

# Nukleární zobrazovací metody

## PET, SPECT

J. Kybic

2008–2021

## Zdroje

- <http://www.bic.mni.mcgill.ca/~louis/seminars/399-650/pet.html>
- [http://ocw.mit.edu/NR/rdonlyres/Nuclear-Engineering/22-01Introduction-to-Ionizing-RadiationFall2003/60AA5867-88AE-49C7-9478-2F4661B4EBBE/0/pet\\_spect.pdf](http://ocw.mit.edu/NR/rdonlyres/Nuclear-Engineering/22-01Introduction-to-Ionizing-RadiationFall2003/60AA5867-88AE-49C7-9478-2F4661B4EBBE/0/pet_spect.pdf)
- <http://www.pet.mc.duke.edu/rsna04/turk-petspectphysicsRSNA2005.pdf>
- <http://www.nuclear.kth.se/courses/medphys/5A1414/TOFPET1.pdf>
- <http://www.fmri.org>,
- A. Webb: Introduction to Biomedical Imaging

# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

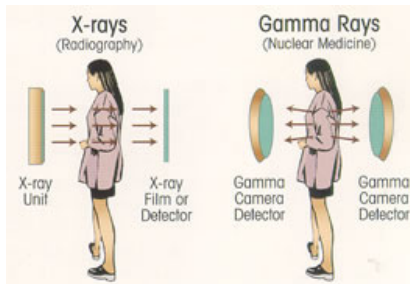
SPECT

PET

Klinické aplikace PET

Závěr

# Nukleární versus rentgenové zobrazování



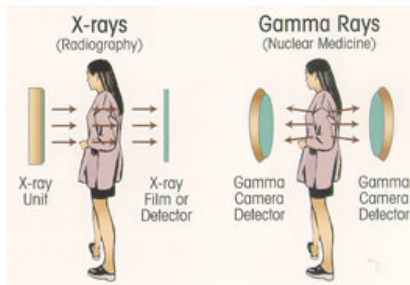
- **Rentgen a CT**

- *transmisní* zobrazování, zdroj vně těla

- **PET, SPECT**

- *emisní* zobrazování, zdroj uvnitř těla

# Nukleární versus rentgenové zobrazování



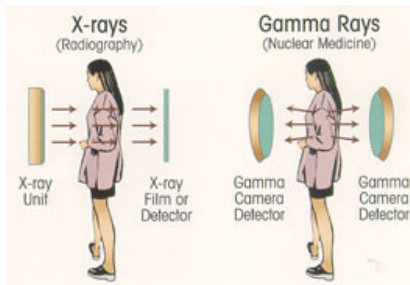
- **Rentgen a CT**

- *transmisní* zobrazování, zdroj vně těla
- **Anatomické zobrazování (tvar, zlomenina)**

- **PET, SPECT**

- *emisní* zobrazování, zdroj uvnitř těla
- **Funkční zobrazování (metabolismus, prokrvení), koncentrace radiofarmak**

# Nukleární versus rentgenové zobrazování



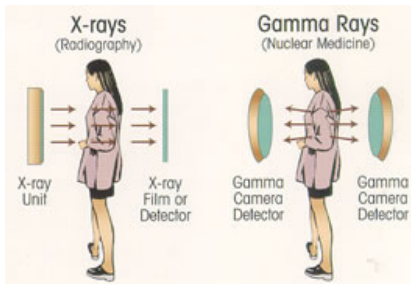
- **Rentgen a CT**

- *transmisní* zobrazování, zdroj vně těla
- Anatomické zobrazování (tvar, zlomenina)
- **Rentgenové záření**

- **PET, SPECT**

- *emisní* zobrazování, zdroj uvnitř těla
- Funkční zobrazování (metabolismus, prokrvení), koncentrace radiofarmak
- **$\gamma$  záření**

# Nukleární versus rentgenové zobrazování



- **Rentgen a CT**

- *transmisní* zobrazování, zdroj vně těla
- Anatomické zobrazování (tvar, zlomenina)
- Rentgenové záření
- **Rozlišení < 1 mm**

- **PET, SPECT**

- *emisní* zobrazování, zdroj uvnitř těla
- Funkční zobrazování (metabolismus, prokrvení), koncentrace radiofarmak
- $\gamma$  záření

# Aplikace

- Kostí — metabolismus
- Srdce — prokrvení a metabolismus
- Mozek — prokrvení, funkce
- Ledviny — funkce, prokrvení
- Nádory — nádory, radioaktivně značené sondy



# Principy nukleárního zobrazování

## Radioaktivita

Radioaktivní rozpad

Produkce radionuklidů

Cyklotron

Radiofarmaka

Podávání a konstrukce radiofarmak

Přehled radioizotopů

Gama kamera

SPECT

PET

Klinické aplikace PET

# Radioaktivita

- prvek = stejný počet protonů
- izotop = stejný počet protonů i neutronů
- nedostatek/přebytek neutronů → nestabilita → radioaktivní rozpad → stabilní izotop

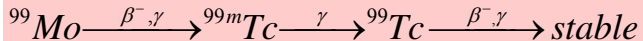
## Radioactive decay

- Nuclides with neutron excess:  $\beta^-$  decay  
( $\beta^-$  = electron)



- Electron is ejected with high energy

## Isomeric transition



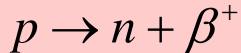
When Molybdenum decays, Technetium is formed which is in an excess state with a half-life of approx. 6 hours. It decays only leaving a gamma photon (not changing the nucleus!) which is called an isomeric transition

## Popular Single Photon Emitters

Nuclide	Half-life	$E_{\text{photon}}$ (keV)
$^{67}\text{Ga}$	3.25 days	84
		93
		185
		300
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6.0 hours	140
$^{111}\text{In}$	2.81 days	172
		247
$^{131}\text{I}$	8.1 days	364
$^{201}\text{Tl}$	3.0 days	70-80

## Radioactive decay

- Nuclides with a neutron deficit,  $\beta^+$  decay ( $\beta^+$  = positron)



- Example:  $^{11}\text{C}$  decays into boron-11
- Positron emitters are very short-lived. Positrons collide with an electron to annihilate and form two 511 keV photons

## Positron Decay



<u>Nuclide</u>	<u>half-life</u>
C-11	20.3 min
N-13	10 min
O-15	124 sec
F-18	110 min
<i>Rb-82</i>	<i>75 sec</i>



## Radioactive decay

- Radioactive decay is a stochastic process (governed by chance). Therefore decay is exponential
- Because of exponential decay, activity of radioactive sample never falls to zero
- Half-life values of radionuclides crucial for their application in medical imaging



# Radionuclides

---

SI unit is the Becquerel (Bq)

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ dps (disintegration per second)}$$

old unit is the Curie (Ci)

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ dps}$$

**Activity (A) = rate of decay**

**$N_0$  = number of active nuclei at time  $t = 0$**

**$N(t)$  is the number of active nuclei at time 't'**

**$\lambda$  is the decay constant**

$$\lambda = 0.693/T \quad (T = \text{half-life})$$

$$dN/dt = -\lambda N(t)$$

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$$

# Effective Half-Life

---

Physical half-life,  $T_P$  [radioactive decay]

Biological half-life,  $T_B$  [clearance from the body]

$$A = A_0 e^{-\lambda_{phys} t} e^{-\lambda_{biol} t}$$

$$A = A_0 e^{-(\lambda_P + \lambda_D)t} \quad \lambda_P + \lambda_B = \lambda_E$$

$$\frac{1}{T_E} = \frac{1}{T_B} + \frac{1}{T_P} \quad \text{or} \quad T_E = \frac{T_P T_B}{T_P + T_B}$$

## Effective Half-Life

---

**E.g., for an isotope with a 6-hr half life attached to various carrier molecules with different biological half-lives.**

$T_P$	$T_B$	$T_E$
6 hr	1 hr	0.86 hr
6 hr	6 hr	3 hr
6 hr	60 hr	5.5 hr
6 hr	600 hr	5.9 hr

## Effective Half-Life

---

Assume  $10^6$  Bq localized in a tumor site, vary T

<b>Nuclide</b>	<b>Half-life (T)</b>	<b><math>\lambda</math> (sec<sup>-1</sup>)</b>	<b>N</b>
<b>1</b>	<b>6 sec</b>	<b>0.115</b>	<b><math>8.7 \times 10^7</math></b>
<b>2</b>	<b>6 min</b>	<b><math>1.75 \times 10^{-3}</math></b>	<b><math>5.7 \times 10^9</math></b>
<b>3</b>	<b>6 hrs</b>	<b><math>3.2 \times 10^{-5}</math></b>	<b><math>3.1 \times 10^{11}</math></b>
<b>4</b>	<b>6 days</b>	<b><math>1.3 \times 10^{-6}</math></b>	<b><math>7.7 \times 10^{12}</math></b>
<b>5</b>	<b>6 years</b>	<b><math>4 \times 10^{-9}</math></b>	<b><math>2.5 \times 10^{15}</math></b>

## Effective Half-Life

---

Assume  $10^{10}$  atoms of radionuclide localized in a tumor site, vary T

Nuclide	Half-life (T)	$\lambda$ ( $\text{sec}^{-1}$ )	Activity (Bq)
1	6 sec	0.115	$1.15 \times 10^9$
2	6 min	$1.75 \times 10^{-3}$	$1.7 \times 10^7$
3	6 hrs	$3.2 \times 10^{-5}$	$3.2 \times 10^6$
4	6 days	$1.3 \times 10^{-6}$	$1.3 \times 10^4$
5	6 years	$4 \times 10^{-9}$	40

# Principy nukleárního zobrazování

## Radioaktivita

Radioaktivní rozpad

**Produkce radionuklidů**

Cyklotron

Radiofarmaka

Podávání a konstrukce radiofarmak

Přehled radioizotopů

## Gama kamera

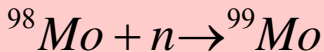
## SPECT

## PET

## Klinické aplikace PET

## Production of radionuclides

- Only few radionuclides exist in nature, they require long half-life times (uranium, radium, radon)
- In nuclear medical imaging, unstable radionuclides are produced
- E.g. force an additional neutron into a stable nucleus in a nuclear reactor – **neutron excess**



Mo=Molybdenum

# Production of Radionuclides

---

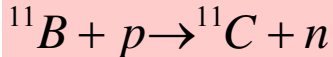
## Reactor production, Nuclear fission

- Heavy nuclides ( $A > 230$ ) capture a neutron; tend to fission
- Daughter nuclides of  $\sim$  half the parent mass are produced
- Possible to purify nuclides carrier free (chemically different)
- Nuclides generally neutron rich and decay by  $\beta^-$  emission



## Production of radionuclides

- E.g. force an additional proton into a stable nucleus, knocking out a neutron – **neutron deficit**



B=Boron  
C=Carbon

- This process occurs in a cyclotron. Since atomic number changes, unstable nuclei can be separated chemically from the original stable nuclei. They are short-lived. A cyclotron should be close to the hospital!

