# **ORVOSI KÉPFELDOLGOZÁS**

Máté Eörs

2011

1

# Az orvosi képalkotás és képfeldolgozás során figyelembe veendő szempontok

*A leképezés tárgya*: A vizsgálni kívánt személy, vagy valamely testrésze. Bár nagyon fontosak a laboratóriumi, szövettani, stb. vizsgálatok, a tárgyalásunk során általában nem fogunk olyan vizsgálatokkal foglalkozni, ahol a leképezés tárgya nem a vizsgált személyben van. Az ilyen képalkotó eljárásoknál mindig ügyelnünk kell arra, hogy a vizsgálatnak lehetőleg ne legyen egészség károsító hatása, vagy ha mégis van, akkor ez a hatás elhanyagolható legyen a vizsgálat diagnosztikus hasznával szemben.

*Leképezés*: A leképezés mindig valamilyen fizikai folyamat megfigyelésén alapul.

*Képfeldolgozás*: Jelen tárgyalásunkban képfeldolgozáson elektronikus számítógépen végzett képfeldolgozást értünk.

*Felismerés*: A felismerés történhet automatikusan, számítógépes program segítségével, vagy a leletező orvos által.

*Leletezés*: Általában a leletező orvos készíti. Megfogalmazza, hogy látott-e, és ha igen, akkor a normálishoz képest milyen elváltozásokat látott képen, képeken.

*Diagnosztizálás*: A diagnosztizáló orvos a különböző leletező eljárások és egyéb információ alapján felállítja a diagnózist, hogy a beteg milyen betegségben szenved.

*Terápia*: A kezelőorvos előírja, hogy mi kell történjen a beteggel a gyógyulása érdekében.

Mindenegyes lépésben információvesztés történik. Korrekt eljárás esetén egyik lépés után sem jelenhet meg olyan információ, amely az eljárás előző lépésében még ne volt jelen (pl. ha a betegnek nincs daganata, akkor a leképezés nem szolgáltathat olyan képet, amelyen daganat ismerhető fel). Joggal vetődik fel a kérdés: Miért nem hagyunk el bizonyos lépéseket az eljárásból? A válasz az, hogy a teljes folyamatban bekövetkező információvesztés minimalizálása a cél, és bármely rész elhagyása megakadályozná a minimális információvesztés elérését.

## A LEKÉPEZÉS FIZIKAI ALAPJAI

*Fény*: Felhasználható megtekintésre, fénykép vagy mikroszkópos felvétel készítésére.

**Röntgen sugárzás (x-ray)**: Röntgen 1895-ben fedezte föl, hogy a Croockes cső közelében elhelyezett fényérzékeny lemez becsomagolt állapotban is elfeketedik. Röntgen a jelenség alapos tanulmányozásával rájött, hogy ez fölhasználható a szervezet belső részeinek – elsősorban a csontrendszer – leképezésére. A technika azóta sokat fejlődött. A fejlődés fontos állomása, hogy 1963-ban megalkották a CT-t (Computed Tomography).

γ sugárzás: Radioaktív bomlás során az atommagból kilépő nagy energiájú elektromágneses sugárzás. Első orvosi alkalmazása Hevesy György nevéhez fűződik (1923). A γ sugárzás alapján

történő leképezés nagyot lépett előre azzal, hogy H. O. Anger, 1958) elkészítette az első γ kamerát. További jelentős lépés volt a SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) megalkotása.

*Pozitron sugárzás*: Bizonyos elemek radioaktív bomlását pozitron kibocsátás kíséri. A kibocsátott pozitron elektronokkal ütközve fokozatosan elveszíti a mozgási energiáját, majd kis sebességgel ütközve egy elektronnal a pozitron és az elektron a maga minőségében megsemmisül, energiává alakul, és ez az energia két egymással ellentétes irányba haladó γ foton formájában távozik. E két foton detektálásán alapul a PET (Positron Emission Tomography, 1962).

*Termográfia*: Minden test a hőmérsékletére jellemző spektrumú sugárzást (hőmérsékleti sugárzást) bocsát ki. A sugárzás spektrumának fölvételével hő-térképet készíthetünk a szervezetről. A gyulladásos területek melegebbek a környezetüknél, és ez elvi lehetőséget nyújt ezek fölismerésére. A továbbiak során ezzel a módszerrel nem foglalkozunk.

*Hang*: Az orvos hallgatózással meg tudja állapítani pl. a szív-billentyűk megfelelő működését, hurutos folyamatok meglétét, helyét, ki tudja kopogtatni a szív helyzetét, stb.

*Ultrahang*: Az ultrahang, csak a rezgésszámában különbözik a hangtól. Az ultrahang magas rezgésszáma jó irányíthatóságot tesz lehetővé. Az ultrahang különböző közegek határához érve részben visszaverődik, és ez alapján föltérképezhetők a szervezet belsejében lévő különböző szervek, szövetek, elváltozások.

*Mágneses rezonancia*: Erős mágneses térben az atommagok spinje csak párhuzamos vagy antipárhuzamos lehet a mágneses erővonalakkal. A két irányhoz eltérő energia szint tartozik. Megfelelő hullámhosszúságú rádióhullámokkal a spin az alacsonyabb szintű állapotból a magasabb szintű állapotba vihető. A rádió sugárzás megszűntetése után a spinek fokozatosan visszatérnek az alacsonyabb energia szintű állapotba, miközben rádiósugárzást bocsátanak ki. A rádiósugárzás erősségének, időbeli változásának feltérképezésével a szervezet kémiai, fizikai szerkezetéről kaphatunk képet. 1973-ban alkották meg az első mágneses rezonancia készüléket (**MR** – Magnetic Resonance, **NMR** – Nuclear Magnetic Resonance, **MRI** - Magnetic Resonance Imaging).

# ELEKTROMÁGNESES SUGÁRZÁS

Az elektromágneses sugárzás kvantumokban (foton) terjed. A kvantum jellemezhető a hullámhosszával, a frekvenciájával és a foton energiájával. A foton energiája egyenesen arányos a hullám frekvenciájával, és fordítva arányos a hullámhosszal.

A frekvenciatartomány jelentős része alkalmazható az orvosi gyakorlatban. Haladjunk a magas frekvenciától az alacsonyabb felé!

γ sugárzás	Nukleáris Medicina (NM), más elnevezése: izotóp diagnosztika
röntgensugárzás	röntgen készülék, CT
ultraibolya	kvarcolás
látható fény	a legkülönbözőbb területeken
infra vörös	Termográfia, hőtérképezés
rádióhullám	MR

Foton keletkezhet gerjesztés, radioaktív bomlás vagy pozitron megsemmisülés révén.

*Gerjesztés* történhet ionizáló, elektromágneses vagy részecske sugárzás, vagy hőmozgás hatására. Gerjesztés során egy elektront kilökünk valamely elektronhájról, ezt követőn az elektron pótlódik valamely külsőbb (magasabb energiájú) elektronhéjról vagy egy szabad elektronból. A többlet energia foton formájában kisugárzódik. A kisugárzott foton energiája attól függ, hogy melyik elektronhéjról löktünk ki elektront, és az honnan pótlódik.

A leképező eljárások fizikai folyamataiban a gerjesztéskor kilökött elektron, és az elektron pótlódását kísérő foton kibocsátás is kihasználható.

## Radioaktív bomlás lehet

<u>*Természetes radioaktivitás*</u> (spontán bomlás): az instabil atommag elbomlik, miközben  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ , pozitron,... sugárzást bocsát ki.

<u>Mesterséges radioaktivitás</u>: az atommagot nagy energiájú részecskékkel bombázzuk, az atommag átalakul. Ha az átalakult atommag instabil, akkor spontán módon bomlik.

*Pozitron megsemmisülés*: Ha egy pozitron nem túl hevesen ütközik egy elektronnal, akkor eredeti minőségükben megsemmisülnek, és két – egymással ellentétes irányba haladó 511 KeV-os γ foton keletkezik.



# Röntgen

#### Röntgen cső

A katódból izzítás hatására elszabaduló elektronok a katód negatív töltése miatt gyorsulva mozognak az anód felé, és nagy energiával csapódnak az anódba. Az anód atomjait ionizálják

(gerjesztés). Ha az anód feszültség elegendően nagy, akkor a katódból kiszabadult elektronok képesek a belső elektronhéjról elektront kilökni. A kilökött elektron egy külső pályáról pótlódik, miközben a pályák közötti energiakülönbségnek megfelelő, nagy energiájú foton keletkezik (röntgensugár, X-ray).

A kép gyengülés (attenuation) útján keletkezik:

Linear Attenuation Coeffitient (lineáris gyengítési együttható, LAC):



<u>Definíció</u>: Haladjon egy *e* energiájú foton merőlegesen egy az útjába helyezett egységnyi vastagságú homogén *t* szövet felé. Ha *p* annak a valószínűsége, hogy a foton elnyelődés nélkül halad át a szöveten, akkor

**LAC**:  $\mu_e^t = -\ln(p)$  (dimenziója: 1/cm)

pl.  $\mu_{73KeV}^{viz} = 0.19/cm$ 

Ha  $I_i$  az input és  $I_o$  az output foton sűrűség, akkor

 $\mu_{e}^{t} = -\ln(p) = -\ln(I_{o} / I_{i}) = \ln(I_{i} / I_{o}).$ 

Könnyű látni, hogy **LAC** valóban lineáris.



Általában a lineáris gyengülés (homogén közeg esetén) egyenlő a közeg vastagsága szorozva a lineáris gyengülési együtthatóval.

Különböző szövetek esetén:



**Relative Linear Attenuation** (relatív lineáris gyengítési együttható):  $\mu_e^t - \mu_e^a$ , ahol <sup>*a*</sup> a kalibráló szövet (általában víz vagy levegő).

Ha a sugárzás különböző szöveteken halad át, akkor a gyengülés mértékét integrál segítségével tudjuk meghatározni. Ennek belátásához a sugárzás útját osszuk föl rövid intervallumokra.



Legyen  $\mu_i = \mu(x_i)$ , akkor

$$\ln I_{S} - \ln I_{D} = \ln I_{0,in} - \ln I_{n,in} = \sum_{i=0}^{n-1} \left( \ln I_{i,in} - \ln I_{i+1,in} \right) = \sum_{i=0}^{n-1} \mu_{i} \Delta x_{i}$$

Ha  $\Delta x_i \rightarrow 0$ , akkor a jobb oldal integrálba megy át:

$$\ln I_{S} - \ln I_{D} = \int_{S}^{D} \mu(x) dx.$$

A kép gyengülés (attenuation) útján keletkezik.

A kép felvételének több módja lehetséges.

Azeredeti elrendezésben a kép filmen keletkezett. A leletezés a film alapján történt. A filmet elő kell hívni, az előhívás pénz és időigényes folyamat.



#### Eredeti elrendezés

Az első publikált röntgen kép



Későbbi elrendezés, hogy ne legyen szükség filmre:



A röntgen foton szcintillációs ernyőbe csapódása seregnyi gyengén kötött elektront lök ki a pályájáról. Ezen elektronok pótlódását láthatófény fotonok kibocsátása kíséri (szcintilláció). A szcintilláció parányi fényfelvillanásként figyelhető meg.

Ez az elrendezés lehetővé teszi a leletezést film nélkül, de hátránya, hogy az leletező orvost nagy sugárterhelés éri, és sötétben kell dolgozzon.

A szem a szcintillációs képernyőből kilépő fotonoknak csak töredékét képes érzékelni. Az érzékelés hatásfoka:

$$\eta_e = T_e rac{\Omega_e}{4\pi} = T_e rac{A}{r^2 4\pi}$$
 , ahol

 $T_e \approx 0.1$ , a retina hatásfoka,  $\Omega_e$  a pupilla térszöge a szcintilláció helyéről nézve, A a pupilla területe,  $r \approx 20 \ cm$ , az éles látás távolsága. Ezek alapján  $\eta_e \approx 10^{-5}$ , de  $10^{-7} - 10^{-8}$  a tipikus. Igaz, hogy egy tipikus szcintillációs ernyő kb.  $10^3$ -szorosan erősít, tehát N becsapódó röntgen fotonból kb.  $N.10^3$  láthatófény foton keletkezik (annak megfelelően, hogy egy röntgen foton kb. ezerszer akkora energiát hordoz, mint egy láthatófény foton) de ebből csak  $N.10^{-2}$  észlelhető.

#### Modern elrendezés:



#### Képerősítő:

A képerősítő alkalmazásával növekszik a megfigyelhető fotonok száma:

N röntgen fotonból kb.  $N.10^{-1}$  lép kölcsönhatásba a bemenő szcintillációs ernyővel. A bemenő szcintillációs ernyő kb.  $N.10^{2}$  láthatófény fotont bocsát ki, ez kb.  $N.10^{1}$  elektront vált ki a fotokatódból. Az elszabadult elektronokat az anód vonzó hatása nagy sebességre gyorsítja. Az elektrosztatikus lencserendszer fókuszálja az elektron nyalábot, majd nagy energiával csapodnak a fókusz mögött elhelyezett kimenő szcintillációs ernyőbe. A kimenő szcintillációs ernyőből kilépő kb.

 $N.10^4$  láthatófény foton kialakítja a fordított állású nagyított/kicsinyített képet. Ez kb. százszor annyi foton, mint amennyit a bemenő szcintillációs ernyőn figyelhettünk volna meg.



A képerősítő kimenő ernyőjére filmet is helyezhetünk. A kimenő ernyő lényegesen kisebb lehet, mint a bemenő, ezáltal a felvétel filmre rögzítése jelentősen olcsóbbá válhat.

Nem szükséges, hogy az orvos közvetlenül nézze a képerősítő kimenő ernyőjét, hanem az is lehetséges, hogy egy TV kamera vegye fel az ott kialakult képet, és azt akár egy másik szobában egy TV készüléken figyelje. Ezáltal minimálisra csökkenthető az orvos sugárterhelése.

Szóródás



**Koherens**: a foton egy atommaggal történő ütközés után változatlan energiával, de más irányban halad tovább.

**Fotoelektromos**: a foton egy erősen kötött elektront kilök a pályájáról. Az elektron kinetikus energiája eltűnik az anyagban. Az elektron hiány egy nagyobb energiájú pályáról pótlódik, miközben az energia többlet foton formájában kisugárzódik.

**Compton**: a foton gyengén kötött vagy szabad elektronnal ütközve energiájának és impulzusának egy részét átadja az elektronnak, kisebb energiával és a korábbi irányától eltérő irányban halad tovább.

Az egyes szóródás fajták aránya az anyagi minőségtől és a foton energiájától függ.

Ólom esetén:



A röntgen csőben a röntgen sugárzás fotoelektromos szórás hatására jön létre. Ha az anódba csapódó elektron elegendően nagy energiával rendelkezik, akkor képes a K elektronhéjról kilökni egy elektront, és a pótlódáskor röntgen foton keletkezik. Az anód anyagának megválasztásánál arra törekszenek, hogy a kilökött elektron mindig ugyanarról az elektronhéjról pótlódjon, és így ún. monoenergiás legyen a röntgen forrás.

Víz esetén (az emberi szövetek nagyon magas százalékban tartalmaznak vizet):



Jól látható, hogy a szokásosan alkalmazott energiák (70-200 KeV) és víz esetén gyakorlatilag csak a Compton szórás jön számításba. A szóródásának két káros hatása is van:

- Determinisztikus: Csökken a kontraszt.
- Statisztikus: Csökken a jel zaj viszony (Signal to Noice Ratio).

**Determinisztikus hatás**: Jelölje a szóródás mentesen áthatolt sugárzás intenzitását a háttéren  $I_{bg}$ és a vizsgált területen  $I_t$ . Ekkor a C kontraszt  $C = I_t / I_{bg}$ . Jelölje  $I_s$  a szórt sugárzást. A szórt sugárzást az egész képen egyenletesnek tekinthetjük: additív zaj. Szórt sugárzás jelenlétében a kontraszt csökken. Tegyük fel, hogy  $I_t$ , lényegesen nagyobb,  $I_s$ , akkor a kontraszt

 $I_t / (I_t + I_s) = C * (1 + I_s / I_t)^{-1}.$ 

A  $(1 + I_s / I_t)^{-1}$ -et kontraszt redukciós tényezőnek szokás nevezni.

**Sztochasztikus hatás:** Legyen N a nem szórt fotonok,  $N_s$  a szórt fotonok pixelenkénti számának várható értéke a háttéren, és  $\eta$  az érzékelés hatásfoka, akkor a vizsgált terület egy pixelén észlelt fotonok számának várható értéke (*jel*):  $C\eta N$ . A háttér egy pixelén észlelt fotonok számának várható értéke:  $\eta(N + N_s)$ . Mivel az észlelt fotonok száma Poisson eloszlást követ, a háttéren a szórás értéke (*zaj*)  $\sigma = \sqrt{\eta(N + N_s)}$ , tehát a jel-zaj viszony:

$$SNR = \frac{C\eta N}{\sqrt{\eta (N + N_s)}} = C \frac{\sqrt{\eta N}}{\sqrt{\eta (1 + N_s / N)}}.$$

**A szóródás hatásának kiküszöbölése energia diszkriminációval**: csak akkor lehetséges, ha a sugárzás monoenergiás, és a szórt sugárzás energiája lényegesen kisebb, mint a nem szórt sugárzásé, de ez ritkán teljesül.

#### A tárgy és a detektor közötti távolság növelésével:



Ebben az esetben az ernyőt érő szórt fotonok aránya csökken.



Sajnos ez a módszer csak párhuzamos sugárzás esetén használható. Pontforrás esetén a detektor felszínét növelni kellene (drága).

#### Kollimátor alkalmazásával:



A kollimátor nagy elnyelő képességű anyagból, általában ólomból készül. Amely foton a kollimátor falának ütközik, az elnyelődik. Az ábra három féle elrendezést mutat be: baloldalon ún. konvergáló kollibátor látható. A kollimátor vékony falú csövekből áll. Minden cső a sugárforrás felé néz, tehát azok a fotonok, amelyek szóródás nélkül haladnak át a vizsgált objektumon, általában akadálytalanul elérik a detektort. A szóródáskor a fotonok általában irányt változtatnak, így ezek a kollimátor falán elnyelődnek.

A középső elrendezésnél a forráshoz közelebbi kollimátoron csak egy vékony résen keresztül haladhatnak át a fotonok, amelyek szóródás nélkül átjutnak az objektumon, a második kollimátor résén is átjutva elérik a detektort, a szórt fotonokat a második kollimátor nagy valószínűséggel elnyeli. A kollimátorok egyenletes, de eltérő sebességgel mozognak úgy, hogy a sugárforrás és a két rés egy síkba essen.

A jobb oldali elrendezés hasonlít a középsőhöz, csak itt a második kollimátor helyett egy vonal detektor található. A vonal detektor folyamatosan továbbítja az információt egy számítógépnek.

#### Torzítás:



A bal oldali ábrán látható, hogy a tárgynak a detektorral párhuzamos része nagyítva áb<sup>r</sup>rázolódik. A középső részen a tárgy rövidülése tapasztalható. A jobb oldali ábrán a tárgy három párhuzamos és egymással megegyező méretű része közül a középső egyetlen pontba vetül, míg a jobb oldali rész esetén a vetületen a jobb és bal oldal fölcserélődik.

#### Nagyítás:



*d*: a forrás és a kép távolsága *z*: a forrás és a tárgy távolsága

A tárgy nagyítási faktora: M	(hasznos lehet)
A forrás nagyítási faktora: <i>m</i>	(egyértelműen káros)

A két faktor aránya: M/m = d/(d-z) = 1 + z/(d-z)

Ha a forrás, a tárgy és a kép egymással párhuzamos síkokban helyezkedik el, akkor a kép **konvolúcióval** keletkezik:

kép = < a forrás képe >  $\otimes$  < tárgy képe >

*Angiográfia:* Kontraszt (nagy elnyelő képességű) anyagot juttatnak a vérbe, így láthatóvá válik az érpálya.

*Subtraction (kivonásos) angiográfia:* Kontraszt anyag nélkül és kontraszt anyaggal is készítenek azonos pozícióban képet, majd a két képet kivonják egymásból.

