

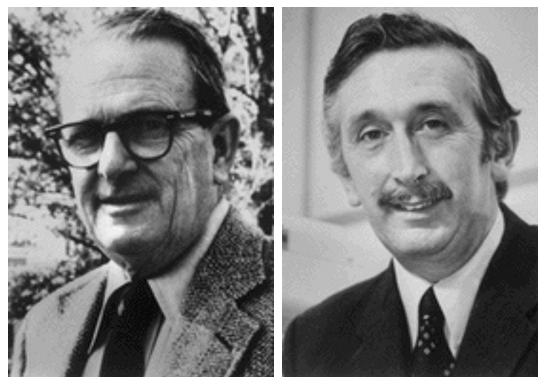
## A Computer Tomográf (CT)

### A CT működési elve

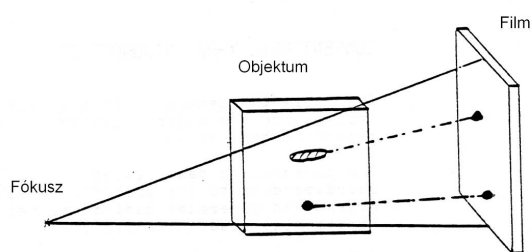
A CT működésének alapja, hogy egy objektum belső szerkezete kiszámítható, ha különböző irányból több mérést végzünk róla. A matematikai modellt J. Radon dolgozta ki 1917-ben, de az első működőképes készülék csak jóval később, az 1970-es években készült el Allan M. Cormack és Godfrey N. Hounsfield (1. ábra) munkájának eredménye képpen, amiért 1979-ben megkapták a Nobel-díjat. A CT első klinikai alkalmazására 1972-ben került sor.

A hagyományos röntgen felvételnél több probléma is nehezíti a kép értékelését. Az egyik probléma az, hogy a filmen a nagyobb méretű, nagyobb denzitású objektumok eltakarják a kisebbeket. A kisméretű, nagy denzitású objektumok ugyanolyan mértékű feketedést idézhetnek elő a filmen, mint a nagyobb méretű, de kis denzitású objektumok (2. ábra). A következő probléma az, hogy a különböző mélységben elhelyezkedő objektumok különböző méretben jelennek meg a filmen, amit az okoz, hogy a röntgensugár a röntgensőből egy pontban lép ki és felnagyítja az objektumok képét a filmen (3. ábra). Egy másik probléma az, hogy a különböző objektumokon szóródó röntgensugár is exponálja a filmet, ami egy általános szürkéséget hoz létre, de információ tartalma nincs.

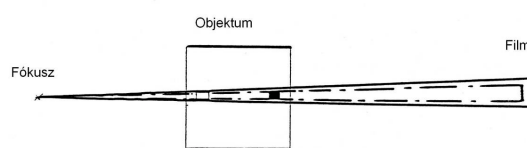
Ugyanúgy, mint a hagyományos röntgen technika a CT készülékek is röntgen sugárzást használnak a felvételek elkészítéséhez, de a sugarak nem filmet exponálnak, hanem detektorok segítségével érzékeli őket, majd a detektorokból nyert villamos jelekből egy számítógép segítségével készül el a rekonstruált keresztmetszeti kép. Mindkét technika a sugárgyengítési törvényen alapul (4. ábra).



1. ábra Allan M. Cormack és Godfrey N. Hounsfield



2. ábra



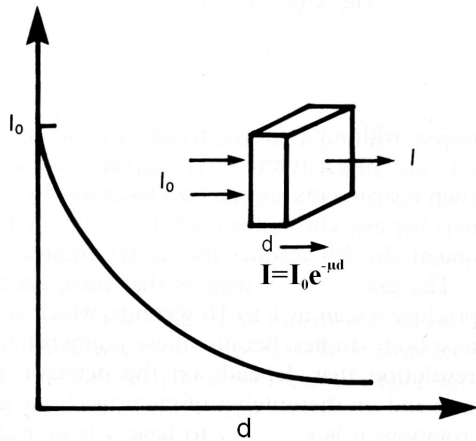
3. ábra

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

Ahol

$I$  a testből kilépő sugárzás intenzitása,  
 $I_0$  a testbe belépő sugárzás intenzitása,  
 $e$  a természetes logaritmus alapja,  
 $\mu$  a sugárgyengítési együttható  
 $d$  a  $\mu$  sugárgyengítési együtthatójú objektum vastagsága.

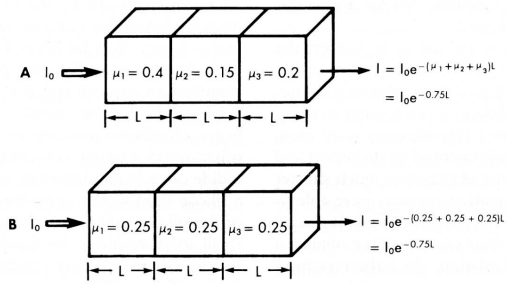
A  $\mu$  sugárgyengítési együttható az anyagra jellemző tulajdonság, ami az elem rendszámától, az anyagsűrűségtől és a röntgensugárzás spektrumától függ.



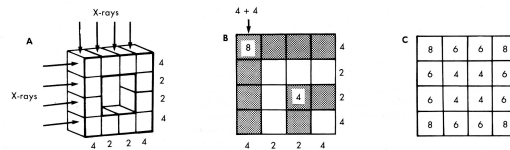
4. ábra

A hagyományos röntgen vizsgálatnál a testből kilépő sugárzás a filmen feketedésként jelenik meg. Minél kisebb az anyag sugárgyengítési együtthatója, annál nagyobb sugárzás éri a filmet, így sötétebb lesz a film. A nagyobb sugárgyengítési együtthatójú anyagok esetén kisebb a testből kilépő sugárzás, ami a filmen világosabb területként jelenik meg. Az emberi test sugárgyengítési profilja nagyon változatos, de a különböző szövetek sugárgyengítésének összege egyforma is lehet, ami a filmen azonos mértékű feketedést okoz (5. ábra). Ezért a hagyományos radiológiában a filmen megjelenő szürke árnyalatok a testen áthaladó röntgensugár útjába eső valamennyi szövet átlagos sugárgyengítésével arányosak. Ezzel szemben a CT egy adott térfogatelem átlagos sugárgyengítését mutatja sokkal nagyobb pontossággal, mint a hagyományos technikák.

A 6. ábrán egy leegyszerűsített modell látható. A vizsgált objektum az egyszerűség kedvéért egyforma denzitású elemekből áll, amelyek mindegyikén áthalad a röntgensugár. A sugárzást az objektum másik oldalán mérjük. Mivel a példában minden elem egyforma, ezért a sugár gyengítés a sorokban lévő elemek számával arányos. Az objektum alatt és a jobb oldalán látható számok mutatják a mért relatív sugárgyengítést minden sorban és oszlopban. A mért értékeket ezután a 6.