# Principy nukleárního zobrazování

## Radioaktivita

Radioaktivní rozpad

Produkce radionuklidů

**Cyklotron**

Radiofarmaka

Podávání a konstrukce radiofarmak

Přehled radioizotopů

Gama kamera

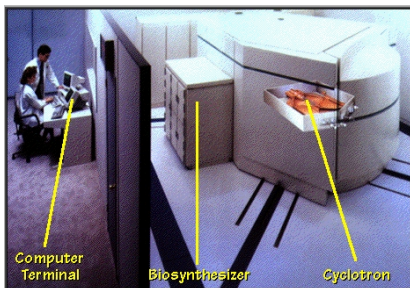
SPECT

PET

Klinické aplikace PET

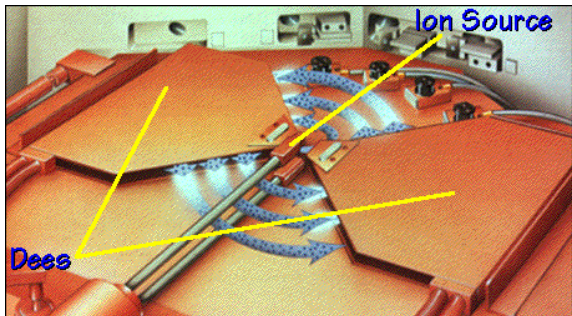
# Výroba radionuklidů

Radioisotope delivery system (RDS)



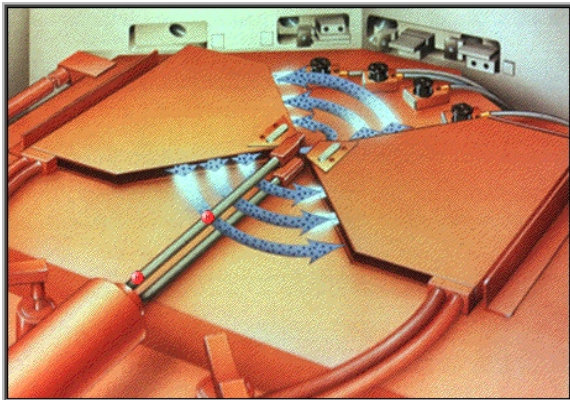
- Cyklotron (urychlovač částic)
- Biosyntetizér — výroba biologicky relevantních molekul
- Řídící počítač

# Cyklotron



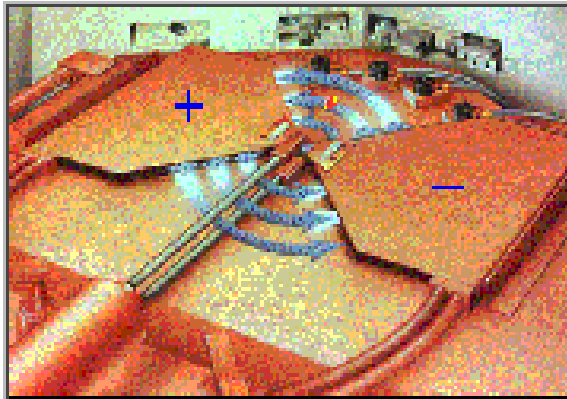
- Vakuum
- Zdroj záporně nabitých iontů  $H^-$  (dávkový)
- Duté polokruhové elektrody ve tvaru D; střídavé pole
- Magnetické pole (orientované svisle)

# Cyklotron



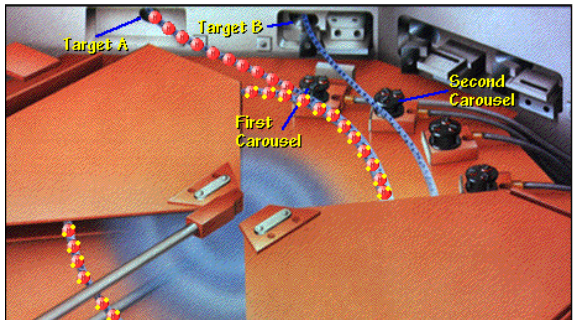
- Vakuum
- Zdroj záporně nabitých iontů  $H^-$  (dávkový)
- Duté polokruhové elektrody ve tvaru D; střídavé pole
- Magnetické pole (orientované svisle)

# Cyklotron



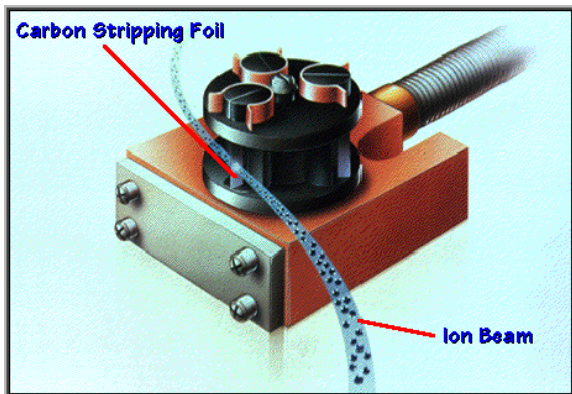
- Vakuum
- Zdroj záporně nabitých iontů  $H^-$  (dávkový)
- Duté polokruhové elektrody ve tvaru D; střídavé pole
- Magnetické pole (orientované svisle)

# Carousel



- $H^-$  iont naráží na tenkou uhlíkovou fólii
- $\rightarrow$  ztrácí elektrony, stane se  $H^+$
- $\rightarrow$  začne kroužit po kruhové dráze s opačnou orientací
- Jen část paprsku je odkloněna
- Životnost fólie asi 100 hodin

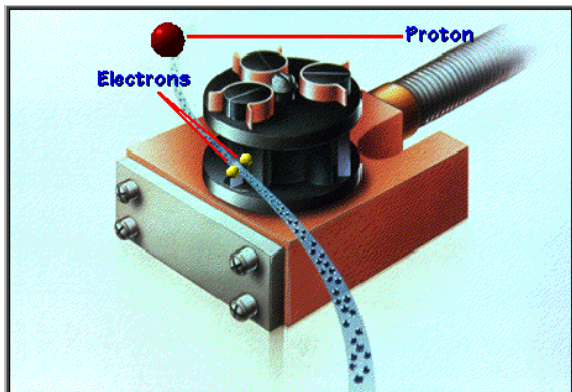
# Carousel



- $H^-$  iont naráží na tenkou uhlíkovou fólii
- $\rightarrow$  ztrácí elektrony, stane se  $H^+$
- $\rightarrow$  začne kroužit po kruhové dráze s opačnou orientací
- Jen část paprsku je odkloněna
- Životnost fólie asi 100 hodin



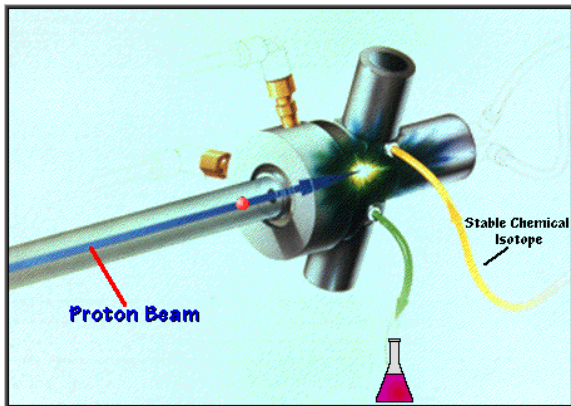
# Carousel



- $\text{H}^-$  iont narazí na tenkou uhlíkovou fólii
- $\rightarrow$  ztrácí elektrony, stane se  $\text{H}^+$
- $\rightarrow$  začne kroužit po kruhové dráze s opačnou orientací
- Jen část paprsku je odkloněna
- Životnost fólie asi 100 hodin

# Target chamber

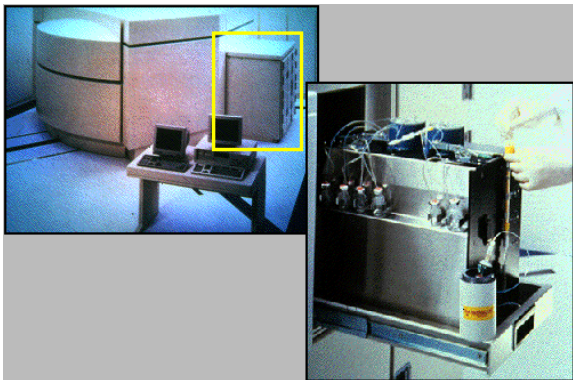
Reakční komora



- Reakční komora je naplněna stabilním izotopem
- Bombardováním ionty vzniká radioaktivní izotop
- Komora je součástí RDS systému kvůli stínění. Malé rozměry, snadno vyměnitelná.

# Biosyntetizér

Biosynthesizer



- Chemické reakce pro výrobu radioaktivně značkových biologicky aktivních/kompatibilních sloučenin.

# Principy nukleárního zobrazování

## Radioaktivita

Radioaktivní rozpad

Produkce radionuklidů

Cyklotron

### **Radiofarmaka**

Podávání a konstrukce radiofarmak

Přehled radioizotopů

## Gama kamera

## SPECT

## PET

## Klinické aplikace PET

## Radiation dose

- Comparable to studies in diagnostic radiology
- As Low As Reasonably Achievable (ALARA)
- Select short half-life if possible.

