MHz és 15 MHz (25 MHz) közötti tartományba esik.

Az ultrahangok terjedési sebességének átlagértéke az emberi lágy szövetekben $v = 1540$ m/s körüli érték. **A hullámhossztól függ a hullámok segítségével megvizsgálható dolgok legkisebb mérete**. A hullámhossznál kisebb részletek nehezen értékelhetők. Zsigeri szövetek esetén 3 MHz frekvenciánál ez a méret 0,5 mm, 10 MHz esetén 0,15 mm. A frekvencia a készülék, a terjedési sebesség pedig a vizsgált emberi szövet tulajdonsága.

A szöveteken **átjutó** ultrahang nem fejt ki maradandó fiziológiai hatást, amennyiben energiájából nem ad át környezetének. Fiziológiai hatásokat csak az ultrahang energiájának szövetekben **elnyelt** része okoz az abszorpció révén. Az elnyelődött energia által keltett hatások együttesen jelentkeznek, bár mértékük változó. Legjellemzőbbek:

- **hőhatás** az elnyelt energia és a mozgások belső súrlódása miatt,
- **mechanikai** hatások: mikromasszázs a részecskék mozgása miatt, kavitáció, vagyis buborékképződés folyadékokban, nyíróhatás a mozgások fáziseltérése miatt,
- **kémiai** katalizáló hatás.

Ezeket a hatásokat alkalmazzák terápiás célokra.

A visszaverődés (reflexió) teszi lehetővé az ultrahangoknak diagnosztikai célokra való alkalmazását. Vizsgálati célokra olyan kis energiájú ultrahang nyalábokat alkalmaznak, amelyek nem okoznak észrevehető elváltozásokat, tehát mai ismereteink alapján mondhatjuk, hogy az ultrahangnak semmiféle károsító hatása nincs.

A vizsgálat lényege az, hogy ha az ultrahangok terjedésük közben különböző akusztikai tulajdonságú közegbe, vagy akadályba (például testen belüli részekbe) ütköznek, akkor onnan visszaverődnek, energiájuk egy része elnyelődik (tovább halad), más része csökkent értékben visszajut az érzékelő fejbe. Hirtelen változás áll be a jellemzők értékében a bőr-zsír, a zsír-izomzat, valamint a csontok és az izomzat határfelületein. Ugyancsak jelentős változások észlelhetők az ultrahang jellemzőkben a levegővel érintkező testrészek (testüregek, szív stb.) határán. Ha az ultrahanghullámok vízben, vagy testszövetekben haladnak, és levegővel érintkező határfelülethez érkeznek, akkor csaknem teljes visszaverődés lép fel. Más a helyzet az olyan határfelületeknél, amelyeknek akusztikus tulajdonságaik csak kevésbé térnek el egymástól, mivel ott csak kismértékű reflexió lép fel.

Az ultrahang diagnosztika lényege, hogy az emberi testbe bocsátott ultrahang vagy impulzus valamely tulajdonsága - az emberi test által megváltoztatva - információval dúsul, vagyis **moduláció** történik, és a kijutó hangot elemzés céljára készülékeinkkel újra felfogjuk. *(A „moduláció” mindig valamilyen befolyásolást jelent, amikor az eredeti információ tartalma – például az ultrahang nyaláb teljesítménye (intenzitása), vagy frekvenciája – megváltozik olyan módon, hogy egy újabb információ „ráül” az eredeti jelre, tehát a kettő együttesen jelenik meg.)* A felfogott hang „ereje”, vagyis intenzitása az elnyelődések, szóródások, és széttartás miatt csökken. E hatásokat a gyakorlatban együttesen **abszorpciónak** nevezzük. A csökkenés a szövetfélétől, frekvenciától, megtett távolságtól egyaránt függ, mértéke többször tízezerszeres nagyságú lehet. A reálisan **vizsgálható távolság** lágy szövetekben 3 MHz esetén 20 cm, 10 MHz-nél 3 cm. Az intenzitás csökkenése exponenciális, vagyis nem egyenesen arányos.

Az egyik anyagból egy másik anyagba átlépő hullám egy része visszaverődik, **echó** („visszhang”) keletkezik. A visszaverődés mértéke vagyis a **reflexió**, az anyagok akusztikus impedanciáinak **eltérésétől** függ. Az **akusztikus impedancia (Z)** egy adott anyag ellenállásának mértéke a hanghullámok terjedésével szemben. Értéke függ a közeg sűrűségétől (ρ) és az ultrahangnak az adott közegben való terjedési sebességétől:

$$Z = \rho c \text{ /kg/m}^2\text{/s/}$$

Az akusztikus impedancia arra jellemző, hogy a hang energiája hogyan tudja megmozgatni az anyagi részecskéket.

A reflexió és az akusztikus impedancia összefüggését az

$$R = \left[\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right]^2$$

képlet szemlélteti, ahol **R** a reflexiós tényező, **Z₁** és **Z₂** az anyagok akusztikus impedanciái. A képlet megmutatja, hogy annál nagyobb a visszaverődés, minél nagyobb az impedanciák eltérése. A visszaverődés miatt a tovább, mélyebbre jutó hang ereje is csökken. Az összefüggés a kontaktzselé szükségességét is megerősíti, mivel a **levegő és hámszövet** reflexiója 99,9 %, vagyis szinte **teljes visszaverődés**, míg a **zselé és hám** reflexiója 0,0067 %, ami szinte **tökéletes átjutást** jelent. Látható hogy az ultrahang testbe juttatásához és a finom echók érzékeléséhez **elengedhetetlen a csatoló anyag alkalmazása**.

Az **ultrahanghullám teljesítménye** alatt a sugárzó fejből (transducerből) kibocsátott és a testszöveteknek átadott teljesítményt értjük. Az orvosi tapasztalatok alapján elfogadott, hogy diagnosztikai célokra maximum **25 mW/cm²** értékű teljesítményszint észlelhető élettani változást nem hoz létre, tehát veszélytelen a vizsgált személyre nézve.

A 25 mW/cm² és 2 W/cm² közötti teljesítmény már reverzibilis hatásokat idéz elő, ezeket alkalmazzák az **ultrahang terápiában**.

A **2 W/cm²** feletti ultrahang besugárzások irreverzibilis változásokat okoznak (alkalmazási területe az **ultrahangos sebészet**). A korszerű diagnosztikai készülékek kisugárzott teljesítménye kicsi, akár századrésze is lehet a 25 mW/cm² teljesítményhatárnak.

5.2.2. Ultrahangdiagnosztikai módszerek

Az ultrahangot alkalmazó orvostechikai készülékek jelentős száma diagnosztikai célú, egy kisebb része terápiás felhasználású és találkozhatunk ultrahanggal a labortechnikában és a rehabilitációban is. A **diagnosztika** készülékei a testbe bocsátott, majd onnan kijutó, és közben a test által kissé módosult, **modulálódott hanghullámokat** elemzik. A **terápiás** felhasználási terület célja pedig a hanghullámok által bevitt **energiával hatást kiváltani**.

a) Echó-elvű készülékek

Az ultrahangos **diagnosztikai** készülékek legtöbbje az ultrahang hullámok vagy impulzusok visszaverődését használja ki. Ezek az **echó-elvű** készülékek. A hang átbocsátásával és a szemben lévő oldalon történő érzékelésével vagyis **transzlációs** (áthaladó) módszerrel jelenleg csupán a csont denzitometria készülékei működnek. Ezek - szemben a nukleáris és röntgen módszerekkel, amelyek jellemzően a csontok ásványi anyag tartalmáról tájékoztatnak - a csontok mechanikai állapotát jellemzik a különböző frekvenciájú hangok átjutásának ideje és elnyelődésének mértéke elemzésével.

Az **echó elvű** készülékek működésének alapja, hogy meghatározható irányba ultrahangot bocsátunk ki. A test ultrahang visszaverő felületeiről echók (visszhangok, azaz visszavert hullámok) indulnak vissza, melyeknek ismerjük irányát, és a visszatérés időkülönbségéből meghatározhatjuk mélységét is. Kieértékelhetjük továbbá a visszatérő hang intenzitásának és a frekvenciájának változását. Több echó idejének értékelésével **távolságokat** vagy akár **alakzatot** (5.11. ábra), a frekvencia változás feldolgozásával **mozgások** jellemzőit tudjuk

vizsgálni. (Az 5.11. ábrán a sötétebb részek többnyire folyadékkal telt üreges szerveket jelentenek, míg a világos részek különböző szöveteket.)

A készülékek túlnyomó többsége ma már többféle üzemmód megvalósítására alkalmas. Ritka az a készülék, amelyik kifejezetten csak egyfajta üzemmódban működik. (Régebben voltak ilyenek, speciális feladatok ellátására.) Sőt többnyire mind az echó-elvű, mind a Doppler-elvű üzemmódok megtalálhatók a készülékek szolgáltatásai között.

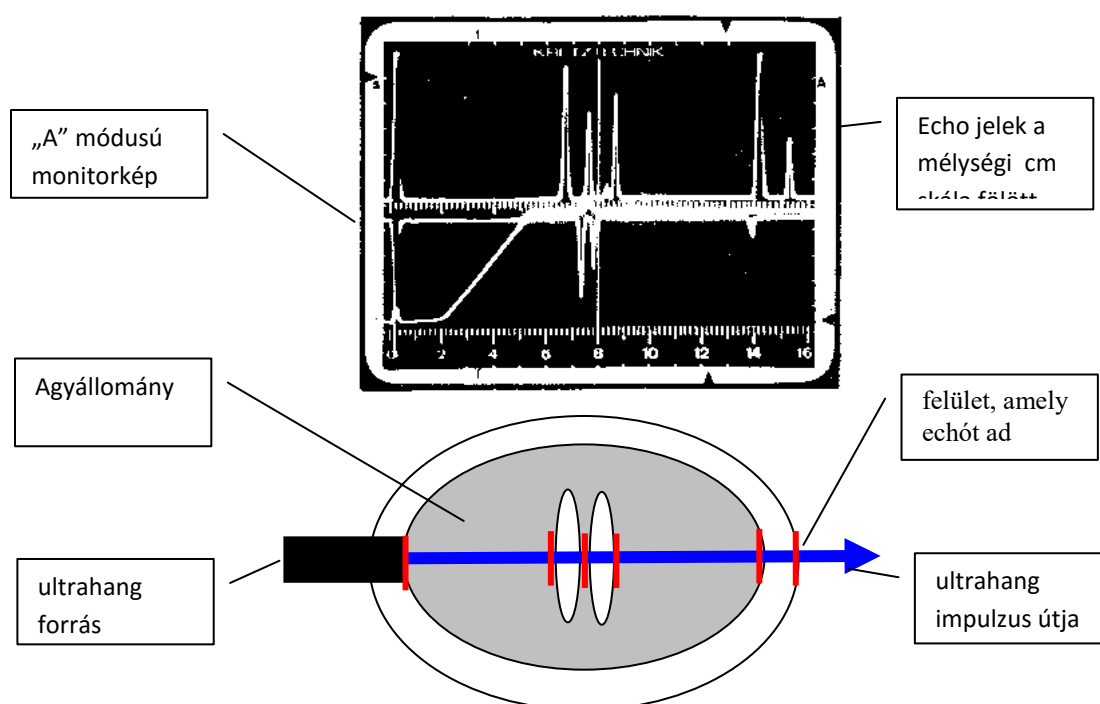


5.11. ábra.

„A módusú” üzemmód.

Az „A módus”-nak vagy gyakran „A SCAN”-nak nevezett lineáris (vonalmonti) módszer lényege, hogy a készülék ebben az üzemmódban csak az echó irányát és amplitúdóját használja fel az információ feldolgozásához. Jelzését az Amplitúdó kezdőbetűjéről kapta.

Az A SCAN üzemmód működése szemlélhető 5.12. ábrán, amelynek alsó részén egy sematikus vizsgálati forma látható, míg a felső részen a monitor képernyőjén megjelenő impulzusok, melyek az agyban valóságban keletkező echókat ábrázolják és a jellemző határfelületeket jellemzik. Az alsó részen „agyállomány”-nak jelölt részben a sötét rész az agyvelőt jelenti, melyről nem verődik vissza echó, míg a fehér ellipszis formájú részek az agykamrákat jelképezik. Mivel ezek levegővel töltöttek, a határfelületről éles echó verődik vissza. A méretek és szimmetriák milliméter pontossággal megállapíthatók. A vizsgálat jelentősége abban van, hogy ha az agyállományban térfogatszűkítő formátumok (tumor, vagy bevérzés) fordulnak elő, akkor ezek elnyomják az agykamrákat, mivel a kemény koponyacsont megakadályozza az agyállomány kiterjedését, tehát megváltozik a szimmetria, eltolódnak az echók és ebből lehet következtetni az esetleges tumor, vagy bevérzés helyére is.

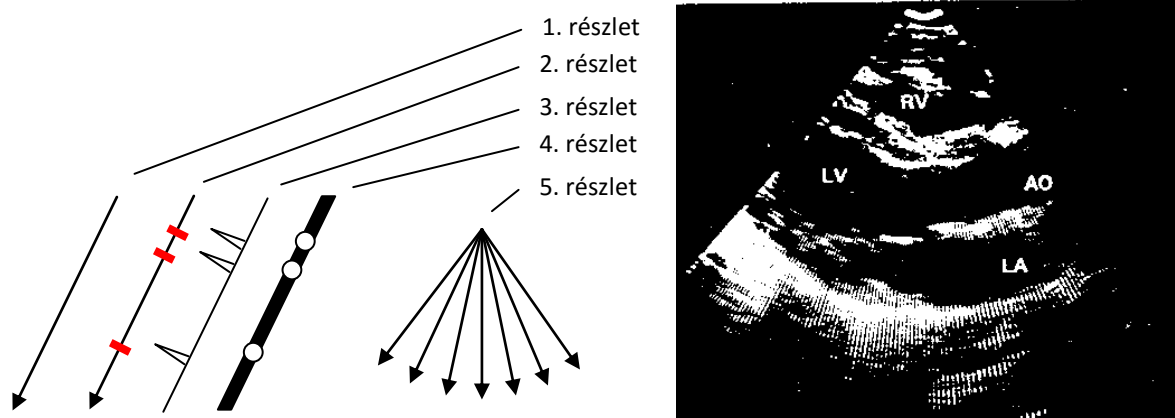


5.12. ábra

Napjainkban az A SCAN üzemmód inkább csak rész-szolgáltatása nagyobb teljesítményű készülékeknek, illetve akkor készül önállóan, ha a kedvező ár mellett elegendő ennyi információ (pl. szemészet, zsírrétegmérés, távolság, szimmetria). Létezik célzottan automatizált készülék is, pl. pachymeter, amely egyetlen érintéssel a szaruhártya vastagságát azonnal, számszerűen jelzi ki, 1 μm vagyis a milliméter ezredrésze pontossággal.

„B módusú” üzemmód

A „B módus”-nak vagy gyakran „B SCAN”-nek nevezett metszeti eljárás a következő gondolatmenettel szemléltethető. Az ultrahangforrás meghatározott irányba impulzust indít (5.13. ábra 1. részlet). Az impulzus végigfut egy vonal mentén és az echót adó szövetekkel találkozik, ahonnan echók indulnak vissza (5.13. ábra 2. részlet). A visszatérő echók nagyságát, vagyis amplitúdóját (5.13. ábra 3. részlet) a készülék érzékeli. A monitoron az ugyanilyen szögben elhelyezkedő, megjelenített irányvonal mentén és megfelelő mélységben az echo nagyságát jellemző fényességű **fénypont** jelenik meg. (5.13. ábra 4. részlet). (Hogy hogyan lesz a visszavert impulzusból egy fénypont, ezt egy műszaki megoldási elv segítségével, az úgynevezett fénypontmodulációval maga a készülék valósítja meg.) Innen kapta a „B SCAN” elnevezését a „Brightness”, vagyis „fényesség” mód. A vizsgálat során az irányvonalak egymás utáni gyors változtatásával, vagyis **pásztázással** (5.13. ábra 5. részlet) egy sík „tapogatható” le, tehát **metszeti kép** alakul ki.



5.13. ábra.

A 5.13. ábrán az egyes irányok (akusztikai vonalak) egymás mellett, jelen esetben legyezőszerűen helyezkednek el. Az echó információkat vonalanként, egymás után nyerték. Az egyes irányokból és mélységekből érkező echókkal arányos fényesség vonalanként, de egyidőben látható módon jelenik meg, irány és mélységhelyesen. Így az egymás mellett, egy síkban elhelyezkedő vonalak egy metszeti jellegű, kétdimenziós képet adnak. Képet kaphatunk a szövetek e sík által átmetszett méretéről, alakjáról, elhelyezkedéséről. Az 5.13. ábrán a szívről készült metszeti képet láthatjuk, a sötétebb részek a pitvarok és a kamrák (a képen látható betűjeleknek megfelelően: RV: jobb kamra, LV: bal kamra, LA: bal pitvar, AO: aorta), a világosabb részek a szívfalnak, illetve a sövénynek felelnek meg.