5. ábra

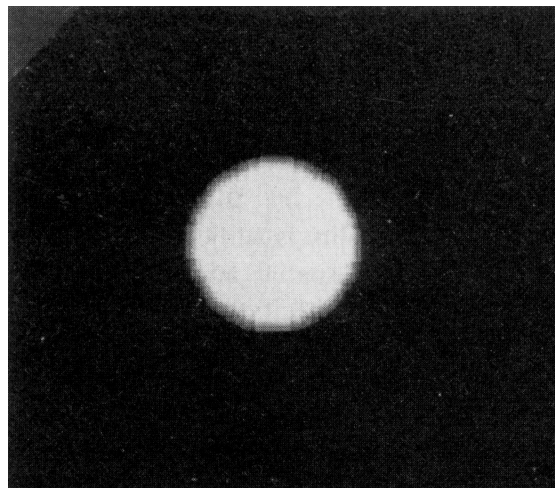
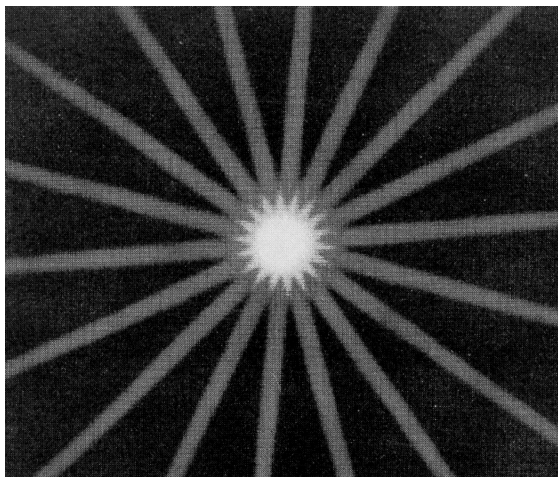


6. ábra

B ábrán látható módon összegezve állítjuk elő az objektum numerikus mintáját (6. C ábra). Bár ez a számhalmaz minden szükséges információt tartalmaz, elég nehéz értelmezni, ezért további lépésekre van szükség.

Az adatgyűjtés során a különböző irányokból elvégzett méréseket projekcióknak nevezzük. Minél több projekcióból származnak mérési adataink, annál pontosabban számítható ki az objektum felépítése. A korszerű CT berendezéseknél az adatgyűjtés több, mint ezer projekcióból áll. Egy-egy projekció alatt a sugárzást több száz detektorból álló mérőrendszer érzékeli. A mérőrendszer által összegyűjtött adatokat nyersadatnak nevezzük. A detektorok jelét a kép rekonstrukció során a 6. C ábrához hasonló mátrixba rendezik. A mátrix egy-egy pontja megfelel a kép egy-egy pontjának, az értéke pedig az adott térfogat egység sugárgyengítésével arányos. A modern CT készülékek képmátrixa 512x512 pontból áll. Ezeket a kép pontokat pixelnek nevezzük, a hozzájuk tartozó térfogategységeket pedig voxelnek.

Az egyes képpontok, pixelek értékének kiszámításához több módszert is alkalmazhatunk. A gyakorlatban azonban a legtöbb gyártó a „filtered backprojection” módszert alkalmazza, mivel ez megfelelő



### 7. ábra

pontosság mellett rövid számítási időt igényel. Már az adatgyűjtés során elkezdődhet a kép kiszámítása, aminek köszönhetően az adatgyűjtés után a kép szinte azonnal megtekinthető.

A testben a nagy sugárgyengítéssel rendelkező szövetek nem kívánt árnyékot vetnek a mellettük található részekre, ami a képen is megjelenik és zavarja az értékelést. Ennek kiküszöbölésére minden projekció minden pixelén egy matematikai szűrést (filtering) végez el a számítógép, ami a nem kívánt árnyékokat eltávolítja. A szűrés egy összetett művelet, ami több mindentől függ, például a röntgenső geometriájától, a detektoroktól, vagy a kívánt eredménytől. A modern készülékeken több szűrő (kernel) található, amelyek segítségével például a rekonstruált kép lágysága vagy keménysége is szabályozható. Ezek használata befolyásolja a képminőséget, ezért a gyártók általában automatikusan állítják be az adott vizsgálathoz legjobban illeszkedő kernelt, de a felhasználónak lehetősége van kiválasztani másikat is. A rekonstrukció elvégezhető szűrés nélkül is, de ekkor a zavaró árnyékok megjelennek a képen is (7. ábra).

A backprojection funkció az egyes projekciók adatait hozzárendeli a képmátrix pixeljeihez, egy, a pixel geometriai helyzetének megfelelő súlyozás

után. Ezt a műveletet minden projekció után minden egyes pixelre elvégzi a számítógép, miközben a mérőrendszer már a következő projekció adatait gyűjti. Így az utolsó projekció után már csak egy számításra kell elvégezni és elkészül a képmátrix. A mátrix minden egyes pixelre ekkor egy értékkel rendelkezik, ami az adott térfogatelem relatív lineáris sugárgyengítését mutatja.

A következő lépésben ezeket az értékeket egy skálához rendeli a számítógép a következő képlet alapján:

$$HU = \frac{K(\mu - \mu_{\text{víz}})}{\mu_{\text{víz}}}$$

Ahol

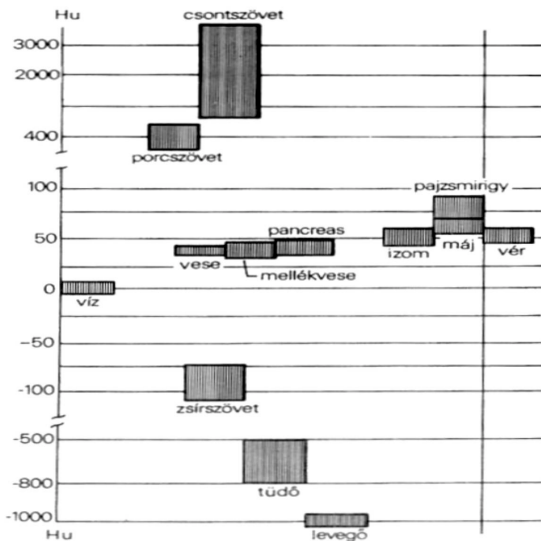
HU a Hounsfield egység (Hounsfield Unit),

K egy konstans, aminek az értéke 1000,

$\mu$  az adott képpont sugárgyengítési együtthatója,

$\mu_{\text{víz}}$  a víz sugárgyengítési együtthatója.

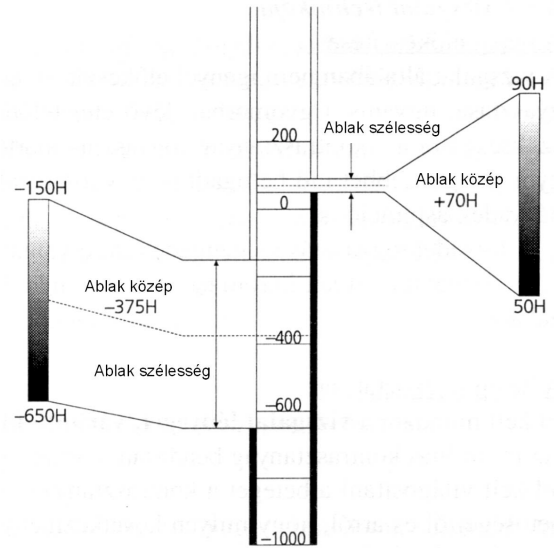
A skála értékeit a CT kifejlesztőjének tiszteletére nevezték el Hounsfield Unit-nak, amit HU-nak jelölünk. A skála fix pontjai a víz értéke, ami 0, és a levegő értéke, ami -1000. A pozitív oldalon 3000-ig tart a skála számozása. A modern készülékeken lehetőség van a skála kiterjesztésére, még



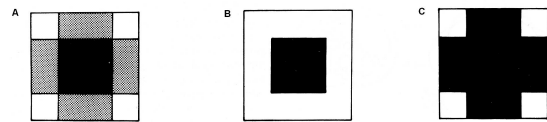
8. ábra

részletesebb felosztására is. Az emberi test szöveteinek elhelyezkedését a Hounsfield-skálán a 8. ábra mutatja.