For diagnostics: pure  $\gamma$ -emitters if possible

- Note:  $\alpha$  and  $\beta$  radiators (high absorption in tissue) can be useful for radionuclide therapy (e.g. for destroying tumors, a.k.a. “internal radiotherapy”)
- Radionuclide imaging works with open sources (Tc-99m, Tl-201, I-123, I-131), produced by cyclotron, fission or “generator”. This is in contrast with Radiotherapy and Radiology.

## Properties of the ideal diagnostic radiopharmaceutical

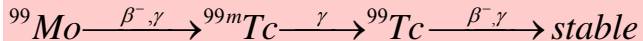
---

**One nuclide comes close to being the ideal gamma-emitting nuclide**

### **Technetium-99m ( $^{99m}\text{Tc}$ )**

- **Half-life = 6 hr**
- **Almost a pure  $\gamma$  ray emitter**
- **E = 140 keV**
- **can be obtained at high specific activity and carrier free**

## Isomeric transition



When Molybdenum decays, Technetium is formed which is in an excess state with a half-life of approx. 6 hours. It decays only leaving a gamma photon (not changing the nucleus!) which is called an isomeric transition

# Radioactive equilibrium

---

Parent  $N_1$  decays to daughter  $N_2$ , both are radioactive.

Special Case: Transient equilibrium



$T_1 > T_2$ , but not greatly so. [ $A = \lambda N$ ,  $A = A_0 e^{-\lambda t}$ ]

$$\frac{dN_2}{dt} = \lambda_1 N_1 - \lambda_2 N_2 \quad \Rightarrow \Rightarrow \quad A_2 = A_{10} \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} (e^{-\lambda_1 t} - e^{-\lambda_2 t}) + A_{20} e^{-\lambda_2 t}$$

Simplifying assumptions:  $A_{20} = 0$ ; After  $\sim 10$  half-lives,  $e^{-\lambda_2 t} \ll e^{-\lambda_1 t}$

$$A_2 = A_{10} \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} e^{-\lambda_1 t} \qquad A_1 = A_{10} e^{-\lambda_1 t}$$

$$A_2 = A_1 \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} \qquad \text{or} \qquad \frac{A_2}{A_1} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1}$$



# The $^{99m}\text{Tc}$ Generator

---

$^{99}\text{Mo}$  is adsorbed on an alumina column as ammonium molybdate ( $\text{NH}_4\text{MoO}_4$ )

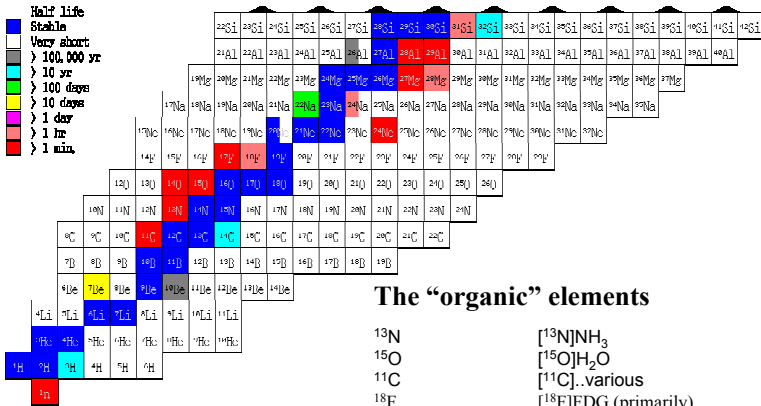
$^{99}\text{Mo}$  (T = 67 hrs) decays (by  $\beta$  -decay) to  $^{99m}\text{Tc}$  (T = 6 hrs)

$^{99}\text{MoO}_4$  ion becomes the  $^{99m}\text{TcO}_4$  (pertechnetate) ion (chemically different)

$^{99m}\text{TcO}_4$  has a much lower binding affinity for the alumina and can be *selectively eluted* by passing physiological saline through the column.

Image removed.

# Chart of the Nuclides



Original source: Brookhaven National Laboratories.  
 (site no longer maintained - see <http://www2.bnl.gov/CoN/>)

# Principy nukleárního zobrazování

## Radioaktivita

Radioaktivní rozpad

Produkce radionuklidů

Cyklotron

Radiofarmaka

**Podávání a konstrukce radiofarmak**

Přehled radioizotopů

## Gama kamera

## SPECT

## PET

## Klinické aplikace PET

# Podávání radiofarmak

- Většinou filtrovaný slaný (fyziologický) roztok

# Podávání radiofarmak

- Většinou filtrovaný slaný (fyziologický) roztok
- Bariéra mezi mozkem a krví (blood-brain barrier) (*Paul Ehrlich, 18.stol.*)
  - Kontrastní látka podaná intravenózně se nedostane do mozku
  - Kontrastní látka vstříknutá do mozkomíšního moku se dostane jen do mozku a míchy, nikoliv do ostatních tkání.

# Podávání radiofarmak

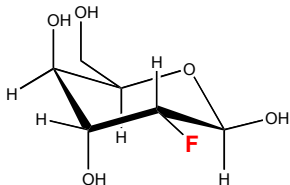
- Většinou filtrovaný slaný (fyziologický) roztok
- Bariéra mezi mozkem a krví (blood-brain barrier) (*Paul Ehrlich, 18.stol.*)
  - Kontrastní látka podaná intravenózně se nedostane do mozku
  - Kontrastní látka vstříknutá do mozkomíšního moku se dostane jen do mozku a míchy, nikoliv do ostatních tkání.
- Další metabolické bariery
- Afinity a různá rychlost metabolismu

## Delivery Strategies: Metabolic pathways

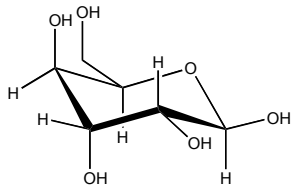
---

FDG

2-fluoro-2-deoxy-glucose



*B*-D-glucose



## Použití FDG

- Pro mapování mozkových funkcí
- ... *glukóza* do mozku projde (dodává energii, u dospělého ~ 100 g/den)



# Použití FDG

- Pro mapování mozkových funkcí
- ... *glukóza* do mozku projde (dodává energii, u dospělého ~ 100 g/den)
- Pro mapování nádorů
- ... nádory nemají metabolickou bariéru

# FDG in Oncology

---

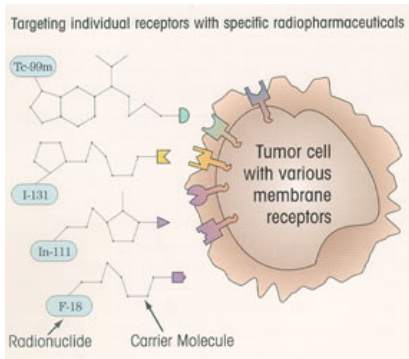
- FDG transport into tumors occurs at a *higher* rate than in the surrounding normal tissues.
- FDG is de-phosphorylated and can then leave the cell.
- The dephosphorylation occurs at a *slower* rate in tumors.

## Applications of FDG

- Locating unknown primaries
- Differentiation of tumor from normal tissue
- Pre-operative staging of disease (lung, breast, colorectal, melanoma, H&N, pancreas)
- Recurrence vs necrosis
- Recurrence vs post-operative changes (limitations with FDG)
- Monitoring response to therapy

# Konstrukce radiofarmaka

Radionuklid + nosná (carrier) molekula



# Principy nukleárního zobrazování

## Radioaktivita

Radioaktivní rozpad

Produkce radionuklidů

Cyklotron

Radiofarmaka

Podávání a konstrukce radiofarmak

Přehled radioizotopů

Gama kamera

SPECT

PET

Klinické aplikace PET

## Kyslík, izotop $^{15}\text{O}$

- Poločas rozpadu  $^{15}\text{O}$  je 2.5 minuty.
- **Oxid uhličitý ( $\text{CO}_2$ )** — tok krve v mozku
- **Kyslík ( $\text{O}_2$ )** — spotřeba kyslíku v myokardiu, nekróza nádorů
- **Voda ( $\text{H}_2\text{O}$ )** — prokrvení myokardia
  - + není ovlivněno metabolismem
  - aktivita  $^{15}\text{O}$  v plicích a cévách znesnadňuje měření

## Dusík, izotop $^{13}\text{N}$

- Poločas rozpadu  $^{13}\text{N}$  je 10 minut.
- **Amoniak** ( $\text{NH}_3$ ) — tok krve, prokrvení myokardia;
  - v tkáních je metabolizován

## Uhlík, izotop $^{11}\text{C}$

- Poločas rozpadu  $^{11}\text{C}$  je 20.4 minut.
- **Acetát/octan** ( $\text{CH}_3\text{COOH}$ ) — metabolické procesy myokardia
- **Kokain, carfentanil,...** — mechanismy opiátových receptorů v mozku
- **Deprenyl** — enzym, pro studium Parkinsonovy choroby
- **Leucin, methionine...** — aminokyseliny; spotřeba aminokyselin, pro vyhodnocení aktivity nádorů
- ...