Ahova nem jutott el a kontraszt anyag, ott a két kép megegyezik, a különbségük 0, tehát az érpálya a környezet zavaró hatása nélkül látszik.

**Súlyozott kivonás**: Az egyik képet egy 1-nél kisebb tényezővel megszorozzák, és azután végzik el a képek kivonását, ezáltal a környezet (pl. csontok képe) halványan megmarad. Ez sokszor segít az elváltozás szervezeten belüli helyének pontos meghatározásában.

Más képfeldolgozó eljárást ritkán alkalmaznak a röntgen képeken.



Subtraction (kivonásos) angiográfia. A három felvétel a kontraszt anyag bejuttatása után más-más időpontban (fázisban) készült, ennek megfelelően az egyes képeken a kontraszt anyag eltérő eloszlását láthatjuk. Pl. a bal-fölső képen jól láthatók a vesék. A jobb-alsó kép a fölötte lévő kép közepének a nagyítása. Ezen halványan láthatók a csigolyák, és jól látszik a bal vesét ellátó artéria kóros szűkülete.

# Tomográfia, rekonstrukció

*Diszkrét tomográfia:* A vetületeiből rekonstruálandó képen csak néhány egész érték fordulhat elő.

*Bináris képek rekonstrukciója:* A vetületeiből rekonstruálandó képen csak a 0 és 1 értékek fordulhatnak elő. Ilyen megszorítás mellett néha két vetület is elegendő a rekonstrukcióhoz.



Nem mindig egyértelmű



Kapcsoló komponens



Lehetőségek az egyértelműség biztosítására:

- Követelmények a rekonstruálandó alakzatra (pl. konvexitás)
- Több vetület megadása (kevésbé valószínű megfelelő kapcsoló komponens előfordulása)

Általában: Egy m\*n -es rekonstruálandó kép esetén m\*n ismeretlent kell meghatározni, az egyes pixelek elnyelő képességét. Minden vetület egy csomó egyenletet szolgáltat, amelyben csak ezek az ismeretlenek szerepelnek. Ha elegendően sok vetületünk van, az egyenletrendszer megoldható!

Problémák:

- Nagyméretű egyenletrendszert kell megoldanunk (iterációs eljárás).
- Az egyenletrendszer a mérési hibák miatt ellentmondásos, tehát megoldhatatlan. A hiba minimalizálása lehet a cél, ennek eléréséhez lineáris programozási módszerek alkalmazhatók.

# CT (COMPUTED TOMOGRAPHY, X-RAY-COMPUTED TOMOGRAPHY, SZÁMÍTÓGÉPES TOMOGRÁFIA, TOMOGRÁFIA)



Ez alapján a Radon transzformált:

$$[Rf](s,\vartheta) = g(s,\vartheta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s\cos\vartheta - u\sin\vartheta, s\sin\vartheta + u\cos\vartheta) du$$

A Radon transzformálthoz elegendő az integrált a forrás és a detektor között meghatározni, mert a függvény (az elnyelő közeg, a beteg) itt helyezkedik el.

A  $\mu(x, y)$  függvény Radon transzformáltja tetszőlegesen rögzített  $\mathcal{G}$  szög esetén méréssel meghatározható pl. az alábbi elrendezésben:



A fenti elrendezéssel nagyon hosszadalmas elegendő számú vetület meghatározása, ezért manapság a mellékelt elrendezést alkalmazzák.

A sugárforrás és a detektor szalag együtt fordul el. Minden pozícióban több egyenes mentén mérhető az elnyelődés. Ezeket az adatokat kell vetületekké rendezni.



Jelölje  $\varphi$  a sugárforrás két szomszédos helyzetének látószögét és  $\psi$  a detektor szalag két szomszédos detektorának s sugárforrásból mért szögét. Ekkor könnyű látni, hogy az *n*. detektor által mért érték  $g(s, \vartheta)$ , ahol  $s = r \sin \alpha$  és  $\vartheta = \alpha + \beta$ . Ily módon a sugárforrás egy helyzetében 2n + 1 mérést tudunk végezni. A mért értékeket táblázatba (sinogram) foglaljuk. Miután a sugárforrás mind az M helyzetében elvégeztük a mérést, a rekonstrukcióhoz elegendő irányú vetület elegendő számú értéke áll rendelkezésünkre.

A modern CT-kben kollimátort, referencia detektort és kompenzátort is alkalmaznak. Ezek és a detektor szalag együtt fordulnak el vizsgálat közben.

A kollimátor szerepe, hogy elnyelje a sugárzásnak azt a részét, amely nem a mérendő metszetben érné a beteget.

A sugárforrás és a referencia detektor közötti elnyelő közeg nem változik, ezért a sugárforrás intenzitása és a referencia detektor által mért intenzitás aránya konstans. Ez teszi lehetővé, hogy az elnyelődés meghatározásánál kiküszöböljük a sugárforrás intenzitásának időbeli ingadozását.

Matematikailag:

$$\int_{S}^{D} \mu(u) du = \ln(I_{S}(t)) - \ln(I_{R}(t)) + \ln(I_{R}(t)) - \ln(I_{D}(t)) = \\ \ln(I_{S}(t)/I_{R}(t)) - \ln(I_{S}(t)/I_{R}(t)) = C_{R} - \ln(I_{D}(t)/I_{R}(t)) = C_{R} + \ln(I_{R}(t)/I_{D}(t)),$$

ahol $\,C_{\scriptscriptstyle R}\,$ a készülékre jellemző gyári konstans.



A kompenzátor azt a célt szolgálja, hogy a detektor szalag minden detektora hozzávetőlegesen ugyanakkora mérési tartományban dolgozhasson. A látótér középső részén a sugárzást jobban elnyeli a beteg szervezete, mint a szélén, mert középen hosszabb távon halad a beteg szervezetében. Ezt ellensúlyozzák azáltal, hogy a kompenzátor középső része vékonyabb, mint a széleken. Matematikailag:

$$\int_{S}^{D} \mu(u) du = \int_{S}^{D} (\mu_{B}(u) + \mu_{C}(u)) du = \int_{S}^{D} \mu_{B}(u) du + C_{C}(\alpha),$$

ahol  $\mu_B$  a beteg,  $\mu_C$  a kompenzátor lineáris gyengítési együtthatója,  $C_C(\alpha)$  pedig a készülékre jellemző  $\alpha$  –tól függő gyári konstans.

#### Rekonstrukció

Gyakran alkalmazott megoldás az iteratív rekonstrukció. Ennek a lényege, hogy a mért vetületek alapján valamilyen eljárással létrehozunk egy modellt. A modellnek kiszámítjuk a vetületeit. Az így kapott és a mért vetületek eltérése alapján finomítjuk a modellt. A finomított modellnek is képezzük a vetületeit, és így tovább.

Ahhoz, hogy az iteratív rekonstrukció helyes eredményt adjon, nagyon lényeges, hogy a modell vetületeinek kiszámítása a pontosan tükrözze azokat a fizikai folyamatokat, amelyek a mért vetületek kialakulásához vezetnek.

A rekonstrukció analitikus módon is elvégezhető. Ennek végrehajtása az inverz-Radon transzformáción alapul. A Radon transzformáció elméletileg invertálható, de a hozzá szükséges matematika és a gyakorlati megvalósítás túlmutat e jegyzet keretein.

Annak érdekében, hogy a különböző CT készülékeken készült képek azonosan ábrázolják az azonos  $\mu$  értékeket, ezeket az értékeket Hounsfield – más néven CT – értékekre konvertálják. A kemény csont CT értéke 1000, a vízé 0, a levegőé –1000, a többi CT értéket lineáris interpolációval határozzák meg.

A CT képek értékelése legtöbbször közvetlenül a képek megtekintésével történik, azonban besugárzás tervezéshez a képek szegmentálására van szükség: meg kell határozni a besugárzandó területet (daganat), és alkalmanként akár több szervet, melyeket lehetőség szerint el kell kerüljön a sugárzás. A szegmentálást végezheti az orvos, de történhet számítógépes programmal is. Az alkalmazott szegmentálási módszerek megegyeznek a képfeldolgozásban általában alkalmazott módszerekkel.





### NUKLEÁRIS MEDICINA

Becquerel fedezte föl (1896), hogy az urán sók láthatatlan sugárzást bocsátanak ki. Kezdetben úgy gondolták, hogy a sugárzás erőssége csak az urán mennyiségétől függ. Később kiderült, hogy bizonyos urán sókra nem érvényes ez a megállapítás. I. Curie és Joliot kb. 10 tonna joachimtahli szurokércből mintegy 0.3 mg erősen sugárzó polóniumot és rádiumot vontak ki (1898).

I. Curie és Joliot 1934-ben fölfedezték a mesterséges radioaktivitást. Alumíniumot bombáztak  $\alpha$ részecskével, és közben atommag átalakulás történt, foszfor létrejöttét neutronsugárzás kísérte.

 $^{27}_{13}Al + ^{4}_{2}He \rightarrow ^{30}_{15}P + ^{1}_{0}n$ 

Ezen kívül pozitron sugárzás is kimutatható volt, még akkor is, ha az  $\alpha$  sugárzó testet eltávolították. A magyarázat az, hogy a keletkezett foszfor izotóp nem stabil, spontán módon bomlik:

 $^{30}_{15}P \rightarrow ^{30}_{14}Si + ^{0}_{1}e$ 

Radioaktív bomlás során általában  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ , pozitron, ... sugárzás keletkezik. Orvosi képalkotáshoz  $\gamma$  és a pozitron sugárzó izotópokat szokás használni. Az  $\alpha$  és  $\beta$  sugárzók terápiás célra használhatók.

Először Hevesy György (1885-1966) alkalmazott radioaktív izotópot 1923-ban az élő szervezetben zajló folyamatok nyomon követésére, eredményeiért 1943-ban Nobel díjban részesült.

A radioaktív izotópokat osztályozhatjuk a bomláskor kibocsátott foton energiája szerint. Ez alapján megkülönböztetünk

<ul> <li>lágy sugárzó:</li> </ul>	0 – 150 KeV
-----------------------------------	-------------

- közepes sugárzó: 150 450 KeV
- és kemény sugárzó: 450 KeV

izotópokat.

Radioaktív anyagban az időegység alatt bekövetkező bomlások számát a bomlástörvény írja le:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} = N_0 0.5^{t/T_{1/2}}$$
 ,

ahol  $N_0 = N(0)$ és N(t) a bomlási sebesség a t időpontban,  $T_{1/2} = \ln(2/\lambda)$  az úgynevezett felezési idő. A felezési idő alapján az radioaktív izotópokat a következő osztályokba szokás sorolni:

- ultra rövid: 50 perc
- rövid: 50 perc 4-5 nap
- közepes: 5-6 nap 60-70 nap
- hosszú: 70 nap –

Az egyik leggyakrabban alkalmazott izotóp a <sup>99m</sup>Tc (technécium 99 meta) bomlásakor keletkező foton energiája 141 KeV, tehát lágy sugárzó, felezési ideje kb. 6 óra, tehát rövid felezési idejű izotóp. Ugyanezek az adatok a <sup>113m</sup>In esetén 396 KeV és kb. 100 perc.

A beteget érő sugárterhelés szempontjából fontos az úgynevezett biológiai felezési idő, ami azt fejezi ki, hogy a beteg szervezetébe juttatott anyag sugárzása átlagosan mennyi idő alatt feleződik. A biológiai felezési idő lényegesen rövidebb lehet a fizikai felezési időnél, mert a sugárzó anyag a kilégzéssel, vizelettel vagy a széklettel távozhat a szervezetből. A beteget érő sugárterhelés szempontjából a biológiai felezési idő fontosabb, mint a fizikai.

A radioaktív izotópokat általában atomreaktorokban vagy ciklotronokban állíthatjuk elő. Orvosi alkalmazás szempontjából általában annál jobb egy izotóp, minél rövidebb a felezési ideje, de a rövid felezési idő megnehezíti az izotóp ellátást, ha nincs a közelben ciklotron. Néhány izotóp – köztük a <sup>99m</sup> Tc is – szerencsére generátor segítségével is előállítható. Ezeket az izotópokat generátor termékeknek szokás nevezni. A generátorok közös jellemzője, hogy lassan bomló radioaktív anyagot tartalmaznak, amelynek a bomlása során rövidebb felezési idejű radioaktív anyag keletkezik. A generátor szállítása nem okoz problémát, és viszonylag hosszabb időn keresztül biztosítja a laboratórium ellátását a rövidebb felezési idejű izotóppal.

#### <sup>99m</sup> Tc Generátor

A molibdén 99-es izotópja (<sup>99m</sup>Mo) viszonylag lassan bomlik, bomlásterméke a <sup>99m</sup>Tc. Fiziológiás sóoldattal ki lehet mosni a generátorból a technéciumot.



## γ foton detektálása:

- ködkamra (a legkorábbi),
- Geiger-Müller féle számláló,
- szcintilláció,
- félvezető.

Ha a légritka tartályban az A és B vetető között feszültséget növeljük, kezdetben nincs áram a két fegyverzet között. feszültséget növelve időnként áram impulzust észlelhetünk. Ennek az a magyarázata, hogy a cső belsejébe jutó nagy energiájú fotonok ionizációt hoznak létre. Mivel elég nagy a feszültség, az ion és az elektron nem tud újra egymásra találni, hogy semleges töltésű atommá egyesüljenek. Az elszabaduló elektronok a pozitív, az ionok a negatív töltésű fegyverzet felé indulnak, és eközben további atomokat ionizálnak. Amikor az így létrejött ion és elektron lavina eléri az A illetve B fegyverzetet, áramlökést tapasztalhatunk. A megszólalási pont közelében még kicsi a feszültség, hogy minden ionizáció hatására bekövetkezett ion lavina elérje a fegyverzeteket. A feszültség további növelésével platóhoz érkezünk, ekkor már minden ionizáció áramlökést produkál. Ha még tovább növeljük a feszültséget, akkor a proporcionális szakaszhoz jutunk, amikor már az elektromos tér is képes ionizációt létrehozni, és az így létrehozott ionizációk száma arányos a feszültségel.



Ma már nem használják az orvosi gyakorlatban.

#### Fotoelektron sokszorozó (PhotoMultiplier Tube, PMT):



A fotokatódból kilépő elektronok mindegyike átlagban 4-5 szekunder elektront vált ki a D<sub>1</sub> elektródából, amelyek hasonló hatást keltenek a D<sub>2</sub>, majd ... elektródákban. Az anódba az elsődlegesen kiváltott elektronok számának  $10^5 - 10^8$  – szorosa csapódik.

Kb. ugyanakkora jel keletkezik minden foton hatására.

A nukleáris medicínában szcintillációval összekapcsolva alkalmazzák.

Alapvetően két módszert alkalmaznak annak meghatározására, hogy honnan jött a sugárzás:

- Két detektor alkalmazása: Ha a két detektor majdnem egyszerre észleli a fotont (koincidencia), akkor a foton a két detektort összekötő egyenes mentén halad
- Árnyékolás alkalmazása (kollimátor). A kollimátor általában furatokkal ellátott ólom tömb. A kollimátor az egyes furatokon haladó fotonokat átengedi, a többit elnyeli. A furatok lehetnek párhuzamosak (parallel kollimátor), a detektor felől nézve összetartók (konvergáló kollimátor), és széttartók (divergáló kollimátor).

### Szcintillációs detektor:



Az árnyékolás és az alumínium lemez megakadályozza, hogy látható fény fotonok kívülről bekerülhessenek a detektorba. A  $\gamma$  fotonok is csak a kollimátor által meghatározott irányból juthatnak be (az alumínium lemezen gyakorlatilag elnyelődés nélkül átjutnak). A táliummal (Tl) szennyezett nátriumjodid (NaI) kristályt elérő  $\gamma$  fotonok szcintillációt váltanak ki. Az így keletkezett fotonok a PMT kimenetén áramlökést hoznak létre. A jel (impulzus) nagysága kb. arányos a PMT katódját ért fotonok számával, ami pedig a  $\gamma$  foton energiájával arányos. A differenciál diszkriminátor (DD) csak a megfelelő méretű jeleket engedi át (energia szelekció).

#### Holtidő:



Teljes felvételi idő:T,Detektált impulzus szám:N,Teljes holtidő:N $^*\tau$ Korrigált impulzus sebesség:N / (T-N $^*\tau$ ),Korrigált impulzus szám:T \* N / (T-N $^*\tau$ ).

A korrekció kb. 15 - 20% veszteségig elfogadható. Ennél nagyobb veszteség esetén egyéb hibák is föllépnek.

#### Üreges mérőhely:



Álló detektor:



divergáló kollimátor

Egy nagyobb tér rész teljes aktivitásának mérésére alkalmas (pl. renogáf a vese aktivitásának időbeli változásának mérésére).

#### Mozgó detektor (scanner):





A csont sűrűségének mérésére ennél a módszernél a sugár forrás és a detektor a mérés idejében azonos sebességgel mozog függőleges irányban, az alkart vízfürdőbe merítik. Ennek az az értelme, hogy a lágy szövetek és a víz elnyelési együtthatója megközelítőleg azonos, ezért a különböző magasságokban a detektor által mért intenzitás alapvetően csontnak az adott magasságban lévő vastagságától és a csont elnyelési együtthatójától, az utóbbi pedig a csont sűrűségétől – Ca tartalmától – függ.



A sugárforrás természetesen lehetne röntgen cső is. A fenti elrendezésnek előnye, hogy sugárforrásként hosszú felezési idejű izotóp alkalmazása esetén a mérés idejében a forrás intenzitása gyakorlatilag változatlan, ami röntgen cső esetén nehezen oldható meg. Manapság a csont sűrűséget legnagyobb pontossággal CT készülékkel szokás mérni.

Az alkar két csontja csőszerű (nem tömör), ezért csökken az intenzitás a csont széleitől a közepe felé. Az alábbi ábra egy homogén gyűrű elnyelődési képét mutatja be.



#### Gamma kamera elve

	Előny	Hátrány
Álló detektor	Jó időbeli felbontás	Nincs (rossz) térbeli felbontás
Mozgó detektor	Jó térbeli felbontás	Nincs (rossz) időbeli felbontás

Az alábbi táblázat az álló és mozgó detektor előnyét és hátrányát mutatja be.

A két detektor típus előnyös tulajdonságainak egyesítését valósítja meg a gamma kamera, feltalálója után (H. O. Anger – 1958) Anger kamerának is nevezik.

A gamma kamera működésének ismertetésénél először végezzük el gondolatban a következő kísérletet:

Módosítsuk a detektorunkat úgy, hogy a szcintillációs kristályhoz ne egy, hanem két fotoelektron sokszorozót illesszünk (PMT<sub>1</sub> és PMT<sub>2</sub>). Ezek közepe legyen az x<sub>1</sub> és x<sub>2</sub> koordinátájú pontban. Egy  $\gamma$  foton szcintillációt keltsen a kristály x koordinátájú pontjában.



Az ábrázolt  $\gamma$  foton esetén PMT<sub>1</sub> alig detektál szcintillációt, majdnem mindet PMT<sub>2</sub> detektálja.

Látható, hogy a két fotoelektron sokszorozó határa kivételével a becsapódó  $\gamma$  foton által kiváltott majdnem minden szcintillációt mindig egyetlen PMT detektálja.

Módosul a helyzet, ha a szcintillációs kristály és a fotoelektron sokszorozók közé fényvezető réteget helyezünk.



A PMT<sub>1</sub> illetve PMT<sub>2</sub> által észlelt energia: e<sub>1</sub> illetve e<sub>2</sub>,

A foton energiája:  $e = e_1 + e_2$ ,

A becsapódás helyének becsült értéke:  $x = (e_1 x_1 + e_2 x_2) / e$ .

Egy-egy gamma kamerában sok (kezdetben 19, majd 37, ...) PMT helyezkedik el, általában méh-sejt elrendezésben



#### Gamma kamera



A védő fólia a kollimátort védi a mechanikus sérülésektől.