Ezek után a rekonstruált CT kép már megjeleníthető a képernyőn, de a kiértékelése még mindig akadályba ütközik. A pixelek értéke  $-1000$  és  $+3000$  között lehet, de az emberi szem nem képes ennyi szürkeárnyalatot megkülönböztetni. Ezt a problémát az ablakolással küszöbölhetjük ki (9. ábra). Az ablakolás azt jelenti, hogy a teljes Hounsfield-skála megjelenítése helyett annak csak egy szűkebb tartományát, a számunkra érdekes szövetek körüli értékeket jelenítjük meg a képernyőn. Ehhez a tartományhoz a számítógép 256 szürke árnyalatot rendel hozzá, amit már az emberi szem is képes megkülönböztetni. Minden olyan pixel, aminek az értéke az ablak alsó értékénél kisebb, feketének látszik, és minden pixel, aminek az értéke magasabb az ablak felső értékénél, fehérnek látszik a képernyőn. Így a számunkra értéktelen információ zavaró hatása kiküszöbölhető. Az ablakot két érték jellemez, az ablak szélesség és az ablak közép. A szélesség az ablak legkisebb és legnagyobb értéke közötti különbséget mutatja HU-ban kifejezve, az ablak közép pedig a megjelenített sáv középső értékét mutatja szintén HU-ban. A modern készülékeken a gyártók már előre



9. ábra



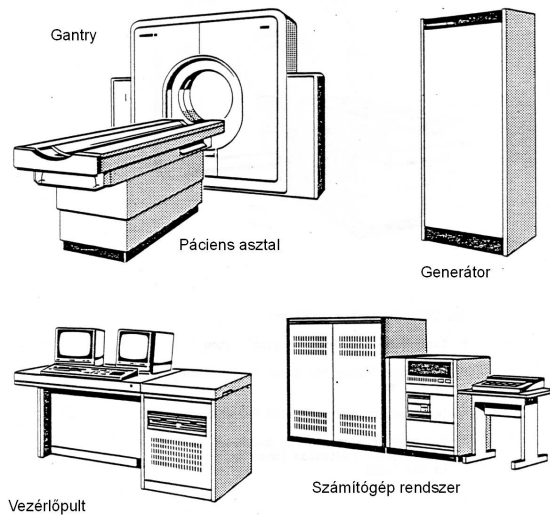
10. ábra

beállítják az adott testrészt megjelenítéséhez legjobban használható ablakot, de természetesen ezektől eltérő beállítások is alkalmazhatók. A 6. ábrán bemutatott modell megjelenítését különböző ablak értékekkel a 10. ábra mutatja. A 10. A ábrán az ablak szélessége 3, a közepe 6. A 10. B és C ábrán az ablak szélessége 2, így csak két árnyalat különböztethető meg, a fekete és a fehér. A 10. B ábrán az ablak közepe 5-re van állítva, a 10. C ábrán 7-re. Így a leegyszerűsített modellen jól látható az ablakolás hatása a kép kiértékelhetőségére.

### A CT készülékek felépítése

A CT készülékek főbb részegységei a következők (11. ábra):

- gantry,
- páciens asztal,



**11. ábra**

- nagyfeszültség generátor,
- vezérlőpult,
- számítógép.

### A gantry

A gantry az oldalán található két lábon van rögzítve (12. ábra). A súlya 1,5-2 tonna körül van. Villamos motorok segítségével 25-30 fokos szögben dönthető előre és hátra az optimális vizsgálati sík beállításához. A döntés mértékét a gantry első oldalán található kijelző mutatja. Általában a gantry és a páciens asztal mozgását vezérlő gombok is a gantry előlapján helyezkednek el. A gantry középső részén található egy 60-70 cm átmérőjű kerek nyílás, a vizsgáló mező, ahová az asztal a pácienssel együtt betolható. A páciens megfelelő elhelyezését a vizsgáló mezőben pozicionáló fények segítik, amelyek ki és bekapcsolását szintén a gantry előlapján elhelyezkedő kapcsolókkal lehet vezérelni. A gantry-n található még mikrofon és hangszóró is, ami a pácienssel való kommunikációt szolgálja vizsgálat közben.

A gantry-ben található a röntgen cső, a detektorok és az adatgyűjtő rendszer (13. ábra). A cső és a detektorok egymással szemben helyezkednek el. A cső-detektor rendszer az adatgyűjtés során forgó mozgást végez a vizsgálandó test

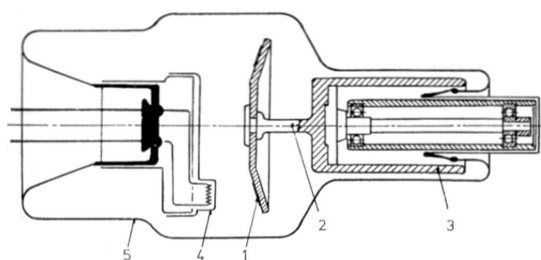


**12. ábra**



**13. ábra**

körül. A régebbi készülékeknél a nagyfeszültséget, a különböző elektronikák működéséhez szükséges tápfeszültségeket, vezérlő jeleket, valamint a detektorokból származó jeleket kábeleken keresztül juttatták el a megfelelő helyre. Ezért a cső-detektor rendszer nem végezhetett folyamatos forgó mozgást, hanem egy kör megtétele után megállt, majd a következő adatgyűjtés során ellenkező irányban forgott. A modern készülékeknél a tápfeszültségeket, és a villamos jeleket csúszó érintkezőkön keresztül juttatják el a forgó részbe, ezért a cső-detektor rendszer folyamatos forgó mozgást végez a gantry-ben. Az új modelleknél egy 360 fokos körbefordulás 0,5 másodperc alatt történik.

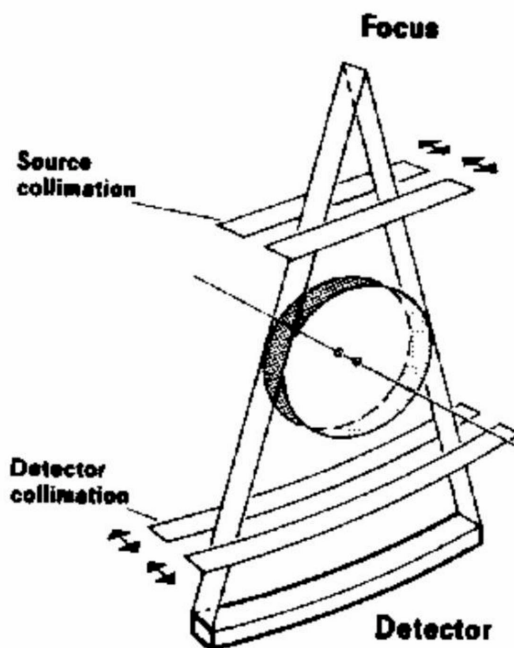


1. anódpálya
2. anódtányér-tartónyak
3. forgórész
4. katód
5. üvegbura

14. ábra

A CT készülékekben nagy teljesítményű röntgensövet használnak. A cső működése során keletkező hő egy hűtőrendszer segítségével vezetik el. A cső hűtése általában olajjal történik. A régebbi készülékeknél az olaj szigetelő funkciót is ellátott. Az olaj hűtése hőcserélőkön keresztül több lépcsőben történik, akár külső hűtőberendezés segítségével. A cső hőmérsékletét több érzékelő méri, és a kritikus hőmérséklet elérésekor a rendszer letiltja a készülék használatát, ezzel védve a csövet. A CT készülékekben kizárólag forgó anódú csövet használnak a nagy hőterhelés miatt (14. ábra). A forgó anód előnye az álló anóddal szemben az, hogy nem állandóan ugyanazt a területet éri a katódból kilépő részecskék, ezért lassabban melegszik fel. A CT berendezésekben használt csövek két fókuszponttal rendelkeznek. Az egyik fókusz kisebb, a másik nagyobb méretű. A készülék a vizsgálandó régióknak megfelelően automatikusan választja ki, hogy melyik fókuszt használja. A röntgensugarak a csőből a sugárkapun keresztül lépnek ki. A sugárkapuban szűrők találhatók, amelyek a sugárzás homogenizálására és a nem megfelelő energiájú (lágy) sugárzás kiszűrésére szolgálnak.