## Fluor, izotop $^{18}\text{F}$

- Poločas rozpadu  $^{18}\text{F}$  je 109 minut.
- **Haloperidol** — antipsychotická a uklidňující droga; studium mechanismu účinků
- **Aniont**  $^{18}\text{F}^-$  — kosti
  - + Lepší kontrast kost/měkká tkáň v porovnání s  $^{99m}\text{Tc}$
  - Nerozliší maligní a benigní nádory
- **Fluorodeoxyglukóza (FDG)** — studium metabolismu glukózy ; neurologie, kardiologie, onkologie
- **Fluorodopa, fluoroethylspiperon. . .** — studium neurotransmise, metabolismu, buněčných procesů,
- **Flourouracil. . .** — dávkování chemoterapeutik



## Rubidium, izotop $^{82}\text{Rb}$

- Poločas rozpadu  $^{82}\text{Rb}$  je 1.25 minut.
- + Produkován generátorem (ze Sr, není potřeba cyklotron)
- Dlouhý dosah pozitronu → špatné prostorové rozlišení
- + Krátký poločas rozpadu → rychlá odezva
- Krátký poločas rozpadu → citlivý tomograf nutný
- Studium perfuse myokardu; využijeme rychlou odezvu
- Studium mozko-krevní bariéry

Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

**Gama kamera**

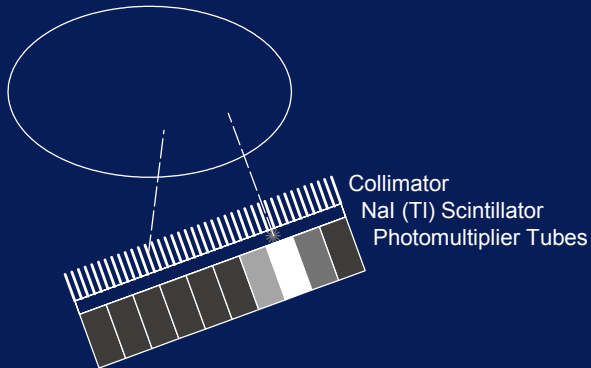
SPECT

PET

Klinické aplikace PET

Závěr

# Single Photon Detection with Gamma Camera



# Photomultiplier tubes

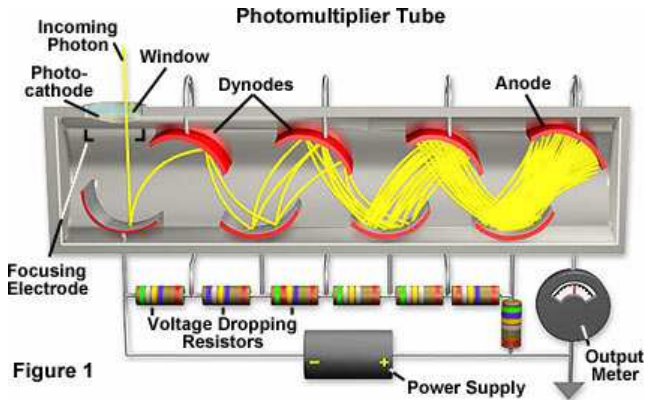


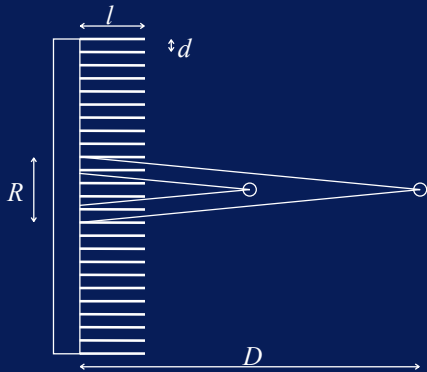
Figure 1

# Materiály scintilačních detektorů

Scintillator	Density (g cm <sup>-3</sup> )	Effective Z	Relative light yield	Decay constant (ns)	Wavelength of emission (nm)
Sodium Iodide (NaI)	3.67	50	100	230	410
Bismuth Germanate (BGO)	7.13	74	12	300	480
Barium Fluoride (BaF <sub>2</sub> )	4.89	54	5 15	0.6 - 0.8 630	220 (195) 310

- Nejčastěji BGO
- Záleží-li na rychlosti, pak BaF<sub>2</sub>

# Spatial Resolution and Sensitivity— Parallel Hole Collimator

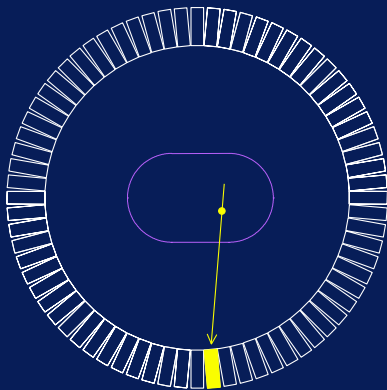


Photon's View

$$R \propto \frac{dD}{l}$$

$$\text{Sensitivity} \propto \frac{d^2}{l^2}$$

## Attenuated Event



# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

Artefakty

Klinické aplikace

SPECT

PET

Klinické aplikace PET

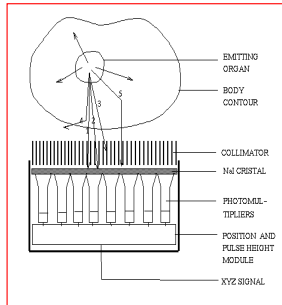
Závěr



## Artifacts: scattering

### Scattering of photons in patient

- Because of limited energy resolution of the detector, primary and scattered photons which pass the collimator can not be classified properly. (In the ideal case, only primary photons are used to contribute to the image)
- Effects: haziness of images, quantization is degraded.



## Artifacts: collimator blur



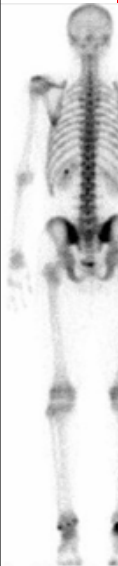
### Collimator blur

- Because of the size of the holes, photons which are not entering the detector exactly perpendicular to the detector surface are also detected. This introduces uncertainty about the exact path the photon traveled.
- Effect: blurring which increases with larger holes. Trade off between sensitivity and resolution has to be found.

## Artifacts: noise

### Noise due to limited number of detected photons

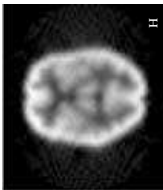
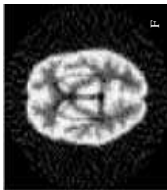
- Doses and scanning time are limited while the efficiency of the collimator is also limited.
- Effects: Noise in the images. Low pass digital filtering required. This results in reduced resolution. Tradeoffs between dose, scanning time and collimator hole size have to be made.



# Phantom experiments

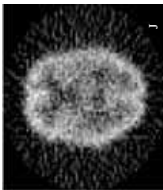
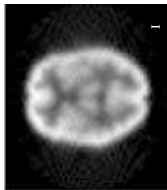


Ground truth  
phantom



Detector +  
attenuation

Detector +  
attenuation +  
scatter



Detector +  
attenuation +  
scatter +  
noise

# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

Artefakty

Klinické aplikace

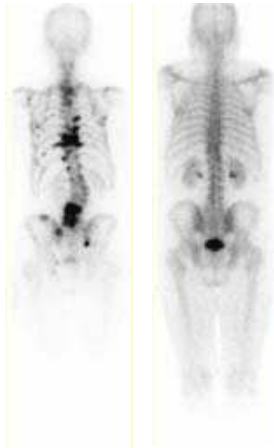
SPECT

PET

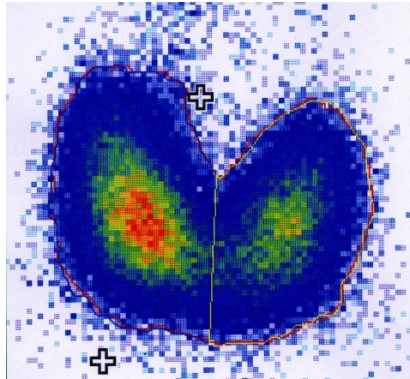
Klinické aplikace PET

Závěr

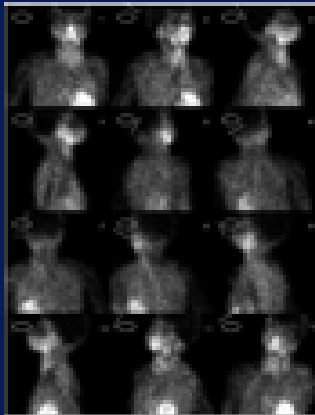
# Scintigram



# Scintigrafie plic



## Gamma Camera Image





Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

**SPECT**

PET

Klinické aplikace PET

Závěr

# SPECT

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

Image is acquired by rotating the  $\gamma$ -camera around the patient and taking images at different angles



# SPECT

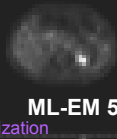
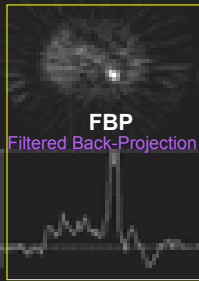
- Patient is injected with a  $\gamma$ -emitting radio-pharmaceutical
- Preferred energy: 100-250 keV
- Use of collimators
- Collimated camera projections are acquired from different equidistant angles (30-120 projections over 180-360 degrees)
- Images are reconstructed using Filtered Back Projection (FBP) or Iterative Reconstruction
- Resolution: 12-20 mm
- To increase count-rate often two or three  $\gamma$ -camera heads are used

# SPECT

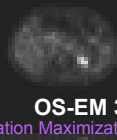


Medical Image Formation Biomedical Image Sciences 2005 - 2006

# Image Reconstruction Methods



(28 Subsets)



# SPECT, Snímání mozku



# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

Princip

Klinické aplikace

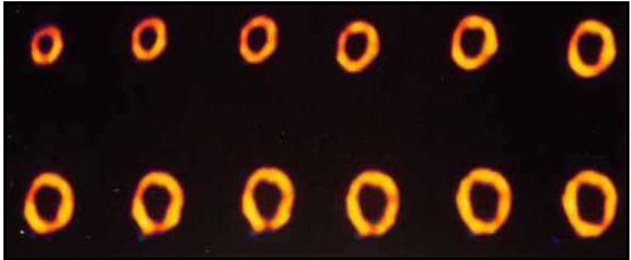
PET

Klinické aplikace PET

Závěr

# SPECT: Applications

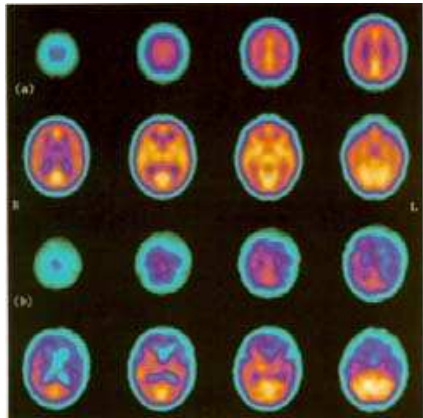
## Cardiac Imaging





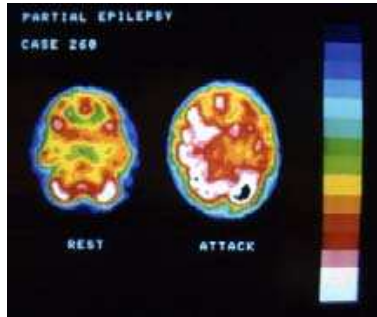
# SPECT: Applications

Brain imaging

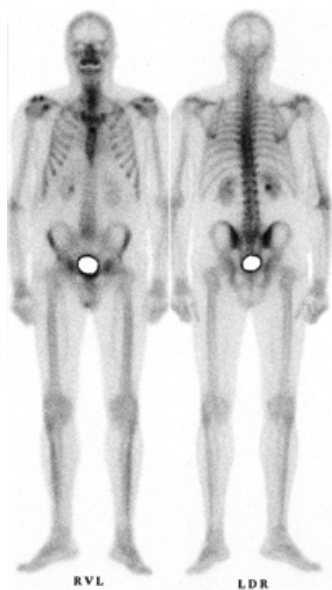


# SPECT: Applications

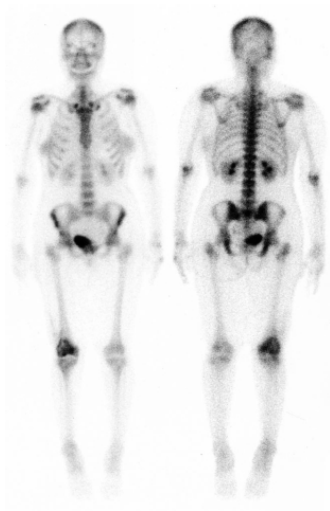
## Epilepsy



# SPECT, Celotělové snímání



## SPECT, Celotělové snímání



Zvýšená aktivita v kolenu.

Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

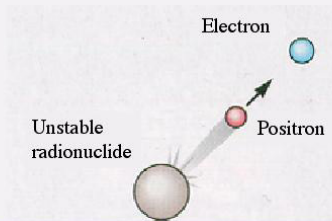
**PET**

Klinické aplikace PET

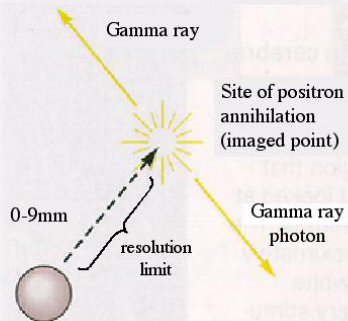
Závěr

# Principle of PET

A<sub>1</sub> Positron emission in the brain



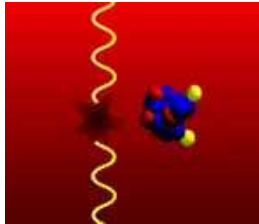
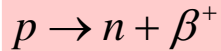
A<sub>2</sub> Positron and electron annihilation and emission of gamma rays



From: Principles of Neural Science (4th. Ed.) Kandel, Schwartz, & Jessell, p. 377.



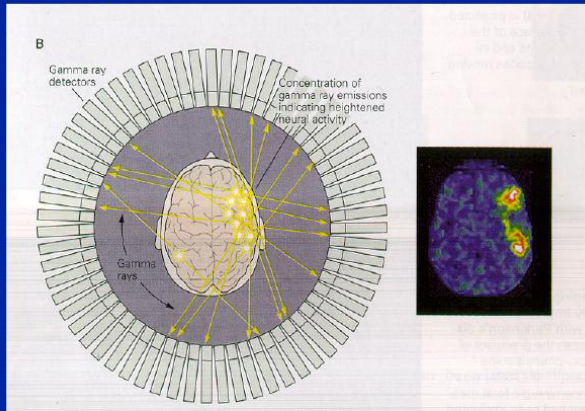
## PET: annihilation



Annihilation  
Coincidence  
Detection

Isotope	Maximum Positron Range (mm)
F-18	2.6
C-11	3.8
Ga-68	9.0
Rb-82	16.5

# Gamma Ray Detections to Location of Function



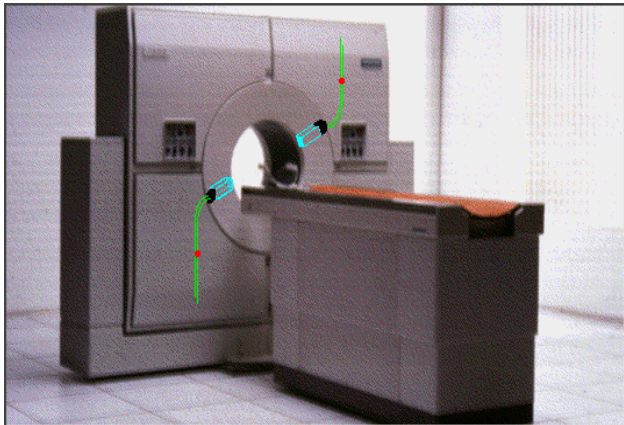
From: Principles of Neural Science (4th. Ed.) Kandel, Schwartz, & Jessell, p. 377.

Columbia fMRI



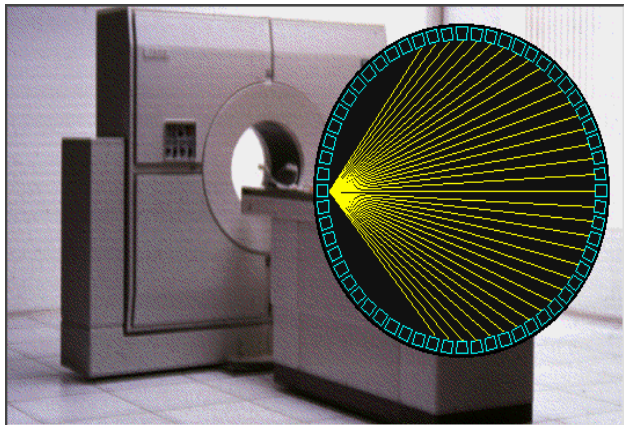


# PET



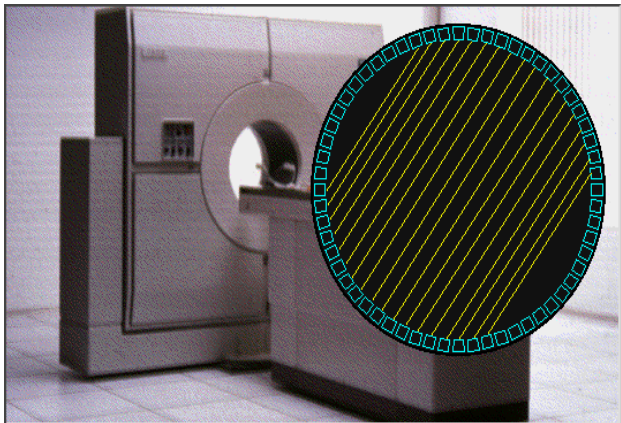
Medical Image Formation Biomedical Image Sciences 2005 - 2006

# PET



Medical Image Formation Biomedical Image Sciences 2005 - 2006

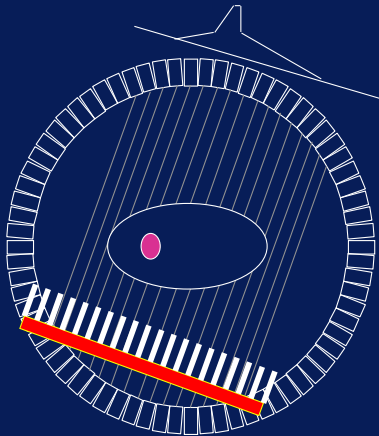
# PET



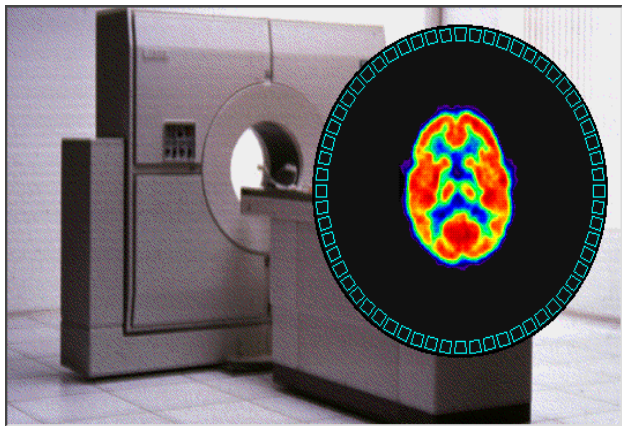
Medical Image Formation Biomedical Image Sciences 2005 - 2006



# Projections

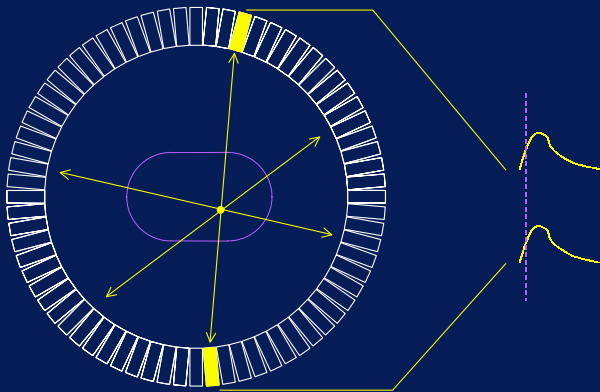


# PET



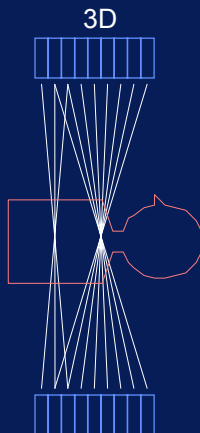
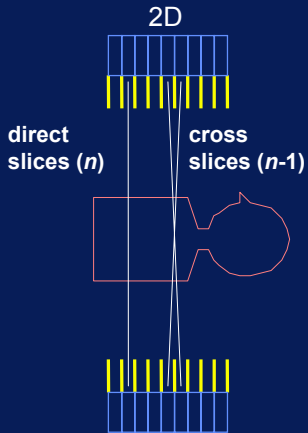
Medical Image Formation Biomedical Image Sciences 2005 - 2006