A kollimátor furatokkal ellátott ólom tömb, amely csak a futatok irányából érkező fotonokat engedi át. Az alumínium lemez gyakorlatilag "átlátszó" a γ fotonok számára, de megakadályozza, hogy a látható fény fotonok a szcintillációs kristályra jussanak.

Gamma kamerával készült felvétel. A kép jobb szélén a színskála látható, egy pixelben mért aktivitás annál nagyobb, minél magasabban látható a pixel színe a színskálán. A kép a csukló ízület gyulladását mutatja.



#### Analóg kamera rendszer



Az ábra az első generációs kamera rendszert mutatja be. A kamerából kilépő jel a differenciál diszkriminátorba kerül. Ennek az a feladata, hogy megállapítsa, hogy az észlelt impulzus energiája megfelel-e az adott vizsgálat során alkalmazott radioaktív izotóp bomlásakor kibocsátott γ fotonok energiájának. Ha nem felel meg, akkor "elnyeli" ezt az impulzust, ez az impulzus nem vesz részt a képalkotásban. A legtöbb differenciál diszkriminátor lehetővé teszi, hogy több energia ablakot (az elfogadható energia minimuma és maximuma) jelöljünk ki. Ilyenkor az impulzusok begyűjtése minden energia ablakhoz külön kép területre történik.

Amíg a számítógéphez csatlakoztatott képernyők felbontása viszonylag gyenge volt, addig gyakran közvetlenül a differenciál diszkriminátothoz csatlakoztattak egy vagy több oszcilloszkópot (képernyőt), és az impulzus x, y pontján felvillanást generáltak. Volt olyan oszcilloszkóp, amelyet teljesen elzártak a külső fénytől egy polaroid kamerával együtt, amely folyamatosan fényképezte a képernyőt. Kifejlesztettek úgynevezett tartó csöves oszcilloszkópot is, amely megjegyezte a felvillanás helyét, és azt a helyet tartósan megvilágította.

A gamma kamera előnye akkor mutatkozik meg igazán, ha az impulzusok begyűjtése számítógép memóriájába történik, mert ekkor lehetőség van pontosan meghatározott idő intervallumokban, gyors egymásutánban sorozat felvételt készíteni, ami a szervezetben zajló folyamatok időbeli nyomon követését teszi lehetővé.

### Digitális kamera

A digitális kamera az impulzusok begyűjtése során bekövetkező torzítások kiküszöbölését teszi lehetővé, ezáltal az izotóp eloszlás pontosabb leképezése valósítható meg. Ehhez különböző kalibrációkat és korrekciókat kell alkalmazni.



Kalibráció: a mért eredmény összevetése az elméleti értékkel.

**Korrekció**: a mérési eredmény olyan módosítása, hogy a mérés az elméleti eredményt szolgáltassa.

**PMZ korrekció**: A fotoelektron sokszorozó által kibocsátott energia érték korrekciója. A kalibrációt a kamera minden fotoelektron sokszorozójával külön végzik el, általában analóg módon (nem digitálisan) potenciométerek megfelelő beállításával. A kamerát speciális felvételi módra állítják: a kiválasztott fotoelektron sokszorozó jelét vezetik a számítógépbe. A számítógép hisztogramot készít a beérkezett impulzusok energiájából. A hisztogram kb. normális eloszlást mutat, amelynek a maximuma az ismert elméleti értéknél kellene legyen. Ha az elméleti és a mért érték eltér, akkor a potenciométer állításával módosítják a mért értéket.



**Energia kalibráció**: Az impulzus energiájának meghatározására adott  $e = \sum e_i$  képlet csak közelítő értéket szolgáltat, a képlet hibája pixelenként – az egyes pixeleknek az egyes fotoelektron sokszorozókhoz viszonyított eltérő helyzete miatt – különböző lehet, ezért a kalibrációt minden pixelre el kell végezni.

A kalibrációhoz a felvétel két energia ablakon történik, a két energia ablak szimmetrikusan helyezkedik el az elméleti energiacsúcs mellett.

Egy tetszés szerinti pixelben az egyes energia ablakokon detektált impulzusok számát jelölje p<sub>1</sub> illetve p<sub>2</sub>. A pixelhez tartozó c korrekciós érték kezdetben 0. Ezt a korrekciós érték minden, az adott pixelben érkező impulzus energiájának értékéhez hozzáadódik még a differenciál diszkriminátorba érkezés előtt. Ezután nullázódik p<sub>1</sub> és p<sub>2</sub>, majd megkezdődik a begyűjtés.



Elméleti energiacsúcs

Bizonyos idő elteltével,

- ha p<sub>1</sub> szignifikáns módon nagyobb, mint p<sub>2</sub>, akkor c értékét egy meghatározott értékkel növelik, p<sub>1</sub> és p<sub>2</sub> értékét nullázzák,
- ha p<sub>1</sub> szignifikáns módon kisebb, mint p<sub>2</sub>, akkor c értékét egy meghatározott értékkel csökkentik, p<sub>1</sub> és p<sub>2</sub> értékét nullázzák,
- különben c, p<sub>1</sub> és p<sub>2</sub> értékét változatlanul hagyják,

és folytatódik a felvétel mindaddig, amíg a c értékek nem stabilizálódnak megfelelő mértékben.

A későbbiek során az így meghatározott korrekciós értékek alkalmazásával történnek a felvételek.

Megjegyzés: Nem szükséges az energia kalibráció minden végrehajtásánál a c értékek kezdeti nullázása, mivel egy ismételt kalibráció esetén a korábban meghatározott értékek általában jobb kezdőértéket szolgáltatnak, mint a 0.





**Linearitás kalibráció**: Az egyes impulzusok x, y koordinátáinak meghatározására adott  $x = \sum e_i x_i / e$  és  $y = \sum e_i y_i / e$  képlet is csak közelítő értéket szolgáltat. Egyenes képe általában nem egyenesnek adódik. A képlet hibája pixelenként – az egyes pixeleknek az egyes fotoelektron sokszorozókhoz viszonyított eltérő helyzete miatt – különböző lehet, ezért a kalibrációt minden pixelre el kellene végezni, erre azonban nincs lehetőség, ezért az a szokásos eljárás, hogy viszonylag sok pixelben meghatározzák a korrekciós értéket, a többi pixelben pedig bilineáris interpolációval kiszámítják.

A kalibráció ismert geometriájú rács leképezésével történik. Ez a rács egy ólom lemez, amelynek négyzetesen elhelyezkedő pontjaiban furatok találhatók. A rács pontosan illeszthető a kollimátor helyére. Az egyes rácspontok képe nem az elméletileg meghatározható pontokban keletkezik.



Különösen a széli részeken jól látható a geometriai torzítás.



A korrekciós érték az a (pixel helyzetétől függő)  $\Delta x$ ,  $\Delta y$  pár, amit hozzá kell adni a rácspont képének koordinátáihoz, hogy a képpont az elméletileg meghatározott helyre kerüljön.



**Homogenitás kalibráció**: Homogén sugárforrás leképezése esetén az egyes pixelekben azonos beütésszámot kellene kapnunk, pontosabban szólva – a folyamat statisztikus jellege miatt – az egyes pixelekben mért aktivitások között nem lehetne szignifikáns különbség, ez azonban általában nem teljesül. Mivel az izotóp diagnosztika alkalmazása során az orvosi vélemény sokszor a leképezett területen látható intenzitás értéken alapul, ezért a kamerának ezt a hibáját ki kell küszöbölni.

Homogén sugárforrás előállítása, és így a beszerzése is költséges, de alkalmazható helyette pontforrás is, ha elegendő távolságra helyezzük el a kamera felületétől. Kiszámítható, hogy ha a pontforrás legalább 6-szor akkora távolságra van a kamera felszínétől, mint a kamera átmérője, akkor a pontforrásból származó sugárzás intenzitása a kamera felszínének különböző pontjaiban 1 százaléknál kisebb mértékben térhet el.

A korrekció legegyszerűbben úgy végezhető el, hogy homogén sugárforrásról nagy beütés számmal készítünk felvételt, úgynevezett inhomogenitás képet. A nagy beütés szám azért szükséges, hogy pixel értékek relatív hibája kicsi legyen. A relatív hiba – mivel a beütés szám Poisson eloszlást követ – megegyezik a várható érték négyzetgyökének reciprokával. Úgy jutunk a korrekciós képhez, hogy az inhomogenitás kép átlagát elosztjuk az aktuális pixel értékkel. A továbbiakban végzett vizsgálat képein úgy tudjuk kiküszöbölni a kamera inhomogenitása okozta torzítást, hogy minden képet pixelenként megszorozzuk a korrekciós képpel.

Ennek a módszernek az a hátránya, hogy csak a felvétel befejezése után alkalmazható. Digitális kamerák esetén a korrekciót kissé módosított formában, felvételi időben hajtják végre. Ekkor is szükség van az inhomogenitás kép előzetes felvételére.

Az inhomogenitás kép pixel értékei. *n* a minimális érték, *N* egy tetszés szerinti pixel értéke.



Jelölje n az inhomogenitás kép minimumát, egy tetszés szerinti pixelben legyen az inhomogenitás kép értéke N, és legyen p = n/N. Mivel  $p \le 1$ , ezért valószínűségnek tekinthető. Vegyük észre, hogy ha ebbe a pixelbe érkező impulzusokat p valószínűséggel használtuk volna föl a kép alkotásához, akkor ebben a pixelben is n impulzust gyűjtöttünk volna be. Ezt a módszert alkalmazzák a digitális kamerákban: minden impulzust a beérkezés helyének megfelelő pixelhez tartozó p valószínűséggel használnak föl a kép alkotásához. Ehhez egy 0 és 1 volt közötti úgynevezett fűrészrezgést használnak: a feszültség 0 V-től egyenletesen emelkedik 1 V-ig, majd hirtelen visszaesik 0 V-ra.



Az impulzus érkezésének pillanatában a fűrészrezgés értéke p valószínűséggel kisebb, mint p, tehát az impulzust akkor engedik tovább, ha a fűrészrezgés értéke p-nél kisebb, különben törlik.

Ha *n* értéke túlságosan kicsi, akkor nagy a kamera inhomogenitása, ezért műszeres beállítás szükséges.

## Minőség ellenőrzés/biztosítás (Quality Control, QC):

A kamera a széli részeken viszonylag erősen torzít, ezért ez a rész gyakorlatilag nem használható. Fontos paramétere a kamerának a használható látó mező: **UFOV** (Useful Field Of View). A kamera a legjobb minőségű képet a középső részen szolgáltatja: **CFOV** (Central Field Of View). A kamera minőségét jellemző paramétereket általában mindkét területen meg szokás adni. Az alábbiakban felsoroljuk a legfontosabb minőségi jellemzőket. **Érzékenység**: Azt mondja meg, hogy a kamera felszínét érő γ fotonok (DPM: Dot Per Minute, percenkénti beütés szám) hány százalékát érzékeli a gamma kamera (CPM: Count Per Minute, percenkénti detektált beütés szám): 100\*CPM / DPM %. Meghatározása úgy történik, hogy ismert aktivitású radioaktív izotópot helyeznek meghatározott távolságra a kamera felszínétől, és felvételt készítenek róla. Kiszámítható, hogy percenként hány γ foton éri el a kamera felszínét (DPM), a felvételen pedig megszámolható, hogy ebből percenként hányat detektált a kamera (CPM).

**Feloldóképesség**: Szemléletesen azt fejezi ki, hogy két pontforrás milyen távolságra kell legyen egymástól, hogy a felvételen elkülöníthetők legyenek.

Egy pontforrás képe nem egyetlen pixel, hanem egy két dimenziós Gauss eloszlásnak megfelelő "elmosódott folt".

Pontforrás képét PSF-nek (Point Spread Function, pont válasz függvény), vonalforrás képét LSFnek (Line Spread Function, vonal válasz függvény) nevezzük.



Az elmosódottságot pont- vagy vonalforrás képen mért fél (**FWHM**: Full Width at Half Maximum) és a tized érték szélességgel (**FWTM**: Full Width at Tenth Maximum) szokás jellemezni.

Részletesebb információt szolgáltat a kamera feloldóképességéről az úgynevezett Modulációs Transzfer Függvény (**MTF**). Ennek meghatározásához különböző  $\omega$  értékek mellett felvételt kell készíteni  $a + b\cos(2\pi\omega x)$  alakú eloszlásnak megfelelő fantomokról. Ilyen fantom elkészítése meglehetősen költséges lenne, de egyszerűen szimulálható megfelelően változó sebességgel mozgatott y(x) irányú vonalforrás segítségével. Az ilyen forrás képe elméletileg  $aK_{\Phi} + bM_{\Phi}\cos(2\pi\omega x - P_{\Phi}(\omega))$  alakú, ahol  $\Phi$  a leképező rendszert jelöli.

 $M_{\Phi}$  a Modulációs Transzfer Függvény (MTF)



A leképezés erősítő, ha $K_{\Phi}>1$ , és gyengítő, ha $K_{\Phi}<1$  .

 $M_{\Phi}$  a Modulációs Transzfer Függvény (MTF) kis  $\omega$  értékek (nagy kiterjedésű homogén aktivitású terület) esetén  $\approx$  1, nagy  $\omega$  értékek (a feloldó képesség határán lévő apró részletek)

esetén  $\approx 0.$ Egy kamera annál jobb feloldóképességű, minél nagyobb tartományon magas MTF értéke.

 $P_{\Phi}$ : PTF (Fázis Transzfer Függvény). A legtöbb képalkotó berendezés esetén  $P_{\Phi} \approx 0$ . A fázis transzfer függvény a jel feldolgozásban, a jel továbbításában játszik komoly szerepet.

**Linearitás**: Azt fejezi ki, hogy az egyenes képe mennyire tér el az egyenestől. Két féle linearitást szokás megadni:

- *x* és *y* irányú egyenes képére *y* illetve *x* irányú egyenest illesztenek, és meghatározzák, hogy mekkora a kép és az illesztett egyenes maximális távolsága,
- *x* és *y* irányú egyenes képe milyen mértékben tér el az egyenes elméleti képétől (ez utóbbi érték természetesen általában nagyobb, mint az előző).

**Uniformitás**: Azt fejezi ki, hogy homogén sugárforrás képe mekkora eltérést mutat a vizsgált tartományon. Formulával kifejezve: (Max - Min)/(Max + Min), ahol Max: a maximális, Min: a minimális beütésszám a tartományon.

## Integrál uniformitás: a tartomány UFOV vagy CFOV.

**Differenciál uniformitás**: a tartomány 5 egymás melletti (*x* irányú) vagy egymás alatti *y* irányú) pixel. A tartomány végigfut **UFOV**-on illetve **CFOV**-on, és venni kell a maximális uniformitás értéket. Sokszor külön megadják az *x* és *y* irányú differenciál uniformitás értéket. Ha csak egy értéket adnak meg, akkor az a két érték közül a nagyobbik.

(	6		120%		
	FL	DOD FIELD	80% UNIFORM	ITY	
	Cen	ter: ( 31	.50, 31	.50)	
	Radius	Counts	Mean	Integ. D Unifor	iffer. mity
UFOV	26.60	24324578	10957	4.09	2.44
CFOV	20.08	13918481	10942	3.98	2.44
Unif_(	2	86-Jun-9	5 Co57-FI	at_Source	al l

Uniformitás kép az integrál és differenciál uniformitás adataival.

#### Statikus vizsgálatok

Olyan esetekben, amikor a szervezetbe juttatott radioaktív készítmény (radiofarmakon), eloszlása hosszabb időszak alatt nem mutat változást, úgynevezett statikus vizsgálatot szokás készíteni. Ilyenkor a kamera egy vagy néhány beállítása mellet néhány perces felvételt szokás készíteni annak érdekében, hogy a jel-zaj viszony minél kedvezőbb legyen.

### Mellékpajzsmirigy vizsgálat

Sajnos nem ismert olyan radioaktív készítmény, amely dúsul a mellékpajzsmirigyben, de nem dúsul a pajzsmirigyben, ezért a mellékpajzsmirigy a nukleáris medicina módszereivel közvetlenül nem vizsgálható a pajzsmirigy zavaró hatása nélkül. A megoldást az szolgáltatja, hogy olyan viszont van, amely csak a pajzsmirigyben dúsul, és olyan is, amely mindkettőben. Mindkét készítménnyel felvétel készül a betegről, és a két felvétel megfelelő súlyozott kivonása eltünteti a pajzsmirigy zavaró hatását.

Először Tl-mal jelölt farmakonnal készítünk felvételt. Ennél a felvételnél az aktivitás a pajzsmirigyben és a mellékpajzsmirigyben jelenik meg. Ezután – a beteg elmozdulása nélkül –Tcmal jelölt farmakont juttatunk a beteg szervezetébe. Miután ez dúsult a pajzsmirigyben, készítünk egy újabb felvételt. Mivel a Tl és a Tc jelentősen eltérő energiájú γ sugárzást bocsát ki, az energia ablak beállításával elérhető, hogy a második felvétel a Tc eloszlásáról készüljön.

Vezessük be a következő jelöléseket:

- $F_1$ : Tl felvétel (aktivitás a pajzsmirigyben és a mellékpajzsmirigyben),
- **F**<sub>2</sub>: Tc felvétel (aktivitás a pajzsmirigyben).

**p**<sub>1</sub>, **p**<sub>2</sub>: az (x, y) koordinátájú pixel értéke a megfelelő képen.

Képezzük pixelenként a  $p = A (p_1 - B p_2)$  különbséget. A és B alkalmasan választott konstans.



Jelölje p<sup>+</sup> a p pozitív részét (p<sup>+</sup> = p, ha p > 0, különben 0), p<sup>-</sup> a p negatív részét (p<sup>-</sup> = -p, ha p < 0, különben 0).
A és **B** választása akkor megfelelő, ha az  $F^+$  és  $F^-$  képen a pajzsmirigy vetületében csak zaj marad, azaz ha a pajzsmirigy vetületében mindkét képen kis (kb. egyforma) intenzitás látszik.

A-nak a szerepe csak az, hogy a kevésbé aktív területek is jól látszódjanak.

# ROI (Region Of Interest – érdekes terület)

Legyen **T** olyan terület, ahova nem vetül mellékpajzsmirigy, csak pajzsmirigy. A pajzsmirigy vetületének középső tartománya ilyen terület.

 $S_1$  illetve  $S_2$  a T terület teljes aktivitása  $F_1$ -en illetve  $F_2$ -n. Ekkor  $B = S_1 / S_2$  jó választás a mellékpajzsmirigy tanulmányozására a pajzsmirigy zavaró hatása nélkül.

## Szívizom perfúzió (vérátfolyás)

Vérátfolyáson a szerv/szövet egy cm<sup>3</sup>-én egységnyi idő alatt átáramló vér mennyiségét értjük. Amennyiben csökken valamely szerv vagy annak valamely részének a vérátfolyása, az a szerv vagy annak részének csökkent mértékű működését vonja maga után. Ha erősen csökken a vérátfolyás, és ez az állapot tartósan megmarad, az érintett rész elhalását (infactus) eredményezheti. Ezért fontos az egyes szervek vérátfolyásának vizsgálata.

Van olyan radioaktív készítmény, amelyből a szívizom a rajta átáramló vér mennyiségével arányos mennyiséget köt magához. Ilyen készítménnyel vizsgálható a szívizom vérátfolyása.

Az elkészült felvétel az ábrán látható struktúrát mutatja.



## Goris – Watson féle háttér levonás

A bal kamrai szívizom vérellátásának megítélését zavarja az inhomogén háttér aktivitás. A Goris-Watson féle háttér levonás a szívizmot körülvevő szövetek aktivitását figyelembe véve állapítja meg a háttér aktivitását.

Jelöljünk ki a balkamra körül egy konvex területet. A területen belüli (x, y) ponton át húzzunk egy az x illetve az y tengellyel párhuzamos egyenest. Ezek az egyenesek négy pontban metszik a konvex terület határát. Ezekben a pixelekben mért aktivitást jelöljük a, b, c és d-vel. Az (x, y)pont az egyenesek tartományon belüli részét két-két szakaszra osztja. Jelölje ezeket  $x_1$ ,  $x_2$  illetve  $y_1, y_2$ .