Az akusztikai vonalak irányításának (letapogatásnak) több módja ismeretes. A készülék és a vizsgálófej (**transducer**) kialakításától függően lehet **szektor** (körcikk) jellegű vagy **lineáris**. A lineáris vizsgálófejek a síkot képező vonalakat egymással párhuzamosan képzik. A szektor-jellegű letapogatást előszeretettel alkalmazzák kardiológiai vizsgálatoknál, mivel így tudnak két bordacsont között „benézni” a szívre. (A bordacsontról ugyanis majdnem teljesen visszaverődik az ultrahang.)

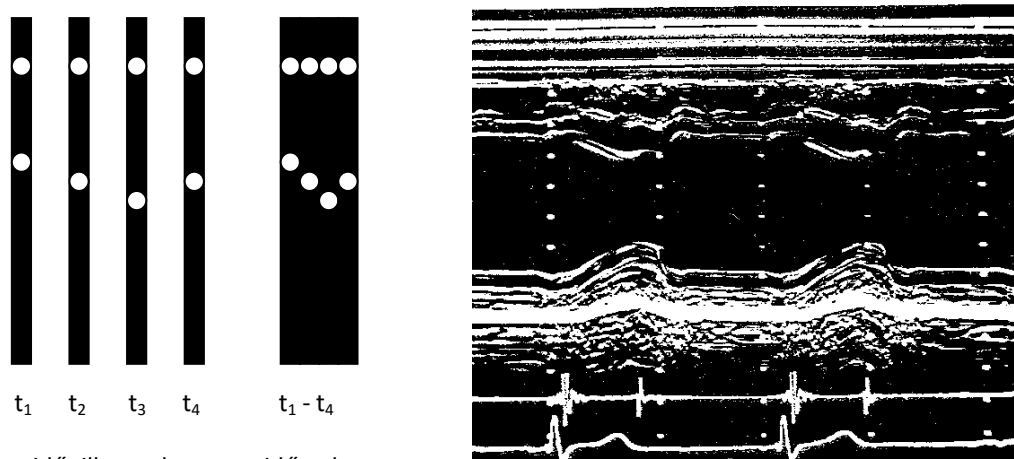
A kardiológiai alkalmazás mellett főleg a hasi (abdominális) szervek (máj, vese, hasnyálmirigy, epehólyag) vizsgálatánál van jelentősége a B-scan üzemmódnak, mivel itt a morfológiai változás (alakváltozás, epe- vagy vesekövek megjelenése) is lényeges. A legelterjedtebb alkalmazási területe a B-scan üzemmódnak a szülészet és a nőgyógyászat. A magzat alakját, méreteit és mozgását lehet megjeleníteni az ilyen metszeti képeken.

„M vagy TM módusú” üzemmód

Az „**M MODE**” vagy „**Time Motion módusú**” eljárást „időmozgatásos” módnak nevezik. Ez tulajdonképpen a B módnak egy speciális változata, amely csak egyetlen irányban, vagyis **egyetlen akusztikai vonal mentén** gyűjt echó információt, amely irányt a kezelő jelöli ki. Az egy akusztikai vonal menti információ megszerzésének időtartamát, rövidegénél fogva

pillanatként kezelhetjük. Az akusztikai vonal mentén az egy pillanatban megszerzett információt egyetlen függőleges vonal mentén jelenítik meg fényesség módban, ahogy azt a 5.14. ábra t_1 időpillanatában szemléltetjük. A következő időpillanatban megszerzett információt szintén egy függőleges vonal mentén jelenítik meg, de közvetlenül **az előző mellé** helyezve. Ha a vizsgált rész mozdulatlan, akkor az egymás után következő pillanatokban megjelenő fénypont egybeesik. Ha azonban a vizsgált rész (például: szívbillentyű) mozog, akkor a következő pillanat fénypontja már máshol jelenik meg. Így az egymást követő pillanatok megjelenített függőleges vonalai egymáshoz közel kerülve a megjelenítőn összemosódva látszódnak, akár a korábban említett B SCAN szektorának felső része.

Ezt az eljárást mozgó szervek, főleg a szívbillentyűk és a szívizomzat vizsgálata esetén használják. Mivel ezen mozgó részek helyzete pillanatról pillanatra változik, a róla visszaverődő echónak megfelelő fénypont is mindig máshol jelenik meg a vizsgált képen. Gondoskodni kell tehát arról, hogy ezek a fénypontok ne mosódjanak össze, ezt az időtengely széthúzásával lehet elérni. Vagyis az egymás után következő időpillanatokot egymás mellett kell megjeleníteni.



5.14. ábra.

A 5.14. ábrán a pillanatonként megjelenített függőleges vonalak összemosódnak, de a kép alján elhelyezett PKG és EKG kontrolgörbék segítségével időpillanatuk meghatározható. A középső, sötét tartomány itt a vérrel telt kamra pillanatonkénti átmérőjét mutatja. A jelző (marker) pontsorok függőleges irányban 0,5 cm-t, vízszintesen 0,5 másodpercet jelölnek. A módszerrel a szövetek felületeinek egy vonal mentén jelentkező mozgása idő szerint vizsgálható. *(A PKG a fonokardiográfia rövidítése és a szív mechanikus működése során keletkező rezgések, az úgynevezett szívhangok közvetlen érzékelésével és grafikus ábrázolásával foglalkozik.)*

b) Doppler elvű készülékek

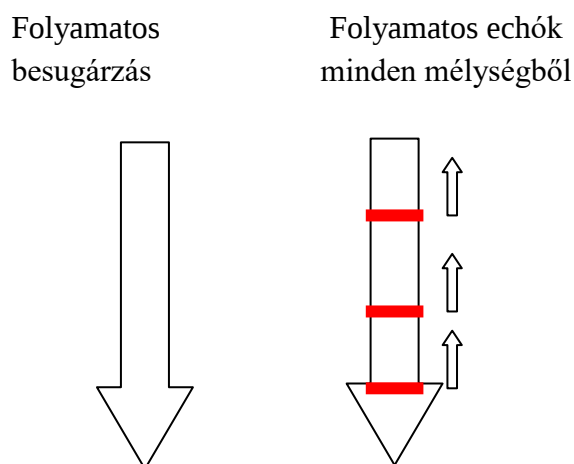
A **doppler** jelenség lényege, hogy egy hangforrástól az érzékelőhöz eljutott hang **frekvenciája módosul**, ha a hangforrás és az érzékelő (vagy néha a közvetítő közeg) egymáshoz képest mozognak. Általában a hangforrás szokott mozogni, mint abban a hétköznapi esetben is, amikor egy autó motorzaját a közeledéskor magasabb frekvenciájúnak, a távolodáskor mélyebb hangúnak halljuk. A jelenség szempontjából hangforrásként viselkedik a rábocsátott hangot visszaverő szekunder hangforrás is, echó esetén. Így a mozgó felületekről visszaverődő (reflektálódó) vagy mozgó közegben terjedő hang is frekvenciamódosulást szenved. A frekvencia módosulás mértéke a mozgás **sebességétől** függ. A jelenség legjellemzőbben akkor jelentkezik, ha a megfigyelő a mozgás irányvonalában van. A frekvencia eltérésből a mozgás sebessége meghatározható.

Ha az ultrahang terjedési sebességét a szövetekben közelítőleg 1540 m/s-nak vesszük és 2 MHz-es frekvenciájú ultrahangokat alkalmazunk, akkor 10 m/s (36 km/óra) sebességgel mozgó visszaverő felület esetén a visszavert rezgések frekvenciája $f_{\text{dop}} = 260$ Hz lesz, tehát a különbségi jel frekvenciája a hallható hangok tartományába esik. Ez azért is érdekes, mert így hangszórón át akár füllel is érzékelhető. Ez a módszer használatos a kardiológiában a szívizomzat és az egyes szívbillentyűk mozgásának regisztrálására, a szülészetben a magzati életjelenségek kimutatására, vagy akár a vér áramlási sebességének meghatározására.

„CW” módú üzemmód

A **Continuous Wave**” vagyis „**folyamatos hullámú**” doppler üzemmódban a készülékek a vizsgált irányba folyamatosan sugároznak ultrahangot, melynek visszaverődését is folyamatosan érzékelik (5.15. ábra). A frekvenciamódosulás a hanghullámok által bejárt út mentén bárhol bekövetkező mozgás hatására megjelenik. Így a doppler hatást létrehozó mozgó szövet helyzetének csak az **iránya** és mozgásának **sebessége** határozható meg.

Jellemző készülékei a babydopplerek, kardiokográfok, érdopplerek, valamint megjelenik korszerű készülékek rész-szolgáltatásaként. Alkalmazzák még csecsemőknél, mandzsettás noninvazív vérnyomásmérőben az érfal mozgásának észlelésére.

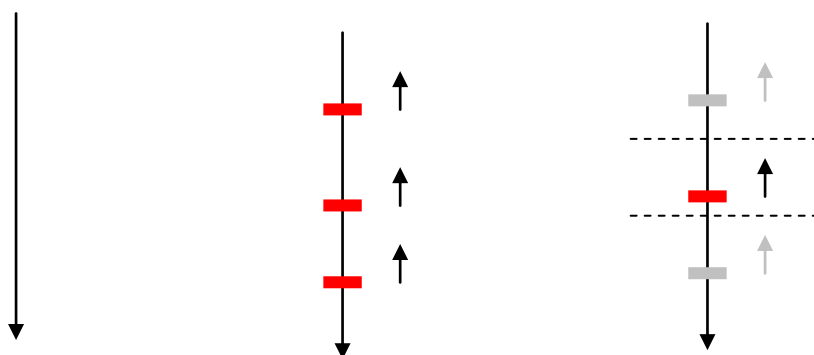


5.15. ábra.

„PW” módú készülékek

A „Pulse Wave” vagyis „**pulzus** hullámú” doppler üzemmódban a készülékek csak egy rövid ultrahang impulzust bocsátanak ki meghatározott irányba (5.16. ábra. A kisugárzás időpillanatához képest a készülékkel beállítva a vétel időtartamának kezdeti és végpontjait, csak az abból a **távolsági tartományból** érkező echókat választjuk ki, amelyek az oda-vissza útnak megfelelő időpontban érkeznek vissza (5.16. ábra 3. oszlopa). Így az echó válasz frekvenciaeltérései csak a kijelölt **irányban** és **távolsági tartományban** észlelhető mozgások **sebességét** jellemzik.

Hang impulzus indul egy vonal mentén	Echo impulzusok különböző mélységekből, egymás utáni időpillanatokban érkeznek vissza	Csak a beállított idő múlva, tehát adott mélységből érkező echókat értékeljük ki
--------------------------------------	---	--



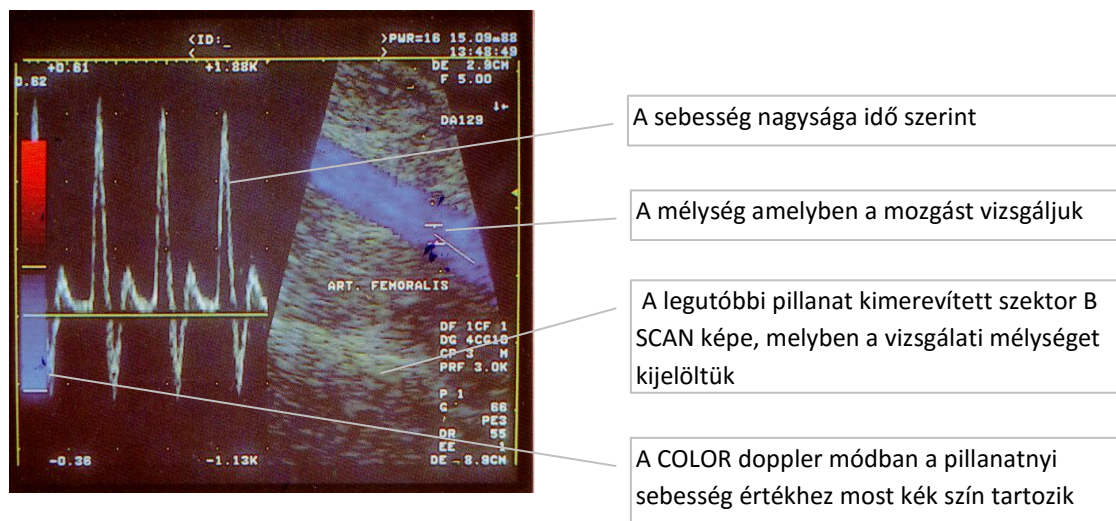
5.16. ábra.

Ezen a módon a kis térbeli vonalszakasz mentén jelenlévő mozgások vizsgálhatók, akár a szív vagy egy ér belsejében is. Ez az üzemmód jellemzően a komplex készülékek rész-szolgáltatása.

A sebességek jellemezése

Az ultrahang útja során több, különböző sebességű mozgással is találkozhat - akár egyszerre többel, pl. vérben vagy a szív szöveteiben - ami sok, különböző frekvenciájú doppler eltérést okoz. A szervezet tevékenysége során létrejött mozgások miatt keletkező doppler módosulás nagyságrendje jellemzően a 100 Hz – 10 kHz tartományába esik. Egyszerűbb technikai megoldásokkal ez a frekvenciatartomány közvetlenül hallgathatóvá tehető. A **hallott hang** általában sistergés-szerű, ami a több különböző sebesség egyidejű jelenlétéből adódik. A sistergés **hangmagassága** a sebesség nagyságára jellemző, a hang fütty vagy sistergés jellege a sebességek azonosságát vagy többféleségét jelzi. A közel azonos frekvenciák összege füttyyszerű, a különbözőké **zajszerű** hangként jelentkezik. Fontos, hogy a hallott hang **nem** a testben keletkező hangok felerősítése **mikrofon** jelleggel, hanem a nem hallható ultrahangok doppler eltéréseinek hallhatóvá tett hangja.

A korszerű készülékek az összetett mozgásokra jellemző doppler frekvenciákat képesek megkülönböztetni, és grafikonyszerűen ábrázolni, úgy, hogy minden sebesség, amely az adott pillanatban érzékelhető volt, egy pontot kap a **spektrum doppler** képben. A pillanatonkénti sebességek nagyságának görbéje vékony, ha a szövetek vagy vértestecskék jellemzően hasonló sebességgel mozogtak (lamináris áramlás), és vastagodik, ha a sebességek az adott pillanatokban erősebben különböztek (turbulens áramlás).



5.17. ábra.

Az 5.17. ábra bal oldalán egy artéria belsejében mért sebesség grafikonja látható, melynek jelző pontjai függőlegesen 20 cm/s-ot, vízszintesen 1 másodpercet jelölnek. A mozgás lamináris, iránya időnként ellentétes (negatív tartomány). A sebesség valós értékeléshez a B

módusú ábra segítségével az ultrahang nyaláb irányához képest az áramlás feltételezett tengelyének vonalát (angle) be kell jelölni a $\cos\alpha$ -ból adódó korrekció miatt.

A szolgáltatásaiban nagyteljesítményű doppler készülékek képesek arra, hogy egy B módusú kép kijelölt síktartományának minden egyes elemi pontjában doppler elemzést végezzenek, és az eredményt pontonként a képen színként kifejezzék. A **COLOR Doppler** szolgáltatás az adott pontot **pirosra** színezi, ha az ott észlelhető mozgás iránya a transducertől távolodó, és **kékre**, ha közeledő. A mozgás nagyságát a szín erősödő világossága jelzi. További információként az alapszínhez több-kevesebb **sárga** színt is adhatnak, amely a színt a narancs vagy a zöld irányba tolja és jellemezhet mozgó mennyiséget, turbulenciát, intenzitást. Az 5.17. ábra egyszínűsége miatt csak utalni tudunk a jobb oldalon lévő B módú kép most sötétnek látszó érszakaszára, amely eredetileg kékkel jelölt színű. Bal szélén függőleges sávban egy pirosból kékbe áttűnő sebesség/szín skála látszana. A módszerrel a mozgások folyamatosan is megfigyelhetők, folyamatosan színezzve a B módú metszeti képet.

5.2.3. Új technikák az ultrahang diagnosztikában

Az ultrahangos diagnosztikában folyamatos fejlődés tapasztalható. Ezek közül néhány újdonságot mutatunk be, melyek elterjedése várható.

Panoráma ultrahang: a transzducer hosszanti mozgatásával az egyes képek egymás mellé kerülnek és egy szélesebben áttekinthető kép jön létre.