## Coincidence Event



## Multiple Rings, 2D – 3D

For  $n$  detector rings:



total slices =  $2n-1$

# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

Princip

Artefakty a korekce

CT + PET/SPECT

PET versus SPECT

TOFPET

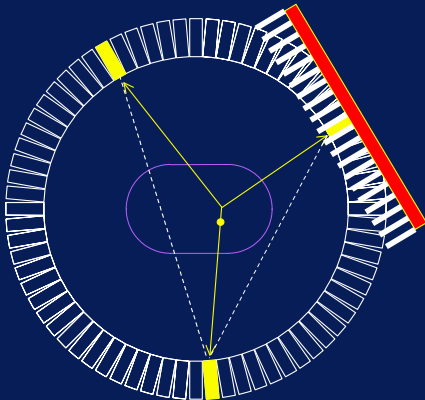
Klinické aplikace PET

Závěr

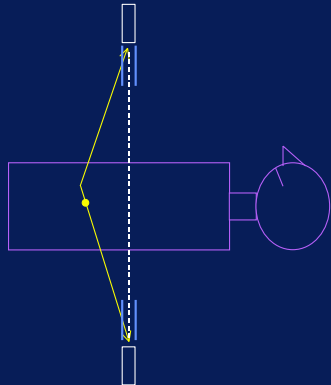


# Scattered Coincidence Event

In-Plane



Out-of-Plane

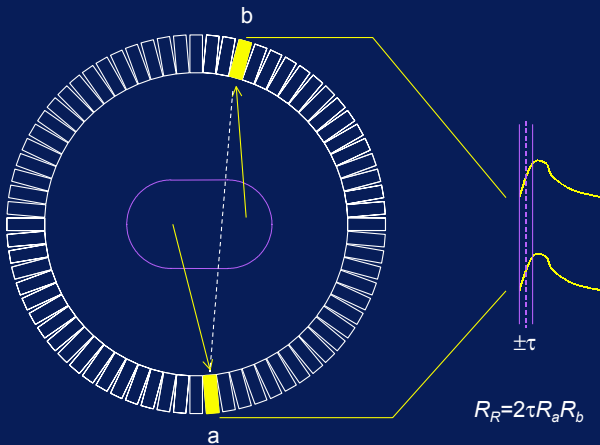


Scatter Fraction  $S/(S+T)$

With septa ~10-20%

w/o septa ~30-80%

## Random Coincidence Event



## Correcting Background, Noise Equivalent Counts

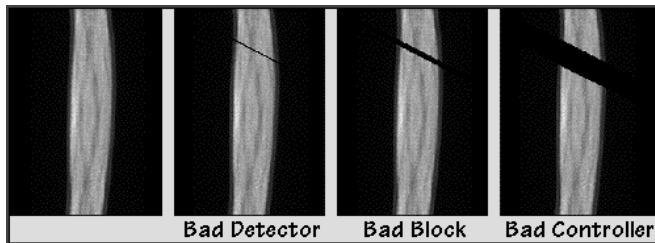
$$P_{\text{prompts}} = T_{\text{trues}} + S_{\text{scatter}} + R_{\text{randoms}}$$

$$T' = P - S' - R'$$

$$NEC = \frac{T^2}{P} = \frac{T}{(1 + S/T + R/T)}$$

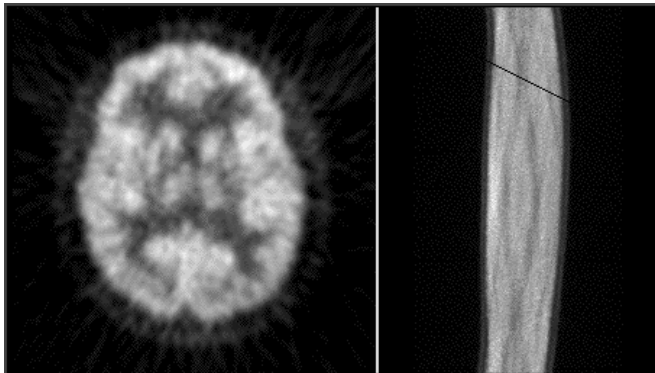
*More background → more statistical image noise.*

## Nefunkční detektor



Sinogram

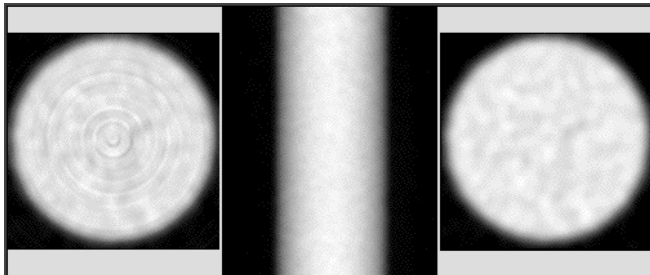
## Nefunkční detektor



Rekonstrukce

# Chyba rekonstrukčního hardware

Fantom:



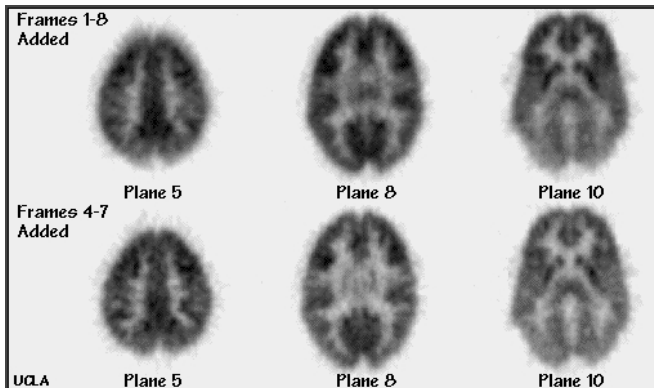
HW rekonstrukce

Sinogram

SW rekonstrukce

Sejmutí fantomu by mělo být částí denní kontroly.

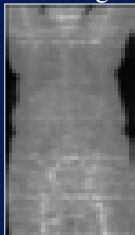
# Pohyb pacienta



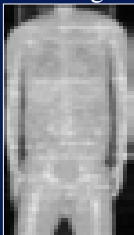
Spodní řada používá jen obrázky bez pohybu.

# Patient Size Variations

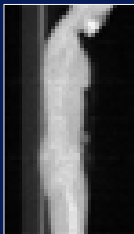
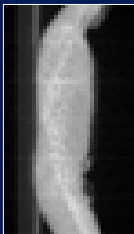
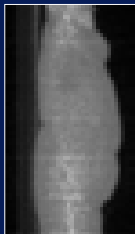
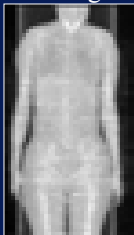
136 kg



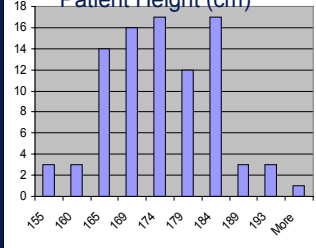
80 kg



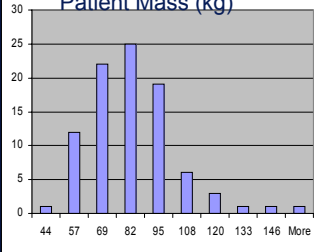
53 kg



### Patient Height (cm)

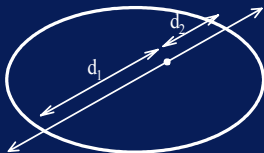


### Patient Mass (kg)





## Coincidence Attenuation



$$\begin{aligned}P_C &= P_1 P_2 \\&= e^{-\mu \cdot d_1} e^{-\mu \cdot d_2} \\&= e^{-\mu \cdot (d_1 + d_2)}\end{aligned}$$

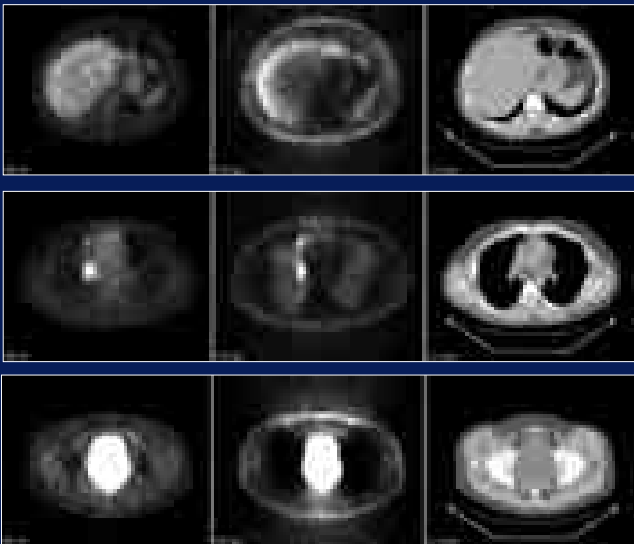
Annihilation radiation emitted along a particular line of response has the same attenuation probability, regardless of where it originated on the line.