Az (x, y)koordinátájú ponthoz képezzük a következő súlyokat:

$$w_a = y_2 / y_1 + 2$$
,  $w_b = x_1 / x_2 + 2$ ,  $w_c = y_1 / y_2 + 2$ ,  $w_d = x_2 / x_1 + 2$ 

Ezután az (x, y) pontban a háttér szintet a

$$(a w_a + b w_b + c w_c + d w_d)/(w_a + w_b + w_c + w_d)$$

formulával állapítjuk meg. A háttér levonás során a konvex tartományon kívül és a tartomány határán minden pixel értékét 0-ra állítjuk, a tartományon belül pedig a különbséget írjuk, de ha a különbség negatív, akkor 0-t.

#### Cirkumferenciális profil görbe

A szívizom különböző területein mért aktivitás a Goris-Watson féle háttér levonás után is jelentős mértékben eltérő még abban az esetben is, ha a szív vérellátása egészséges, ezért a finomabb eltérések észleléséhez szükség van a vizsgált és az egészséges szív vérellátásának összehasonlítására. Ezt a célt szolgálja a cirkumferenciális profil görbe.

Az elkészült képen jelöljük ki a balkamra *O* középpontját, és kössük össze a balkamra C csúcsával. Ezután keressük minden *O*-ból kiinduló sugár mentén a maximális (átlagos, …) értéket az *r*, *R* sugarú körgyűrűben, ahol *R* az *OC* távolsággal egyenlő, *r* pedig *c\*R*, ahol *c* egy 1-nél kisebb konstans.



A  $\varphi$  szöget azért mérjük *C*-nek az *O*-ra vonatkoztatott tükörképétől, mert az a pitvar és kamra közötti rész, így ott nincs szívizom.

A bal kamra természetesen 3 dimenziós, ezért az *O* pontba is vetül szívizom. A maximális érték keresésénél azért zárjuk ki az *r* sugarú kört, hogy nagyon alacsony vérátfolyás esetén ne az *O* pont környékén talált érték szolgáltassa a maximumot.

Egészséges szívek cirkumferenciális görbéiből normál anyagot állítottak elő, amellyel az összehasonlítás egyszerűen megtörténhet.



A sárga görbe a normálisnak tekinthető görbe alsó határa. Ahol az aktuális görbe a normális alsó határa alatt fut, ott a különbség foltként jelenik meg. A folt vízszintes kiterjedése a kóros vérátfolyású terület nagyságát, a függőleges kiterjedése pedig a vérátfolyás csökkenés mértékét mutatja.

# DINAMIKUS VIZSGÁLATOK

A betegről az aktivitás beadása után azonos felvételi irányból egy kép sorozat készül. A kép sorozat az aktivitás eloszlásának időbeli változását mutatja, miáltal valamely, a szervezetben zajló folyamat nyomon követésére nyílik lehetőség. Ennek egy szokásos alkalmazása a vese működésének vizsgálata.

# Renográfia

A szervezetbe juttatott radiofarmakont a vese kiválasztja, majd a vizelettel együtt a hólyagba kerül. A nem megfelelő kiválasztásnak több oka lehet, hogy csak néhányat említsünk: rossz a vese vérellátása, nem jól működik a vese kiválasztó funkciója, vizelet elfolyási akadály (pl. vesekő vagy más térszűkítő folyamat). Ez utóbbi két probléma vizsgálható renográfiával. A hagyományos renográfia esetén álló detektorokat alkalmaztak, újabban ez a módszer háttérbe szorult a kamerával végzett renográfia mellett. A felvételi idő alatt a beteg a függőleges helyzetbe forgatott kamera előtt ül. A folyamatot zavarja a háttér aktivitás, ezért a vesén, és a hólyagon kívül olyan területet is ki szoktak jelölni, amely a folyamat szempontjából háttérként viselkedik.



CPS (Count per Second) a másodpercenkénti, CPM (Count per Minute) a percenkénti beütés számot jelenti.

A kijelölt területekhez úgynevezett idő-aktivitás görbe készül. Ennek két módja is van: a ROI-k fölötti teljes és a pixelenkénti átlagos aktivitás alapján. Mindkét módszernek van előnyös és hátrányos oldala. Ha a teljes aktivitás alapján készült a görbe, akkor jól látszik, milyen mértékben vesz részt a kiválasztásban a két vese, ez alapján eldönthető, hogy egy súlyosan beteg vesét eltávolítva a másik el tudja-e látni a kiválasztást, de ha az egyik vese lényegesen kisebb, mint a másik, akkor nehéz megítélni, hogy a kisebb vese a méretének megfelelően vesz-e részt a kiválasztásban. Pixelenkénti átlag alapján készült görbék esetén a helyzet fordított. Nem jól látszik, hogy melyik vese milyen mértékben vesz részt a kiválasztásban, de jól megítélhető, hogy a kisebb vese megfelelően működik-e.

A görbéken általában háttér levonást szokás alkalmazni. Pixelenkénti átlag alapján készült görbék esetén ez a háttér görbe kivonása a többi görbéből, majd az esetleg negatív értékek 0-val való helyettesítése. Ha a görbék a teljes aktivitás alapján készültek, akkor figyelembe kell venni a ROI-k területét is. Ha *T* jelzi a ROI,  $T_{BG}$  a háttér területét, *G* a görbe,  $G_{BG}$  a háttér görbe értékét, akkor a  $G_{C}$  héttér korrigált görbe:  $G_{C} = G - G_{BG} * T / T_{BG}$ .

Az orvos számára fontos kvantitatív jellemzők:

 $T_{\rm max}$  : a görbe maximális értékéhez tartozó idő.

Index: a görbe integrálja a maximum eléréséig.

 $T_{\!\!1/2}\!:$ a görbe leszálló szárához tartozó felezési idő. Ennek megállapításához

exponenciális függvényt kell illeszteni a vese fölött készült görbe leszálló ágához.



#### Clearance (tisztulás, klírensz)

A klírensz az időegység alatt ürített, a plazmakoncentráció egységére vonatkoztatott anyagmennyiség. Ha *U* az 1 *ml* vizeletben, *P* az 1 *ml* plazmában foglalt anyagmennyiség és *V* az időegység alatt ürített vizeletmennyiség, akkor a *C* klírensz:

$$C = \frac{U * V}{P} \frac{ml}{min}$$

A klírensz érték azt mondja meg, hogy bizonyos anyag (alkohol, kábítószer, ...) milyen sebességgel ürül ki a szervezetből. Ennek meghatározásához aktivitás méréseket kell végezni kamerán és üreges mérőhelyen is.

Mivel a szükséges méréseket különböző időpontokban végezzük, az összes mérési eredményen bomlás korrekciót kell végrehajtani. A bomlás korrekcióval kapott érték ugyanaz, mintha az összes mérést a t = 0 időpontban végeztük volna. Ha a  $t = t_1$  időpontban mért aktivitás  $N_1$ , akkor a bomlástörvény alapján  $N_1 = N_0 0.5^{t_1/T_{1/2}}$ , ahol  $N_0$  az az aktivitás, amit a t = 0 időpontban mértük volna. Innen  $N_0 = N_1 0.5^{-t_1/T_{1/2}} = N_1 2^{t_1/T_{1/2}}$ . A továbbiakban aktivitáson a bomlás korrigált aktivitást értjük.

kamera		üreges mérőhely			
Teli fecskendő	$C_0$				
Teli – Standard	$C_1$				
		Standard D ml -re hígítása után 1 ml	S		
Aktivitás beadás, renográfia,					
Üres fecskendő	<i>C</i> <sub>2</sub>				

A teli fecskendő aktivitását megmérjük a kamerán:  $C_0$ , ezután az aktivitás kb. felét lombikba fecskendezzük, a megmaradt aktivitás is megmérjük a kamerán:  $C_1$ , a lombikba fecskendezett aktivitást D ml-re hígítjuk, majd ennek 1 ml-ének aktivitását megmérjük az üreges mérőhelyen.

A maradék aktivitást beadva valamilyen vizsgálatot végezhetünk, pl. renográfiát.

A vizsgálat végeztével, a kamerával lemérjük az üres fecskendő aktivitását.

A továbbiakban azt fogjuk meghatározni, hogy mennyinek mértük volna az üreges mérőhelyen a betegnek beadott *Ba* aktivitást. A teljes standard *St* aktivitása *St* = *D* \* *S* . *Ba* -t a kamerán  $(C_1 - C_2)$ -nek, *St* -t pedig  $(C_0 - C_1)$ -nak mértük, tehát fölírható a *Ba* :  $(C_1 - C_2) = St$  :  $(C_0 - C_1)$  aránypár. Innen *Ba* = *D* \* *S* \*  $(C_1 - C_2)/(C_0 - C_1)$ 

A plazma koncentrációját elméletileg  $A_0 e^{-kt}$  alakú függvény írja le, de nem ismerjük sem  $A_0$  -t, sem k-t. Ezek meghatározásához a  $t_1$  és  $t_2$  időpontban vért veszünk a betegtől, és az üreges mérőhelyen meghatározzuk a plazma 1 ml-ének  $A_1$  és  $A_2$  aktivitását, ezeket az értékeket behelyettesítve és véve a két egyenlet logaritmusát, kapunk:  $\ln(A_1) = \ln(A_0) - kt_1$  és  $\ln(A_2) = \ln(A_0) - kt_2$ véve a két egyenlet különbségét, átrendezve kapjuk:  $k = (\ln(A_1) - \ln(A_2))/(t_2 - t_1).$ 

*k* ismeretében  $A_0$  meghatározható:  $A_0 = A_1 e^{kt}$ .

Azt a teret, ahol a beadott aktivitás eloszlik (a keringő plazma) megoszlási térnek nevezzük, ennek a térfogata:  $V = Ba / A_0$ , a klírensz pedig: C = V \* k ml.

Ha V ismert (más mérésekből ismert lehet), akkor a  $Ba = A_0 * V$  összefüggés alapján a vérplazma alkohol, kábítószer, … koncentrációjának két időpontban történő utólagos mérésével meghatározható, hogy egy adott időpontban mekkora volt a vér alkohol, kábítószer, … tartalma és koncentrációja.

**Megjegyzés**: Láthattuk, hogy a klírensz meghatározásához nem volt szükség a renográfia végrehajtására, de beadásra került a radiofarmakon, így a beteg számára a vizsgálat elvégzése nem jelet többlet terhelést.

## Bal-jobb shunt mérése

Magzati korban a tüdő is csak a vérből tud oxigénhez jutni, ezért a szív bal és jobb oldalát elválasztó szeptum még nem fejlődik ki, így a vér szabadon áramlik, keveredik a szív két fele között. Ez biztosítja, hogy a tüdő és a szervezet egyaránt friss vérhez jusson.

Születés után ez az állapot már nem kívánatos, és az esetek többségében záródik a szeptum, ezután már nem keveredik a kis és nagy vérkör vére. Fejlődési rendellenesség következtében előfordul, hogy a szeptum nem záródik teljesen. Ilyenkor abból a szív-félből áramlik a megmaradt résen a vér, amelyben nagyobb nyomás alakul ki. Ez alapján beszélhetünk bal-jobb illetve jobb-bal shunt-ről. Mivel a nagyvérkörnek nagyobb az ellenállása, ezért a bal kamra izma erősebb, így a bal-jobb shunt a gyakoribb, a továbbiakban ezzel fogunk foglalkozni.

A bal-jobb shunt mérése álló detektorral is elvégezhető, mégis a kamerával végzett vizsgálatot fogjuk bemutatni.

Talán meglepő, de nem a szív, hanem úgynevezett perifériás (nagy eret nem tartalmazó) tüdő terület fölött történik a mérés. Mivel nagyon gyorsan zajló folyamatot kell nyomon követnünk, ezért gyors dinamikus vizsgálatot kell végeznünk (legalább egy kép másodpercenként).

Az aktivitást hirtelen adják be vénán keresztül (bólus). Az aktivitás a jobb szív-félbe, onnan a tüdőbe, majd a bal szív-félbe, és a nagyvérkörbe kerül.



Ha a vér nem térne vissza a perifériás tüdő terültre a vérkeringés során, akkor az aktivitás elméletileg az  $y = a(t - t_0)^b e^{-c(t-t_0)}$  gamma függvény szerint alakulna. Mivel a vér idővel visszatér, ezért csak a görbe kezdő szakasza ilyen lefutású. A tüdő görbe kezdeti szakaszához *a*, *b*, *c* és  $t_0$  meghatározásával gamma görbét illesztünk. Meghatározzuk a tüdő és az illesztett görbe különbségét.

Ha a betegnek bal-jobb shunt-je van, akkor a tüdőből a bal szív-félbe került vér egy része átjut a jobb szív-félbe, és onnan újra a tüdőbe. A shunt-ön keresztül visszatért vér lényegesen előbb jelenik meg a tüdőben, mint a nagy vérkörön keresztül érkező, ezért a különbség görbe korai szakaszán megjelenő emelkedésért a shunt a felelős. A különbség görbe emelkedni kezdő szakaszához is gamma görbét illesztünk.

A shunt mérete a két illesztett görbe alatti terület ( $T_1$  és  $T_2$ ) alapján határozható meg:

$$(T_1 + T_2)/T_1 = 1 + T_2/T_1.$$

Az 1.2 alatti értéket nem szokás kórosnak tekinteni.

A vér első átfolyását reprezentáló 16 kép



Egy kiválasztott kép és a kijelölt ROI-k

Idő/aktivitás görbék

Ha az aktivitás beadása nem elég gyorsan történik, akkor az eljárással a shunt valódi értékénél nagyobb értéket kapunk, ezért egy kis ROI-t szokás kijelölni a vénára a szív közelében. Ha az ehhez a ROI-hoz tartozó görbe hosszú ideig magas, akkor az a vizsgálat a shunt mérésére nem alkalmas.

# EKG-val kapuzott (ECG gated) szív vizsgálat

A szív gyors mozgása miatt a mozgás egyes fázisainak izotópdiagnosztikai vizsgálattal történő közvetlen leképezése nem lehetséges. Közvetett leképezését az teszi lehetővé, hogy a szív működése megközelítőleg periodikus. Az egyes periódusok fölismerése az EKG úgynevezett R hulláma alapján lehetséges. Az R hullám indítja meg a kamrai összehúzódást, bizonyos elvezetésben a többi EKG hullámnál lényegesen magasabbra szökik, ez teszi lehetővé az egyszerű automatikus fölismerését.

A vizsgálat megkezdése előtt a program megállapítja a leggyakoribb R-R időt, és azt annyi részre osztja (*n*), ahány különböző fázisú képet szeretnénk készíteni. Általában *n* kettő valamely hatványa (16, 32 vagy 64). A program ennyi kép számára foglal helyet, és a teljes területet kinullázza. Ez után indulhat a felvétel.

Az EKG R hulláma megszakítást okoz, a program az 1. kép helyére kezdi gyűjteni az impulzusokat. Miután az egy fázishoz tartozó idő letelt, újabb megszakítás következik be, és a begyűjtés a következő kép helyén folytatódik. Ha az *n*. kép begyűjtése is megtörtént és még nem érkezett újabb R hullám, akkor az újabb R hullám érkezéséig szünetelteti a begyűjtést.



Ha olyan radiofarmakont alkalmazunk, amely az érpályában marad, akkor ezzel a módszerrel akár több száz szívciklus alatt is folytathatjuk a begyűjtést, ami biztosítja az egyes képeken az elfogadható jel-zaj viszonyt.

Gyakran előfordul, hogy lényegesen előbb érkezik újabb R hullám, mint ahogy az normálisan várható lenne, ezt a jelenséget extra systole-nak nevezik. Az extra systole-t általában úgynevezett kompenzációs pauza követi.

Ha az extra systole-hoz és a kompenzációs pauzához tartozó szív ciklus adatai is begyűjtésre kerülnének, az meghamisítaná a felvételt. Ez oly módon védhető ki, ha a begyűjtést váltott pufferbe történik. Amíg az egyik pufferbe folyik a begyűjtés, addig a program szabályos ciklusok esetén a másik puffer adatait földolgozza: hozzáadja a korábban begyűjtött adatokhoz, majd kinullázza. Nem szabályos ciklusok esetén csak a puffer nullázása történik meg.



Látható, hogy nem csak az extra systole-hoz és a kompenzációs pauzához tartozó szív ciklus tér el a normálistól (ezeknek a hossza is eltérő), hanem az ezt követő is, hiszen a kamra térfogata az R hullám érkezésekor jelentősen nagyobb, mint normálisan. Ezért a legtöbb felvevő program lehetővé teszi, hogy a leggyakoribb R-R távolságtól jelentősen eltérő hosszúságú ciklusokat, sőt, az ezeket követő 1, 2, ... ciklust is kihagyjuk a felvételből.

#### A bal kamra pumpa funkciójának vizsgálata



EKG-val kapuzott szív vizsgálat. A reprezentatív szív ciklust ábrázoló 16 kép

A vizsgálathoz tartósan az érpályában maradó radiofarmakont alkalmazunk, és EKG-val kapuzott vizsgálatot végzünk. Kijelöljük a bal kamra legjobban kitágult állapotának (end diastole) vetületét.



A bal kamrában lévő aktivitás megítélését zavarja a környezetének aktivitása, ezért háttér ROI-t is szokás kijelölni. A bal kamra közelében kijelölt háttér ROI akkor tekinthető jónak, ha a hozzá tartozó idő-aktivitás görbe megközelítőleg vízszintes. Ha a háttér görbe középen behorpad, akkor a kamrákhoz túl közel jelöltük ki, ha kiemelkedik, akkor a háttér ROI belelóg a szintén nagy vértartalmú máj vagy lép vetületébe.

A pumpa funkció legfontosabb jellemzője az úgynevezett ejekciós frakció (*EF*, kibocsátási hányados). Jelölje *EDV* a kamra leginkább kitágult (end diastole), *ESV* a leginkább összehúzódott (end systole) térfogatát. Ekkor definíció szerint EF = 100 \* (EDV - ESV) / EDV%. Mivel ezek a térfogatok jó közelítésben arányosak a szívciklus megfelelő fázisában a bal kamra vetületében mért aktivitással, ezért  $EF \approx 100 * (EDC - ESC) / EDC\%$ , ahol *EDC* illetve *ESC* a háttér levonás után kapott bal kamrai aktivitás görbe maximuma illetve minimuma.

Néha *ESC*-t a bal kamra end systole-s vetülete alapján számolják. Ilyenkor az end diastole-s és end systole-s ROI különbségét tekintik háttérnek.



Ennek a módszernek a korrekt alkalmazása nehézségekbe ütközik. Míg az előző módszernél, ha túl nagyra jelöljük ki a bal kamra vetületét, az nem okoz problémát, mert a háttér korrekció ennek a hatását eltünteti. Elegendő tehát arra figyelnünk, hogy elég nagynak jelöljük ki a bal kamrát. Az end systole-s vetület pontatlan kijelölése az *EF* érték hibáját fogja eredményezni: ha ezt a vetületet kicsinek választjuk, akkor túl nagy, ha nagynak, akkor túl kis *EF* értéket fogunk kapni, márpedig a pontos kijelöléshez nagyon nehéz objektív jellemzőt találni.

## Parametrikus képek

Sokszor egy-egy szerv sok részletének a viselkedését szeretné látni az orvos. Az eddigi ismereteink alapján ilyenkor sok kis ROI-t kell kijelölni, és sok görbét előállítani, de a sok görbe egyszerre történő bemutatása áttekinthetetlen látványt eredményez.

Sokszor nem az egész görbe, hanem csak egy-egy jellemzője érdekes az orvos számára.

Szélsőséges esetben minden pixelt külön ROI-nak tekinthetünk, ROI-nként görbéket készíthetünk, és – többnyire valamilyen függvényillesztéssel – meghatározhatjuk a görbe kívánt jellemzőjét. A jellemző értékének a pixel helyén történő színkódolt ábrázolásával olyan – parametrikus – képet kapunk, amely a látómezőbe vetülő részletek fontos jellemzőjét ábrázolja.