Szono CT: a mutatott metszeti kép nem egy nézőpontból, hanem néhány fokban szögben elmozdított több kép összegzéséből jön létre, így a vékonyabb képletek (plakkok) láthatóbbá válnak.

Szono elasztográfia: a transzducer enyhe megnyomásával az alatta lévő szövetek kissé összenyomódnak és a keménységük szerint kevésbé vagy jobban alakot változtatnak. Ez az üzemmód az alakváltoztatás mértékét jellemzi színekkel. A szövetben megkeményedő gócok kimutathatóvá válnak.

Felharmónikus ábrázolás: a lágyszövetekben áthaladó hullám alakja kissé torzul, amely fizikai értelemben felharmónikus megjelenését jelenti. A visszavert echóban a felharmónikusokat kiértékelve a szokásos felvételeknél tisztább képek nyerhetők.

Kontrasztharmónikus ábrázolás: a kontrasztanyagból származó ultrahangjelek szelektív érzékelése és megjelenítése. A kontrasztanyag általában vivőanyaghoz kötött mikrobuborék, amely érzékelhető echó választ ad.

Zóna szonográfia: a pásztázandó felületet nem egyedi sugárnyalábokkal, hanem több nyalábot is kitevő zónával pásztázzák. Gyorsabb vizsgálati sebességet biztosít.

Ultrahang navigáció: különböző képképző eljárások képeit képes összehangolni a jellemző pontok segítségével az ultrahang készüléken. Így CT vagy MR felvételek és ultrahang képek összevethetővé válnak, kiegészítve egymást. A navigációba biopsziás tű is bevonható.

5.2.4. Alkalmazási lehetőségek.

Mint a diagnosztikai készülékek általában, az ultrahangos készülékek is három fő részből állnak: az információ megszerzését szolgáló **átalakítóból** (transducer), a **jelfeldolgozó** részből, és a **megjelenítőből**. Az ultrahang technikában különös jelentőségűek a mérőátalakítók („transducer”-ek), vagy **mérőfejek**, mivel ezek frekvenciájától, kialakításától függ, hogy milyen célra alkalmazhatjuk őket.

A vizsgálófejben, vagy mérőfejben történik az ultrahang előállítása, illetve a visszavert echó-jel érzékelése. Erre a célra a piezoelektromos hatást használják.

A ma használatos, korszerű készülékekben egy vizsgálófejben egymás mellett már nagyon sok elemi kristály helyezkedik el: 64, 128, 256, 512 és így tovább, ezért maradunk a továbbiakban inkább a vizsgálófej, vagy mérőfej elnevezésnél.

Ezekben a készülékekben a kvarckristály helyett már a különböző kerámiákat használják, amelyek a piezoelektromos tulajdonsághoz teljesen hasonló elektrosztrikció jelenségét mutatják. Ezeket a kerámiákat sokkal könnyebb előállítani s működésükhöz is kisebb feszültség szükséges, vagyis elegendő a kb. 100 V nagyságú tápfeszültség. Ilyen anyagok: a báriumtitanát (BaTi), a bárium-cirkonium-titanát (BaZrTi), és az ólom-cirkonium-titanát (PbZrTi).

A vizsgálófejek (transducerek) jellemző adata a **működési frekvencia**. Az **orvosi célokra használatos frekvencia egy állandó érték, vannak 2 MHz-es, 3,5 MHz-es, 5 MHz-es, 7,5 MHz-es vizsgáló fejek**. Szakirodalmi közlemények már említést tesznek 10 MHz-es, sőt 15 MHz-es vizsgáló fejeiről is. A folytonosan sugárzó készüléknél ez valóban egy konkrét frekvenciát jelent, impulzus módban üzemelő berendezéseknél viszont a pulzushoz tartozó frekvencia spektrum jellemző értéke.

A mérőfejből kiinduló ultrahang sugárzás kezdetben egyenes vonalban terjed tovább egy meghatározott távolságig, amelyik függ a mérőfej átmérőjétől és a kibocsátott rezgés hullámhosszától (azaz frekvenciájától). Ezt a térrészt nevezik közel zónának, az orvosi gyakorlatban használatos értékek esetén ez néhány cm (1-20 cm között). Ezen a távolságon túl az ultrahang sugarak már kismértékben széttartanak, ez az úgynevezett távoli zóna. **Az ultrahang tehát csak meghatározott mélységig képes a szövetekbe hatolni, ezért az alkalmazott vizsgálófejek esetében a behatolási mélység nagyjából a távoli zónáig tart.**

A közeletről is van egy olyan térrész, ahol a leképezett pontok (felületek) élesen jelennek meg, ez a fókusz-zóna. Vagyis a vizsgálni kívánt szervet, vagy szövetet ebben a fókusz-zónában kell vizsgálni, hogy jó minőségű, éles képet kapjunk.

Ez a távolság függ az ultrahang sugárzás frekvenciájától, mégpedig **minél kisebb a frekvencia, annál nagyobb a behatolási mélység**. Például 2,5 MHz-es frekvenciájú vizsgáló

fej esetén a fókusz zóna 8 – 16 cm távolságban van, míg 3,5 MHz-es vizsgáló fej esetén csak 2 – 8 cm között. Ez az úgynevezett mechanikai fókuszálás. Létezik elektronikus fókuszálás is, amikor az egymás mellett elhelyezkedő elemi kristályokat elektronikus úton vezérlik, az egyes elemeket megfelelő időkésséssel egymás után kapcsolják be és így elérhetik a jó fókuszálást.

Ebből következik, hogy **a testben különböző mélységben elhelyezkedő szervek, szövetek vizsgálatához különböző frekvenciájú vizsgálófejeket kell használni.** Ezért ma már egy komplex szolgáltatást nyújtó (sokféle üzemmódot megvalósító és sokféle szerv vizsgálatára alkalmas) ultrahangos készülékhez több vizsgálófejet adnak, ez akár 17 db, vagy 33 db is lehet. **A vizsgálófejeket tehát aszerint jellemzik, hogy milyen célra, azaz milyen szerv vizsgálatára alkalmas elsősorban, mekkora működési frekvenciával, és milyen alaki kiképzéssel.**



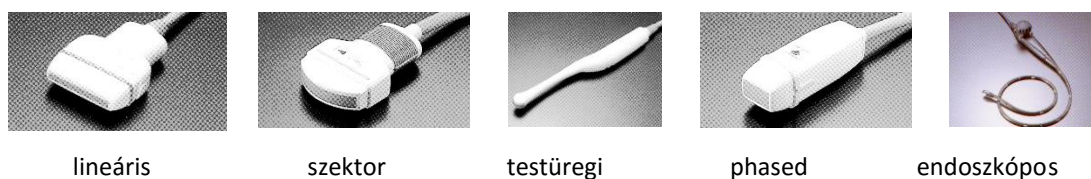
5.18. ábra

Az 5.18. ábrán egy komplex vizsgálatokra alkalmas ultrahangos készülék látható. A készülék nagy váza tartalmazza a tápegységet és a jelfeldolgozó elektronikát, a tetején a kijelző eszközt és az elején és a tetején oldalt láthatók a különböző orvosi vizsgálatok elvégzésére alkalmas mérőfejek.

Az ultrahangos vizsgálatoknál fontos paraméter még **a felbontóképesség.** Ez azt a legkisebb távolságot jelenti a vizsgált térrészben (szervben, szövetben), ami még megkülönböztethető a képen. Ez pedig az ultrahang, mint mechanikai rezgés hullámhosszától függ. Mivel a hullámhossz és a frekvencia között is egyértelmű összefüggés van, a felbontóképesség tehát a

működési frekvenciától is függ. (Például 2,5 MHz-es frekvencia esetén a hullámhossz kb. 0,6 mm, a gyakorlatilag megvalósítható felbontóképesség 1-2 mm körül van.) Minél nagyobb a frekvencia, annál kisebb a hullámhossz, tehát annál jobb a felbontóképesség is. Viszont az előzőekben láttuk, hogy nagyobb frekvenciák esetén kisebb a behatolási mélység. Ez a két követelmény ellentmondásban van egymással, tehát csak kompromisszummal lehet elérni az optimálisnak mondható jó felbontóképesség és a jól fókuszált, éles kép feltételeket. Ez is indokolja a többféle vizsgálófej alkalmazását.

A vizsgálófejek, vagy mérőfejek (transducerek) feladata a lehető legkisebb ultrahang teljesítmény kibocsátással jó minőségű echóérzékelést elérni. Ehhez a vizsgálandó szövetekhez, szervekhez a lehető legközelebb igyekeznek juttatni a vizsgálófejet. Másik fontos követelmény, hogy az ultrahang sugárzó és érzékelő érintkezése a teljes felületen történjék, ugyanis a vizsgálatban a mérőátalakító felületének minden elemi területe részt vesz. Ennek érdekében számos alakban gyártanak mérőfejeket. A legismertebbek az 5.19. ábrán látható **lineáris**, **szektor**, **konvex** és **testüregbe** illeszthető kialakítások. Elterjedtek a hajlékony **endoszkóp**-szerűen épített, valamint az endoszkóp munkacsatornáján átbujtatható, ekkor néhány milliméter átmérőjű változatok is. Annular elnevezéssel a körgyűrűkkel fókuszáló transducereket jelölik, melyek ultrahangnyalábját a sugárforrás mechanikus belső billegetésével irányítják, viszonylag lassan.



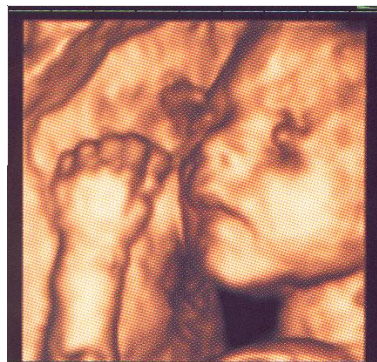
5.19. ábra.

5.2.5. Jelfeldolgozás

A vizsgálófejek kimenetén már villamos jel jelenik meg és ez kerül tovább a jelfeldolgozó részbe, magába az ultrahangos készülékbe, vagy alapkészülékbe. Ez a villamos jel tartalmazza most már mindazokat az információkat, amelyek a diagnosztikai értékelés szempontjából érdekesek lehetnek. Ezt a jelet azonban különböző műveleteknek, úgynevezett **képmínőség javító eljárásoknak** vetik alá, azért, hogy az információ minél tisztább és számunkra legmegfelelőbb formában jelenjék meg. (Például: a különböző mélységből érkező és csökkent intenzitású echók azonos szintre való erősítése, a megfelelő élesség (fókuszmélység) beállítása, a különböző zavaró jelek kiküszöbölése stb.) Ezeket a műveleteket elektronikus rendszerekkel, mikroszámítógépek alkalmazásával valósítják meg.

A korszerű készülékek egyidejűleg több üzemmódban is képesek dolgozni és megjeleníteni eredményeiket. Napjainkban Duplex, vagyis kétfunkciós és Triplex, vagyis háromfunkciós készülékekkel találkozhatunk.

A háromdimenziós térből, általában kúptérfogatból információt gyűjtő készülékek „3D”, vagyis háromdimenziós látvány megjelenítésére képesek. Ezek is egyszerre csupán egy síkból nyernek információt, aztán az előző síkkal közel párhuzamos vagy elbillentett síkokban dolgoznak. Az így már térrészből nyert és eltárolt echó adatokból a vizsgáló személy utólagosan is virtuális síkokat jelölhet ki, megkeresve a legkedvezőbb metszeti síkot. Az 5.20. ábrán látható egy ilyen „háromdimenziós” kép egy magzatról. A fény/árnyék és a szín csak virtuális, tehát nem valóságos. A gyors adatfeldolgozás lehetővé teszi, hogy nemcsak egy pillanat adataiból képezzenek térhatású látványt, hanem egymás utáni rövid időszakokból, kvázi folyamatosan. Ezek a „4D” ultrahangok, ahol a negyedik dimenzió az időben folytonos megjelenítést hordozza.



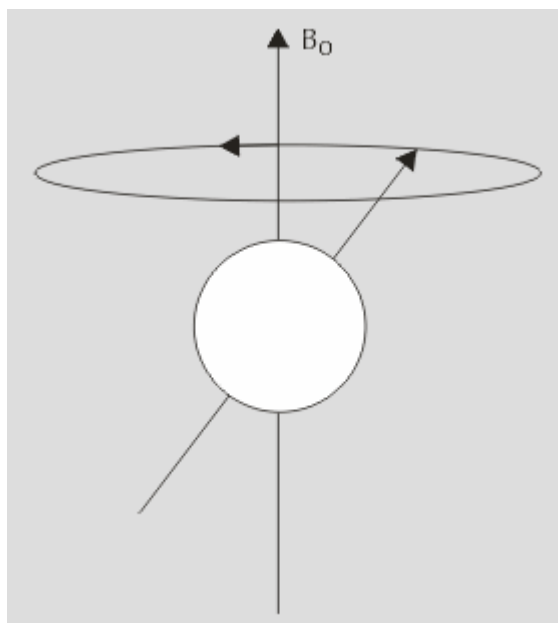
5.20. ábra.

5.3. Mágneses magrezonanciás képalkotó készülékek (MRI).

A./ Az MRI működési elve.

A nem-ionizáló sugárzást kibocsátó készülékek közé tartozik a mágneses magrezonanciás képalkotó („magnetic resonance image”, vagyis MRI) készülék. Ezek a készülékek ma az orvostechnikai eszközök legújabb fejlődési fokát képviselik, hiszen az MRI készülékek széleskörű alkalmazásáról, elterjedéséről csak az 1990-es évek eleje óta beszélhetünk.

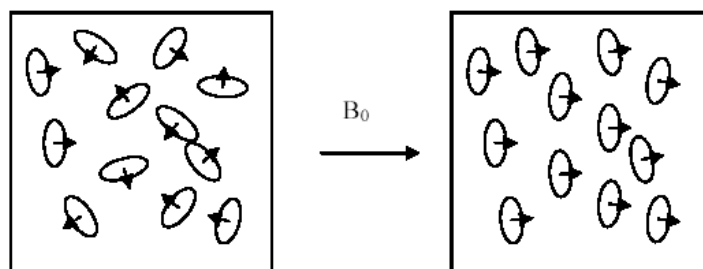
A készülékek működési elvének megismerése feltételezi a mágneses magrezonancia jelenségének ismeretét. - Mágneses magrezonanciára képesek mindazok az atommagok, amelyeknek páratlan a rendszáma (páratlan számú protont tartalmaz), vagy páratlan a tömegszáma (a protonok és a neutronok együttes száma páratlan). Ilyen elemek: a hidrogén (^1H), a szén (^{13}C), a fluor (^{19}F), a nátrium (^{23}Na), a foszfor (^{31}P), ezeket mágneses momentumuk jellemzi. Ez azt jelenti, hogy a pozitív töltésű atommagjaik saját tengelyük körül forgó mozgást végeznek, ezt a forgó mozgást, vagy perdületet nevezzük magspinnek (5.21. ábra).



5.21. ábra

A perdület következtében az atommagok elemi dipólusként (rúd-mágnesként) viselkednek és mágneses teret hoznak létre maguk körül. Mivel a különböző atommagoknak a forgástengelye változó irányú, az elemi dipólusok is rendezetlenül helyezkednek el. Ha külső mágneses térbe helyezük az addig rendezetlenül pergő dipólusokat, akkor az elemi mágnesek rendeződnek és vagy észak-déli (paralel), vagy dél-északi (antiparalel) irányba állnak be (5.22. ábra). Egy nagyon kicsivel mindig több lesz, amelyik például észak-déli irányba áll be (1 millió

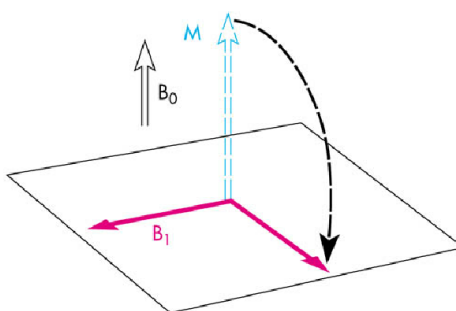
protonból 4 db!) Ezt nevezzük longitudinális, vagy rács magnetizációnak és ez az eltérés hozza létre a mágneses magrezonancia jelenségét.



5.22. ábra

Az egyes protonok nem pontosan tengelyirányba beállva pörögnek, hanem kicsit imbolyognak, mint egy bűgőcsiga (vagy maga a földgolyó). Ez a mozgás a **precesszió**. A precessziós frekvencia az a sebesség, amivel a protonok imbolyognak, azaz az időegységre eső fordulatszámuk. A precesszió frekvenciája a külső mágneses tér erő nagyságával arányos, azaz minél erősebb a mágneses tér, annál nagyobb és függ az anyagtól is. Adott térerősségnél a különböző, páratlan nukleonszámú atommagok rezonancia frekvenciája a magra jellemző (például 1 Tesla térerőnél a hidrogénatomé 42,6 MHz), ez azt jelenti, hogy ilyen frekvenciájú rádióhullámmal kell besugározni ahhoz, hogy gerjeszthessük őket.