A kilépő sugár alakját a kollimátor rendszer segítségével állítják be. Ezzel biztosítják egyrészt, hogy a sugár csak a kívánt irányba haladjon (legyező alak).



15. ábra

Másrészt a kollimátor segítségével lehet beállítani a megfelelő szeletvastagságot (15. ábra). Egyes készülék típusoknál a detektorok előtt is található kollimátor.

A röntgensóvel szemben egy körív mentén helyezkednek el a detektorok. Számuk gyártótól és készülék típustól függően változik, általában 700-1200 között. A modern, több szeletes (multislice) készülékek esetében több sorban találhatók. Működési elvük alapján lehetnek szcintillációs és ionizációs detektorok.

A szcintillációs detektorban a detektort ért röntgen sugárzás hatására felvillanások keletkeznek, amit egy fényérzékelő eszközzel (pl. fotodióda) érzékelnek. Előnyük a mechanikai stabilitás, kis méret, alacsony tápfeszültség igény, valamint az, hogy meghibásodás esetén a detektor elemek elvileg külön is cserélhetők. Hátrányuk, hogy érzékenyek a hőmérséklet változására, ezért gyakori kalibráció szükséges.

Az ionizációs detektorok nemesgázzal (xenon) vannak feltöltve kb. 20-25 bar nyomáson. A gyártás során a teljes detektor rendszert egybe építik, a gáz szabadon áramolhat a cellák között, ezért

minden egyes detektor elemében azonos a nyomás. Az egyes detektor elemekben található egy anód és egy katód, amelyekre 500-1000 Volt feszültséget kapcsolnak. A detektort érő sugárzás ionizálja a nemesgázt, aminek a hatására az anód és a katód között áram fog folyni. Az áram erőssége arányos a detektort ért sugárzással. Az ionizációs detektorok előnye a nagy stabilitás, a megbízható működés, nem érzékenyek a környezeti paraméterek megváltozására. Hátrányuk, az alacsonyabb hatásfok, a nagyfeszültség igény, valamint az, hogy meghibásodás esetén csak az egész detektorrendszer cseréje lehetséges.

Közvetlenül a detektorok mellett helyezkedik le az adatgyűjtő rendszer. A detektorok analóg jelét a számítógép nem tudja kezelni, ezért azokat át kell alakítani. A detektorokról közvetlenül kiolvasott gyenge jelet először felerősítik. A felerősített jelet egy integrátor áramkörbe kerül, amiből rendszeres időközönként kiolvassák (minta vétel), majd egy analóg-digitális átalakító segítségével digitális jelekké alakítják. Ezek a digitális jelek már feldolgozhatók a számítógépen. Ez a folyamat minden projekció után, minden detektornál lejártszódik az adatgyűjtés során.

### **A páciens asztal**

Az asztal feladata, hogy a vizsgálat során a páciens a megfelelő helyzetbe pozicionálja. Az asztal függőleges és vízszintes irányban elektromos motorok segítségével mozgatható. Teherbírása 150-200 kg között van.

A függőleges mozgás csak a páciens felfektetésének megkönnyítésére szolgál, azaz alaphelyzetben az asztal alacsonyan van, hogy a páciens könnyebben fel tudjon rá feküdni. Ezután az asztalt fel kell emelni a vizsgálatához szükséges pozícióba. A vizsgálat kezdeti pozícióját a kezelő állítja be, majd a vizsgálat során a készülék automatikusan mindig a megfelelő helyzetbe állítja az asztalt. Teljes terhelés esetén is 1 mm

pontossággal kell tudnia beállítani a megfelelő pozíciót. Spirál CT esetén az asztal folyamatos vízszintes mozgást végez a vizsgálat ideje alatt, akár X mm/sec sebességgel.

Speciális igények esetén a gyártók biztosíthatnak cserélhető asztallapot, vagy nagyobb gantry-asztal távolságot (hogy a kiegészítő műszerek, berendezések elférjenek).

### **A nagyfeszültség generátor**

A generátor feladata a cső működéséhez szükséges nagyfeszültség előállítása. A CT vizsgálatok során 120-140 kV közötti feszültséget használnak, miközben a cső áram 80-400 mA között van, így a generátortól elvárt teljesítmény elérheti az 50-60 kW-t is. A generátor tápfeszültség ellátása háromfázisú hálózatról történik.

A generátorral szemben elvárás, hogy a cső működéséhez szükséges nagyfeszültség időben minél stabilabb legyen, mivel a feszültség ingadozása károsan befolyásolja a képminőséget. A generátor vezérlése a CT működtető szoftverén keresztül automatikusan történik, a kívánt vizsgálati paramétereknek megfelelően.

Régebbi készülékeknél a generátor külön kabinetben helyezkedett el, általában a vizsgáló helyiségben. A korszerű készülékekben a generátor már a gantry forgó részében található.

### **A vezérlőpult**

A vezérlőpulton található a CT működtetéséhez szükséges kezelőszervek (16. ábra). A billentyűzetben a szokásos alfa-numerikus billentyűk mellett található nyomógombok a páciens asztal és a gantry mozgatásához, a mérés indításához, vészleállításához, valamint a speciális funkciók gyors eléréséhez. A készülék ki- és bekapcsolása is a vezérlőpulton történik. A konzol része valamilyen mutató eszköz is. Ez általában a pc-ken már megszokott egér, de a



**16. ábra**

régebbi készülékeken digitális ceruzát, vagy trackball-t is alkalmaztak.

A vezérlőpultról lehet regisztrálni a vizsgálatra érkezőket, indítani a méréseket, kifotózni és archiválni az elkészült képeket, valamint a kiértékelést segítő utólagos képfeldolgozásokat is el lehet rajta végezni.

A vezérlőpult része egy vagy több monitor. A régi berendezések két fekete-fehér monitora közül az egyik a beírt parancsok, információk, hiba üzenetek jelentek meg, a másik, nagyfelbontású monitoron pedig a CT kép. Később már színes monitorokat alkalmaztak és nem volt külön parancs és kép monitor. A jobban felszerelt két vagy több monitoros készülékeken a vizsgálat egy időben a korábbi vizsgálatok képeit lehet feldolgozni. A legújabb készülékek már lapos képernyős TFT monitorokkal kerülnek forgalomba, amelyek előnye, hogy nincs szemkárosító sugárzásuk, mint a hagyományos monitoroknak.

Korábban a gyártók másodkonzolt is kínáltak a CT készülékekhez. Ennek szerepe a vizsgálatok utólagos kiértékelésében volt. Míg a vezérlőpulton az aktuális páciens vizsgálata folyt, addig a másodkonzolon a korábbi vizsgálatok utólagos feldolgozását lehetett elvégezni. Nagy különbség a vezérlőpulthoz képest, hogy innen nem lehetett a vizsgálatokat vezérelni. Általában a vezérlőpulttól távolabb, akár külön letelező helyiségben helyezték el. A számítógépes hálózatok és

a személyi számítógépek fejlődésével a másodpult fontossága csökkent, hiszen ma már egy hálózatra kapcsolt átlagos pc-vel is elvégezhető a vizsgálatok kiértékelését segítő utólagos műveletek.

### **A számítógép**

A számítógép a régebbi készülékeknél egy külön, légkondicionált helyiségben helyezkedett el. Erre azért volt szükség, mert nagy helyet foglaltak, nagy mennyiségű hőt termeltek, és érzékenyek voltak a hőmérséklet változására, valamint a hűtést biztosító számos ventilátor miatt nagyon zajosak voltak. Az új készülékek számítógépei már sokkal nagyobb teljesítményűek, kisebb helyet foglalnak el, és szobahőmérsékleten is lehet használni őket, ezért általában a vezérlőpult mellett, vagy azzal egybeépítve helyezkednek el.