Ha egy pixelben a jellemző nem számítható, akkor 0 vagy más speciális értéket adhatunk meg.

Példák dinamikus vizsgálatok képsorozataiból képzett parametrikus képekre:

PMax: pixelenként a képsorozat maximális értéke,

Sokszor "tisztítják" a parametrikus képet. Ilyen tisztítás lehet, hogy a túlságosan alacsony aktivitású területen nem jelenítik meg a paramétert, és esetleg a kép sorozatnak csak egy részét használják föl a parametrikus kép kiszámításához.

A bal fölső képhez (Max) nem használtuk az első néhány képet, mert akkor még a szív és a nagy erek aktivitása nagy, de a vizsgálat célja a máj epe kiválasztó funkciójának tanulmányozása. A jobb fölső és a bal alsó kép csak azokon a területeken ábrázolja a paramétert, ahol a Max kép elég nagy aktivitást mutat.



TMax: pixelenként a maximum elérésének ideje (esetleg a kép indexe),

 $T_{1/2}$ : T fél érték (exponenciális/lineáris függvény illesztés alapján). Ha egy pixelben nincs ürülés, ott 0 vagy nagyon nagy lehet a  $T_{1/2}$  érték.

MTT: (Mean Transit Time) átlagos átfolyási idő,

#### Fázis és amplitúdó kép

Az EKG kapuzott vizsgálat esetén minden pixel érték periodikusan változik, tehát Fourier sorba fejthető.

Legyen

$$F_k$$
 a sorozat k. képe ( $1 \le k \le n$ ) és  $\varphi_k = (2k-1)\pi/n$ , akkor

$$\begin{split} C &= \sum F_k \cos \varphi_k & \text{a cos kép,} \\ S &= \sum F_k \sin \varphi_k & \text{a sin kép,} \\ F_M &= \frac{1}{n} \sum F_k & \text{az átlag kép,} \\ F_P &= \frac{\pi}{2} + \operatorname{arctg}(S/C) & \text{a fázis kép,} \\ F_A &= \frac{2}{n} \sqrt{C^2 + S^2} & \text{az amplitúdó kép, és} \\ F_k &\approx F_M + F_A(\varphi_k - F_P) \end{split}$$

Az amplitúdó kép azt mondja meg, hogy az egyes pixelekben milyen erős a pulzáció, a fázis kép pedig azt, hogy mikor történik az összehúzódás.

Amp az amplítúdó, Ph a fázis kép, mellette a fázis képről készült hisztogramm.

ED az end diastole-s, mellette az end systole-s kép.



## Funkcionális képek

Tegyük fel, hogy egy képsorozat képein csak a tüdő és szív vetülete látszik, továbbá azt, hogy a tüdő illetve a szív minden részlete azonos módon működik. Ekkor a képsorozat képei a tüdő és a szív képe, valamint a tüdő és a szív működése alapján előállítható.



Az *L* és a *H* kép azt mutatja, hogy az egyes pixelekben milyen mértékben van jelen a tüdő és a szív. *l*(*t*) és *h*(*t*) azt mutatja, hogy "működik" a tüdő és a szív. *L* és *H* fiziológiás (faktor) képek, *l*(*t*) és *h*(*t*) fiziológiás faktorok (faktor súlyok). Ha az *F<sub>k</sub>* kép a *t<sub>k</sub>* időpontban (*t<sub>k</sub>* közepű idő intervallumban) készült, akkor  $F_k \approx L * l(t_k) + H * h(t_k)$ .

Faktor analízis vagy fő komponens analízis (PCA) segítségével tetszés szerinti  $F_1, F_2, ..., F_n$  kép sorozat esetén lehet találni olyan  $\Omega_1, \Omega_2, ..., \Omega_n$  faktor képeket és olyan  $\omega_1, \omega_2, ..., \omega_n$  faktor súly sorozatot, hogy  $F_k \approx \sum_{i=1}^m \Omega_i \omega_i(k)$ , vagy mátrix alakban  $F \approx \Omega \omega$ , és az is igaz, hogy a lehetséges m tagú sorozatok között  $(F - \Omega \omega)^2$  minimális.

A faktor analízissel kapott képek általában nem tekinthetők fiziológiás képeknek, mert negatív elemeket is tartalmaznak. Ennek egyszerű magyarázata, hogy a faktor analízis alkalmazása orthogonális (merőleges) faktorokat (jelen esetben faktor képeket és faktor súlyokat) szolgáltat, amelyek skalár szorzata 0, ez pedig azt jelentené, hogy minden pixelbe csak egyetlen szerv vetülhetne.

A faktorok transzformálhatók: Ha *T* invertálható, akkor legyen  $\Phi = \Omega T$  és  $\varphi = T^{-1}\omega$ , ekkor  $\Phi \varphi = (\Omega T)(T^{-1}\omega) = \Omega(TT^{-1})\omega = \Omega\omega$ , tehát  $(F - \Omega\omega)^2 = (F - \Phi\varphi)$ . Ha  $\Phi$  és  $\varphi$  nem tartalmaz negatív elemeket, fiziológiásnak tekinthető.

A *T* transzformáció megkereséséhez használható kritériumok:

- pozitivitás ( $\Phi_i$  minden pixele és  $\varphi_i$  minden pontja > 0),
- bizonyos területeken bizonyos szerv nincs jelen (a ROI fölött  $\Phi_i = 0$ ).

A zaj miatt a kritériumok általában csak közelítőleg teljesíthetők.

Kérdések, megoldatlan problémák:

- A faktorok száma. A megoldást befolyásolja, hogy hány faktort keresünk.
- A fiziológiás faktorok egyértelműsége. Elképzelhető, hogy ugyanazokból az adatokból eltérő "fiziológiás faktorok" vezethetők le.
- A fiziológiás faktorok stabilitása. Elképzelhető, hogy egy felvételt megismételve (amikor csak a felvételt kísérő zaj változik) lényegesen eltérő faktorokat kapunk.

# Kondenzált képek

Transzport folyamatok nyomon követésére alkalmazható. Ilyen például a **mukocilliáris klírensz** (a légcső tisztulása).

A légcső falában nedvesítő és csillós sejtek találhatók. a nedvességnek köszönhető, hogy a légcső falának ütköző porszemek kitapadnak a légcső falára. Természetesen nem lenne jó, ha a kitapadt porszemek örökre ott maradnának. A csillós sejtek egész a garatig "söprik" a porszemeket, odaérve nyelés közben a gyomorba kerülnek. Ezt a folyamatot nevezzük mukocilliáris klírensznek.

A mukocilliáris klírensz rádióaktív izotópos nyomjelzéssel kvantitatív módon vizsgálható. A beteggel porlasztott formában rádiofarmakont lélegeztetnek be. A radofarmakon egy része egyenetlenül kitapad a légcső falán. A csillós sejtek a kitapadt porszemekkel együtt a radiofarmakont is fölfelé söprik a légcsőben. A légcsőről kamerával dinamikus kép sorozatot készítünk.



A légcső fölött ROI-t jelölünk ki. A kondenzált kép *k*. oszlopát oly módon állítjuk elő, hogy az *y* magasságban lévő pixel értéke legyen egyenlő a *k*. kép ROI-n belüli részében *y* magasságban lévő pixel értékek maximumával. A kondenzált képen nagyjából párhuzamos sávokat figyelhetünk meg. A sávok meredekségéből megállapítható a mukocilliáris klírensz sebessége. A pixelek *y* irányú mérete *mm* dimenziójú, mértéke a kamera geometriája alapján kiszámítható, az *x* iránya idő dimenziójú (az egy kép felvételéhez használt idő).

A légcső tisztulásának vizsgálatánál szerencsénk volt, hogy a légcső vizsgált szakasza közel egyenes, a vetületét függőleges irányba lehet állítani. A technika azonban általánosabb esetben is használható.

**Gyomorürülés**: A beteggel radiofarmakonnal jelzett ételt etetünk, majd dinamikus vizsgálatot készítünk.

A radofarmakon eloszlik a gyomorban, majd kisebb adagokban távozik onnan. Előállítjuk a kép sorozat összeg (vagy átlag vagy PMax) képét, ezen ki tudjuk jelölni azt az útvonalat, amelyen valamely adag távozik a gyomorból. Magát az útvonalat fogjuk ROI-nak tekinteni. A ROI minden pontjának meghatározzuk az útvonalon mért távolságát a kezdő ponttól. A kondenzált kép *k*. oszlopában *y* magasságban azt a pixel értéket fogjuk elhelyezni, amely a *k*. képen az útvonalon a kezdőponttól *y* távolságra van.

A kondenzált kép feldolgozása, értelmezése az előző esethez hasonló.





# SPECT (SINGLE PHOTON EMISSION-COMPUTED TOMOGRAPHY)

A gamma kamera körpályán mozog, miközben a kamera középpontján a felületére bocsátott merőleges egyenes a forgástengelyt mindig ugyanabban a pontban metszi. Egy körülfordulás alatt sok metszet vetülete készül el.



#### Középpont vándorlás korrekció

A gyakorlatban a körpályán történő mozgás nem ennyire szabályos a kamera igen nagy súlya következtében, ezért a vetületek torzulnak. A torzulás csökkentésére középpont vándorlás korrekciót végeznek.



Középpont vándorlás korrekcióhoz pontforrást helyeznek a forgástengely közelébe, mivel a forgás tengely pontos helyzete nem állapítható meg. A pontforrásról vetületi képeket készítenek.



A vetület *y* koordinátája nem változhatna, ha a kamera felületének síkja végig párhuzamos lenne a forgás tengellyel. A középpont *y* irányú vándorlásának mértékét a *9* szögű vetület esetén tehát úgy állapíthatjuk meg, hogy az *y* koordinátákhoz konstanst illesztünk, és a vándorlás mértéke az aktuális *y*-nak a konstanstól való eltérése.



Az *x* koordinátája szinuszos változást mutathat annak megfelelően, hogy a pontforrás általában nincs pontosan a tengelyen. Ennek megfelelően  $a\sin(\vartheta - \varphi)$ alakú függvényt kell illesztenünk az x koordinátákhoz, ahol *a* és  $\varphi$  szabad paraméter.



Eredeti görbék

Eredeti és illesztett görbék

Konkrét tomográfiás vizsgálat esetén a  $\mathcal{G}$ szögű vetületet a rekonstrukció végrehajtása előtt az így megállapított korrekciónak megfelelően el kell mozgatni.

# Homogenitás korrekció

A kamera inhomogenitása a metszeteken gyűrű-szerű műtermékeket (artefaktumokat) eredményez. Ennek elkerülésére a vetületeken homogenitás korrekciót szokás végezni: a vetületet a homogenitás kép és a homogenitás kép átlagának reciprokával pixelenként beszorozzák.

# Attenuation (gyengülési) korrekció

SPECT vizsgálatok esetén az egyes metszeteken a radiofarmakon eloszlását szeretnénk látni, de ezt megzavarja, hogy a rádióaktív bomlást kísérő sugárzás részben elnyelődik a szervezetben a vetület képződése előtt, és nincs olyan információnk, amely alapján a vetületeket korrigálni tudnánk.

A korrigálatlan vetületekből rekonstruált metszetek a középső területen a valóságosnál alacsonyabb aktivitást mutatnak. A metszetek gyengülés korrekciójára Chang a következő módszert javasolta. Állapítsuk meg a metszeten a szervezet kontúr vonalát! Ezután a metszet belsejében lévő tetszés szerinti (x, y) pontból húzzunk sugarakat a kontúr vonalhoz!



Tételezzük fel, hogy a lineáris gyengülési együttható a szervezeten belül mindenütt  $\mu$ . Ez természetesen csak közelítőleg igaz. Ekkor az  $R_i$  sugáron a gyengülés  $e^{-\mu R_i}$ . Ha M sugarat vettünk föl, akkor az átlagos gyengülés:

$$\left(\sum_{i=1}^{M} e^{-\mu R_{i}}\right)/M.$$

Ez alapján a *C* korrekciós kép a kontúr vonalon belül  $C = M\left(\sum_{i=1}^{M} e^{-\mu R_i}\right)^{-1}$ . A korrekciót az eredeti és a C kép pixelenkénti szorzásával végezhetjük el (nem mátrix szorzással!).



Eredeti metszetek

Gyengülés korrekció utáni metszetek

## Reorientáció

A legritkább esetben sikerül olyan metszetet rekonstruálnunk, mint amilyen az orvosi atlaszokban fordul elő. Ennek nem az asszisztencia "ügyetlensége" az oka. Sok esetben a beteg állapota nem engedi meg a kamera optimális beállítását, vagy az elváltozások pontos fölismeréséhez, értelmezéséhez különböző irányú metszetek előállítására van szükség. Ezeknek a metszeteknek az előállításához meg kell ismerkednünk a metszeti képekből előállított 3 dimenziós adatok ábrázolásával, és a 3 dimenziós lineáris transzformációkkal.

# 3 dimenziós adatok

A vetületi képekből a rekonstrukció során a transzverzális metszeteket kapjuk meg. A transzverzális metszetek "egymás alá helyezésével" 3 dimenziós adatokhoz jutunk.

A 3 dimenziós adatokat a tomográfhoz rögzített (X,Y,Z) bal sodrású koordináta rendszerben szokás megadni, ahol a hátán fekvő beteg jobb oldala felé mutat vízszintesen az X tengely, függőlegesen lefelé az Y tengely és a beteg lába felé, a kamera forgástengelyével párhuzamosan a Z tengely. A 3 dimenziós adatok elemi egységét voxel-nek szokás nevezni.

A képernyőn mindig vízszintes az *x* tengely, és föntről lefelé mutat az *y* tengely.



A transzverzális metszeteken kívül szokásos a frontális és a szagittális képek megjelenítése is. Az egyes metszetek síkját, és a metszeti képek sorszámozását a mellékelt táblázat mutatja.

A metszet helyzete	Megnevezése	A képek sorrendje
Az (X,Y) síkkal párhuzamos	Transzverzális	fej → láb
Az (X,Z) síkkal párhuzamos	Frontális	elől → hátul
Az (Y,Z) síkkal párhuzamos	Szagittális	jobb → bal

# LINEÁRIS TRANSZFORMÁCIÓK

A legfontosabb lineáris transzformációk közül a nagyítás és a forgatás végrehajtható mátrix szorzás segítségével, de az eltolás nem. Hogy az eltolás is végrehajtható legyen, át kell térnünk a szokásos (inhomogén) koordinátákról a homogén koordináták használatára. Ez úgy történik, hogy a szokásos *x*, *y*, *z* koordináták mellé negyedikként fölveszünk egy *w* koordinátát is. A pontok koordinátáit oszlopvektor formában fogjuk felírni.

Az 
$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$
 inhomogén koordinátákkal magadott pont homogén koordinátás alakja  $\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$ .

Jelen tárgyalásunkban ennél többet nem is kell tudnunk a homogén koordinátákról.

A szokásos lineáris transzformációk homogén koordinátás alakban mátrixszorzás alakban írhatjuk föl. A transzformációk mátrix szorzás formában történő végrehajtása azért előnyös, mert legtöbbször több transzformációt kell egymás után végrehajtanunk, és így – a mátrix szorzás asszociatív tulajdonsága alapján – lehetőségünk van a transzformációk együttes hatását a mátrixok szorzásával kiszámítani, és a – nagyon időigényes – transzformációt csak egyszer végrehajtanunk.

Az általunk használt legáltalánosabb lineáris transzformáció mátrixa

$$T = \begin{bmatrix} t_{11} & t_{12} & t_{13} & t_{14} \\ t_{21} & t_{22} & t_{23} & t_{24} \\ t_{31} & t_{32} & t_{33} & t_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

A transzformáció szempontjából a voxelek helyzetét a középpontjuk vagy valamely meghatározott helyzetű csúcspontjuk koordinátájával szokás megadni.

A transzformált képet két féle megközelítéssel is megkaphatjuk.

## Voxel (forward) transzformáció

A *V* voxel értéke a *TV* voxelbe kerül. Számítógépes grafikában általában ezt a módszert alkalmazzák, mert egy szakasz transzformáltja is szakasz, elegendő tehát a végpontokat

transzformálni, és a transzformált végpontokat egyenessel összekötni. Hasonló a helyzet a háromszögekkel, poligonokkal.

A voxel transzformáció során kapott pont általában nem voxel középpontba kerül, ezért kerekítéssel szokás a képpont koordinátáit meghatározni.



A legfontosabb transzformációk:

Δx, Δ törté	l <i>y,</i> Δ nő e	z –v eltol	vel lás:		<i>M</i> -szeres nagyítás az origóból:			S	pl. <i>x</i> -től függő <i>y</i> irányú nyírá					:		
[1 (	) (	) /	$\Delta x$			$\int M$	0	0	0	7		1	0	0	0	
0	1 (	) /	$\Delta y$			0	M	0	0			n	1	0	0	
0 0	) 1		$\Delta z$			0	0	М	0			0	0	1	0	
0 (	) (	)	1			0	0	0	1			0	0	0	1	
forgat	ás φ	szö	igge	el		forg	atás	φ szö	gge	l	fo	rga	ntás q	o szö	igge	el
a z ter	ngel	y kċ	örül	:		az y	teng	ely k	örül	l:	az	x t	enge	ly k	örü	l:
$\int C$	S	0	0	]		$\left\lceil C \right\rceil$	0	-S	0		[]	l	0	0	0	]
-S	C	0	0			0	1	0	0		(	)	С	S	0	
0	0	1	0			S	0	С	0		(	)	- S	С	0	
0	0	0	1_			0	0	0	1_		[(	)	0	0	1	

Ennek a módszernek nem előnyös az alkalmazása, ha a kép nem alakzatokból épül föl. Nincs lehetőség szakasz végpontok összekötésére, stb. További problémát okoz, hogy ezzel a módszerrel nem biztos, hogy az eredmény kép minden voxele értéket kap. Pl. nagyítás esetén csak annyi voxel kap értéket, ahány voxele volt az eredeti képnek, tehát transzformáció végrehajtása után még utólagos feldolgozásra is szükség van.

## Inverz (reverse) transzformáció

Ennél a módszernél azt határozzuk meg, hogy a transzformált kép V voxele az eredeti kép melyik voxeléből ( $T^{-1}V$ ) kapja az értékét.



A legfontosabb transzformációk:

$\Delta x$ , $\Delta y$ , $\Delta z$ –vel	M-szeres nagyítás	pl. <i>x-</i> től függő
történő eltolás:	az origóból:	<i>y</i> irányú nyírás:
$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -\Delta x \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1/M & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$
$\begin{vmatrix} 0 & 1 & 0 & -\Delta y \end{vmatrix}$	0 1/M 0 0	-n 1 0 0
$\begin{vmatrix} 0 & 0 & 1 & -\Delta z \end{vmatrix}$	0 0 1/M 0	0 0 1 0
forgatás ø szöggel	forgatás ω szöggel	forgatás o szöggel
a z tengely körül:	az y tengely körül:	az <i>x</i> tengely körül:
$\begin{bmatrix} C & -S & 0 & 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} C & 0 & S & 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$
S C 0 0	0 1 0 0	$\begin{bmatrix} 0 & C & -S & 0 \end{bmatrix}$
0 0 1 0	-S 0 $C$ 0	$\left \begin{array}{cccc} 0 & S & C & 0 \end{array}\right $
0 0 0 1	0 0 0 1	0 0 0 1

Ennél a módszernél garantált, hogy az eredmény minden voxele értéket kap. Természetesen előfordulhat, hogy  $T^{-1}V$  nem voxel középpontban van, ilyenkor interpolációval állapíthatjuk meg V értékét. Ha  $T^{-1}V$  az eredeti képen kívül van, akkor V megállapodás szerinti értéket (pl. 0-t) kaphat.

#### Agy felvétel reorientációja

Az a kívánalom, hogy a transzverzális metszeten a beteg arca fölfelé nézzen. Ha nem így van, akkor ki kell választanunk egy olyan metszetet, amelyen jól kijelölhető az "előre" irány, majd olyan forgatást kell alkalmaznunk, melynek hatására ez az irány függőlegessé válik.