A mágneses magrezonancián alapuló képalkotó rendszerek a magspinek segítségével adnak információt az emberi testről. A magspin az anyagokat alkotó atomok magjainak jellemzője, úgy képzelhetjük el, mint egy kis mágnes. Nem minden atommag rendelkezik vele, csupán azok, amelyekben a proton vagy neutronszám páratlan (például a hidrogénatom). Ha külső mágneses térbe helyezzük az atommagot, akkor energiája egymástól kicsit eltérő, diszkrét szintekre hasad, s ez a kis mágnes a külső térhez képest különböző irányokba áll be. Minthogy az emberi testnek körülbelül kétharmadát víz alkotja, a víz hidrogén atomjának rezgése a legalkalmasabb a test belső szerkezetének a megjelenítésére. Ha most kívülről a precessziós frekvenciával egy rádiófrekvenciás impulzus jelet sugározunk be, akkor ezt a forgómozgást végző protont eltérítjük irányától, tehát forgástengelye adott szöggel (akár 90^0 -kal, vagy 180^0 -kal is) megváltozik a gerjesztetlen állapothoz képest (5.23. ábra).



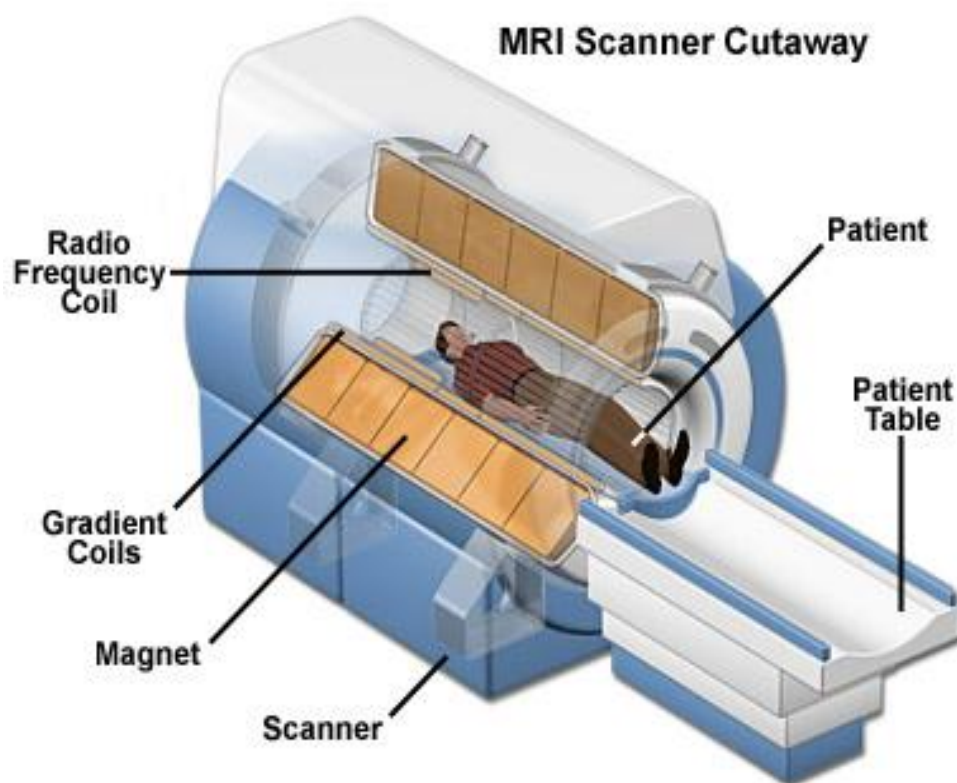
5.23. ábra

Ha megszűnik az impulzus, azaz a kívülről jövő gerjesztés, a proton precesszáva igyekszik visszaállni eredeti állapotába. Eközben a vevőtekercsben egy válaszjelet hoz létre (villamos feszültséget indukál). Ez egy adott idő alatt megy végbe és ez az idő jellemző annak a szövetnek az állapotára, ahová a vizsgált protonunk tartozik. A szöveteknek ez a tulajdonsága teszi lehetővé, hogy az egyes szerveket meg tudjuk egymástól különböztetni.

Az **MR-vizsgálat** igen előnyösen alkalmazható az agyi és egyéb lágyyszöveti tumorok kimutatására, mivel a vízben gazdagabb szövetek a kapott képen jól elkülöníthetők. Az eljárás a koponyaűri és a gerincvelő kóros folyamatainak diagnosztizálására különösen használható, hiszen a központi idegrendszert körülvevő nagy röntgensugár-elnyelő képességgel rendelkező csontok itt a képalkotást nem befolyásolják. Hasonló módon előnyös az MRI alkalmazása a rendezett szerkezetű szövetek (izom, máj) vizsgálatára is. **Ismételten hangsúlyozzuk, hogy rendkívüli előnye, hogy nem káros az élő szervezetekre nézve!**

B./ MRI készülék felépítése:

- a.) A vizsgálat technikai feltétele egy **nagy térerejű mágnes**. A térerősség értéke 0,5 T és 3 T közötti nagyságrendbe esik, de ma már vannak 7 T értékű mágnesek is. Ismeretes, hogy ha egy tekercsben áram folyik át, akkor az a tekercs belsejében elhelyezett fémbe és a tekercs körül mágneses teret hoz létre. (A tekercs belsejébe nem feltétlenül szükséges vasmagot helyezni, a légmagos tekercsek esetén is keletkezik mágneses tér). A ma használatos MRI készülékek egy jelentős része szupravezető mágnessel működik. Ennek fizikai alapja az, hogy a fémek egy része 0 K, azaz -273°C közelében (gyakorlatilag már -269°C -nál) jó vezetővé válik. A szupravezető mágnes fémtekercse egy finomszájú Niobium-Titanium ötvözetből készül, mely rézzel van bevonva. A hűtést folyékony hélium-köpeny biztosítja a tekercs körül, amely ha párolog is, a zárt rendszerben visszanyerhető, így a veszteség minimálisra csökkenthető. Mindez azt jelenti, hogy ha egyszer áramot juttatunk a tekercsbe, az ott addig fog folyni és ezáltal mágneses teret kelteni, amíg a szupravezetés feltétele fennáll. A kisebb indukciójú MRI készülékek (1 T alatt) elektromágnessel, vagy állandó (permanens) mágnessel üzemelnek.
- b.) A készülék szerves részei még a **rádiófrekvenciás antennák**, melyek a gerjesztő rádiófrekvenciás impulzus leadására és a vizsgált anyag (személy) által kisugárzott jel vételére szolgálnak. Lehetnek adó, vagy vevőantennák, de gyakran ugyanaz az antenna szolgál átkapcsolás után adóként és vevőként.



5. 24. ábra.

Magyarázat az 5.24. ábrához: Magnet: mágnesgyűrű, Radio Frequency Coil: rádiófrekvenciás tekercs, Gradient Coil: középpontosító tekercs, Patient: páciens, Patient Table: páciens asztal, Scanner: letapogató berendezés (maga az eszköz!)

A nagy indukciójú mágnesek kellemetlen mellékhatásként jelentős külső mágneses teret hoznak létre, amelyet **mágneses árnyékolással** csökkenthetünk. Ez történhet nagy mennyiségű (30 – 60 tonna!) vas beépítésével (passzív árnyékolás), vagy aktív árnyékolással, amikor a mágneset körbevevő tekercsekkel ellentétes teret hozunk létre. Igen fontos feladat, hogy adó üzemmódban az antennatekercsen megjelenő rádiófrekvenciás jel ne tudjon szabadon a térbe kisugárzódni, illetve képalkotáskor (vételi esetén) csak a gerjesztett protonokból érkező válaszjel jusson az anténára. Vagyis a külső környezetet is le kell árnyékolni, ezt a célt szolgálja a Faraday-kabin, amely a gyakorlatban a vizsgáló helyiség belső burkolatát hézagmentesen borító, rézből vagy vékony rozsdamentes acéllemezből felépített burkolat.

c.) A vizsgált személyt a **vizsgálótérbe** – a mágnes belsejébe – egy speciális, emelhető és vízszintes irányban mozgó asztallap segítségével juttatjuk. A betegtartó asztal tartozékai még a fiziológiai folyamatok regisztrálására szolgáló érzékelők és tartozékaik.

Az MRI készülékben fekvő beteg szinte teljes hosszával a készülék hengeres belsejében fekszik. Amennyiben a beteg bármilyen kellemetlen zajt észlel, vagy csak egyszerűen

kellemetlenül érzi magát, lehetősége van egy úgynevezett „pánikgomb” segítségével leállítani a vizsgálatot.

A vizsgált személy megfigyelése speciális rézhálóval árnyékolt áttekintő ablakon keresztül történik. A helyiség ajtaja a tökéletes rádiófrekvenciás szigetelés miatt szintén fémborítású.

d.) Az MRI készülék irányítása számítógépes munkahelyen keresztül történik. A Faraday kabinon kívül, a **számítógépteremben** kerül elhelyezésre a teljes elektronika, valamint a mágneset felgerjesztő egység, és az egyéb beállító és ellenőrző egységek. Az elektronikus rendszer feladata az érzékelt jelekből a képalkotást megvalósítani. Az elektronika önálló vezérlője használat közben is ellenőrzi az egységeket, és a központi számítógép utasításainak megfelelően működteti azokat.

Az 5.25. ábrán egy koponya MRI felvételét láthatjuk, míg a 5.26. ábrán pedig egy térdizület felvételét.



5.25. ábra



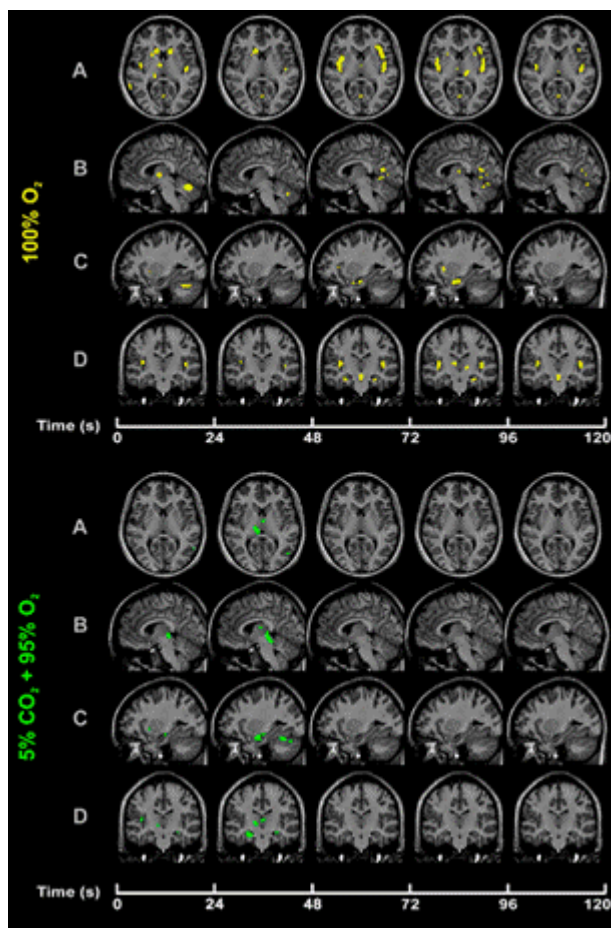
5.26. ábra

Az MRI vizsgálatoknál ügyelni kell arra, hogy az emberi szervezetben lévő fémek (például: protézisek, csavarok stb) befolyásol/hat/ják a mágneses mezőt s ez a felvett képen is torzulást okoz/hat. Ezért felvételkor a külső fém-szerű tárgyakat (gyűrű, óra, nyaklánc stb) el kell távolítani, a beültetett fémtárgyakat pedig a vizsgálat során el kell kerülni (ha ez lehetséges), vagy le kell árnyékolni. A beteg mozgása, légzése, perisztaltikája elmosódottságot, fantomképet okozhat, ezért törekedni kell a vizsgálati idő lerövidítésére.

Az MRI egyik továbbfejlesztett változata a „funkcionális MRI”, azaz **az fMRI**. Ez elsősorban az agyi működések vizsgálatára alkalmazott eljárás. Lényege, hogy ha az agyat ingerhatások érik és ezek működésre serkentik, azaz aktivizálják, akkor az oxigénfelvétele, tehát az anyagcsereje fokozódik, azért az aktivált agyterületekről eltávozó erekben az oxigénszint kisebb lesz, mint a többi agyterületen. Ha a vér hemoglobinja oxigénnel telített, akkor a külső mágneses mezőt gyengíti, és ha nem telített, akkor erősíti. Bár ez a mágneses különbség nagyon kicsi, az MRI-vel ez már mérhető. A következtetés viszont az, hogy ily módon az

agyterületek aktivitása észlelhető és ábrázolható. Tehát valamilyen cselekvés, vagy történés közben információt nyerhetünk az agy tevékenységéről.

Az 5.27. ábrán egy fMRI-képsorozat látható a belélegzett levegő oxigén- és szén-dioxid-koncentrációja által kiváltott agyi aktivitás változásáról.



5.27. ábra

Magyarázat: Az eredeti színes felvételen jól láthatók a felső részen apró kis sárga foltok, azaz azok a részek az agyban, amelyek a 100 % O_2 belélegzésének hatására aktivizálódnak, ugyanilyen apró kis zöld pontok (foltok) láthatók az alsó részen 5 % CO_2 + 95 % O_2 keverék belélegzésének hatására. A vízszintes tengelyen az idő van ábrázolva s (másodperc) értékben. (Fekete-fehér másolat esetén ezek az apró kis foltok - sajnos – alig, vagy csak elmosódott foltként láthatók, de az ábra elektronikus megjelenítése esetén jól láthatók.)

C./ MRI készülékek alkalmazása.

Az MRI készülék egy nagyméretű, többtonnás (!!!), speciális építészeti kialakítást igénylő orvostechnikai eszköz. Ez már a tervezés során különleges építészeti megoldásokat (vastag

falak, a nagy súly miatt az alsó szinten történő elhelyezést) igényel. A nagy mágneses tér (1-3 T) létrehozása miatt jelentős mágneses árnyékolás is szükséges.



5.28. ábra

Az MRI készülékek állandó karbantartást igényelnek és ez pedig jelentős szakértelmet is feltételez. A gazdaságos kihasználás végett célszerű ezeket a készüléket minél több műszakban kihasználni, de minden alkalommal időt kell biztosítani a rendszeres karbantartásra is.

Figyelembe kell venni azt is, hogy a készülék alapárán kívül – ami már önmagában is jelentős összeg (300-400 millió forint, illetve 1,0-1,5 millió euro), - a készüléknek a telepítési költsége az eredeti beszerzési ár 1/3-át is elérheti, míg az éves üzemeltetési és karbantartási költségek meghaladhatják annak 15-20 %-át is!

D./ Neves tudósok, akik az MRI kifejlesztésén dolgoztak.

A mágneses rezonancia elvének és gyakorlati alkalmazásának felfedezéséért számosan részesültek Nobel-díjban. Legelső alkalommal 1944-ban **Isodor Isaac Rabi** kapta meg ezt az elismerést a mágneses rezonancia elvének leírásáért. 1952-ben fizikai Nobel-díjat kapott **Felix Bloch** és **Edward Mills Purcell** a mágneses rezonancia jelenségének az anyagvizsgálatra történő alkalmazásáért. 1991-ben **Richard Ernst** kémiai Nobel-díjat kapott a képek feldolgozása során alkalmazott Fourier-transzformáció alkalmazásáért, ami a képrekonstrukciót segítette elő. 2001-ben a japán **Seilji Ogawa** a funkcionális MRI

alapelvének kidolgozásáért kapott Nobel-díjat. 2002-ben pedig **Kurt Wüthrich** kapott kémiai Nobel-díjat a mágneses rezonanciás spektroszkópiás vizsgálataiért. 2003-ban **Paul Lauterbur** és **Peter Mansfield** kapott kutatásaiért orvosi Nobel-díjat. Meg kell azonban jegyeznünk, hogy 1971-ben **Raymond Damadian** mutatta ki először, hogy az MRI alkalmas a rákos sejtek kimutatására. Ő a későbbi években is sokat dolgozott a mágneses rezonancia elvének gyakorlati megvalósításán, de nem kapta meg a Nobel-díjat, amit sérelmezett is.