A számítógép funkcióját tekintve két részre osztható. Az egyik rész, a host computer feladata az operációs rendszer és a működtető programok futtatása, amelyeken keresztül az egyes részegységek működését vezérli és összehangolja. Ez a gép biztosítja az összeköttetést a számítógépes hálózattal, a lézerekamerával, ehhez kapcsolódik a vezérlőpult billentyűzete és egyéb eszközei, valamint a kép archiválás is ezen keresztül történik. A modern készülékeken ez a számítógép egy pc (lehet Sun, vagy akár IBM kompatibilis pc is). A legújabb típusokon már Windows vagy Linux operációs rendszer fut, és a készülék működéséhez szükséges szoftver is grafikus felületen keresztül, egér kattintásokkal kezelhető.

A számítógép másik egysége az image processzor. Ez végzi el az adatgyűjtő rendszertől kapott információ, a nyers adatok feldolgozását, ez számítja ki mérési adatokból a CT képet. Ez egy speciális, nagy teljesítményű számítógép, amit a gyártók a saját képrekonstrukciós eljárásuknak megfelelően építenek fel. Általánosságban elmondható, hogy kell rendelkeznie egy előkészítő részegységgel



(preprocessor), ami az adatgyűjtő rendszertől kapott digitális jeleket megfelelően csoportosítja a feldolgozáshoz, és a kalibrációs mérések tárolt adatai alapján elvégzi az adatokon a szükséges módosításokat (pl. offset korrekció, levegő kalibrációs adatok alkalmazása, energiaspektrum korrekció, vagy a detektorok geometriai felépítéséből adódó korrekció). Ezután kerülhet sor a következő részegységben a CT működési elvének bemutatása során ismertetett matematikai szűrés (kernel) alkalmazására. A szűrt adatokat ezután a backprojector dolgozza fel, ami kiszámolja az egyes pixelek értékeit, majd hozzárendeli az értékeket a Hounsfield-skála megfelelő pontjaihoz. Az így kiszámított kép megjelenítéséről egy másik részegység, az imager gondoskodik. Ez az egység az előre beprogramozott, vagy a felhasználó által beállított ablak értékekkel jeleníti meg a CT képet a vezérlőpult monitorán.

Az utólagos képfeldolgozásokat (2D, 3D rekonstrukció, távolság-, szög mérés, stb.) is az image processor végzi. A nagyobb teljesítményű CT berendezésekben az image processor részegységeiből több is található, így ezek alkalmasak arra, hogy a méréssel párhuzamosan korábbi mérések adatait dolgozza fel.

A régebbi CT készülékek opcionális tartozéka volt a multiformat kamera, amely segítségével az elkészült CT képeket filmre, vagy diára lehetett fotózni. A modern lézerekamerák már több készüléket is ki tudnak szolgálni, akár számítógépes hálózaton keresztül is, így már nincs szükség arra, hogy minden CT berendezéshez külön kamerát biztosítsunk.

## **Képmínőség**

A jó CT kép éles, alacsony zajú, nincsenek benne műtermékek, és jó kontrasztfelbontást biztosít alacsony dózis mellett. Ez a definíció rendkívül egyszerű, de a gyakorlati megvalósítást nehezíti,

hogy az egyes jellemzők nem változtathatók egymástól függetlenül.

Külön kell kezelnünk a CT készülékek térbeli és kontraszt felbontását. A térbeli felbontás alapvetően a detektor elemek és a cső fókusz pontjának fizikai méretétől függ. Minél kisebb egy detektor elem és minél kisebb a fókusz pont, annál nagyobb a készülék térbeli felbontása. A térbeli felbontást vonalpár/centiméterben (vp/cm, vagy az angol rövidítés lp/cm) szokás megadni. A modern készülékeknél ez az érték már 20 fölött van. A térbeli felbontást egy speciális fantommal mérik, amelyben nagy és kis denzitású területek találhatóak különböző távolságban egymás mellett. Valójában a térbeli felbontás nem csak a detektorok méretétől, hanem az alkalmazott kerneltől is függ.

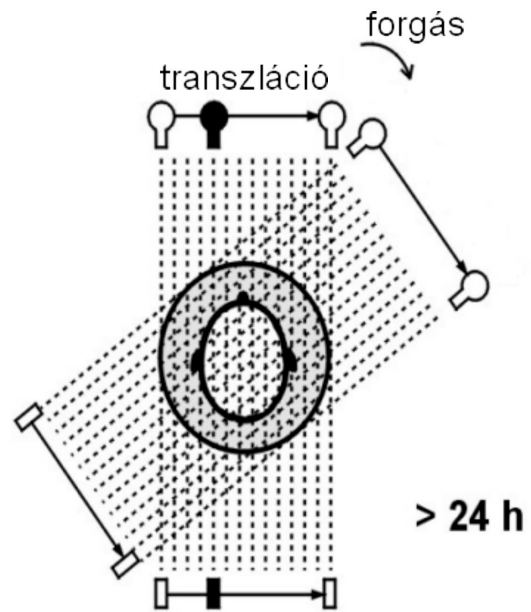
A kontraszt felbontás azt mutatja, hogy mi az a legkisebb különbség, ami hasonló denzitású szövetek között kimutatható. A kontraszt felbontás alapvetően dózis függő. Az értékét úgy szokták megadni, hogy adott dózis mellett hány mm nagyságú a legkisebb megjeleníthető objektum mérete, és hány HU különbség látható. A korszerű készülékeknél 3-5 mm méretű objektum látható 3 HU kontraszt különbséggel. Gyakorlatilag a kontraszt felbontás szintén függ a detektoroktól és a cső fókusz pontjánál méretétől is. Az újabb detektorok sokkal érzékenyebbek, ezért kisebb sugárgyengítési különbségeket is ki lehet velük mutatni azonos dózis mellett. Természetesen az alkalmazott kernel is befolyásolja a kontraszt felbontást.

A mérés során a hasznos jelen kívül az elektronikus áramkörök működéséből adódó zaj is hozzá kerül az adatokhoz. Tehát, ha újra mérjük a vizsgált objektumot, akkor ugyan annak a pixelnek az értéke kissé eltérhet az előzőleg mért értékhez képest. A CT képen a zaj szemcsézetséggé jelenik meg. A képen megjelenő zajt több dolog is befolyásolja. Minél nagyobb a detektorokat érő sugárzás, annál kisebb a zaj. Ebből adódik, hogy nagyobb cső feszültségnél, nagyobb

cső áramnál, nagyobb fókusz pont méretnél, vastagabb szeletnél, hosszabb mérési időnél illetve vékonyabb páciensnél kisebb lesz a zaj. Mindebből látszik, hogy a jó térbeli felbontás a kontraszt felbontás rovására növelhető, valamint a kép is zajosabb lesz. A kontraszt felbontás növelése a térbeli felbontás csökkenéséhez vezet, viszont a zaj is kisebb lesz.

A képen megjelenhetnek különböző árnyékok, zavaró rajzolatok, amelyek valójában nincsenek a vizsgált testben. Ezeket a zavarokat műtermékeknek nevezzük. A műtermékek eredete többféle lehet. Egy részük technikai jellegű, ami működési hibából vagy egyszerűen csak a készülék sajátosságaiból adódik. Másik részük magától a páciensről származik, a különböző fiziológiai mozgásokból, a kooperáció hiányából származó mozgásokból, vagy a páciens szervezetébe épített anyagokból. A műtermékek felismerése rendkívül fontos a diagnózis felállításánál, mert egyes műtermékek megjelenése nagyon hasonlíthat elváltozásokhoz, ami téves diagnózist eredményezhet.