Transzverzális metszet

Elforgatott transzverzális metszet

Az elforgatott transzverzális metszeten kijelöljük azt az egyenest, amelyen keresztül haladó frontális metszetet szeretnénk előállítani. A frontális metszetből kiderül, hogy a felvétel során a beteg feje félre volt-e billentve. Ha igen, akkor ki kell jelölni azt az irányt, amelyet vízszintesbe kívánunk forgatni.



Módosított frontális metszet

Elforgatott frontális metszet

Az így kapott metszeten kijelölünk egy függőleges egyenest, amelyen keresztül haladó szagittális metszetet szeretnénk előállítani. A módosított szagittális metszeten kijelöljük az agyalap irányát, és azt az irányt vízszintesbe forgatjuk.



# Bal kamra (szívizom) reorientációja

A transzverzális metszeten kijelöljük a bal kamra középpontját a kamra csúcsával összekötő irányt, és függőlegesbe forgatjuk.



Transzverzális metszet



Elforgatott transzverzális metszet

Előállítjuk a kijelölt egyenesen áthaladó módosított szagittális metszetet, és azon is kijelöljük a bal kamra középpontját a kamra csúcsával összekötő irányt, és függőlegesbe forgatjuk.



## Bull's eye

A szívizom perfúziójának vizsgálatát az egyenetlen aktivitás eloszláson kívül az is megnehezíti, hogy kép sorozaton kell megítélni. A térben egymáshoz közeli voxelek másik képen találhatók. A probléma áthidalására vezették be a bull's eye megjelenítést.

A szívizomról készült reorientált felvételből indulunk ki.



A szív csúcsi részén áthaladó rövid tengely metszetből körlapot, a többi metszetből egy-egy körgyűrűt képezünk. Minél magasabban van a metszet, annál nagyobb a körgyűrű sugara. A körlapot és a körgyűrűket koncentrikusan helyezzük el úgy, hogy a szomszédos körgyűrűk érintkezzenek egymással. A körlapban és a körgyűrűkben úgy határozzuk meg a pixel értékeket, hogy sugár irányban megkeressük a megfelelő rövid tengely metszeten a bull's eye-ban ábrázolni kívánt jellemzőt. Ez általában a maximális (vagy átlagos) érték egy bizonyos intervallumon belül. Úgy képzelhetjük el, mintha a szívizmot egy körlapba deformálnánk.

Ezzel az ábrázolással természetesen információt veszítünk, de abból a szempontból előnyös, hogy a térben közel lévő, de különböző metszeteken található voxelek hatása a bull's eye-on egymáshoz közel jelentkezik.

A módszer legnagyobb hátránya, hogy nagyon kényes a legalsó rövid tengely metszet kijelölésére, ezért nagyon sokszor nem is figyelik a bull's eye középső részét.

A bull's eye másképp is elkészíthető. Képzeljünk el a szívizom belsejében egy fél gömbből és egy erre helyezett hengerből álló modellt.



A modell minden pontja megkapja azt a jellemzőt, amely sugár irányban a megadott intervallumban található. A sugár iránya a modell henger részében párhuzamos a rövid tengely síkjával, a félgömb részen egybeesik a félgömb megfelelő sugarával. A bull's eye (x, y) pontja a modell palástja alapján kap értéket.

Legyen a bull's eye sugara *R*, az (x, y) pontjának a középponttól mért távolsága  $\rho$ , továbbá a modell csúcsától a modell tetejéig húzott alkotó hossza *A*, a modell falának ahhoz a pontjához húzott alkotó hossza, amelyből az (x, y) pont értéke származik *a*. Ekkor *A* : *R* = *a* :  $\rho$ . Innen *a* = *A*\* $\rho/R$ .



Ha  $a > r\pi/2$ , akkor a modell pontja a hengeren, különben a félgömbön van.





Ugyanazon vizsgálat rövid tengely metszetei



Bull's eye

EGÉSZ TEST VIZSGÁLAT

Különösen daganatos betegségek áttéteinek (metasztázis) kereséséhez nagyon hasznos az egész test szcintigráfia. Nagyon drága lenne (ma még lehetetlen is) olyan gammakamerát készíteni, amely az egész test leképezését egyszerre tudná elvégezni, ehelyett a vizsgálatot közönséges kamerával végzik. Ezek a vizsgálatok olyan radiofarmakonnal készülnek, amelyek a rákos szövetekben dúsulnak, és viszonylag hosszú időn keresztül változatlan eloszlást mutatnak.

Világos, hogy a beteg és a kamera egymáshoz viszonyított helyzete meg kell változzon a vizsgálat során. Egyszerűbb a beteget mozgatni, mint a kamerát, ezért a vizsgálatot mozgatható ágyon végzik.

Elvileg két lehetséges módja van a vizsgálatnak. Egyik esetben az ágy hosszabb ideig mozdulatlan, majd a következő pozícióba mozdul, a másik esetben az ágy folyamatosan mozog. Az első eset az ágy indulása és leállása miatt óhatatlanul a beteg elmozdulásához vezet, ami az egyes pozíciókban történt felvételek pontos egymáshoz illesztését nagyon megnehezíti. A másik esetben az ágy állandó mozgása elmosódottá teheti a képet.

A gyakorlatban a második esetet szokás megvalósítani. Az ágyat – a beteggel együtt – motor mozgatja. A felvevő program és az ágy sebessége pontosan szinkronizálva van: amint az ágy annyit mozdult, hogy a kép egy pixellel elmozdult volna, a felvevő program egy sorral módosítja a begyűjtés helyét. Arra is lehetőség van, hogy az egy pixelen belüli elmosódást is kiküszöböljük. Ehhez hasonló módszert kell alkalmaznunk, mint amit a linearitás korrekciónál csinálunk. Mielőtt a beérkezett impulzus koordinátáit digitalizálnánk, annyival kell korrigálni az impulzus koordinátáit, amekkora az ágy elmozdulása az impulzus érkezésének időpontjában. Egész test vizsgálat.

A betegről hanyatt és hason fekvő helyzetben készült felvétel.

Az érdekesnek ítélt területek nagyítva láthatók.



# POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY (PET)

A pozitron az elektronnal megegyező tömegű és töltésű részecske, de a töltése pozitív. Az elektron anti részecskéje, anti elektron. Bizonyos radioaktív atomok bomlás közben pozitront bocsátanak ki. A pozitron, mint anti részecske nem sokáig marad meg az anyagi létében, hanem az anyagi részecskékkel ütközve fokozatosan elveszti a mozgási energiájának jelentős részét, és ilyen állapotban egy elektronnal ütközve mindkét részecske elveszti a tömegét (pozitron megsemmisülés), és két egymással ellentétes irányba haladó 511 KeV-os fotonná alakul.



A két foton nem pontosan ellenkező irányban halad, mert az ütköző pozitron és elektron impulzusa megmarad, az ütközés után a két foton hordozza ezt az impulzust.

A pozitron sugárzó izotópok felezési ideje általában nagyon rövid. Néhány példa:

<sup>18</sup> F	110 mir
<sup>11</sup> C	10 min
<sup>13</sup> N	10 min
150	2 min

A pozitron sugárzó izotópok általában ciklotronban állíthatók elő, alkalmazásuk csak az előállítás közvetlen közelében lehetséges.

Az 511 KeV-os foton kemény gamma sugárzásnak minősül, ezért közönséges gamma kamerával is detektálható, de ilyen kemény sugárzás esetén a közönséges gamma kamera érzékenysége alacsony. A nagy energia miatt a sugárzás kollimálása is nehézségbe ütközik. A hagyományos kollimátorok alkalmazása helyett elektronikus kollimálást alkalmaznak. Ez azon az elven alapul, hogy a sugárforrás két oldalán egymással szemben két kamerát alkalmaznak, egyik kamerával a pozitron megsemmisüléskör keletkező egyik, a másikkal a másik fotont detektálják. A pozitron megsemmisülés, és maga a pozitron kibocsátás is a két becsapódási pontot összekötő egyenes közelében történt. Ha tudjuk, hogy a pozitron kibocsátás milyen távolságra történt a két kamerától, akkor a helye pontosan meghatározható.

$$(x - x_{1}): z_{1} = (x_{2} - x_{1}): (z_{1} + z_{2}),$$
  
innen  

$$x = (x_{2}z_{1} + x_{1}z_{2})/(z_{1} + z_{2}),$$
  
hasonlóan  

$$y = (y_{2}z_{1} + y_{1}z_{2})/(z_{1} + z_{2}).$$
  
D<sub>1</sub>  
D<sub>2</sub>

Ahhoz, hogy a két kamerát érő foton egy pozitron megsemmisülésből származzon, szükséges, hogy a két foton detektálása kb. ugyanakkor történjen (koincidencia). Az időmérés véges pontossága miatt az "ugyanakkor" azt jelenti, hogy a két detektálás időpontja között az eltérés kisebb, mint egy  $\tau$  idő. Lehet, hogy egy pozitron megsemmisülésből származó két fotont, de az is elképzelhető, hogy két pozitron megsemmisülésből származó egy-egy fotont detektálunk a két kamerával  $\tau$  időn belül. Az előbbit nevezzük valódi, az utóbbit véletlen koincidenciának. Véletlen koincidencia esetén hibásan pozícionáljuk a pozitron megsemmisülést, ami rontja a felvétel minőségét.

Vizsgáljuk meg a véletlen koincidencia okozta hibát! Jelölje az egységnyi idő alatt az egyik illetve másik kamera által detektált fotonok számát  $N_1$  illetve  $N_2$ , és  $N_r$  a véletlen koincidenciák számát. Véletlen koincidencia csak akkor következhet be, ha az egyik kamera által detektált foton becsapódása előtti vagy utáni  $\tau$  időn belül a másik kamera egy másik pozitron megsemmisülésből származó fotont detektál. Mivel a másik kamera által detektált fotonok száma arányos azzal az idővel, ameddig a detektálást figyeljük, felírható az alábbi aránypár:

1 :  $N_2=2\tau N_1$  :  $N_r$  . Innen  $N_r=2\tau N_1N_2$  .

A véletlen koincidenciák arányának alacsonyan tartásának két módja képzelhető el:

- $N_1$  és  $N_2$  alacsonyan tartása, azaz nem szabad túlságosan nagy dózist alkalmazni,
- $\tau$  alacsonyan tartása. Rövidesen látni fogjuk, hogy ez egy határon túl már nem lehetséges.

# Time of flight

Tegyük fel, hogy az A és B detektor 2d távolságra van egymástól, és a két detektor távolságának középpontjától  $\Delta d$  távolságra lévő P pontban a 0 időpontban pozitron megsemmisülés történik, amelynek egy-egy fotonját érzékeli a két detektor. Határozzuk meg a két detektálás közti időkülönbséget!



Jelölje *c* a fénysebességet (a fotonok fénysebességgel terjednek), ekkor a detektálás időpontja:  $t_A = (d + \Delta d)/c$  illetve  $t_B = (d - \Delta d)/c$ . Innen a két időpont közötti különbség  $\Delta t = t_A - t_B = 2\Delta d/c$ .

Általában  $\Delta t \ll \tau$ .

Ha  $\Delta t = 1n \sec$  (nanosecond,  $1 \operatorname{nsec} = 10^{-6} \operatorname{sec}$ ), akkor  $\Delta t = 300000 \frac{km}{\sec} 1n \sec = 15 cm$ , márpedig bizonyos metszetek átmérője elérheti a 30 cm-t, azaz általános célú PET készülék esetén  $\tau$  nem lehet 1 nsec-nál kisebb. A modern PET készülékek ennél nagyobb pontossággal képesek mérni  $\Delta t$  -t, 1985-ben tipikus volt a  $\Delta t = 400 p \sec$  (picosecond, 1 psec =  $10^{-9} \sec$ ) pontosság, ekkor pedig  $\Delta d = 6 cm$ . Ez azt jelenti, hogy nem csak azt tudjuk, hogy mely egyenesen történt a pozitron megsemmisülés, hanem azt is, hogy az egyenes mely szakaszán. Ez az információ fölhasználható a metszeti kép rekonstrukciójának pontosításához.

A PET készülékekben nem kamerákat, hanem detektor gyűrűket alkalmaznak. Egy gyűrű általában egy metszethez tartozó vetületi értékek begyűjtésére alkalmas



Koincidencia esetén a becsapódást érzékelő két detektor helyzete alapján megállapítható a  ${\mathcal S}$ 

szög és a középponttól mért távolság, ez pedig megmondja, hogy a szinogram mely pontjában kell az értéket eggyel növelni. A begyűjtés során egyszerre készül el a detektor gyűrűkhöz

tartozó összes metszet szinogramja, amiből rekonstrukciós eljárással előállíthatók a transzverzális metszetek.

A felbontás függ az

- az alkalmazott izotóptól,
- a környező anyagtól.

Az alkalmazott izotóp határozza meg, hogy milyen sebességgel távozik a pozitron az atommagból. Az izotóp eloszlásáról szeretnénk képet kapni, de amit érzékelni tudunk, az a pozitron megsemmisülés helye. Emlékeztetünk arra, hogy a megsemmisülés előtt a pozitron le kell fékeződjön. Nyilvánvaló, hogy a nagyobb sebességgel kibocsátott pozitron nagyobb távolságra tud eljutni az atommagtól a megsemmisülésig. Ugyanez a magyarázata annak, hogy a felbontás a környező anyagtól is függ. Nyilvánvaló, hogy sűrűbb közegben a fékeződés hamarabb következik be.

A feloldóképesség jellemzésére hasonló vizsgálatokat végezhetünk, mint a gamma kameráknál, de PET esetén gondoskodnunk kell arról, hogy a sugárforrást hasonló sűrűségű közeg vegye körül, mint az emberi szövetek (pl. víz).

A modern PET-ek esetében **FWHM** (fél érték szélesség) kb. azonos a teljes használható területen (**UFOV**), és jól megközelítik az elméletileg elérhető értéket.

# Attenuation

A PET készülékkel a pozitron kibocsátó izotópok szervezetbeli eloszlásáról szeretnénk képet kapni, de ezt megzavarja a pozitron megsemmisüléskor keletkezett gamma fotonok elnyelődése a szervezetben: attenuation, gyengülés. Szerencsére lehetőség van a gyengülés korrekciójára.



A gyengülés miatt annak a valószínűsége, hogy az egyik foton detektálható:  $e^{-\int_{l_1} \mu(x)dx}$ , a másik foton detektálhatóságának valószínűsége  $e^{-\int_{l_2} \mu(x)dx}$ . A koincidencia valószínűsége, mivel a két esemény független:  $e^{-\int_{l_1} \mu(x)dx} = e^{-\int_{l_2} \mu(x)dx} = e^{-\int_{l_1} \mu(x)dx}$ .

Homogén elnyelő közeg esetén a detektálás valószínűsége e $^{-\mu_{11}}$  ill. e $^{-\mu_{12}}$ , a koincidencia valószínűsége e $^{-\mu(l1 + l2)}$ .

Az elnyelődés szempontjából közömbös, hogy az egyenes mely pontjában történt a pozitron kibocsátás. Ebből következik, hogy 511 KeV-es külső forrás segítségével mérhető a gyengülés, tehát pontos gyengülés korrekció lehetséges a szinogramon.

# Két kompartmentes modell



A vénás koncentráció nem mérhető. Ha pl. a vesét kívánjuk vizsgálni a két kompartmentes modellel, akkor a veséből kilépő véna koncentrációját kellene mérni, ami általában nem egyezik meg pl. a kari vénában mérhető koncentrációval.

Vezessük be a  $Q_1$ ,  $Q_2$  jelölést a tracer mennyiségére az 1., 2. kompartmentben (/cm<sup>3</sup>).

Általában feltehető, hogy *F* konstans.

Ha feltételezhető, hogy a kompartmentek közötti tracer vándorlás lineárisan függ a kínálattól, akkor az alábbi differenciálegyenlet rendszer írható föl:

$$Q_{1}'(t) = FC_{A}(t) - FC_{V}(t) - k_{21}Q_{1}(t) + k_{12}Q_{2}(t),$$
$$Q_{2}'(t) = k_{21}Q_{1}(t) - k_{12}Q_{2}(t).$$

A tökéletes keveredés miatt  $FC_V(t) = FQ_1(t)/V$ , ahol V az első kompartment térfogata (/cm<sup>3</sup>). V más mérésekből ismert lehet.

A nehézséget az okozza, hogy csak  $C_A(t)$  és a szöveti aktivitás  $C_T(t) = Q_1(t) + Q_2(t)$  mérhető.

Általában F -re,  $k_{12}$ ,  $k_{21}$  -re vagyunk kíváncsiak.

# Több kompartmentes modell



**Lineáris tagok**: Pl.  $k_{32}$  jelentése: a 3-ba a 2-ből jutó tracer mennyisége lineárisan függ a kínálattól, azaz:  $k_{32} Q_2(t)$ 

**Bilineáris tagok**: Pl. *B*<sub>4</sub>, *k*<sub>43</sub> jelentése: csak korlátos mennyiségű (*B*<sub>4</sub>) tracer kerülhet kötött állapotba. Minél nagyobb a kínálat, annál több, de minél jobban közelíti a kötött anyag mennyisége az elérhető maximumot, annál kevesebb tracer jut a 4. kompartmentbe a 3-ból. Matematikailag:  $(B_4 - Q_4(t))k_{43}Q_3(t)$  vagy másképp  $B_4 - k_{43}Q_3(t) - Q_4(t)k_{43}Q_3(t)$ , ahol  $B_4 - k_{43}Q_3(t)$  lineáris és  $Q_4(t)k_{43}Q_3(t)$  bilineáris (*Q*<sub>3</sub>-ban és *Q*<sub>3</sub>-ben is lineáris).

A modell olyan differenciálegyenlet rendszerhez vezet, amelyben F(t),  $C_A(t)$ ,  $Q_i(t)$  függvények,  $k_{ij}$ ,  $B_i$  konstansok.  $C_A(t)$ , és  $\sum Q_i(t)$  mérhető.

Kész rendszerek vannak a differenciálegyenlet rendszer megoldására, pl.: **RFIT** (A Program for Fitting Compartmental Models to Region-of-Interest Dynamic Emission Tomography Data, Lawrence Berkeley Laboratory, University of California)

Pl. a fenti modell differenciál egyenlet rendszere:

$$Q_{2}'(t) = k_{21}F(t)C_{A}(t) - (k_{12} + k_{32})Q_{2}(t) + k_{23}Q_{3}(t),$$
  

$$Q_{3}'(t) = k_{32}Q_{2}(t) - (k_{23} + (B_{4} - Q_{4}(t))k_{43})Q_{3}(t),$$
  

$$Q_{4}'(t) = (B_{4} - Q_{4}(t))k_{43}Q_{3}(t).$$

A modell az

upmod 12 21 23 32 r43

paraméter sorral adható meg **RFIT**-nek. *r* a (saturable receptor) korlátos mennyiségű tracer befogadására képes kompartment jele.

#### Patlak módszer



 $k_{ij}$   $i \leftarrow j$  vándorlási sebesség a *j*-ik kompartmentből az *i*-ikbe,  $K_i$   $i \leftarrow p$  effektív vándorlási sebesség a plazmából az *i*-ik kompartmentbe.

Ha a plazma koncentráció  $C_p(t) = C_p$  konstans, akkor elég hosszú idő után az i-ik kompartment tracer felvétele (uptake):  $U_i(t) = K_i C_p t$  + konstans . Konstans plazma koncentráció csak preparátumban biztosítható, élő szervezetben nem. Ehhez a vizsgálni kívánt területet ellátó artériából folyamatosan vért kellene venni, meghatározni a koncentrációt, és annak értéke függvényében további tracer-t kellene adagolni.