Mindenképpen meg kell említenünk egy kitűnő magyar származású tudóst is, aki jelen korunkban jelentős eredményeket ért el az MRI alkalmazása terén. **Dr. Ferenc Jolesz**, a bostoni Brigham and Woman Hospital igazgatója és a Harvard Egyetem professzora már az 1990-es évek elejétől alkalmazta az MRI-t és kidolgozta az első MRI-vezérelt, fókuszált ultrahang sebészeti eljárást (MRg-FUS), amelynek során agydaganatokat non-invazív (nem közvetlenül beavatkozó) módon lehet megsemmisíteni. Egyidejűleg bevezette az úgynevezett „nyitott mágneskörű” MRI készülékeket (ennek jelentősége a mozgó, változó szervek műtétjénél van, ahol a műtéttel egyidejűleg diagnosztikai felvételeket is kell készíteni) és 2011-ben megalkotta a legmodernebb készülékeket tartalmazó komplex műtőt. (Erről a /1./ irodalomban is írtunk.)



5.29. ábra

Dr. Jólesz A. Ferenc

(1946. április 24. – 2014. december 31.)

Megjegyzés: E tanulmány szerzője és szerkesztője megtiszteltetésének érzi, hogy Professor Ferenc Jolesszel, azaz Dr. Jólesz Ferencsel az 1970-es évek elején három (3) évig munkatársak lehettek a Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola orvostechnikai

ágazati képzése során, ahol Dr. Jólesz Ferenc a Biológiai és fiziológiai alapok tantárgy előadója volt. Egyébként pedig a budapesti Amerikai úti Idegsebészeti Klinika sebésze volt akkortájt.

Legyen ez a megemlékezés tisztelgés egy nagy magyar származású orvos és tudós előtt, aki sokat tett a magyar egészségügy fejlesztése érdekében is.

6. Radiológiai eszközök telepítése, tervezési szempontok.

6.1. Sugárvédelmi alapelvek.

Az ionizáló sugárzást kibocsátó készülékek esetén feltétlenül figyelembe kell vennünk, hogy **a sugárzást kibocsátó eszközök az egészségre és az élő világra nézve veszélyesek**. Ezért mindenképpen foglalkoznunk kell a sugárvédelmi alapelvek megemlítésével is, annál is inkább, mert ezek az egészségügyi intézményeknek (kórházak, klinikák, diagnosztikai állomások, szűrőállomások stb) tervezésénél és létrehozásánál – sugárvédelmi szempontból – különleges megoldásokat igényelnek.

A/ A sugárzások hatása az élő szervezetekre.

Az ionizáló sugárzások – mint már többször is említettük – az élő szervezetet károsítják, és ezt a hatást elsődlegesen a szervezetben létrehozott ionizáció (és gerjesztés) révén váltják ki. A röntgensugarak és a gamma-sugarak, valamint a neutronok közvetve ionizálnak. Az ionizáció létrejöhet magában a szövetmolekulákban, vagy pedig az élő szervezetek legnagyobb részét kitevő vízmolekulákban. A sérült vízmolekulában egyvegyértékű szabad hidroxilgyök keletkezik, amelyik átalakul hidrogénperoxiddá. A szabad gyökök diffúzió folytán vándorolnak és kapcsolatba lépnek biológiailag fontos molekulákkal is, amelyekben olyan változásokat okozhatnak, amelyek a sejt biokémiai reakciójának megváltozását, vagy a sejt mutációját hozzák létre. Ez végülis a sejtek pusztulásához, vagy az egész szervezet károsodásához vezethet. A károsodás több éves lappangási idő után is kialakulhat, ilyen esetben beszélhetünk késői **sugárártalomról**.

A tapasztalatok szerint legérzékenyebbek a gyorsan osztódó, fiatal sejtek. Az egyes szervek, szövetek között csökkenő sugárérzékenység szerint a következő sorrendet állapíthatjuk meg. Legérzékenyebbek a nyirokszövet, a csontvelő és általában a vérképző szervek, majd következnek az ivarsejtek (nemi mirigyek), a szem, a bőr, az emésztőszervek, a tüdő, a vese, a csontszövet, végül az izom- és idegszövet. A vérképző szervekre gyakorolt sugárhatás a vérkép megváltozásában, főleg a fehérvérsejtek számának csökkenésében mutatkozik meg. Nagyobb sugáradag hatására a vörösvértestek száma is csökken. A vérképelváltozások akut, vagy krónikus jellegűek lehetnek. Jelentős lehet a genetikai szerveket ért károsodás is. A bőrt ért sugárzás hatására – a dózismennyiségtől függően – égési sérüléshez hasonló, nehezen gyógyuló fekélyek keletkezhetnek. A bőr függelékei érzékenyen reagálnak a besugárzásra. A kopaszság, a szőrzet kihullása már aránylag kis dózis hatására is bekövetkezhet.

Ha az egész testet érte sugárzás, egésztest-besugárzásról, ha pedig a testnek csak kisebb részét éri sugárzás, helyi (vagy lokális) besugárzásról beszélünk. Azonban helyi besugárzás esetén is a sugárhatás közvetve az egész szervezetre áttevődhet és kisebb, vagy súlyosabb elváltozásokat okozhat. Ennek megfelelően helyi és általános sugárhatásról beszélünk.

A sugárzások károsító hatásával kapcsolatban csak közelítőleg igaz az a megállapítás, hogy az egyes sejtek, sőt a szervezet vonatkozásában az egyes egyének által különböző időkből kapott dózisok hatásai összegződnek. Rendkívül fontos az időtényező, vagyis mennyi ideig éri egyfolytában a szervezetet a káros sugárzás. Egyszerre kapott nagy dózis nagyon veszélyes lehet, míg ha ugyanez a dózismennyiség időben széthúzva éri a szervezetet, a szervezetnek van ideje időközben a (részleges) regenerálódásra.

Itt kell megemlítenünk, hogy a környezet természetes sugárzása is állandóan hat a szervezetre. A földkéregből származó és a világűrben érkező, kozmikus sugárzás azonban mintegy századrésze annak, amit egyszerre károsodás nélkül elviselhetünk. A hirtelen - például sugárforrással történő katasztrófa esetén fellépő - megnövekedett környezeti sugárzás nemcsak azonnal hat/hat/, hanem növeli a veszélyt, hogy hatásuk sokszor csak hosszú lappangási időszak után jelentkezik.

B/ Sugárvédelmi szempontok.

A „sugárvédelem: az ionizáló sugárzások nem kívánt hatásai elleni védelem” (487/2015 (XII. 30.) Korm. rendelet 4. §. 63. pontja).

A sugárvédelem fontosságára való tekintettel megjegyezzük, hogy ezekre a területekre is van újabb EU direktíva: a **2013/59/EURATOM irányelv** az ionizáló sugárzás miatti sugárterhelésből származó veszéllyel szemben védelmet szolgáló alapvető előírások megállapításáról. Ez az irányelv a régebbi: a munkavállalók és a lakosság ionizáló sugárzás elleni védelmének általános szabályairól szóló 96/29/EURATOM irányelv, és az egyéneknek az egészségügyi sugárterhelésekkel szembeni egészségvédelméről szóló 97/43/EURATOM irányelvet hatályon kívül helyezte.

A fenti EU-s irányelvnek megfelelően Magyarországon **az ionizáló sugárzás elleni védelemről és a kapcsolódó engedélyezési, jelentési és ellenőrzési rendszerről szóló 487/2015 (XII. 30.) Korm. rendelet** hatályos 2016. január 2.-a óta.

Ebből a jelenleg hatályos Korm. rendeltől a következőket tartjuk fontosnak megemlíteni:

„1. § (1) E rendelet hatálya ... kiterjed

- a) a radioaktív anyag alkalmazására,
- b) az ionizáló sugárzást létrehozó, de radioaktív anyagot nem tartalmazó berendezésekkel összefüggő tevékenységekre,
- c) az a) és b) pont szerinti tevékenységet végzőkre,

.....

5. § (1) Az ionizáló sugárzás alkalmazásának indokoltnak kell lennie.

.....

(4) A foglalkozási és lakossági sugárterheléssel egyaránt járó tevékenységeknél az indokolást mind a foglalkozási, mind a lakossági csoportra el kell végezni.

(5) Az orvosi sugárterheléssel járó tevékenységek indokolásakor figyelembe kell venni az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak kitett személyek egészségének védelméről szóló rendelet előírásait,”

Megjegyezzük még, hogy – bár az idézett Korm. rendelet érint egészségügyi alkalmazásokat is, de – ezen tanulmány megírásának időpontjában még hatályban volt – egy, a /korábbi/ egészségügyi miniszter által kiadott „az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak kitett személyek egészségének védelméről szóló **31/2001. (X.3.) EüM rendelet**” is.

Ez utóbbi egészségügyi miniszteri rendeletnek a szövegéből kiemelendőnek tartjuk, hogy a 8. §. (1) bekezdése a következőket mondja ki: „A kívánt diagnosztikai eredményt az észszerűen elérhető legalacsonyabb sugárterheléssel kell megszerezni.” Ez megfelel a nemzetközileg is elfogadott, úgynevezett **ALARA-elvnek**, ami azt mondja ki, hogy „As Low As Reasonable Achievable”, vagyis magyarra fordítva: „olyan alacsony /dózis/, amelyik elfogadhatóan megvalósítható”.

A sugárvédelmi szempontok megemlítésénél nem szándékozunk ismertetni a részletes előírásokat. Ez a sugárvédelmi tanfolyamok feladata és aki ilyen munkahelyen dolgozik, az úgyis részesül ilyen oktatásban. Viszont nyomatékosan felhívjuk a kórháztervezők és üzemeltetők figyelmét ennek fontosságára, amelyet már a tervezés során is feltétlenül szükséges betartani!

Mindenek előtt utalunk a nemzetközileg is elfogadott, az ICRP60-1990 által megfogalmazott három alapelv érvényesülésére (ICRP: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection):

1. az indokoltság („justification”) elve: vagyis az orvosi eljárásból és beavatkozásból származó haszonnak (azaz eredménynek) nagyobbnak kell lennie, mint a lehetséges kárnak. Vagyis: sugárveszélyes tevékenységet csak akkor szabad végezni, ha nem áll rendelkezésre hasonló költségű és eredményességű, sugárveszéllyel nem járó eljárás.
2. a sugárzás elleni védelem lehetséges (optimális) megvalósítása („optimatization”) : minden indokolt alkalmazásnál a sugárterhelést, az érintett személyek számát, az egyéni dózisterhelést a lehető legalacsonyabb szinten kell tartani (ez az előzőekben már említett ALARA-elv!).
3. a korlátozottság elve („dose limits”): olyan korlátokat (műszaki megvalósítási lehetőségeket) kell alkalmazni, hogy senki se kaphasson akkora dózisterhelést, amelynek a kívánnál nagyobb a kockázata.

Röviden úgy foglalhatjuk össze, hogy három szempont betartása nagyon fontos:

- a) A sugárveszélyes helyen való tartózkodás **időbeli** korlátozása.
- b) A tartózkodási hely és a sugárforrás közötti **távolság** növelése.

- c) A sugárforrás és a kezelő tartózkodási helye között **sugárelnyelő anyag** elhelyezése.

a) Az időbeli korlátozás.

Az időbeli korlátozásra egyszerűen megfogalmazva, azt mondhatjuk, hogy egy, adott alkalommal csak a lehető legrövidebb ideig szabad tartózkodni sugárveszélyes helyen, éppen csak addig, ameddig feltétlenül szükséges. Az összességében hosszabb időn keresztül való tartózkodásra vonatkozóan szabvány írja elő, hogy adott időszak alatt (óra, év, 30 év) mennyi sugárzás érheti az embert, hogy elkerülje az esetleges károsodásokat.

A **megengedhető maximális dózis** az a dózis, amely jelenlegi tudásunk szerint csak elhanyagolható valószínűséggel okoz komoly testi ártalmat vagy károsodást, illetve amelynek gyakrabban megnyilvánuló hatása (például az életkor megrövidülése) olyan kismértékű, hogy azt még elfogadható kockázatnak tekinthetjük. A megengedhető maximális dózisok megállapítása szempontjából a kritikus szerveket is négy csoportba osztják:

- ivarmirigyek és vérképző szervek, valamint az egész test;
- csont, pajzsmirigy, bőr;
- kéz, alkar, lábfej;
- egyéb egyes szervek.

Erre vonatkozóan így rendelkezik a 487/2015. (XII. 30.) Korm. rendelet 12. §-a:

(2) A foglalkozási sugárterhelésre vonatkozó effektív dózis-korlát évi 20 mSv. Indokolt körülmények között az OAH egy-egy évben ennél nagyobb, de legfeljebb 50 mSv nagyságú effektív dózist is engedélyezhet, amennyiben bármely egymást követő öt évben – azokat az éveket is ideértve, amikor a korlátot meghaladták – az éves átlagos dózis nem haladja meg a 20 mSv értéket.

(3) A (2) bekezdésben megállapított effektív dózis-korlátok mellett az egyenértékű dózisokra a következő korlátokat kell alkalmazni:

- a) a szemlencse egyenértékű dózis korlátja évi 20 mSv,
- b) a bőrfelületre meghatározott egyenértékű dózis korlátja évi 500 mSv, amely a bőrfelület tetszőleges 1 cm²-es területére számított átlagos dózissal vonatkozik, a sugárzásnak kitett teljes felület nagyságától függetlenül,
- c) a végtagok egyenértékű dózis korlátja évi 500 mSv.

A lakosság tagjainak mesterséges forrásokból származó – az orvosi diagnosztikai és terápiás beavatkozásokkal járó sugárterhelésen kívül – nem haladhatja meg az évi 1 mSv effektív dózist. (Az effektív dózis az ember test összes szövetére vagy szervére vonatkozó, súlyozott egyenértékű dózisok összege.)

A már többször idézett 487/2015. (XII. 30.) Korm. rendelet 16. §-a szerint:

(1) A (2) és (3) bekezdésben meghatározott lakossági dóziskorlátok a lakosság tagjait egy adott év során az összes jóváhagyott tevékenységből érő sugárterhelések összegére érvényesek.

(2) A lakossági sugárterhelésre vonatkozó effektív dózis-korlát évi 1 mSv.

(3) A (2) bekezdésben említett dóziskorláton túl az egyenérték dózissra a következő korlátokat kell alkalmazni:

a) a szemlencse egyenérték dózis korlátja évi 15 mSv, valamint

b) a bőrfelületre meghatározott egyenérték dózis korlátja évi 50 mSv, amely a bőrfelület tetszőleges 1 cm²-es területére számított átlagra vonatkozik, a sugárzásnak kitett teljes felület nagyságától függetlenül.

b) A távolsági korlátozás.

A sugárforrástól mért **távolság** a diagnosztikai vizsgálatoknál a vizsgált személyre vonatkozóan minimálisan 35 cm. Ez a távolság mind az átvilágító szerkezeteknél, mind a felvételi szerkezeteknél mechanikusan biztosított. Átvilágítás esetén, főleg régebben, ha közvetlenül a fluoreszkáló ernyőt figyelte az orvos, akkor őt is érte röntgensugárzás. Ennek csökkentésére elsősorban sugárvédő anyagokat (ólomgumiköpeny stb) használtak. Az orvost védeni kell az úgynevezett szórt sugárzások ellen is, erre a célra szintén sugárgyengítő anyagokat tartalmazó eszközök szolgálnak.

A távolság védelem abban nyilvánul meg, hogy ma már szinte kizárólag csak képerősítő, illetve digitális röntgenkészülékeket használnak, így az orvos akár másik szobában is tartózkodhat a vizsgálat ideje alatt, tehát nem éri röntgensugárzás. Az asszisztencia tartózkodási helye felvételek, vagy átvilágítás idején a sugárforrástól és a betegről minimálisan 1,5 m, közben pedig **ólomvédőfal** elhelyezése szükséges. Ma már a legtöbb röntgen helyiségben **a kezelőpult külön fallal elválasztott fülkében található.**

c) Sugárelnyelő anyagok alkalmazása.

A **sugárelnyelő anyagok alkalmazása** azt jelenti, hogy olyan anyagokat kell alkalmazni, amelyek aránylag kis távolságon belül elnyelik a röntgensugárzást. A röntgensugárzás elleni védekezésben **legáltalánosabban használt védőanyag az ólom.** Vannak más anyagok is (például: beton, vas, horgany, tégl, vagy az úgynevezett „barit” burkolat), amelyeket a sugárvédelem különböző területein felhasználnak és ezeknek a sugárzást csökkentő értékét ólomegyenértékben fejezzük ki. Az ólomegyenérték az a szám, amely megadja, hogy egy kérdéses anyag valamely adott vastagsága sugárgyengítési szempontból hány mm vastag ólomnak felel meg.

A sugárvédelmi előírások közé tartozik, hogy a sugárforrást tartalmazó munkahelyen dolgozók sugárterhelését állandóan ellenőrizni kell különböző dózismérő eszközökkel és így módon lehetséges időben kiszűrni az esetlegesen káros sugárértékeket.