A képen megjelenő kör, gyűrű, vagy céltábla szerű műtermékek detektor hibára utalnak, általában a nem megfelelő kalibrálás miatt alakulnak ki. Ugyancsak műszaki probléma okozhatja vonalak, esetleg keskeny sávok megjelenését a képen. A belek, a szív mozgásából, a légzéstől adódnak a mozgási műtermékek, amelyek a kép elmosódását eredményezik. Ezek nagyrészt a korszerű, gyors berendezésekkel ki lehet küszöbölni, mivel az adatgyűjtési idő annyira lerövidült, hogy a lassú fiziológiai mozgások már nem okoznak problémát, a mellkasi régióban pedig lehetőség nyílik légzés és EKG vezérelt mérések végzésére. A páciens szervezetében lévő fém implantátumok pl. csípő protézis a sugár szóródását okozzák, ami a képen világos, egy pontból kiinduló vonalak megjelenését okozza.

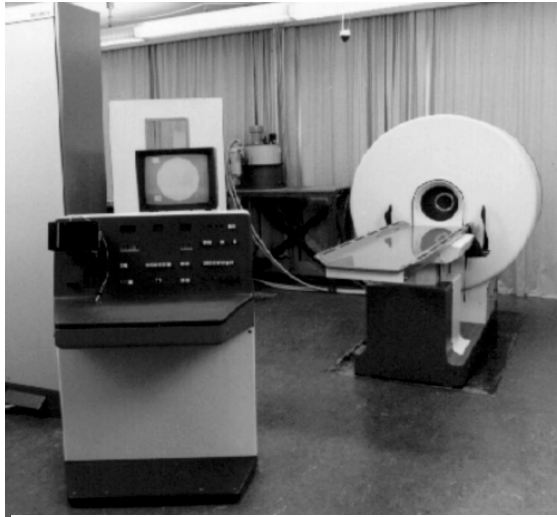


17. ábra

A CT készülék működéséből adódik az ún. parciális volumen effektus. Ahogy már korábban volt róla szó, a CT képen a pixelek HU értéke egy térfogat egység, egy voxel átlagos sugáryengítésével arányos. Ha a mért voxelben különböző sugáryengítésű szövetek találhatók, akkor azok adatai összemérődnek, és az átlagos értékük jelenik meg a képen. Így előfordulhat, hogy a képen megmérve egy pixel értékét olyan HU értéket kapunk, ami abban a szövetben nem fordulhatna elő. Ezt a jelenséget nevezzük parciális volumen effektusnak.

### A CT készülékek fejlődése, generációk

Az első CT megépítése óta hatalmas fejlődés ment végbe ezen a területen. Az első CT készülék, amit Hounsfield az EMI laborban készített el, több órán keresztül végezte a mérést egyetlen szelet elkészítéséhez, majd ezután napokig tartott, amíg a számítógép kiszámolta a képet. Azóta a készülékek gyorsabbak, megbízhatóbbak lettek, a mérési idő drasztikusan lecsökkent, míg a

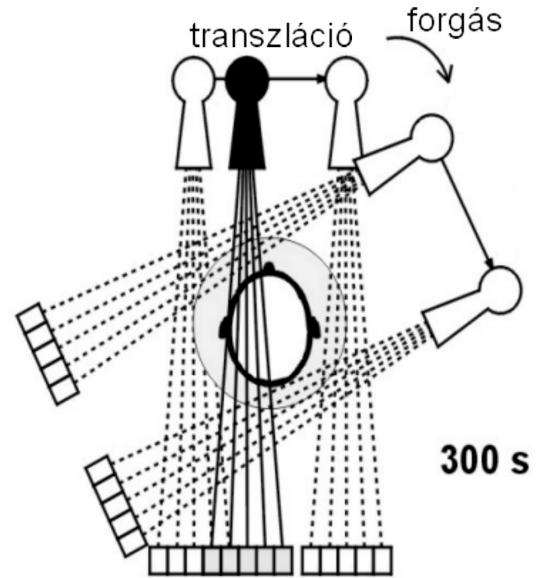


18. ábra

képek felbontása és minősége jelentősen nőtt. A CT készülékeket fejlődésüknek megfelelően generációkba sorolják.

A Hounsfield által kifejlesztett első klinikai alkalmazású CT készülék felel meg az első generációnak (17. ábra). Ebben a készülékben a röntgensóból kilépő sugarat 2x13 mm-re kollimálták. A 13 mm felett meg a test tengelyével párhuzamos szeletvastagságnak. A csőből kilépő sugárzást is mérte a készülék. Miután a sugár áthaladt a testen egy szcintillációs detektorral mérték az intenzitását. A detektor előtt is elhelyeztek kollimátort a szórt sugárzás hatásának csökkentésére. A cső a detektorral együtt mozogva folyamatosan haladt a test mellett, ezt translációknak nevezték, és folyamatos sugárzás közben 160 mérést végzett. A translációs mozgás után a cső-detektor rendszer 1 fokot elfordult a test körül, majd újra kezdte a translációt és az adatgyűjtést. Ezt a transláció-elfordulás folyamatot 180-szor ismételte a rendszer, és az így elvégzett 160x180 mérésből számította ki a képet. A mérési idő 5 percig tartott ezért ezeket a készülékeket elsősorban koponya vizsgálatra használták. Az első generációs készülékek képmátrixa 80x80 pixelből állt. A Siemens első generációs készüléke a 18. ábrán látható.

A második generációs készülékek 1974-ben jelentek meg (19. ábra). A fő

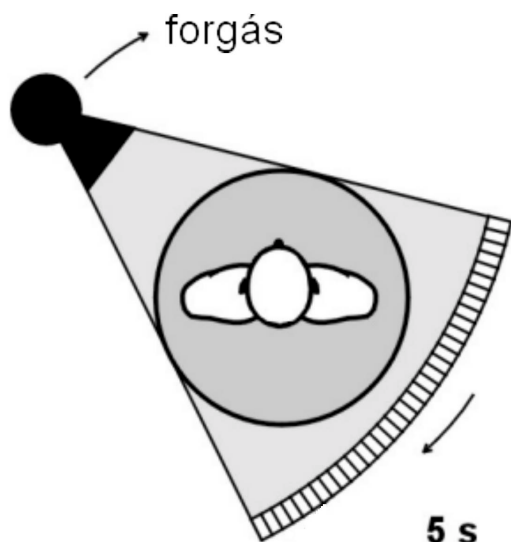


19. ábra

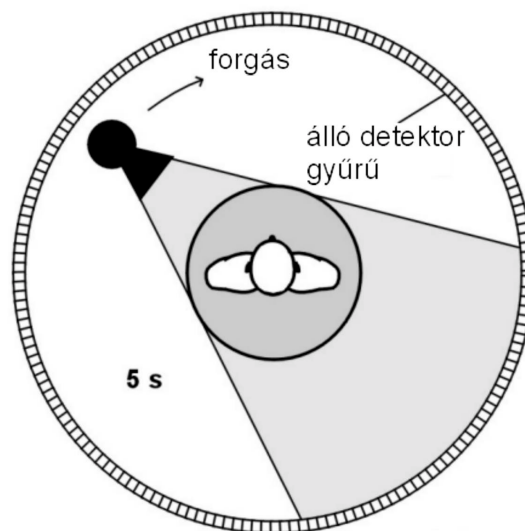
változás az volt, hogy a röntgen sugarat keskeny legyező alakúra kollimálták (3-12 fok), így már nem csak egy detektor mérte a testből kilépő sugárzást, hanem több (a Siemens Siretom 2000 típusú készülékben pl. 16 detektor volt). Ennek köszönhetően az elfordulások számát le lehetett csökkenteni, így a mérési idő 18-60 másodpercre csökkent. Ezeket a készülékeket már teljes test vizsgálatra is lehetett használni.