**Attenuation Effects**

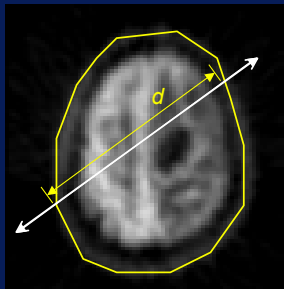
AC

NAC

x-ray CT

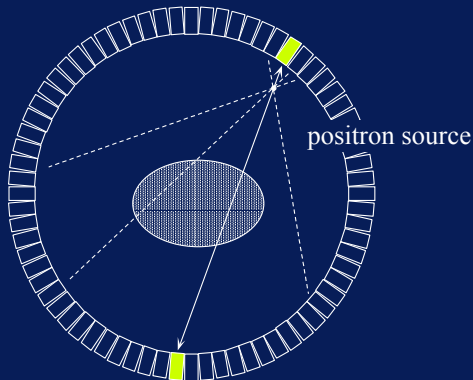


## Calculated Attenuation Correction

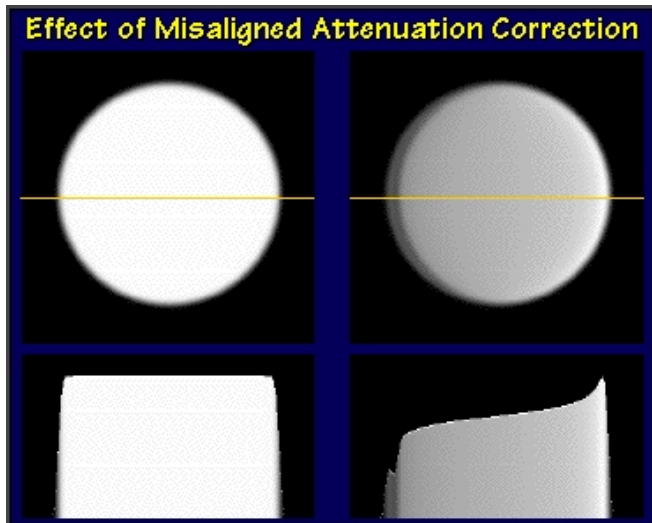


$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

# Transmission Attenuation Measurement

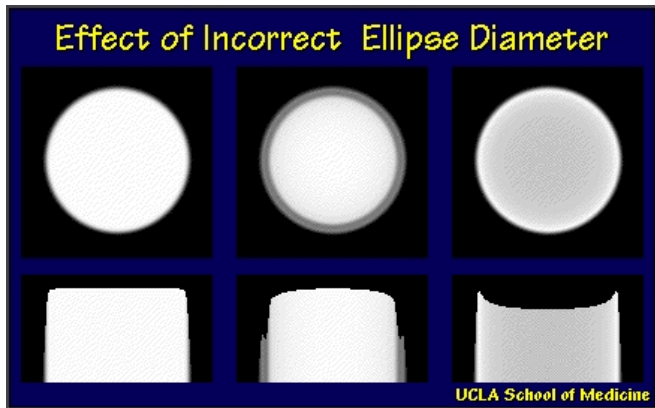


## Špatná korekce útlumu



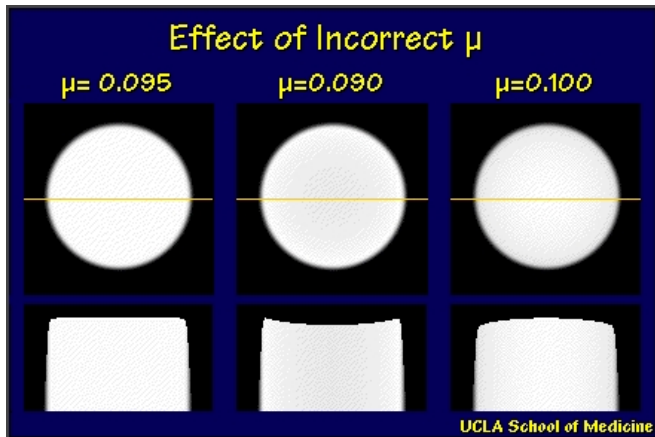
Špatné umístění.

## Špatná korekce útlumu



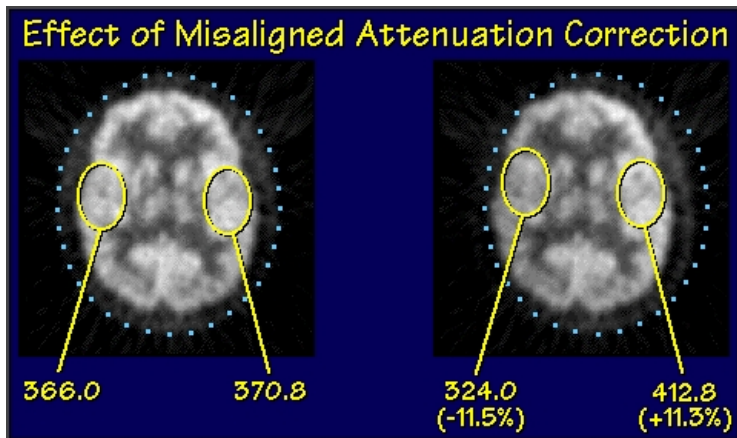
Špatný rozměr elipsy.

## Špatná korekce útlumu



Špatný korekční parametr.

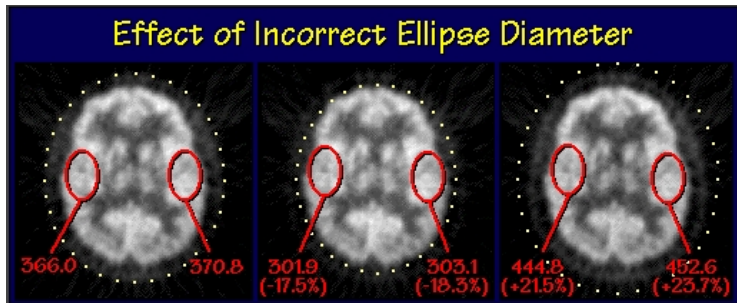
## Špatná korekce útlumu



Operátor umístí elipsu na obrys hlavy.



## Špatná korekce útlumu



Špatný rozměr elipsy.

# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

Princip

Artefakty a korekce

**CT + PET/SPECT**

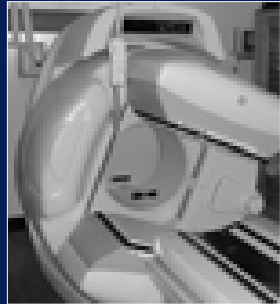
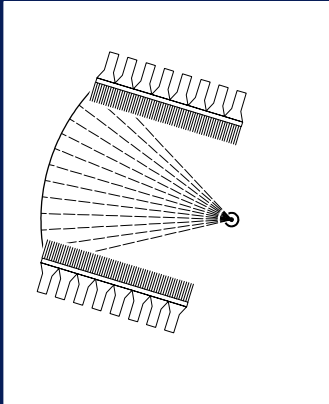
PET versus SPECT

TOFPET

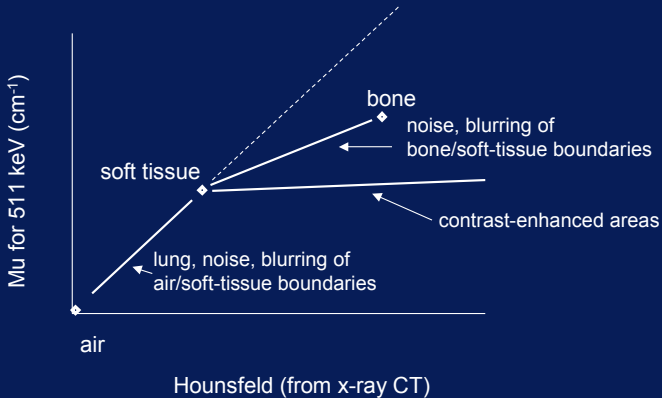
Klinické aplikace PET

Závěr

## SPECT/CT



## Converting Attenuation Map from Hounsfield to 511 keV attenuation Coefficients



# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

Princip

Artefakty a korekce

CT + PET/SPECT

**PET versus SPECT**

TOFPET

Klinické aplikace PET

Závěr

## PET vs. SPECT



- For several radio-nuclides like C11 ( $T_{1/2} = 20$  min) and N13 ( $T_{1/2} = 10$  min) a cyclotron in the hospital is needed. The advantage of the radio-nuclides made out of these elements is that they occur in biologically active molecules
- Dedicated PET is very expensive compared to SPECT, especially when combined with a cyclotron.
- PET and SPECT are complementary: you want them both

# Spatial Resolution Limits

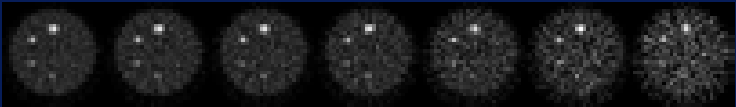
- PET

- positron range
- opening angle
- detector size
- depth of interaction

- SPECT

- Intrinsic Camera Resolution
- Collimator Resolution

(Image Noise)



## PET — parametry

- Intrinsické rozlišení  $\approx 6$  mm, 8 ~ 10 mm výsledný obraz
- Vzorkování 3 mm isotropně
- Transaxiální FOV 60 cm, axiálně 10 cm. Zvětšení axiálního FOV možné zvýšením počtu detektorů (=vyšší cena), nebo posunem pacienta.
- 16 rovin detektorů  $\rightarrow$  31 rovin detekce
- Musí být schopné pracovat s velkým i malým počtem rozpadů, při zachování linearity.



# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

Princip

Artefakty a korekce

CT + PET/SPECT

PET versus SPECT

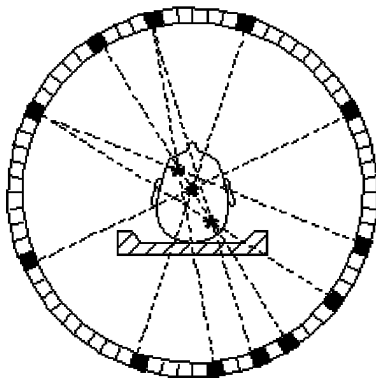
TOFPET

Klinické aplikace PET

Závěr

## Time of Flight PET

- Měříme navíc časový interval mezi koincidentními fotony



# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

Klinické aplikace PET

Onkologie

Plíce

Mozek

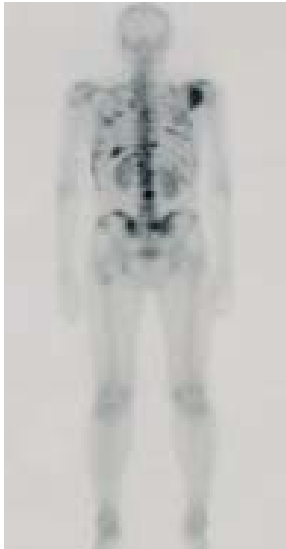
Funkcionální zobrazování

Kardiologie

Kinetické studie

## PET, Celotělové snímání

Nádor má rychlejší metabolismus →  
kontrastní látka se hromadí v kostech v místě nádoru.



# PET + FDG

$^{18}\text{F}$  glukóza (FDG)

Normální obraz

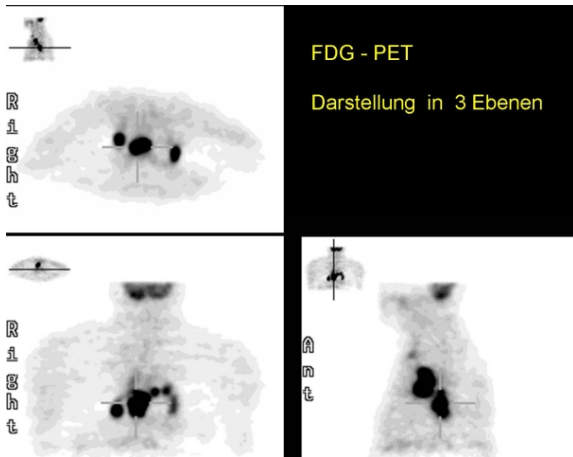


Nádor v plicích



# PET + FDG

$^{18}\text{F}$  glukóza (FDG). Detekce nádorů.