C/ Mértékegységek.

Az előbbieken láttuk, hogy a sugárzások biológiai hatásának alapja az élő szervezetek atomjainak, vagy molekuláinak ionizálása. Ez a folyamat energiaátadással jár. Kizárólag azok a részecskék és kvantumok fejtenek ki biológiai hatást, amelyek energiájukat részben vagy egészben átadják az élő szervezet molekuláinak. Ahhoz, hogy ezt a biológiai hatást nagyságrendileg is szemléletessé tudjuk tenni, ismernünk kell a kisugárzott, vagy átadott energia mennyiségét. Ezek nagyságát mérésel tudjuk meghatározni és a mérések egyértelmű lefolytatásához definiálni kellett a mértékegységeket is. A sugárzások hatásának vizsgálatánál használjuk a **dózis** kifejezést, ami a **sugárzó energiának azt a hányadát jelenti, amelyet az a sugárzásnak kitett testszöveteknek ionizáló formában átad.** Ennek megfelelően beszélünk dózismérésről és a különböző dózis mértékegységekről.

a) Besugárzási dózis, mértékegysége: coulomb/kg [C/kg].

Ennek a dózisegységnek a segítségével a röntgen- és gammasugárzás intenzitását az általuk levegőben keltett ionizációs képességgel jellemezték. A „*besugárzás*: olyan cselekmény, vagy állapot, amelynek következtében valakit a testen kívülről (külső sugárterhelést okozó) vagy belülről (belső sugárterhelést okozó) eredő ionizáló sugárzás ér“ (487/2015. Korm. rendelet 4. §. (/) pont). A besugárzási dózis: adott tömegű levegőtér fogatban keletkező azonos előjelű ionok összessége, feltételezve, hogy az összes elektron a levegőben fékeződik le. Vagy más szavakkal kifejezve: az azonos előjelű ionok töltésének az összege osztva a térfogatelem tömegével.

Régebben a besugárzási dózis egységét **röntgennek** nevezték és $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$.

Bár a besugárzási dózis jól mérhető, hátránya az, hogy alkalmazhatósága korlátozott, csak a röntgen- és gammasugárzás esetén használható, és azoknak is csak a levegőben és nem az élő szövetekben történő ionizációját jellemzi.

b) Elnyelt dózis, mértékegysége: a gray (ejtsd: „gréj”), $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

Az „*elnyelt dózis*: az egységnyi tömegű anyagban elnyelt sugárzási energia; az elnyelt dózis jele D“ (487/2015. Korm. rendelet 4.§. 17. pont), vagy más szavakkal kifejezve: bármely ionizáló sugárzásra vonatkozóan a besugárzott anyag térfogatelemének átadott energia és a térfogatelem tömegének a hányadosa. Az energia mértékegysége: 1 joule (ejtsd:”zsúl”), jelölése: 1 J.

Régebben az elnyelt dózis egységét **rad-nak** nevezték és $1 \text{ rad} = 0,01 \text{ J/kg}$.

Az elnyelt, abszorbeált dózis közvetlenül (töltéssel rendelkező részecskék) és közvetetten ionizáló (röntgen, gamma, neutron) sugárzások mérésére egyaránt alkalmas. A gyakorlatban azonban a testszöveteknek átadott energiát nem, vagy csak nehezen tudjuk mérni, viszont a

beavatkozáshoz alkalmazott sugárzás ionizálóképessége, vagyis a **besugárzási dózis mérhető**. Ezért ez közvetve jó felvilágosítást ad az elnyelt energiáról is. **1 C/kg besugárzási dózis a levegőben 33,7 Gy elnyelt dózist jelent.**

c) Egyenérték (ekvivalens) dózis, mértékegysége: a Sievert (ejtsd: „szivert”), jele: 1 Sv.

Az „*egyenértékdózis*: a T szövetet vagy szervet érő különböző típusú és minőségű sugárzásoknak a T szövetre vagy szervre átlagolt elnyelt dózisa megfelelő sugárzási minőségtényezőkkel súlyozott összege; az egyenértékdózis jele H_T ” (487/2015. Korm. rendelet, 4. §. 14. pont;) az „*egyenértékdózis-teljesítmény*: A H_T egyenértékdózis dt idő alatti dH_T növekménye és az dt idő hányadosa, egysége: Sievert per másodperc (Sv/s) (487/2015. Korm. rendelet, 4. §. 15. pont).

A különböző ionizáló sugárzások az emberre nem pontosan azonos hatást gyakorolnak akkor sem, ha az elnyelt dózis azonos. A biológiai hatékonyság a sugárzás fajtájától, a besugárzás körülményeitől is függ. Az egyenérték vagy ekvivalens dózis az elnyelt dózis és annak a biológiai hatékonyságát kifejező súlytényező szorzata. Első közelítésben az ekvivalens dózis számértéke egyenlő a „gray”-ben mért elnyelt dózis és egy – a sugárzás fajtájától függő – minőségi tényezőnek a szorzatával. (Ez a szorzótényező, az úgynevezett „testszöveti tényező” röntgen-, gamma- és elektron sugárzás esetén: 1., a különböző szövetekre nézve értéke megtalálható a 487/2015. Korm. rendelet 3. számú mellékletének 2. pontjában) Egysége: a sievert.

1 Sv bármely ionizáló sugárzásnak az az ekvivalens dózisa, amelynek emberre nézve ugyanakkora a biológiai hatása, mint 1 Gy elnyelt dózist létrehozó hagyományos röntgensugárzásnak.

Az embert ért sugárzás két okból következhet be:

- a természetes háterből eredő sugárzás, ennek értéke (1-5) mSv/év, és
- az orvosi tevékenységből eredő sugárzás.

Ez utóbbi esetben is két lehetőséget különböztethetünk meg:

- az orvost és az asszisztenciát ért sugárzás és
- az orvosi vizsgálatból, vagy kezelésből származó, a pácienset ért sugárzást.

Az orvosi sugárterhelés értéke (0,4 – 1) mSv/év, míg a páciensnél a sugárterhelés mértékénél figyelembe kell venni, hogy az alkalmazásával járó haszon (vagyis a vizsgálat eredményeként megállapított pontos diagnózis, vagy esetlegesen terápiás eljárás) mennyivel nagyobb, mint a sugárzás alkalmazásával járó káros hatás. Tájékoztatásul közöljük, hogy egy mellkas röntgen átvilágítás során keletkezett sugárterhelés értéke: kb. 0,02-0,04 mSv, mellkas CT vizsgálat esetén pedig: kb. 5,6-7,8 mSv, manapság már egyre csökkenő értékű.

- d) **Effektív dózis:** „külső és belső sugárterhelés következtében a test összes szövetét és szervét érő egyenértékdózisoknak a w_T testszöveti tényezőkkel súlyozott összege; jele E” (487/2015. Korm. rendelet 4. §. 12. pont)
- d) **Dóziskorlát, vagy megengedhető maximális dózis:** „az az effektív dózis, lekötött effektív dózis vagy egyenértékdózis, amelyet egy adott időszakban az egyént érő sugárterhelés nem haladhat meg.” (487/2015. Korm. rendelet 4. §. 10. pont)
Ezeket az értékeket már közöltük az előző B) pontban az időbeli korlátozás elvének megemlítésénél.

Ma már általánosan elfogadott elv, hogy ember csak orvosilag indokolt esetben tehető ki ionizáló sugárzásnak.

6.2. Központi Radiológiai Osztályok kialakítása.

Kezdetben, a röntgen készülékek megjelenésének idején, a 20. század első felében, az eszközök általában a tüdő és mellkas vizsgálatok fő eszközei voltak, ezért többnyire a belgyógyászati osztályok, majd – ha volt ilyen - a pulmonológiai osztályok tartozékai lettek. A 20. század második felére már kialakultak az önálló „röntgen-osztályok”, ahol már nemcsak átvilágítást végeztek, hanem felvételezést is és így már az egész test (törések esetén főleg a végtagok) vizsgálatára is sor kerülhetett. Az 1970-es évek végén megjelenő CT készülékek is először a röntgen osztályokon kerültek alkalmazásra. A képalkotó radiológiai eszközök gyors fejlődése azonban ettől kezdve létre hozta a kórházakban – majd a 21. század elejére azon kívül is - a Képalkotó Diagnosztikai Központokat, ez utóbbiakat már többnyire mint vállalkozásokat. Ezért a képalkotó radiológiai eszközök elhelyezését célszerű együttesen vizsgálni és mint önálló egységet tekinteni.

A Képalkotó Diagnosztikai Központok főbb egységei:

1. **Recepció a fogadó, várakozó térrel:** a páciens először idejut be vagy a külső térből (utcáról), vagy a kórház egyéb részeiből. Itt történik meg a betegfelvételhez szükséges adminisztráció.

A fogadó, vagy várakozó teret úgy kell kialakítani, hogy a Központ kapacitásához mérten elegendő számú ülőhely legyen, esetlegesen kis asztalkák mellett, ahol különböző – az esedékes vizsgálatához szükséges – tájékoztató füzetek állnak rendelkezésükre. Célszerű ebben a fogadó térben a páciensek (betegek) számára ivóvíz vételi lehetőséget is biztosítani. Hasonló módon ruhatár is helyet foglalhat itt az utcai kabátok vagy egyéb táskák, csomagok megőrzésére. Ebből a térből nyilván kell biztosítani mosdóhelyiségeket és nemek szerint elkülönített W.C.-ket is.

Ugyanakkor arra is gondolni kell, hogy a kórház felőli bejáraton, vagy a mentőautóval szállítóeszközön (gurulóágyon, vagy hordágyon) érkező fekvő betegek szállítására elegendő hely álljon rendelkezésre.

2. A vizsgáló eszköz (azaz röntgen készülék, CT, DSA, MRI és ultrahangos diagnosztikai eszközök) elhelyezésére az eszköz fajtájától függően elegendő helyet biztosító **vizsgáló helyiség/ek/et** kell létrehozni. Általában ennek a közepén helyezik el a képalkotó diagnosztikai eszközt (kivételt képezhetnek az ultrahangos (UH) eszközök), biztosítva ezzel a kényelmes körüljárás, illetve mozgatás lehetőségét. A beteg többnyire egy mozgatható asztalra, vagy ágyra (például UH-nál) fekszik fel és a vizsgálat módjának megfelelően vagy őt magát mozgatják (például MRI-nél), vagy a vizsgáló fejet (például DSA-nál, csontsűrűségmérőnél, vagy röntgen felvételezésnél, illetve az ultrahangos vizsgálatoknál) mozgatják.
3. A vizsgáló eszköz vezérlését, a kívánt paraméterek beállítását és a megjelenő képek szemlélését egy külön szobában, az úgynevezett „**vezérlő helyiségben**” végzik (kivéve az ultrahangos vizsgálatokat). Ennek közvetlenül a vizsgáló helyiség mellett kell

elhelyezkednie és olyan nagy ablakkal rendelkezzen a vizsgáló helyiség felé, hogy a beteg és a készülék jól szemmel tartható legyen. Ezt a helyiséget úgy is kialakíthatják, hogy egyidőben két vizsgáló helyiséget is elláthasson egymással ellenkező oldalon. Mivel ez a helyiség a vizsgálatot végző egészségügyi személyzet munkahelye, gondoskodni kell arról, hogy minden szükséges eszköz számára kényelmesen, akár ülő helyzetében is elérhető legyen.

4. Minden vizsgálati helyiséghez tartoz/ik/nak a **vetkőző fülke/fülkék**, amelyeken keresztül a beteg bejut/hat a vizsgáló helyiségbe. Ez egy kisebb méretű szoba, ahol a beteg számára ülőpadot, fogast, szekrényt, sőt értéke megőrzésére zárható szekrényt kell biztosítani. Ilyen kis helyiségből több is lehet, de ügyelni kell arra, hogy a beteg ne tartózkodjon hosszabb ideig itt a vizsgálata megkezdése előtt, mert általában ezek a kis helyiségek ablak nélküliek, mesterséges megvilágítással és ez a zárt tér esetlegesen rossz hatással lehet a betegre.
5. Ha szükséges, akkor a beteget egy úgynevezett „**előkészítő helyiségben**” kell felkészíteni a vizsgálatra. Előfordulhat, hogy a beteget itt vizsgáló asztalra fektetik, esetlegesen a fekvő beteget innen kísérik be a vizsgáló helyiségbe, vagy itt kapja meg a szükséges injekciókat, gyógyszereket (például a DSA vizsgálatnál).
6. A képalkotó diagnosztikai központnak kötelező eleme a **személyzeti tartózkodó helyiség**, mivel az ionizáló sugárzást kibocsátó berendezést tartalmazó helyiségben a személyzet a vizsgálatok között nem tartózkodhat.
7. Szükséges még egy úgynevezett „**leletező helyiség**” is, ahol az orvosok kiértékelhetik a vizsgálati eredményt, sőt esetlegesen a beteggel meg is beszélhetik. Mivel manapság már egyre inkább elterjedőben van a távdiagnosztika, ezért erre a konzultációs beszélgetésre legtöbbször csak a vizsgálat után később kerülhet sor, ha egyáltalában szükség van erre. De ez a szoba szolgálhat „orvosi szobaként” is, ahol az egészségügyi szakszemélyzet tartózkodik a vizsgálatok között. – Régebben, még az „őskorban” szükség volt „sötétkamrára” is, ahol a röntgenfelvételeket fényképeszeti úton előhívták és a továbbiakban a negatívot szemlélték.
8. A kapott leletek megőrzésére szolgál az „**archivum**”, ahol a betegek vizsgálati eredményeit őrzik, régebben papír-alapon, manapság már elektronikus módon, de az összefoglaló értékelést a beteg számára papír alapon is biztosítják. Mindebből következik, hogy a modern képalkotó központok nagyon sok informatikai eszközzel (számítógéppel, nyomtatókkal, tárolókkal stb) dolgoznak, tehát ezek elhelyezéséről, üzemeltetéséről karbantartásáról is gondoskodni kell.
9. A központnak egyéb részei lehetnek még a szükséges irodahelyiségek, tárgyalók, raktárak, tároló helyiségek, mellékhelyiségek.

6.3. Radiológiai munkahelyek telepítési követelményei.

A/ Szabvány hivatkozások.

A gyógyászati célra használt sugárforrások telepítésére vonatkozó előírásokat, az 1999. márciusban megjelent MSZ 824 számú „Sugárzás elleni védelem orvosi és állatorvosi röntgen munkahelyeken” szabvány, valamint az „Ionizáló sugárzás elleni védelem”-ről szóló MSZ 62-1:1989-től az MSZ 62-7:2011-ig terjedő szabványsorozat tartalmazza.

Az MSZ 824 szabvány nyilvánvalóan nem terjed(het) ki, az azóta eltelt 17 év(!) technológiai fejlődésére, ami a képalkotó diagnosztika területén robbanásszerűen zajlott le. A mai viszonyokhoz képest a 90-es években az informatika még gyerekcipőben járt, a sugárforrást használó készülékeknél elenyésző volt a digitális technika alkalmazása. Azonban a szabvány sugárvédelemmel kapcsolatos alapelvei mai is érvényesek, útmutatásai a munkahelyek tervezésénél számos tekintetben felhasználhatók és alkalmazandók.

Feltételezve, hogy a szabványokhoz mindenki hozzáférhet és megismerheti, jelen szakmai anyag csak az azokban nem szereplő, speciális szempontok és az időközben megjelent új technológiák ismertetésére terjed ki.