A harmadik generációs készülékeket 1977-ben mutatták be (20. ábra). A legyező alakú sugarat szélesebbre nyitották (35-45 fok). A detektorok a csővel szemben egy körív mentén helyezkednek. Számuk gyátmánytól függően 380-1200 közötti. A cső-detektor rendszer translációs mozgása megszűnt, az adatgyűjtés során csak forgó mozgást végez 240-360 fokos szögben. Így az adatgyűjtési idő 1-14 másodpercre csökkent. Az 1980-as évekre a képmátrix mérete már elérte a 256x256 pixelt, az 1990-es évekre pedig az 512x512 pixelt.

A negyedik generációs készülékekben a fő különbség az, hogy a detektorok nem mozognak együtt a csővel, hanem a teljes körív mentén állva helyezkednek el (21. ábra). Általában



20. ábra



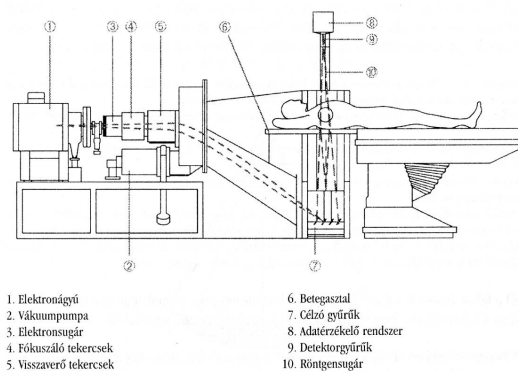
21. ábra

kristály detektorokat használnak, amelyek száma 1200-4800 között van. A felbontásban és a mérési időben megegyezik a harmadik generációs készülékekkel.

A gyakorlatban használt CT berendezések többsége a harmadik generációs csoportba tartozik. Bár az első megjelenésük óta több fejlesztést is végrehajtottak rajtuk – a készülékek gyorsabbak lettek, a számítógépek teljesítményének növekedésével a képrekonstrukciós idő lerövidült, egy időben több szelet mérését is el tudják végezni, stb. – ezeket a változtatásokat már nem tekintjük újabb generációk megjelenésének, hiszen alapvetően a harmadik generációs készülékekre jellemző technikát (forgó mozgást végző cső-detektor rendszer) használják.

### Elektronsugár CT

A negyedik generációs készülékek koncepciójának módosításával fejlesztették ki (22. ábra). Ebben a készülékben már nincs se mozgó cső, se mozgó detektor. A készülék egyik végén található az elektron ágyú, ami előállítja az elektron sugarat. Ezután az elektron sugarat elektromágneses tekercsekkel felgyorsítják, fókuszálják, majd a vizsgáló mező körül elhelyezett négy tungsten

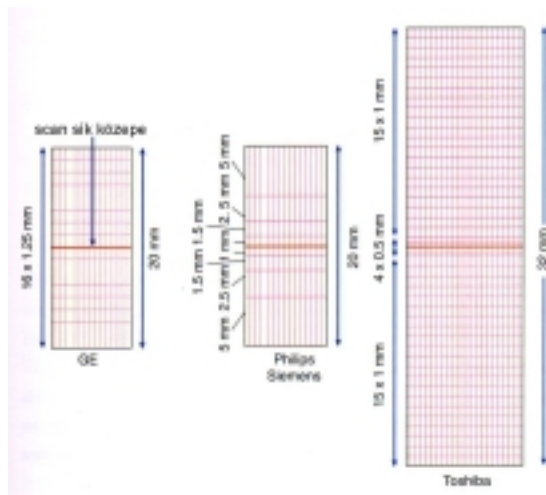


22. ábra

gyűrűnek ütköztetik, aminek következtében röntgen sugárzás keletkezik. Az így keletkezett sugárzást a gyűrűkkel szemben 216 fokos köríven elhelyezkedő detektorok mérik. Ezzel a technikával a mérési idő jelentősen csökkent, másodpercenként akár 15-20 felvétel is készíthető, így alkalmas a készülék dinamikus szív vizsgálatok elvégzésére.

### Spirál CT

A spirál CT (helical CT) készülékekben a lényeges változtatás a hagyományos készülékekhez képest az, hogy a gantry forgó részébe a nagyfeszültség, a tápfeszültségek, és a vezérlő jelek nem kábeleken, hanem



23. ábra

csúszó érintkezőkön keresztül jutnak el, így a cső-detektor rendszernek nem kell minden körbefordulás után megállni, hanem folyamatos, egyirányú forgó mozgást végezhet. Ez azért jelentős, mert az asztal folyamatos mozgása mellett, viszonylag rövid idő (10-60 másodperc) alatt folyamatos adatgyűjtés valósítható meg a kiválasztott testrésztől (26. ábra).

A szelet vastagság kiválasztása ugyanúgy kollimátorok segítségével történik, mint a hagyományos CT készülékeken, de a nyersadatokból tetszőleges számú kép rekonstruálható tetszőleges pozícióban. További előnye a hagyományos CT készülékekkel szemben, hogy tetszőleges irányban jó minőségű rekonstrukció készíthető, lehetőség van CT angiográfiás vizsgálatok végzésére, a képen kevesebb a fiziológiai mozgásból származó műtermék, csökken a parciális volumen effektus hatása.

A spirál CT működésével kapcsolatban egy új kifejezés jelent meg, a pitch. A pitch egy arányszám, ami az asztal mozgás sebességének és a szeletvastagságnak az arányát mutatja.

$$\text{pitch} = \frac{\text{asztalsebesség}}{\text{szeletvastagság}}$$

Tehát, ha a cső-detektor rendszer 360 fokos körbefordulása alatt az asztal 15

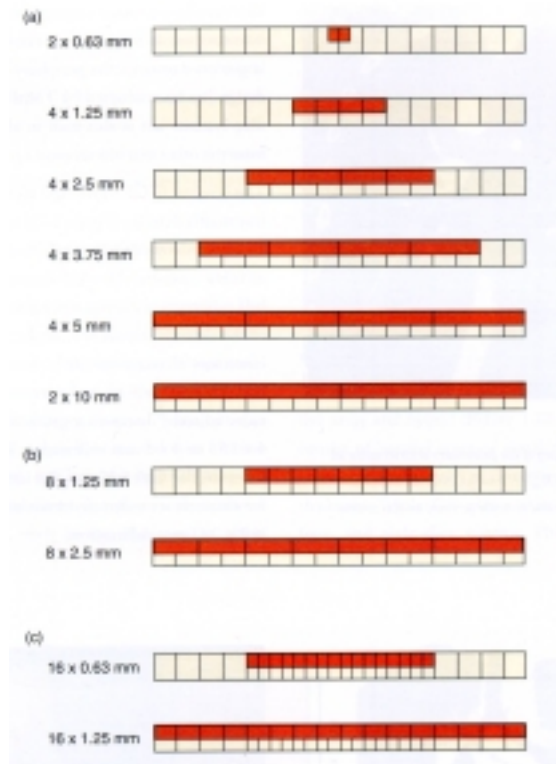
mm-t tesz meg és a szeletvastagság 10 mm, akkor a pitch értéke 1,5 lesz.

A spirál CT berendezéseknél a már nem használható változatlan formában a hagyományos CT vizsgálatnál alkalmazott képrekonstrukciós eljárás, mivel spirál vizsgálat közben a vizsgált test elmozdul. Ezért a képrekonstrukciós folyamatot ki kell egészíteni a spirál algoritmusokkal. Ezek lényege, hogy súlyozással határozzák meg a kiválasztott szelet képpontjait a különböző asztalpozíciókhoz tartozó nyersadatokból. Ezután a többi lépés már megegyezik a hagyományos CT berendezéseknél alkalmazottal.