Patlak elég általánosan teljesülő feltételek mellett megmutatta, hogy ha  $C_p(t)$  nem konstans, akkor a következő egyenlőség írható föl:

$$U_{i}(t) = K_{i} \int_{0}^{t} C_{p}(\tau) d\tau + (V_{0} + V_{p}) C_{p}(t),$$

ahol $V_0$  az eloszlási térfogat,  $V_p$  a plazma térfogat. Átrendezve:

$$\frac{U_i(t)}{C_p(t)} = K_i \frac{\int_0^t C_p(\tau) d\tau}{C_p(t)} + \left(V_0 + V_p\right).$$

Ez az egyenlet  $Y(t) = K_i X(t) + b$  alakú. Ha  $U_i(t)$  mérhető, akkor X(t) és Y(t)meghatározható. Az (X(t), Y(t)) pontok bizonyos t érték után egy egyenesen lesznek. Az egyenes meghatározásával ismertté válik  $K_i$  és b értéke.

# ULTRAHANG (UH)

Az ultrahang – ugyanúgy, mint a hang – rezgések tovaterjedése, a lényeges különbség, hogy míg a hallható hangok frekvenciája 20 Hz – 20 KHz, addig az orvosi diagnosztikában használatos ultrahang készülékek nem ritkán 5 MHz, vagy még nagyobb frekvencián működnek. A ultrahang készülék működése azon alapszik, hogy ultrahangot bocsát ki, és méri, hogy mennyi idő múlva érkezik vissza a – valamilyen felületről – visszavert hang. Hasonló elven találja meg a denevér a repülő szúnyogot, és hasonló elven működik a radar is, csak az rádióhullámokkal dolgozik.

A szervezetben a hang átlagosan c = 1540 m/s sebességgel halad. A jel visszaverődésének  $\Delta t$  idejéből a visszaverődés távolsága  $z = c\Delta t/2$ . Azért kell  $c\Delta t$  -t 2-vel osztani, mert a hang odavissza megteszi ezt az utat.

Azért használunk ultrahangot a készülékben, mert az elméletileg elérhető felbontás az alkalmazott hullámhosszal arányos (a gyakorlatban 0.2 mm – 2.0 mm).



Az ultrahang készülék vázlatos fölépítése az alábbi ábrán látható.

A jelgenerátor P(t) elektromos jelet állít el, ez általában gauss eloszlással amplitúdó modulált szinusz hullám, kb. 3 hullám tekinthető 0-tól különböző amplitúdójúnak. A jel a kapcsolón keresztül a transducer-be jut.

A transducer az elektromos jelet mechanikus rezgéssé alakítja. Az átalakítás a piezoelektromos hatás alapján történik. Ennek az a lényege, hogy bizonyos kristályok, pl. a kvarc kristály elektromos feszültség hatására bizonyos irányban kitágul, illetve összehúzódik. Az így keltett rezgés ultrahang formájában lép ki a transducer-ből.

Anélkül hogy a hullámelmélet részleteibe belemennénk, azt mondhatjuk, hogy mivel a transducer kilépő átmérője többszöröse a keletkező ultrahang hullámhosszának, a kilépő hang síkhullám formában terjed. Ennek az az előnye, hogy kicsi az elhajlás, és az ultrahang lényegileg a kibocsátó felületre merőleges irányban terjed. Visszaverődés ebből az irányból várható. A többszörös visszaverődés zavaró hatása azáltal csökken, hogy a visszavert hullám energiája általában töredéke a hullám eredeti energiájának, és így a többszörösen visszavert jel erőssége lényegesen kisebb, mint az egyszeresen visszaverté. A visszavert és az eredeti hullám energiájának arányát visszaverő képességnek vagy reflexivitásnak nevezzük. A tér egy (x, y, z) pontjának a visszaverő képességét R(x, y, z)-vel jelöljük. A reflexivitás lehet irányfüggő (tükröző) vagy irány független (diffúz). Orvosi képalkotás szempontjából az utóbbi az előnyös. A tükröző visszaverődést a transzducer beállításával el szokták kerülni. Diffúz visszaverődés akkor jön létre, ha a visszaverő felület kicsi vagy érdes a hullámhosszhoz képest.

Annak elkerülésére, hogy a bőr felületéről nagyon erős visszaverődés történjen, a bőrt erre a célra kifejlesztett kenőccsel kenik be.

A visszavert jel a transducer-be jut, ott az inverz piezoelektromos hatás következtében elektromos jellé alakul. A transducer-ből a jel az időközben átállított kapcsolón keresztül a jelfeldolgozó egységbe kerül. Az onnan kikerülő jelet jelöljük e(t)-vel.

Ha a P(t) jel a transducer kilépő felületéről teljes egészében visszaverődne, és útközben sem szenvedne veszteséget és torzulást, akkor az út megtételéhez szükséges idő miatt e(t) = p(t - 2z/c) lenne. A formulában *P* helyett *p*-t írtunk, mert a transducer és a jelfeldolgozó torzíthatja az eredeti jelet.

Tegyük fel, hogy a transducer kibocsátó felülete a z = 0 síkban, és a középpontja az origóban van. Ekkor a kibocsátó felület karakterisztikája S(x, y), ez azt fejezi ki, hogy ennek a síknak az (x, y) pontja milyen mértékben engedi át a jelet, a kibocsátó felület pontjaiban  $S(x, y) \approx 1$ , másutt 0. Mivel a kibocsátó felületen az eredeti és a visszavert jelnek is át kell haladnia, ezért csak azokban a pontokban kapunk visszavert jelet, ahol  $S(x, y) \approx 1$ . Ezt úgy fejezhetjük ki, hogy a visszavert jel  $S^2(x, y)p(t - 2z/c)$ .

Ha nem teljes a visszaverődés, akkor  $R(x, y, z)S^2(x, y)p(t - 2z/c)$ .

A jel azonban a szervezetben haladva gyengül (attenuation), egységnyi távolságon a gyengülés  $e^{-\alpha}$ . A szervezetben a jel 2z utat tesz meg, ezért a gyengülés  $e^{-2\alpha z}$ . További gyengülés következik be azáltal, hogy a visszaverődés után a jel már nem síkhullám formában terjed, hanem a visszaverődés helye pontforrásként viselkedik. Ez azt jelenti, hogy emiatt a jel erőssége a megtett út négyzetével fordítottan arányos. Tehát a teljes gyengülés:  $e^{-2\alpha z} / z^2$ .

Ha figyelembe akarjuk venni a tér minden pontjából visszavert jel hatását, akkor integrálnunk kell az egész térben, tehát a mért jel nagysága:

$$e(t) = \left| \iiint \left( \left( e^{-2\alpha z} / z^2 \right) R(x, y, z) S^2(x, y) p(t - 2z / c) \right) dx dy dz \right|.$$

Ha P(t) "rövid", azaz csak kis t esetén nem 0, akkor p(t) is rövid, azaz csak  $t - 2z/c \approx 0$  esetén nem 0. Ebben a rövid intervallumban  $z \approx ct/2$ , és akkor  $e^{-2\alpha z}/z^2 \approx e^{-\alpha ct}/(ct/2)^2$ . Mivel a jobb oldalon lévő érték nem függ az integrációs változóktól, ezért kiemelhető az integrál elé. Átosztva vele, kapjuk a távolsággal (idővel) korrigált visszavert jelet:

$$e_c(t) = \left| \iiint \left( R(x, y, z) S^2(x, y) p(t - 2z/c) \right) dx dy dz \right|$$

Mivel a transducer kilépő felülete kicsi, tehát S(x, y) csak  $x, y \approx 0$  esetén nem 0, és mivel p(t) csak  $z \approx ct/2$  esetén nem 0, ezért  $e_c(t)$  értékét a reflexivitásnak csak a (0,0,ct/2) pont kis környezetében fölvett értéke befolyásolja, ezért írhatjuk, hogy

 $R(0,0,z) = R(0,0,ct/2) \approx e_c(t)K = e(t)K(ct/2)^2 e^{\alpha ct}, \text{ ahol } K \text{ a készüléktől függő konstans. Tehát}$  R(0,0,z) értékét úgy kapjuk meg, hogy a készülék méri e(t) értékét, és a mért értéketbeszorozza  $K(ct/2)^2 e^{\alpha ct} t$ -től függő aktuális értékével.

A transducer áthelyezésével tetszés szerinti pontban meghatározható a reflexivitás értéke.

# A scan

Az ultrahang orvosi alkalmazásának legegyszerűbb módja az A scan. A reflexivitást a *z* távolság függvényében ábrázoljuk. Ma már ritkán alkalmazott eljárás, de majdnem minden alkalmazás erre a felvételi módra vezethető vissza. Korábban pl. a szürkehályog kimutatására alkalmazták.



## M mode

Több egymás utáni A scan-t készítenek  $\Delta t$  időközönként, de az egyes A scan-eket nem görbeként, hanem színkódoltan ábrázolják: Minél nagyobb *R* értéke, annál világosabb folt felel meg neki. A *k*. A scan értékeit a *k*. oszlopban helyezik el. Ez a módszer alkalmas pl. a szívbillentyűk mozgásának megfigyelésére.




M módú kép Jól látható a mitrális billentyű mozgása

 $\Delta t$  értékének megválasztásánál ügyelnünk kell a vizsgálni kívánt terület maximális  $z_{max}$ mélységére: addig nem készíthetünk újabb A scan-t, amíg nem érkezett meg az előzőleg kibocsátott jel visszhangja a legnagyobb mélységből. Ez alapján  $\Delta t \ge 2z_{max} / c$ .

## B mode

Az A scan ismételt alkalmazása metszeti kép előállítására is alkalmas. Ennél a módszernél a transducer kibocsátó felülete egyenletes legyező, vagy egyenes vonalú mozgást végez. A mechanikus mozgás helyett az is megvalósítható, hogy a készülékben több kristályt alkalmaznak, és elektronikusan vezérlik, hogy melyik kristály bocsássa ki az ultrahangot. Egyenes vonalú mozgást esetén a  $\Delta t$  időközönként végzett A scan színkódolt értékeit egymással párhuzamos oszlopokba kell elhelyezni. Legyező mozgás esetén  $\Delta t$  időközönként végzett A scan színkódolt értékeit elfordul el a kibocsátó felület, ennek megfelelően a kijelzőn is  $\Delta \varphi$  szöggenként elforduló szakaszok mentén ábrázolják színkódoltan a reflexivitás értékeket. Világos, hogy a sugárra merőleges irányban a felbontás annál gyengébb, minél nagyobb a  $\Delta \varphi$  értéke, és hogy a kép részlet minél távolabb van a legyező mozgás középpontjától.



Ennél a módszernél is figyelembe kell vennünk azt a korlátozást, hogy  $\Delta t \ge 2z_{\max} / c$ . Ez a gyakorlatban azt jelenti, hogy ha  $z_{\max} = 20cm$  mélységig akarunk vizsgálni, és a metszetet n = 200 vonalból kívánjuk előállítani, akkor az ehhez szükséges idő  $n2z_{\max} / c = 200 * 2 * 0.2m / (1540m / \sec) \approx 51ms$ . Amennyiben ennél finomabb fölbontást szeretnénk elérni, a fölvétel ideje n értékével arányosan növekszik.



Hasi ultrahang felvétel

### 3 dimenziós ultrahang vizsgálat

Egy metszeti kép elkészítése után a transducer kibocsátó felülete a metszetre merőleges irányban elmozdul, vagy elfordul. Az így mért adatokat 3 dimenziós tömbbe elhelyezve tetszés szerinti további földolgozást vagy megjelenítést végezhetünk.

A két mechanikus mozgás megvalósítása nehézségekbe ütközik, ezért legalább az egyik mozgást több kristály elektronikus vezérlésével szokták helyettesíteni.

Komoly problémát jelent, hogy a 3 dimenziós adatok összegyűjtése több másodpercet vehet igénybe, és időközben a vizsgált területen elmozdulás történhet. A legújabb ultrahang készülékek már nem hagyományos A scan alapján dolgoznak, hanem egyidejűleg több kristályból több vonalat magába foglaló zónában bocsátanak ki ultrahangot, és a visszavert jelet is több kristállyal veszik fel. A hullámelmélet alapján matematikai módszerek segítségével dolgozzák fel az adatokat, és állapítják meg a zóna minden pontjában a reflexivitás mértékét (zóna szonográfia). A zónák méretének növelésével, és a párhuzamos feldolgozási lehetőség kihasználásával radikálisan csökkenthető az egy metszet előállításához szükséges idő, ezáltal lehetővé válik olyan gyors mozgást végző szervek 3 dimenziós vizsgálata, mint a szív.



Hagyományos technika: nagyon sok vonal mentén *R* meghatározása



Zóna szonográfia: viszonylag kevés zónában *R* egyidejű meghatározása

## **Doppler ultrahang**

A visszavert jel frekvenciája nagyobb (kisebb), mint a kibocsátott jel frekvenciája, ha a visszaverő felület közeledik (távolodik).



Tegyük fel, hogy a *t*=0 időpontban egy *c* sebességgel haladó hullám frontja éppen elérte a v sebességgel mozgó visszaverő felületet, és a *t*= $\tau$  időpontban hagyta el a teljes hullám ezt a felületet.  $\tau$  idő alatt a hullám frontja (a visszaverő felület kezdeti helyzetétől)  $c\tau = v\tau + \lambda$  utat

tett meg (pontozott hullám). Innen  $\tau = \lambda/(c - v)$ . Ugyanekkora utat tett meg a visszavert hullám kezdő pontja is a visszaverő felület kezdeti helyzetétől, de közben a visszaverő felület v $\tau$ -val elmozdult, tehát a visszavert hullám hossza  $\lambda' = \tau(c + v) = \lambda(c + v)/(c - v)$ . Ez alapján kiszámítható a visszavert hullám frekvenciája:  $\nu' = \nu(c - v)/(c + v)$ .

A frekvenciák különbségéből egyszerűen meghatározható a visszaverő felület sebessége: v - v' = v - v(c - v)/(c + v) = 2vv/(c + v)és innen  $v = (c + v)(v - v')/2v \approx c(v - v')/2v$ , mert  $v/2v \approx 0$ .

Ha a *c* és v sebesség  $\theta$  szöget zár be, akkor v =  $c(v - v')/2v\cos\theta$  érvényes.

A készülék a mért v sebességgel arányos erősségű susogó hangot bocsát ki, ami segít az érpálya helyzetének és irányának meghatározásában, hogy az áramló vér iránya és a kibocsátott ultrahang párhuzamos legyen, és numerikusan is kijelzi az áramló vér sebességét.

A szürke metszeti képen az áramlás irányát és sebességét színes skála szerint szokás ábrázolni.



Normális





# MÁGNESES REZONANCIA (MR, MRI, NMR)

A diszciplína eredeti megnevezése Nuclear Magnetic Resonance (atommag mágneses rezonancia). A "nukleáris" szó az atombombára emlékeztetett, ezért később inkább elhagyták. Újabban elterjedt a Magnetic Resonance Imaging (mágneses rezonanciás képalkotás) elnevezés.

Az mágneses rezonancia jelenséget Bloch és Purcell írta le először 1946-ban, 1952-ben Nobel díjban részesültek.



A kvantumfizikában a mágneses momentumot spin-nek nevezik. Egy atommag spin-je a benne lévő protonok (P) és neutronok (N) számától függ:

- Ha P és N páros, akkor a spin = 0. Pl. <sup>4</sup>He, <sup>12</sup>C, ... 0.
- Ha P és N páratlan, akkor egész szám. Pl. <sup>2</sup>H: 1, <sup>10</sup>B: 3, ...
- Ha P + N páratlan, akkor egész + fél. Pl. <sup>1</sup>H, <sup>15</sup>N: <sup>1</sup>⁄<sub>2</sub>, <sup>17</sup>O: 5/2, ...

Mágneses térben a mágneses momentum az erővonalakkal csak meghatározott szöget zárhat be. A különböző irányokhoz –párhuzamos és antipárhuzamos – különböző energia szint tartozik.



alacsony energia szint párhuzamos



magas energia szint antipárhuzamos

Normális körülmények között szoba hőmérsékleten a párhuzamos spinű tracer (proton) relatív többlete kb. 10<sup>-6</sup> nagyságrendű (Boltzmann statisztika).

Föld mágnesesség az egyenlítőn 0.3 G (Gauss), a sarkokon 0.7 G, ezzel szemben a mágneses rezonancia készülékekben lévő mágnesesség 1 – 15 KG = 0.1 - 1.5 T (Tesla). 1 T =  $10^4$  G



A két energia szint különbsége *E*, E = vh, ahol *h* a Planck féle állandó. Másképp  $E = h\gamma B$ , ahol  $\gamma$  a giromágneses együttható, *B* a mágneses térerősség).

Larmor frekvencia:  $v = \gamma B$ . Hidrogén (<sup>1</sup>H) esetén a Larmor frekvencia 42.58 MHz / T.

A továbbiakban áttérünk a makroszkopikus tárgyalásra. Néhány definíció:

Spin csomag: egy kisebb térrészben lévő spin-ek összessége.

**Mágnesezettségi vektor**: a spin csomagban lévő spin-ek által képviselt eredő mágneses momentum.

Mutasson a mágneses tér a -z tengely irányába, ekkor nyugalmi állapotban a mágnesezettségi vektor ( $M_0$ ) a z tengely irányába mutat.



Larmor frekvenciájú rádióhullámokkal forgatónyomatékot tudunk gyakorolni a mágnesezettségi vektorra, ennek hatására a mágnesezettségi vektor elfordul. Az elfordulás a rádióhullámok terjedési irányára merőleges síkban történik, az elfordulás szöge arányos a rádióhullám amplitúdójával (energiájával) és a kibocsátás idejével (**RF** pulzus).

 $\textbf{RF}\alpha$ : a mágnesezettségi vektort  $\alpha$  -val forgató pulzus.

Energiát közölve elérhető, hogy a mágnesezettségi vektor *z* irányú komponense 0 vagy – $M_0$  legyen. A rendszert magára hagyva a mágnesezettségi vektor fokozatosan visszatér az eredeti állapotába. Jelölje  $M_z(t)$  a mágnesezettségi vektor *z* irányú komponensét a *t* időpontban, akkor

$$M_{z}(t) = M_{0}(1 - e^{-t/T_{1}})$$
 illetve  
 $M_{z}(t) = M_{0}(1 - 2e^{-t/T_{1}})$ 

 $T_1$  a longitudinális relaxációs idő (spin lattice relaxation time).  $T_1$  értéke a térrész fizikai, kémiai tulajdonságától függ, általában 300 és 2000 ms közötti érték.

longitudinális magnetizáció



idő





Ha a mágnesezettségi vektor szöget zár be a *z* tengellyel, akkor Larmor frekvenciájú precessziós mozgást végez (pörgettyű forgatónyomaték hatása alatt) a *z* tengely körül, miközben a *z*-re merőleges komponense ( $M_{xy}$ ) fokozatosan csökken:

 $M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-t/T_2}$ , ahol  $T_2$  a transzverzális relaxációs idő (spin-spin relaxation time).



 $T_2$  értéke a térrész fizikai, kémiai tulajdonságától függ, kb. 30 – 150 ms.  $T_2$  lényegesen kisebb, mint  $T_1$ .

A kezdetben azonos fázisban precesszáló spin-ek a lokálisan kissé eltérő mágneses térerősség hatására "kiesnek" a fázisból, és a továbbiakban már nem erősítik egymás hatását annyira.

Hogy jobban megértsük a jelenséget, vizsgáljuk meg különböző helyzetekben a szinusz függvények összegét. amplitúdó



Öt azonos fázisban lévő azonos amplitúdójú és frekvenciájú szinusz függvény összege.



Öt különböző fázisban lévő azonos amplitúdójú és frekvenciájú szinusz függvény összege.





A mérhető jel elméleti alakja $T_2$  görbe a maximális amplitúdókhoz illeszkedő exponenciális görbe



Különböző *T*<sup>2</sup> görbék azonos proton sűrűség esetén

idő

#### 90-FID szekvencia:



90°-os impulzus alkalmazása után a nyugalmi állapothoz történő visszatéréskor energia szabadul fel, ez az energia Larmor frekvenciájú rádióhullám formájában kisugárzódik (FID – free induction decay). Ezt a jelet tudjuk mérni. A jel exponenciálisan csillapodó hullám. A csillapodás  $T_2$ -nek megfelelő sebességű.