B/ Radiológiai munkahelyek telepítése.

a) Általános telepítési szempontok:

- ❖ Elhelyezés a kórházon belül: A radiológiai munkahelyek lehetnek mind a Központi Radiológiai Osztályon, mind az egyes osztályokhoz csatlakozóan. Mivel a készülékek telepítése mindkét esetben azonos szempontok szerint történik, ezért a továbbiakban csak a Központi Radiológiai Egység kialakításával foglalkozunk.
- ❖ Az MSZ 824 rögzíti a **munkahelyek minimális alapterületi és oldal méreti elvárásait**. Tartalmaz olyan helyiségeket, melyek digitális technika alkalmazása mellett feleslegesek (pl. sötétkamra), ugyanakkor részbeni elavultsága miatt nem ismerteti az új technológiákkal szembeni követelményeket (pl. PET-CT)
- ❖ A sugaras munkahelyek, legyen szó akár diagnosztikai, akár terápiás készülékekről, szinte kivétel nélkül **rendkívül nagysúlyú berendezések, ezért azokat célszerű az épületek alsó szintjein elhelyezni**. Az alsóbb szinteken történő elhelyezést betegforgalmi szempontok is indokolják. A diagnosztikai és terápiás részlegeknél jelentős ambuláns forgalom zajlik.
- ❖ Járó és fekvőbeteg ellátást is biztosító intézmények esetében a sugaras munkahelyeket centrálisan, úgy kell elhelyezni, hogy mindkét területről közvetlenül, rövid úton elérhetők legyenek.

b) *Beszállítási útvonalak.*

- ❖ A **födémterhelések** méretezésénél nemcsak a készülékek végleges elhelyezésének helyszínére kell gondolni, hanem a **beszállítási útvonalakra** is. A beszállítási útvonalak nyílászáró méreteit úgy kell meghatározni, hogy a berendezések legnagyobb, már kisebb egységekre nem bontható részegységei vízszintes és függőleges irányban is átférjenek rajta. A beszállítási útvonal folyosóinak méretezésénél a fordulási sugarakat is ellenőrizni kell. Gyakori hiba, hogy a folyosók esetében az épület szerkezeti méreteit veszik figyelembe, nem foglalkozva azzal, hogy ezeken a helyeken általában nagy helyigényű gépészeti hálózatok is futnak.
- ❖ Az új munkahelyeket úgy kell elhelyezni, hogy a telepített berendezések későbbi cseréje is könnyűszerrel megoldható legyen. Az évtizedekkel ezelőtt épült létesítményekben, számos esetben csak bontással lehet egy nagyobb méretű berendezést elhelyezni. Amikor majd ez a készülék is amortizálódik és cserére szorul, ugyanezt a procedúrát kell végigcsinálni csak visszafelé.

c) *Betegek elhelyezése a váróban.*

A váró területeket úgy kell kialakítani, hogy az ülőhelyek mellett maradjon annyi hely, hogy tolokocsival is könnyedén be lehessen jutni a vizsgáló helyiségekbe.

d) *Készülékek telepítése a teremben.*

- ❖ Fix telepítésű berendezések munkahelyeinek padozatába, bontható fedelű kábel csatornákat kell tervezni. Ezeket lehetőleg úgy kell méretezni és elhelyezni, hogy későbbiekben egy esetleges gépcsere esetében kismértékű átalakítással (a padlóburkolat padlócsatorna feletti részének bontásával és helyreállításával) is megfeleljenek az új berendezések igényeinek.
- ❖ A készülékeket olyan tájolással kell elhelyezni, hogy a beteg - betegszállító kocsival történő beszállítása esetén - forgolódás nélkül az asztalra átfektethető legyen és a közlekedő, váró területeket direkt sugárzás ne érje.

e) *Vezérlő fülke kialakítása.*

- ❖ A vezérlő fülke kialakításánál, az áttekintő ablakot magába foglaló falat olyan szögben kell elhelyezni, hogy a beteg vizsgálat közben folyamatosan szemmel tartható legyen. Az áttekintő ablak szerelési magasságát és szélességét úgy kell meghatározni, hogy a vizsgáló szerkezet ülő és álló helyzetben is teljes mértékben áttekinthető legyen.

f) *Munkahelyek légtechnikai rendszere.*

- ❖ A flexibilitás érdekében a munkahelyek légtechnikai rendszerét a legnagyobb hőterhelésre kell méretezni. Utólagosan meglehetősen nagy problémát szokott okozni, - egy esetleges gépcsere, vagy gyártó váltás esetén, ha jóval nagyobb hő leadással rendelkező generátor kerül be ugyanabba a helyiségbe.

g) *Készülékek beszerelése.*

- ❖ Mennyezeti rögzítésű készülékek esetében a terhelés méretezésénél különös gondossággal kell eljárni. A rögzítő csavarok teherbírásánál sok esetben dinamikus terheléssel kell számolni. A berendezések felszerelése, csak sikeres terhelési próbák után kezdődhet.

A szabvány minimális belmagasságként 3 métert ír elő. A mennyezet alatt futó légtechnikai szerelvények helyigénye miatt célszerű a belmagasságot 3,50-3,60 méterben meghatározni és gondoskodni kell a mennyezet és az álmennyezet közötti távolságot áthidaló, kellő merevségű, statikailag méretezett szerkezetről.

- ❖ A mennyezetre kerülő világítótestek, légtechnikai szerelvények, tűzjelzők elhelyezésénél figyelembe kell venni a mennyezeti szerkezet mozgástartományát az ütközések elkerülése érdekében.

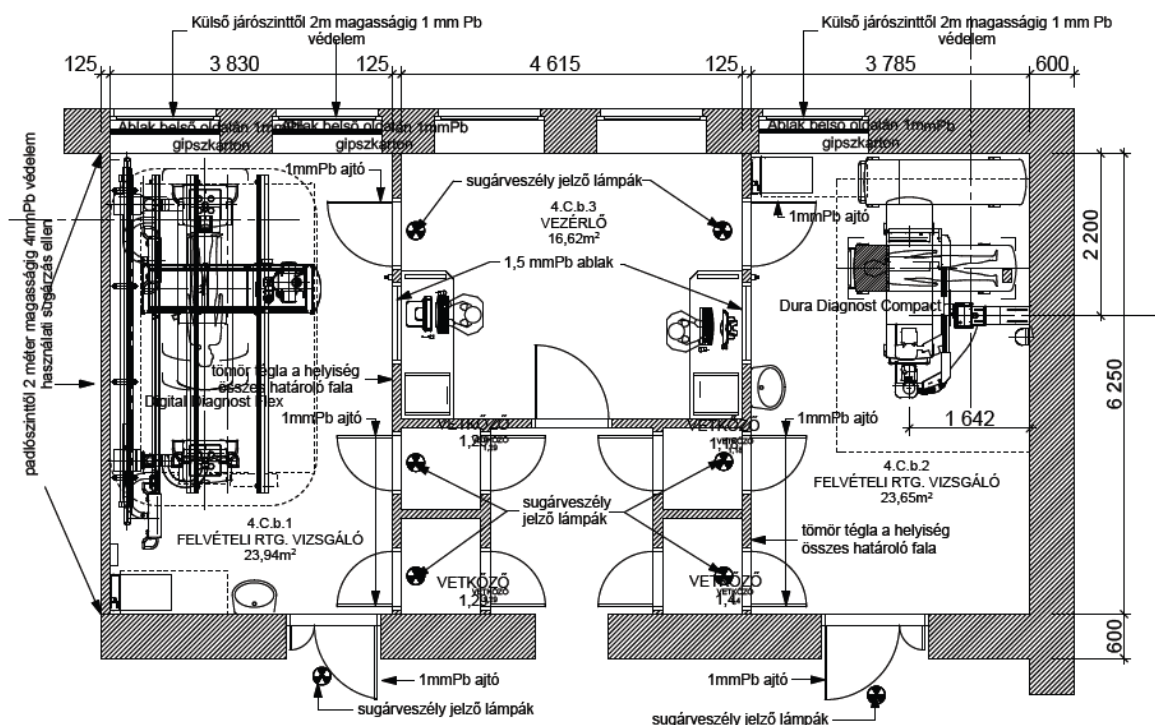
h) *Villamos hálózat szerelése.*

Időközben megváltozott a gyógyászati munkahelyekre vonatkozó elektromos szabvány is. Az MSZ 2040 szabványt 2015. január 1-től, az **MSZ HD 60364-7-710** váltotta fel. Ezen szabvány „B” mellékletének B1 táblázata szerint a radiológiai diagnosztikai és terápiás helyiségek villamos érintésvédelem szempontjából az 1. csoportba tartoznak (régebben ezek voltak a 2. helyiségcsoportba sorolt „kezelő és vizsgáló helyiségek”).

Mindezek a telepítési, elhelyezési szempontok egyértelműen alkalmazhatók az átvilágító és/vagy felvételező röntgen munkahelyekre is.

C/ Egyes radiológiai munkahelyek telepítésének speciális szempontjai.

a) Röntgen felvételi helyiségek telepítését mutatja a 6.1. ábra.



6.1. ábra

A 6.1. ábrán egy kettős röntgen felvételi vizsgáló helyiség elrendezési rajza látható. A vezérlő helyiségből (rajzon középen) lehet mindkét röntgen készüléket vezérelni. A helyiség összes határoló fala tömör téglából legyen, a röntgen készülékek melletti külső fal a padlószinttől 2 méter magasságig 4 mmPb (azaz 4 mm vastag ólom) védelemmel rendelkezzen a használati sugárzás ellen. Az ajtókon 1 mmPb, az átnéző ablakokon 1,5 mmPb védelem szükséges.

A betegek részére a bejárat közepén, a vezérlő helyiség előtt történik, itt foglal helyet mindkét oldalon 2 db vetkőző fülke. A rajzon feltüntetésre kerültek a sugárveszély jelző lámpák is.

b) A DSA (digitális szubsztrakciós angiográfia) készülékek telepítése esetében is az előzőekben (B/ pontban) felsorolt szempontokat kell figyelembe venni.

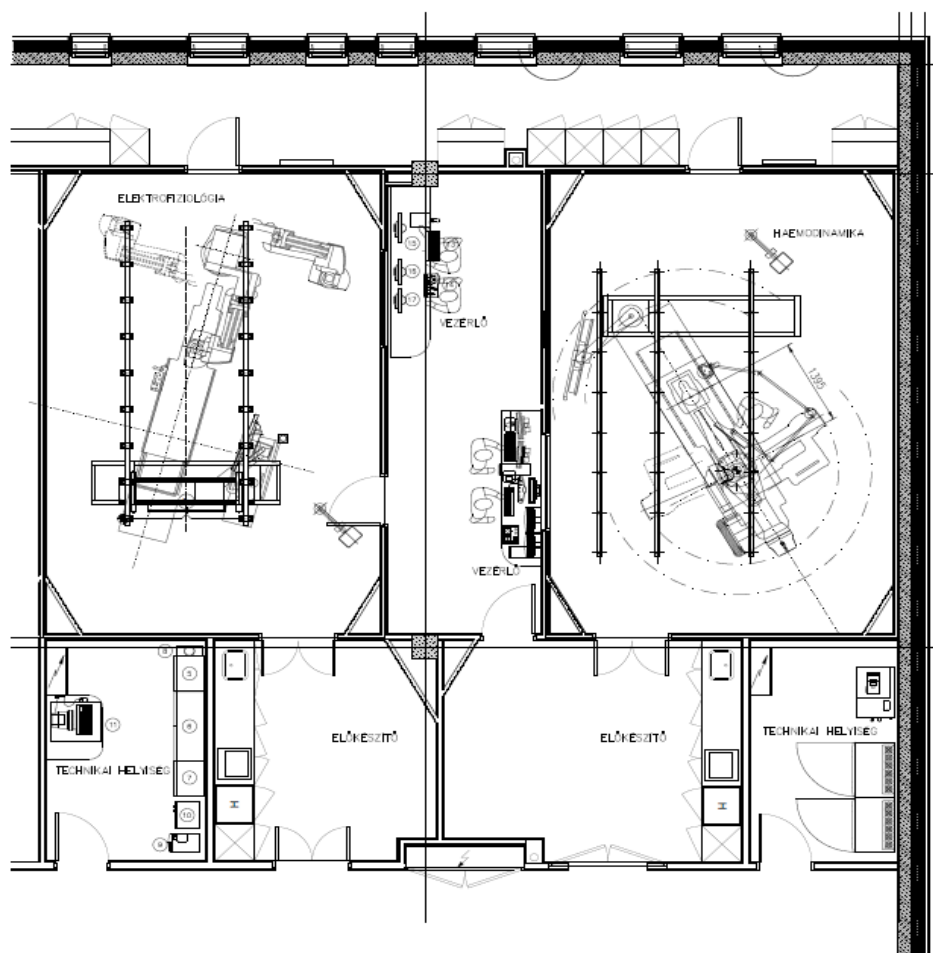
Azonban az MSZ 824 szabvány az angiográfiás és angio-kardiográfiás röntgen munkahelyekre, valamint a hozzájuk kapcsolódó előkészítő és kapcsoló helyiségekre vonatkozóan tartalmaz, minimálisan teljesítendő alapterületi előírásokat is.

Villamos érintésvédelem szempontjából kivételnek számítanak a régebben 1. helyiségcsoportba, azaz a „kiemelt gyógyászati helyiségek” csoportjába sorolt, most az új szabvány szerint 2. csoportba tartozó hemodinamikai, azaz szív-katéteres vizsgálatokat is

végző helyiségek, valamint a műtétek során használatos röntgenkészülékek, melyek a műtőblokk elkülönített részének számítanak. (A régebben használatos MSZ 824 szabvány 4.2.6 pontja szerinti kiemelt gyógyászati helyiségek.)

Mivel ezek a beavatkozások műtéti tisztaságú helyiséget igényelnek, steril klímával, előkészítővel és a beavatkozás utáni megfigyelővel, a nagy hőterhelést okozó röntgen részegységeket (generátor, hűtő, nagyteljesítményű képalkotó számítógép) külön helyiségben (lehetőleg független, nem a vizsgálóból nyílóan) kell elhelyezni (technikai helyiség). Nagyméretű áttekinthető ablak kialakítása szükséges a kapcsoló és vizsgáló helyiség között, hogy jól áttekinthető legyen a beavatkozás az asszisztencia részére és a megfelelő hangkapcsolatról is gondoskodni kell. A nővérdolgozó a sterilanyag ellátást hivatott biztosítani, a műtőkhöz hasonló módon.

Egy ilyen elrendezési vázlatot mutat be a 6.2. ábra.

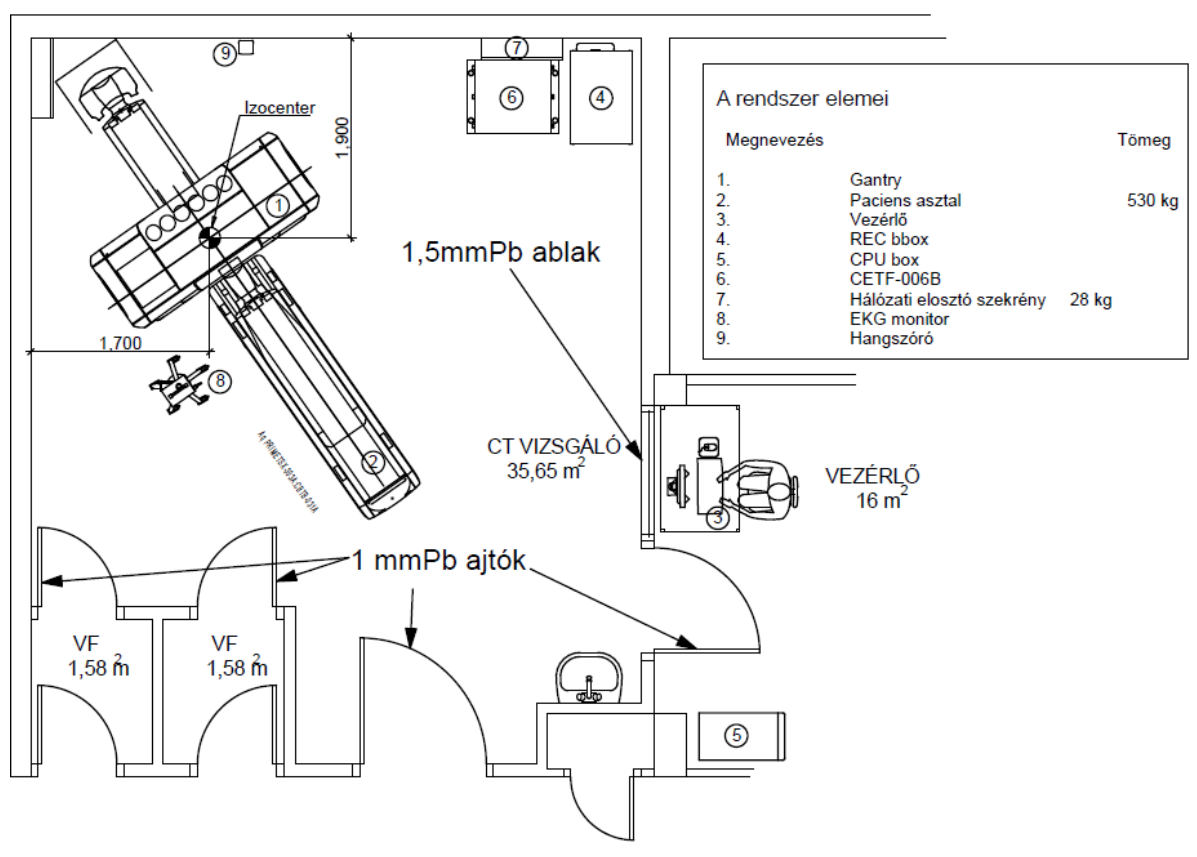


6.2. ábra

c) CT készülékek telepítése.