### Multislice CT

A multislice (többszeletes) CT egy olyan spirál CT, amiben a detektorok nem csak egy, hanem több sorban helyezkednek el egymás mellett. Így a készülék egyidőben több szeletről tud adatot gyűjteni. A legegyszerűbb multislice CT készülékekben két detektor sor található, amelyek félvezető alapú detektor elemekből állnak. Ezekben a szeletvastagság kiválasztása a hagyományos CT berendezésekhez hasonlóan kollimátorok segítségével történik.

A négy, vagy több szeletes készülékekben speciális detektor rendszer található. A detektor rendszer kialakítása gyártónként és típusonként eltérő. A GE mátrix detektort használ a négy és a nyolc szeletes készülékeiben, ami egyforma méretű detektor elemekből áll. A Siemens és a Philips úgynevezett adaptív array elrendezést alkalmaz. Ennél az elrendezésnél a vizsgáló sík közepén keskenyebb, kifelé haladva egyre szélesebb detektor elemek helyezkednek el. A Toshiba készülékekben hibrid detektor rendszer található, amelyben a vizsgáló sík centrumában keskenyebb, a széleken pedig szélesebb elemek találhatók (23. ábra). Ugyanakkor a 16 szeletes készülékekben a GE, a Siemens és a Philips is a hibrid elrendezést alkalmazza.

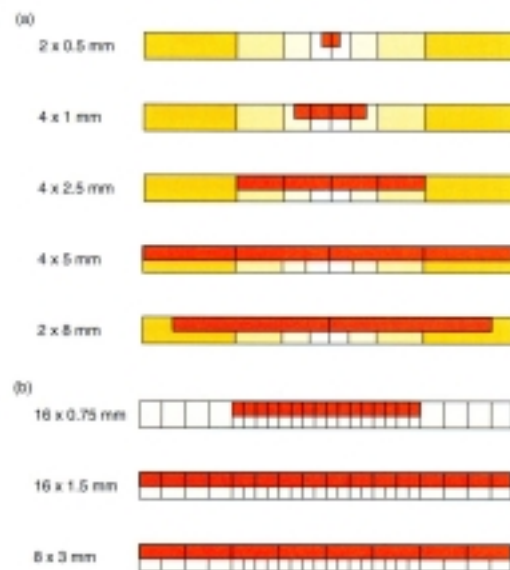


24. ábra

A szeletvastagság kiválasztása az egyes detektor sorok megfelelő villamos összekapcsolásával történik, ahogy az a 24. és a 25. ábrán látható.

A multislice készülékeknél a pitch értelmezése is változik gyártónként. A Philips a szabványos definíciót követi, ami szerint például egy négy szeletes készülék esetében, ha a szeletvastagság 5 mm és az asztal sebesség 20 mm, akkor a pitch értéke 1 (20 mm / 4x5 mm). Ezzel szemben a GE, a Siemens és a Toshiba szerint a pitch értéke 4 (20mm / 5 mm).

Egy jelentős probléma is adódott a detektorok szélességének megnövelésével. Ennek oka a csőből kilépő sugár geometriája. A fókuszról kilépő sugár a detektorok felé haladva egyre szélesebb lesz, tehát a különböző helyen lévő detektorokat érő sugárnyalábok nem lesznek párhuzamosak egymással és a vizsgálat síkjával. Ebből adódik az, hogy a cső-detektor rendszer egy körbefordulása alatt ugyanazt a struktúrát különböző detektor sor is láthatja, ami műterméket okoz a képen (26. ábra). A műtermékek

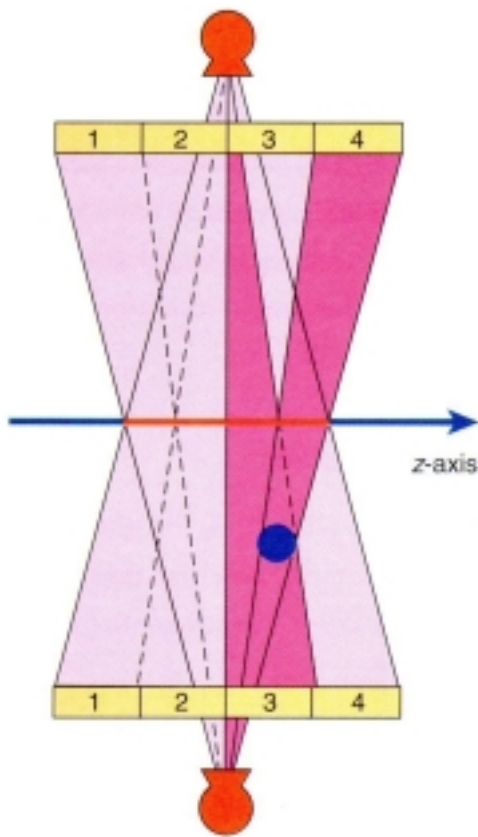


25. ábra

megjelenése növekszik a detektor sorok, a FOV és a pitch növelésével. Ez a műtermék különösen azokon a területeken jelenik meg, ahol a nagy sugárgyengítési különbségű szövetek síkja majdnem párhuzamos a vizsgálati síkkal, mint például a koponya alap, vagy a bordák (27. ábra).

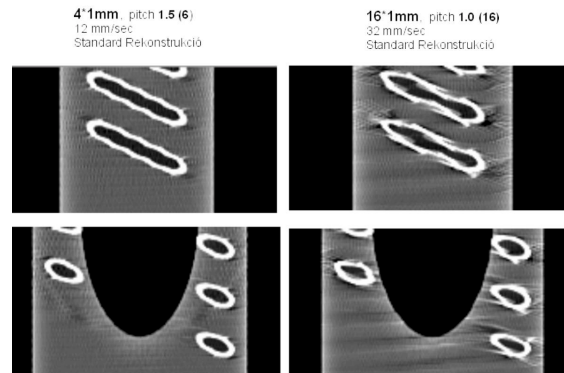
Egy másik problémát okoz, ha a pitch értéke 1-nél (4-nél) kisebb, mivel a különböző detektor sorok egymással átfedésben lévő adatokat nyújtanak, ami miatt rosszabb az adatgyűjtés határfoka. Ezzel összefügg az is, hogy a pitch-től függően változik az effektív szeletvastagság is. Ennek kiküszöbölése szintén gyártónként változik. A GE csak két pitch értéket enged választani, míg a Toshiba javasol bizonyos értékeket, de választható más is. A Siemens egy ún. adaptív axiális interpolációs eljárást alkalmaz, amelynek segítségével az effektív szeletvastagság függetlenné válik a pitch értékétől.

A négy szeletes készülékekben ugyanazt a képrekonstrukciós eljárást használják, mint a hagyományos spirál készülékeknél. A hagyományos spirál algoritmusok azon a feltételezésen alapulnak, hogy a csőből kilépő sugarak és a vizsgálat síkja párhuzamosak, és



26. ábra

figyelman kívül hagyják a röntgen csőből kilépő sugár geometriáját (cone beam effect). A négynél több szeletes készülékeknél már nem lehet ezt a hatást figyelmen kívül hagyni, mert műtermékek megjelenését okozza a képen. Erre a problémára is különböző megoldásokat alkalmaznak a gyártók. Például a Philips és a Toshiba különböző back projekciós eljárásokat dolgoztak ki, amivel csökkenthető a műtermékek száma. A Siemens a röntgen sugár síkjával párhuzamos rekonstrukciót végez, majd az így előállított adathalmazból tetszőleges síkú szeleteket lehet előállítani (adaptive multiple plane reconstruction). Más gyártók pl. GE korlátozzák a választható pitch értékeket, és ezekre optimalizálják az algoritmust.



27. ábra