Általában pl. a jel-zaj viszony javítása érdekében  $T_R$  időnként megismétlik az egész folyamatot (pulzus és felvétel), ilyenkor a mágnesezettségi vektor még nem egészen tér vissza a nyugalmi állapotába, ezért az ismétlés során elforgatott vektor kisebb, mint  $M_0$ :

$$M_{z} = M_{0} (1 - e^{-T_{R}/T_{1}})$$
 ,

így a jel nagysága is ezzel arányos (de  $T_2$  -nek megfelelő sebességgel csökkenő):

 $S = k\rho \left(1 - e^{-T_R/T_1}\right)$ , ahol *k* arányossági tényező,  $\rho$  pedig a spin (proton) sűrűség.



longitudinális magnetizáció

Ismételt RF90 szekvencia

Spin – Echo szekvencia:



A 90° -os pulzus után a kicsit eltérő frekvenciával precesszáló spin-ek fokozatosan "kiesnek" a fázisból, a 180° -os pulzus után azok, amelyek siettek, most "messzebbről indulnak visszafelé", egy idő múlva újra szinkronba kerülnek, majd ismét kiesnek a szinkronból. A jel először erősödik, majd gyengül ( $T_2$  -nek megfelelően). A jel maximális nagysága:

 $S = k\rho (1 - e^{-T_R/T_1})e^{-T_R/T_2} , \text{ ahol } T_E \text{ a } 90^\circ \text{ -os pulzus és a maximális jel között eltelt idő.}$   $\int \frac{jel}{jel} + \frac{j$ 





#### Inverziós (Inversion Recovery) szekvencia:



RF180 után hosszabb szünet van, ezalatt részben bekövetkezik a longitudinális relaxáció  $M_z = M_0 (1 - 2e^{-T_I/T_1})$ , ahol  $T_I$  az RF90-ig eltelt idő. Ezt az  $M_z$ -t fogja forgatni RF90.

Ha  $T_R$  időnként ismételjük a szekvenciát, akkor  $S = k\rho \left( 1 - 2e^{-T_I/T_1} + e^{-T_R/T_1} \right).$ 



Inverziós (Inversion Recovery) szekvencia

A kapott jel kisebb, mint amekkorát 90-FID szekvencia esetén kaphatunk, de  $T_I$  megfelelő választásával elérhető, hogy bizonyos szövetek (pl. ahol folyadék van) egyáltalán ne adjanak jelet. Ehhez  $T_I$ -t úgy kell választani, hogy  $T_I = T_{1T} \ln 2$ , ahol  $T_{1T}$  az eltüntetendő szövetre jellemző  $T_1$  érték.

 $T_R$ ,  $T_E$  és  $T_I$  megfelelő választásával különböző súlyozású képeket kaphatunk.

 $S = k\rho \left( 1 - e^{-T_{R}/T_{1}} \right) e^{-T_{E}/T_{2}}$ 

Ha  $T_R$  rövid (500-600 ms), akkor nem telik el elég idő, hogy bizonyos szövetek longitudinális magnetizációja visszaálljon ( $T_1$  relatíve hosszú).

Ha  $T_E$  is rövid ( $\approx 20$  ms) vagy nincs, akkor a  $T_2$  különbségek nem érvényesülnek. Ebben az esetben  $T_1$ súlyozott képet kapunk.

T<sub>1</sub> súlyozott kép

$$S = k\rho \left( 1 - e^{-T_{R}/T_{1}} \right) e^{-T_{E}/T_{2}}$$

Ha  $T_R$  hosszú (2000-3000 ms), akkor a  $T_1$ relaxációban nem találunk jelentős különbséget az egyes szövetek között.

Ha  $T_E$  rövid ( $\approx 20$  ms) vagy nincs, akkor a  $T_2$  különbségek sem érvényesülnek. A rögzített jel csak a proton sűrűségtől függ. Ebben az esetben proton sűrűség (density) súlyozott képet kapunk.

Spin (proton) sűrűség kép (PD)

$$S = k\rho \left( 1 - e^{-T_{R}/T_{1}} \right) e^{-T_{E}/T_{2}}$$

Ha  $T_R$  hosszú (2000-4000 ms), akkor a  $T_1$ relaxációban nem találunk jelentős különbséget az egyes szövetek között.

Ha  $T_E$  hosszú (80-150 ms), akkor a  $T_2$ relaxációban lényeges különbségek jelentkeznek. Ebben az esetben  $T_2$ súlyozott képet kapunk.

T<sub>2</sub> súlyozott kép









Inverziós szekvencia esetén az RF90 pulzus idejének megválasztásával elérhető, hogy bizonyos szövetekben a longitudinális magnetizáció értéke sokkal kisebb legyen, mint másutt.



Különböző *T*<sup>1</sup> és *T*<sup>2</sup> görbék inverziós (Inversion Recovery) szekvencia esetén

### FLAIR (Free Liquid Attenuated Inversion Recovery)

A FLAIR olyan inverziós szekvenciával készült  $T_2$  kép, amelynél az RF180 impulzus után addig várunk, amíg a folyadékban a mágnesezettség értéke 0, és akkor adjuk ki RF90-et. Ekkor a folyadék nem ad jelet.









### A hely meghatározásának elve

**Gradiens mágneses mező:** olyan  $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$  inhomogén mágneses mező, amelyben a térerő a megfelelő koordináta értékével arányos. Egy ilyen mágneses mezőt hozzáadva a *B* mágneses mezőhöz a Larmor frekvencia értéke a helytől függően megváltozik, pl.:

 $v_x = \gamma \left( B + x G_x \right)$ 

Ezt többszörösen kihasználhatjuk.

### Metszet kiválasztás:

Alkalmazzuk pl.  $G_z$ -t a  $\gamma (B + z_0 G_z)$  frekvenciájú pulzus idején. Erre a pulzusra csak a  $z = z_0$  síkban lévő spin-ek fognak reagálni, tehát felvételkor csak ebből a síkból kapunk jelet.

Felvétel közben alkalmazzuk pl.  $G_x$ -t, ekkor csak az  $x = x_0$  síkban lévő spin-ek adnak  $\gamma (B + x_0 G_x)$  frekvenciájú jelet. Fourier transzformációval szét tudjuk választani a különböző frekvenciájú (különböző x koordinátájú egyenesekről érkező) jeleket. Ezt és a metszet

kiválasztását figyelembe véve a jel a  $z = z_0$  és az  $x = x_0$  által meghatározott egyenesen lévő spinekből származik (vetület), tehát a  $z = z_0$  metszet 0 szögű (*y* irányú) vetülete megkapható.

### Visszavetítéses leképezés

 $G_x$  helyett  $G_x \cos(\vartheta) + G_y \sin(\vartheta)$ -t alkalmazva a  $\vartheta$  szögű vetülethez juthatunk. A vetületek ismeretében a rekonstrukciós eljárások segítségével határozható meg maga a metszet.

A három gradiens mágneses mező megfelelő súlyozásával tetszőleges irányú gradiens hozható létre, tehát tetszőleges sík metszet szelektálható, és rekonstruálható, nem csak transzverzális.

### Fázis kódolás (phase encoding)

*n*-szer ismételjük a szekvenciát (*n* általában 128 vagy 256). A *k*. ismétlésnél a metszet kiválasztása után  $k * G_y / n$  fázis kódoló gradienst alkalmazunk: ahol nagyobb a térerő, ott nagyobb a Larmor frekvencia, ott a precesszió fázisa sietni fog. Minden ismétléskor más jelet kapunk. Az így nyert jelekből meghatározható, hogy melyik pont milyen mértékben járul hozzá a vetület értékéhez, tehát meghatározható maga a voxel érték.

### Több metszet egyidejű leképezése (multi slice imaging)

Az egyes szekvenciák hasznos része általában sokkal rövidebb, mint a szekvencia ismétlési ideje, a metszet leképezéséhez kihasználatlan idő szomszédos metszetek leképezésére használható. Amikor az első metszet jelének fölvétele befejeződött, akkor indítható a második metszet szelekciója, stb.

# MRI készülék elvi felépítése



# MRI készülék vázlatos rajza



# REGISZTRÁCIÓ

Regisztrációs probléma: geometriai viszony meghatározása képek között.

## Megnevezései:

- kép regisztráció (image registration),
- kép illesztés (image matching),
- kép fúzió (image fusion).

Regisztrációs feladatok osztályozása

- több modalitásos regisztráció (multi-modality registration): ugyanazon betegről különböző leképező technikákkal felvett képek egymásra illesztése,
- egy modalitásos regisztráció (single/uni- modality registration):
  - o különböző időpontokban felvett képek között (pl. dinamikus vizsgálat),
  - eltérő körülmények mellett felvett képek között (pl. terheléses és nyugalmi vizsgálat),
  - különböző betegek azonos célú vizsgálatának képei között (pl. digitális anatómiai atlasz előállítása),
  - o digitális anatómiai atlasz használata.

Regisztrációs technikák

- manuális,
- interaktív (az operátor "szempontokat" ad a programnak),
- automatikus.

## A regisztrációs módszerek jellemzői

- a keresett transzformáció típusa,
- a regisztráció alapjául szolgáló jellemzők,
- a regisztráció jóságának mértéke,
- stratégia.

## A regisztráció alapja

- külső, mesterséges jeleken alapuló (extrinsic arteficial marker related)
  - o bőrön elhelyezett jelek,
  - o fej- és fogrögzítő eszközök,
  - o sztereotaktikus keret
- belső, a képek valódi jellemzőin alapuló (intrinsic patient related)
  - o anatómiai pontok,
  - o anatómiai struktúrák,
  - o geometriai tulajdonságok.

A transzformáció típusa

- merev test (eltolás, forgatás, tükrözés),
- lineáris (nagyítás, affin),
- nem lineáris.

## A regisztráció folyamata



Ma már léteznek PET-CT és SPECT-CT készülékek, amelyek segítségével a beteg elmozdulása nélkül készíthető PET illetve SPECT és CT felvétel, ahol a regisztráció automatikusan történik.

# HÁROM DIMENZIÓS (3D) ADATOK MEGJELENÍTÉSE

A három dimenziós adatok legteljesebb megjelenítése metszetek formájában valósítható meg. A szokásos metszetek:

- transzverzális,
- frontális,
- szagittális,
- ferde.

A térbeli összefüggések metszetek síkjával szöget bezáró irányban történő megfigyelése komoly nehézségekbe ütközik, ezért más megjelenítési módok is szokásosak.

A megjelenítendő információ lehet valamilyen felülethez kötődő – a hétköznapi megfigyeléseink is általában ilyenek – vagy a térben megoszló – ilyen például a vízben nem teljesen elkevert színes folyadék.

Ha az információ felülethez köthető, akkor elképzelhető a felület síkba terítése, ha a felület alakja nem lényeges. Ilyen módszert alkalmaznak a szívizom vérellátásának vizsgálatakor a bull's eye megjelenítéskor.

Ha a felület alakja lényeges, akkor a grafikában alkalmazott eljárások állnak rendelkezésünkre (surface rendering). Ilyenek a felület drót-vázzal történő megjelenítése, vagy térhatású kép előállítása, amely tartalmazhat átlátszó (transparent) és nem átlátszó elemeket.

A térbeliség érzékelése több dologból tevődik össze:

- a két szem két kissé eltérő képet lát, ezek az agyban szintetizálódnak (sztereó látás). Ez az érzékelési mód csak viszonylag közeli tárgyak esetén működik. Ha a tárgyak nagyon távol vannak, akkor a két kép olyan kis mértékben különbözik egymástól, hogy az agy már nem képes a távolságok különbségét érzékelni.
- nagyság konstancia: közeli dolgok nagyobbnak látszanak. Az ismert dolgok méretével tisztába vagyunk, ha például egy embert kicsinek látunk, azt általában úgy érzékeljük, hogy távol van tőlünk. A festők is alkalmazzák ezt a módszert a távolság érzékeltetésére.
- megvilágítás
  - ha pontforrásból történik a megvilágítás, akkor a fényforráshoz közeli dolgok jobban megvilágítottak,
  - pontforrásból történő és párhuzamos megvilágítás esetén is a merőlegesen megvilágított dolgok fényesebbek, mint a ferdén megvilágítottak.

Felület megjelenítés esetén általában alkalmazhatjuk a számítógépes grafikában használatos módszereket. Ennek során megadhatjuk a felület fényvisszaverő képességét, ami lehet tükröző (sima, fényes felület) és diffúz (érdes felület).

• diffúz fényvisszaverődés esetén a közeli dolgok fényesebbek, mint a távolabbiak.

Fényforrásokat definiálhatunk.

• a fényforrás és a nézőpont egybeeshet: nagyon egyszerű a megvalósítása,

• különbözhet (több fényforrás): árnyék keletkezhet.

Többszörös visszaverődés figyelembevételével alkothatunk képet (sugár követés).

A számítógép képernyőjén előállított kép mozoghat, foroghat, ami emeli, sőt, önmagában is biztosíthatja a térhatást.

Három dimenziós orvosi képek megjelenítésénél általában párhuzamos vetítés alkalmazható, és föltételezhető, hogy a fényforrás és a nézőpont egybeesik, ez nagy mértékben egyszerűsíti a megjelenítéshez szükséges algoritmust. Ugyancsak egyszerűsítés, hogy a felületet egy színűnek tekintik.

# Felület megjelenítés (surface rendering)



A felületi pont fényessége függ a pont képernyőtől mért távolságától (d), továbbá a vetítő sugár és a felület adott pontjához tartozó normális által bezárt szögtől ( $\varphi$ ).

A fényesség:  $f(d, \varphi)$ , egyszerű esetben pl.  $\cos \varphi/d$ , vagy D - d, … alkalmazható.

# Algoritmusok

Használhatjuk a felület sokszögekkel való közelítése után a számítógépes grafikában szokásos algoritmusokat, de ez a két lépcsős módszer egyrészt a közelítés miatt hibákat eredményezhet, másrészt hosszadalmas lehet.

A legegyszerűbb, ha a képernyő minden pixeléhez megkeressük *d*-t és  $\varphi$ -t. *n* db *n\*n*-es kép esetén ez a módszer  $O(n^3)$  műveletet igényel.

Ha több irányból is elő akarjuk állítani a felület nézetét, akkor előkészítés után  $O(n^2)$ -es algoritmust is alkalmazhatunk. Ehhez meg kell keresnünk és listára kell fűznünk az elvileg látható voxeleket, illetve a voxelek látható lapját. Minden térnyolcadhoz más listát kell készítenünk. A listán azok a lapok szerepelnek előbb, amelyek távolabb vannak a nézőponttól.

Elvileg látható voxelekről beszéltünk, mert nem biztos, hogy valójában is láthatók, ahogy ezt a mellékelt két dimenziós példa mutatja.





Elvileg sem látható pixel Elvileg látható, de valójában sehonnan se látható pixel

A lista minden eleméhez megállapítjuk, hogy a képernyő melyik részére milyen színű pixelt kell rajzolnunk. Az algoritmus során előfordulhat, hogy a képernyőnek olyan pontjára kell rajzolnunk, ahova már korábban is rajzoltunk. Ez nem probléma, mert a lista elemek sorrendje biztosítja, hogy a később rajzolt voxel közelebb van a nézőponthoz, tehát a korábban rajzolt voxelt eltakarja.

Előfordulhat az is, hogy a képernyőn a megjelenített objektum belsejében kitöltetlen pixelek maradnak. Ennek az az oka, hogy ferde nézet esetén a szomszédos voxelek vetülete egy pixelnél nagyobb távolságra kerülhet egymástól, és a kerekítés miatt kimarad egy pixel. Ezen könnyen segíthetünk, ha minden voxel vetületét legalább  $\sqrt{3}$ -szor nagyobb oldalú négyzeten ábrázoljuk, mint a voxel oldaléle.



Ultrahang segítségével készült magzati felvétel.

A mai technika már lehetővé teszi a három dimenziós kép gyors elkészítését, így ezek egymás után fűzésével mozgó képet állíthatunk elő.

Az adatok transzformációjával elérhetjük, hogy tetszés irányból nézzük meg a felvételt.

Különböző felvételi technikával készített három dimenziós felvételek regisztrációja után lehetőségünk van a felvételeken látható információ együttes megjelenítésére. Pl. az agydaganat az MR képen, a csontrendszer a CT képen, az agyban futó nagy erek az MRA képen látszik legjobban. A daganat sebészi eltávolításának tervezéséhez és végrehajtásához nagy segítséget nyújt ezek egyetlen képen történő megjelenítése. A különböző felvételek alakzatait eltérő (zöld, szürke, piros) színskálán ábrázoljuk.



### Térfogat megjelenítés (volume rendering)

Gyakran előfordul, hogy a vizsgálni kívánt elváltozás nem jól kapcsolható valamely felülethez. Ilyen esetekben térfogat megjelenítést alkalmazhatunk.

Tételezzük fel, hogy minden voxet emittál – fényt bocsát ki – és abszorbeál is – a ráeső fényt csak részben engedi át. Az *i*-dik voxelből kilépő fény a belépő fénytől (*Ii*) és az *i*-dik voxeltől függ (*Vi*).



 $I_{i+1} = f(I_i, V_i)$ . Szokásos, hogy  $I_0 = 0$  és  $I_{i+1} = C * I_i + V_i$ , ahol *C* az abszorpciós konstans. Ha C=1, akkor ez a megjelenítés abszorpció mentes projekció.

Másik speciális eset, a maximális intenzitás megjelenítés:  $I_{i+1} = \max(I_i, V_i)$ .

Agy vérátfolyásának megjelenítése három dimenziós maximális intenzitás képen.

A képről nem dönthető el, hogy az ábrázolt érték az agy jobb vagy bal oldalán lévő vérátfolyás értékét mutatja.



Ez a módszer alkalmas lehet pl. tumor keresésre. Olyan radiofarmakonnal készítünk SPECT vizsgálatot, amely a tumorban dúsul. Ekkor a metszeti képek tanulmányozása helyett célszerű lehet a maximális intenzitás megjelenítése. Ezek a képek önmagukban nem mutatnak térhatást, a térhatás pl. az alakzat forgatásával érhető el.

# A felület és térfogat megjelenítés kombinációja



Sok esetben nem a felület alakja, hanem a szerv felülethez közeli részének működése informatív a leletezés szempontjából. Ilyen például az agy szürke állományának vérellátása. Az agy szürke állománya viszonylag vékony, de radioizotópos módszerrel nem magán a felületen, hanem a szürke állomány belsejében határozható meg a vérátfolyás mértéke. Ennek a három dimenziós ábrázolásához először meghatározzuk a szürke állomány felszínét, majd a felszín látható pontjaiban meghatározzuk a felület normálisát, és a normális meghosszabbítása mentén megadott mélységig megkeressük a maximális vérátfolyást mutató voxelt. Az a voxel jól jellemzi a szürke állomány adott területének vérátfolyását. Ennek a voxelnek a színkódolt értékével színezzük a felület adott pontját. Agy vérátfolyásának megjelenítése három dimenziós mélységi intenzitás képen.

A képen ábrázolt érték az agy bal oldalán lévő vérátfolyás értékét mutatja.



# Három dimenziós parametrikus képek

A szívizom mozgásának tanulmányozásához három dimenziós parametrikus képet alkalmazhatunk. A szokásos fázis és amplitúdó kép metszet formában nehezen áttekinthető:



Fázis kép

Amplitúdó kép

Az átlagos vértartalom kép alapján könnyen előállíthatjuk a bal kamra felszínének három dimenziós képét, de az elég kevés információt hordoz. Ehelyett célszerű a felszínt a felszíni ponthoz tartozó fázis illetve amplitúdó értékkel színezni.

#### Fázis kép

Amplitúdó kép

Kb. egészséges bal kamra. A fázis képen jól látszik, hogy a bal kamra teljes területén az összehúzódás kb. egyszerre történik. Az amplitúdó képen látható, hogy az összehúzódás erőteljes.

Aneurizmás bal kamra. A fázis képen jól látszik, hogy a bal kamra hátsó fali és a csúcsi részen az összehúzódás késve történik (aneurizma). Az amplitúdó képen látható, hogy ezen a részen az összehúzódás kis mértékű.