A CT készülékekre vonatkozó előírásokat már az MSZ 824 szabvány is tartalmazza. A szabvány kiadásakor, 1999-ben ez a készülék számított az egyik legkorszerűbb diagnosztikai eszköznek, amin a hagyományos analóg röntgen berendezésekkel el nem végezhető, speciális vizsgálati igényeket is ki lehetett elégíteni. Az első CT készülékek az 1970-es évek elején jelentek meg a piacon. Az azóta eltelt időszakban intenzív fejlesztések történtek, az első generációs készülékektől eljutottunk a spirál, multiszeletes CT berendezésekig.

A fejlesztések következtében főként a képalkotás, képfeldolgozás folyamata korszerűsödött, a berendezések geometriájában, kialakításában lényeges változás nem történt, ennek következtében az elhelyezésükhöz szükséges terület igény és a csatlakozó helyiségek méretei sem változtak.



6.3. ábra

A 6.3. ábrán egy CT vizsgáló helyiség elrendezési rajza látható. Magyarázat a rajzhoz: VF: vetkőző fülkék, a CT készülék a vizsgáló helyiségben kb. 45°-os szögben helyezkedik el, egyes részei jelölve vannak az ábra jobb felső sarkában, amelyik a rajzon tulajdonképpen a vezérlő helyiség. A rajzon feltüntették még a sugárvédelem szempontjából szükséges ólomüveg ajtókat és a vizsgáló helyiség és a vezérlő helyiség közti ablakot is.

A digitális képalkotók, az informatika és az orvostudomány rohamos fejlődésével a diagnosztikai munkahelyeken egyre komplexebb technikák kerülnek alkalmazásra. A korábbi

analóg rendszereket, a film alapú feldolgozást és a röntgen filmnézőkön történő kiértékelést felváltotta a hálózatban on-line módon működő digitális képfeldolgozás és archiválás rendszere. A DICOM szabványnak köszönhetően a különböző gyártók készülékei egymással kompatibilisek és a PACS rendszeren keresztül hálózati üzemmódban minden felhasználó számára, minden információ elérhető.

A digitális technika és az internet segítségével eljutottunk a távdiagnosztika korszakába, melynek alkalmazhatóságához, a munkahelyeken is ki kell építeni a szükséges infrastruktúrát, nagy sebességű szélessávú internet elérhetőséget, falba süllyesztett vagy mennyezeti tartóra szerelt monitorokat stb. Fentiek miatt célszerű a munkahelyeket az orvos-szakmai elvárások és ergonómiai szempontok figyelembe vételével megtervezni és a szabvány által előírt minimum értékektől felfelé eltérni.

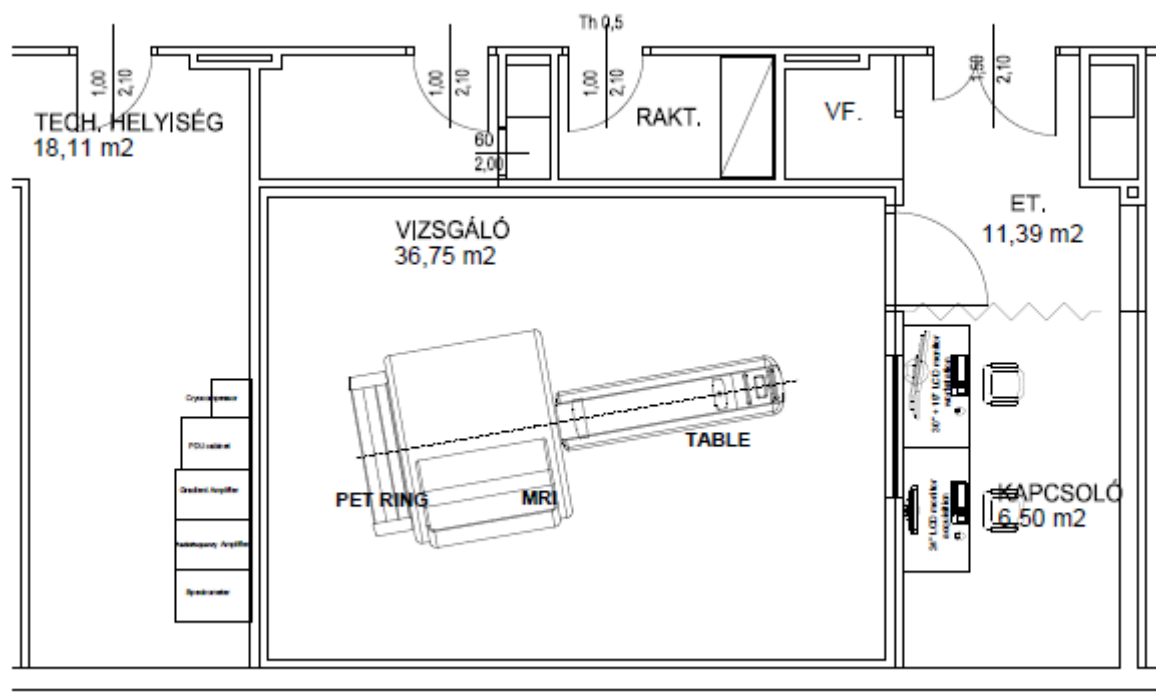
d) SPECT-CT, SPECT-MRI; PET-CT, PET-MRI készülékek telepítése.

Ugyancsak a radiológiához tartozhatnak a nukleáris medicinával kombinált berendezések, mint a PET-CT, PET-MR, SPECT-CT, SPECT-MR olyan helyeken ahol nincs önálló Nukleáris Medicina Osztály. Ezeket a munkahelyeket lehetőleg a felvonóktól, elektromos kapcsoló-elosztó helyiségektől távol kell elhelyezni (legalább 20 m-re).

Ezek telepítésére vonatkozó szabványok ma még nem léteznek, értelemszerűen a radiológiai munkahelyekre hatályos jogszabályok és szabványok szerint kell eljárni, figyelembe véve a működésből eredő sajátosságokat. Például a PET készülékek esetén szükség van a részecskegyorsító berendezés minél közelebbi elhelyezésére is.

Izotóptechnikai eszközök, gamma kamera, SPECT esetén az idevonatkozó szabályoknak megfelelően gondoskodni kell a nyomjelző izotópok tárolásáról, kezeléséről és szállításáról is.

A 6.4. ábra elrendezési javaslatot mutat be PET-MRI készülék elhelyezésére.



6.4. ábra

e) MRI készülék telepítése

Az általános érvényű telepítési és tervezési szempontok a B/ pontban ismertetésre kerültek.

Speciális, csak az MRI elrendezésre jellemzők az alábbiak:

Az MRI vizsgálónak csak egy bejárata van, ami a vezérlő helyiségből nyílik. Ennek műszaki oka, hogy az MR helyiség határoló falaiban lévő Faraday kalitkát minél kevesebb helyen bontsuk meg. Ugyanakkor az ajtó méretének kiválasztásánál gondolnunk kell a kerekesszékes, vagy tolókocsin szállított páciensekre is. Itt két ellentétes szempont mérlegelésével kell megtalálnunk az optimumot, amely a használhatóságot befolyásolja. Nagyon fontos, hogy az MR vizsgáló bejárata a szakszemélyzet **folyamatos felügyelete** alatt álljon. Ennek hiányában előfordult már olyan baleset, mikor kisgyermeket fém ágyban az MR vizsgálóba toltak, aminek súlyos következményei lettek.

Az MRI vizsgálóhoz tartozó vetkőző fülkék nem nyílnak közvetlenül az MR vizsgálóba. Ennek a fent említett műszaki okon kívül az is az oka, hogy az MR vizsgálathoz a felső ruházat eltávolítása legtöbbször elegendő. A fém értéktárgyak elhelyezése vagy a vetkőzőfülkében elhelyezett széfben történik, vagy a szakszemélyzet által elzárt szekrényben.

Az MRI készülékek nem-ionizáló sugárzással működnek, ezért a többi képalkotó készüléknél szükséges sugárvédelem esete itt nem áll fenn. A működés során azonban nagy, akár 3 T (a legújabb készülékeknél már akár 7 T) nagyságú mágneses tér, valamint rádiófrekvenciás gerjesztő elektromágneses tér áll elő, amelynek káros élettani hatásai a módszer több évtizedes használata alatt nem jelentkeztek.

Az MRI berendezések telepítésénél különös gonddal kell figyelni az árnyékoló kabinon túlnyúló pacemaker határt jelentő 5 Gauss azaz 0,5 mT értékű mágneses mezőre, ahol nem lehet huzamos tartózkodásra szolgáló terület, vagyis váróterület sem!

A szervezetbe került fémtartalmú eszközök, szilánkok, implantátumok a mágneses tér hatására elmozdulhatnak, vagy hő fejlődhet rajtuk, komoly roncsolást okozva ezzel a szervezetben. Ezért a vizsgálat előtt alapos kikérdezés, esetleg egyéb vizsgálat (például röntgen) kívánatos lehet.

A készülék közelében tilos mágnesezhető tárgyakat (fémtárgyakat) és berendezéseket elhelyezni! Számos esetben azonban kiegészítő eszközökre van szükség a páciensek támogatására, veszélyhelyzetek kezelése vagy orvosi okokból. Ilyen eszközök lehetnek: infúziós pumpa, vérnyomásmérő, fonendoszkóp, a kontrasztanyagot adagoló műszer vagy akár az újraélesztéshez szükséges reanimációs kocsik. Éppen ezért léteznek ilyen eszközök MR-kompatibilis („MR-Safe”) változatban is, csak ilyeneket szabad használni az MRI közelében.

Némelyik MRI készülék működése jelentős zajjal jár, szükség esetén fül dugó használata javasolt.

Az MR készülékek szupravezető tekercsét cseppfolyós héliummal hűtik. A készüléket úgy kell elhelyezni, hogy az RF kabin fala és a készülék között elegendő hely álljon rendelkezésre a hélium feltöltéséhez. A hélium kivezetése egy ún. „quench” csövön keresztül történik, melynek átmérője függ a mágneses tér erő nagyságától, a csővezeték nyomvonalától és hosszától. A vizsgáló helyiség épületen belüli pozícióját jelentősen befolyásolhatja, hogy ezt a csővezetékhol lehet a legrövidebb úton, olyan helyre kivezetni, ahol a kiáramló gáz nem teremt balesetveszélyes helyzetet.

f) Ultrahangos diagnosztikai készülékek telepítése.

Az UH készülékek semmilyen speciális telepítési igénnyel nem rendelkeznek, azok egy belgyógyászati vizsgálatnak megfelelő kialakítású helyiségben működtethetők. Ügyelni kell arra, hogy mindig a vizsgálati célnak megfelelő vizsgáló fej használata szükséges. Használat után a vizsgáló fejeket meg kell tisztítani!

Gondoskodni kell a helyiség elsötétíthetőségéről és a készülék PACS rendszerhez történő csatlakoztathatóságáról.

g) Összegezve:

Digitális képalkotó diagnosztika munkahelyeinek tervezésénél, különös gonddal kell eljárni, számtalan orvos-szakmai és technikai feltételt kell kielégíteni, ezeket egymással összhangba hozni, ezért ezeken a szakterületeken - de más területeken is - egészségügyi technológiai tervező bevonása nélkülözhetetlen!

Általánosságban kijelenthető, hogy minden géptelepítés megtervezésénél gyártói adatszolgáltatásra kell támaszkodni. Ez a megállapítás különösen igaz a fentiekben ismertetett sugaras munkahelyek esetében!

Az engedélyezési technológiai, műszaki tervek kötelező eleme a sugárvédelmi műleírás, melyet csak erre engedéllyel rendelkező szakember készíthet el!

Irodalom.

- /1./ Az egészségügyi technológia fejlődésének hatásai az egészségügyi létesítmények tervezésére. (Új technológiák bemutatása) – 1. rész: Műteti technológiák fejlődése és ennek következményei. /Tanulmány, szakmai segédlet) - MMK Egészségügyi-Műszaki Tagozatának szakmai segédlete, FAP-19/2015/3., Budapest, 2015. szeptember
- /2./ Orvostechnológiai alapismeretek I. rész (Segédlet a jogosultsági/tanúsítási vizsga letételéhez) – MMK Egészségügyi-Műszaki Tagozatának segédlete. FAP-37, Budapest, 2013. március
- /3./ Orvostechnológiai alapismeretek II. rész (Segédlet a jogosultsági/tanúsítási vizsga letételéhez) – MMK Egészségügyi-Műszaki Tagozatának segédlete. FAP-3/2013, Budapest, 2013. március
- /4./ Dr. Forgács Lajos (szerk.): Orvostechnikai eszközök – gyakorlati útmutató I. kötet (egyetemi tankönyv).
Semmelweis Egyetem, Egészségügyi Főiskolai Kar kiadványa, Budapest, 2004.
ISBN 963 7152 59 8
- /5./ Dr. Forgács Lajos (szerk.): Orvostechnikai eszközök – gyakorlati útmutató II. kötet (egyetemi tankönyv).
Semmelweis Egyetem, Egészségügyi Főiskolai Kar kiadványa, Budapest, 2003.
ISBN 963 7152 41 5
- /6./ Dió Mihály, Szekrényesi Csaba, Zakár István, Zombory Péter: Biofizika és orvostechnika alapjai (egyetemi tankönyv).
Semmelweis Egyetem, Egészségtudományi Kar, Budapest, 2013.,
ISBN 978 963 9129 93 1
- /7./ Dr. Forgács Lajos, Láncki Péter, ifj. Pólya Endre: Speciális mérnöki feladatok és tevékenységek kórházak tervezése és kialakítása során. (Tervezési segédlet)
Magyar Mérnöki Kamara, Egészségügyi-Műszaki Tagozata kiadványa, Budapest, 2013.
- /8./ William and Helen Bynum (szerk.): Hetven rejtély az orvostudomány világából.
Angolul: Great Discoveries in Medicine (Thames and Hudson, London, 2011.)
Magyarul: Athenaum Kiadó, Budapest, 2011.
- /9./ Heincz Schott (szerk.): A medicina krónikája.
Officina Nova Kiadó, 1993.

- /10./ A 60/2003. (X.30.) ESZCSM rendelet az egészségügyi szolgáltatások nyújtásához szükséges szakmai minimumfeltételekről. (Magyar Közlöny, 2003/120. (X.20.) szám, 8692.-8943. oldalak: az eredeti jogszabály, de felhívjuk a figyelmet arra, hogy ennek számos módosítása is megjelent már, tehát mindig az időben legfrissebb módosítással együtt kell használni a jogszabályt!)
- /11./ A 4/2009. (III. 17.) EüM rendelet az orvostechnikai eszközökről. (Magyar Közlöny, 2009/33. szám, 7343.-7397. oldalak)
- /12./ 1996. évi CXVI. törvény az atomenergiáról.
- /13./ 124/1997. (VII. 18.) Korm. rendelet az atomenergiáról szóló 1996. évi CXVI. törvény hatálya alá nem tartozó radioaktív anyagok, valamint ionizáló sugárzást létrehozó berendezések köréről.
- /14./ 11/1984. (VIII. 1.) ÉVM rendelet a nukleáris létesítmények építési szabályairól.
- /15./ 16/2000. (VI. 8.) EüM rendelet az atomenergiáról szóló 1996. évi CXVI. törvény egyes rendelkezéseinek végrehajtásáról.
- /16./ 31/2001. (X. 3.) EüM rendelet az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak kitett személyek egészségének védelméről.
- /17./ 1/2002. (I. 11.) EüM rendelet az egészségügyi intézményekben keletkező hulladék kezeléséről.
- /18./ 487/2015 (XII. 30.) Korm. rendelet az ionizáló sugárzás elleni védelemről és a kapcsolódó engedélyezési és előzési rendszerről (hatályos: 2016. január 2.-tól).
- /19./ MSZ-62 Sugárvédelem. Ionizáló sugárzás elleni védelem. (sorozat)
- /20./ MSZ-824 Sugárvédelem. Sugárzás elleni védelem orvosi és állatorvosi röntgen munkahelyeken.
- /21./ MSZ-03-190 Egészségügyi intézmények mesterséges levegőellátása.
- /22./ MSZ EN 12464-1:2012: Fény és világítás. Munkahelyi világítás 1 rész: Belső téri munkahelyek.
- /23./ MSZ HD 30364-7-710: 2012 számú szabvány: Kisfeszültségű villamos berendezések – Különleges berendezésekre, vagy helyekre vonatkozó követelmények. Gyógyászati helyek.
- /24./ MSZ EN 61557-8:2007: Legfeljebb 1000 V váltakozó és 1500 V egyenfeszültségű kisfeszültségű elosztórendszerek villamos biztonsága. A védelmi intézkedések vizsgálatára, mérésére vagy megfigyelésére szolgáló berendezések. 8. rész: Szigetelésfigyelő eszközök IT-rendszerekhez.

/25./ HD 60364-5-56:2010: Szükség áramforrások létfontosságú berendezések energiaellátáshoz.