**Brain Tumor  
FDG**

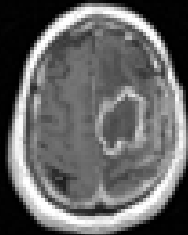
**6 min, 3D**



MRI, T1+C



FDG PET



# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

Klinické aplikace PET

Onkologie

**Plíce**

Mozek

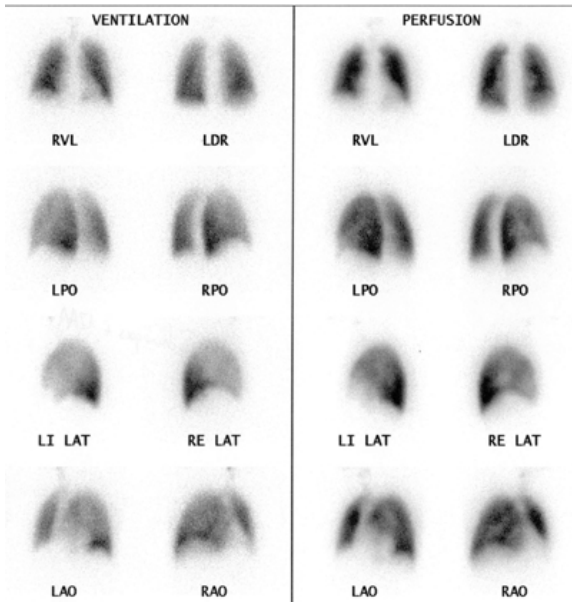
Funkcionální zobrazování

Kardiologie

Kinetické studie



# PET. Ventilace a perfuse plic



# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

## Klinické aplikace PET

Onkologie

Plíce

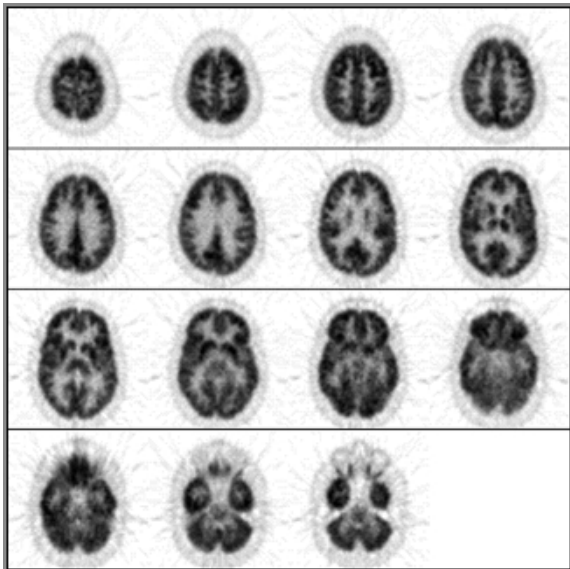
**Mozek**

Funkcionální zobrazování

Kardiologie

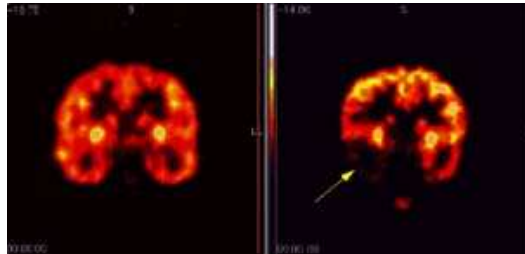
Kinetické studie

## PET, Hlava

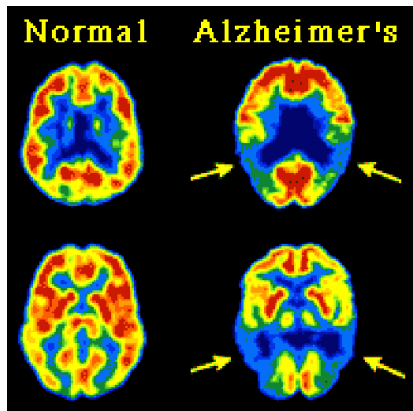


# PET: Applications

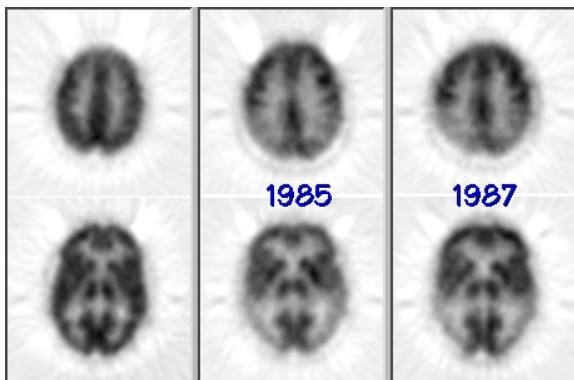
## Brain imaging



## PET, mozek



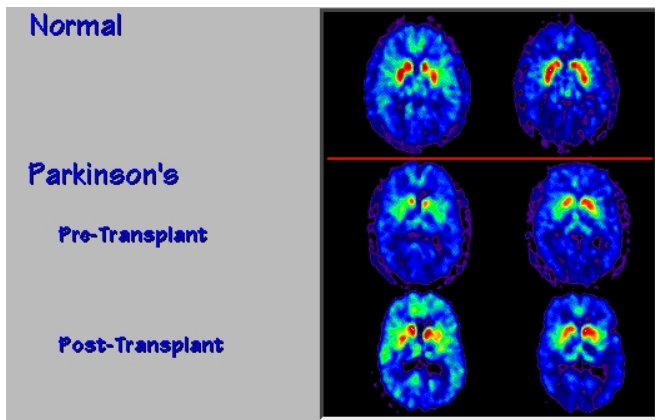
## Alzheimerova choroba



Hypometabolismus.

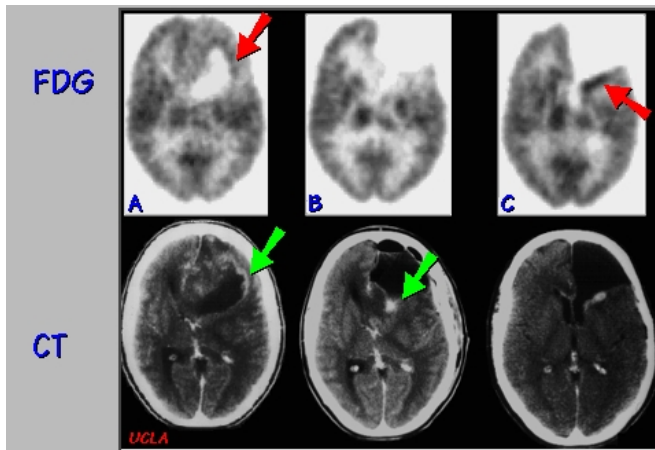
# Parkinsonova choroba

$^{18}\text{F}$  – DOPA PET vyšetření



Transplantace buněk produkujících dopamin.

## Mozek, nádor

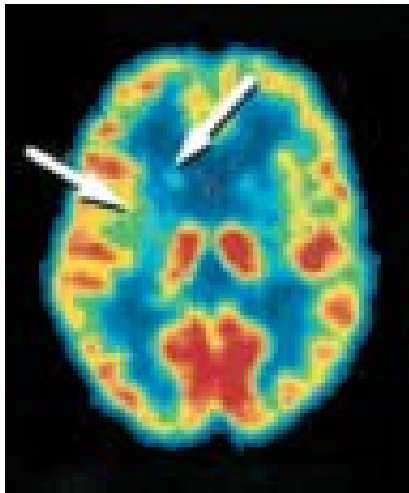


Efektivita chirurgického odstranění



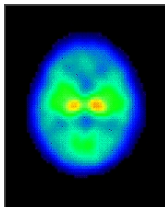
# PET, Huntingtonova choroba

Snížená spotřeba glukózy

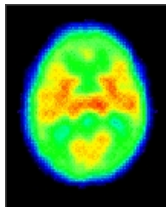


# Vývoj mozku

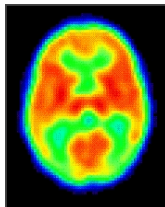
FDG



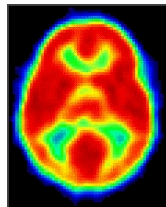
1 měsíc



3 měsíce

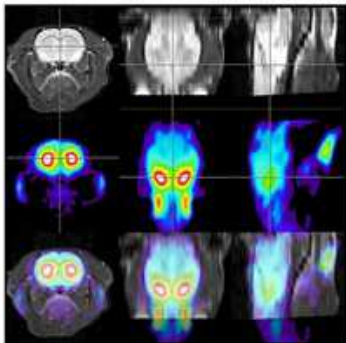


6 měsíců



1 rok

## Fusion of anatomical and functional data



Top: MRI images of a rat brain (axial, multi-slice 256 sq x 16 acquisition, coronal/sagittal views are interpolated)

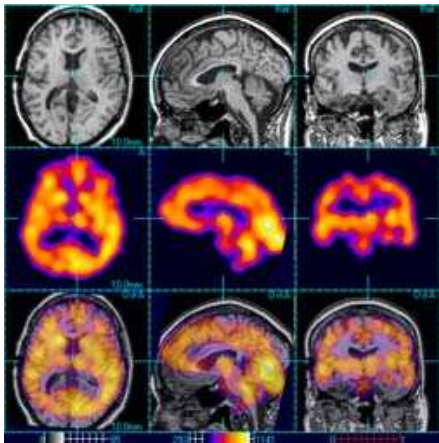
Center:  $^{18}\text{F}$ -labeled specific ligand for the dopamine-transport protein. Compound accumulates in brain areas with a high level of dopamine containing neurons (striatum).

Bottom: Overlay in all three major directions.

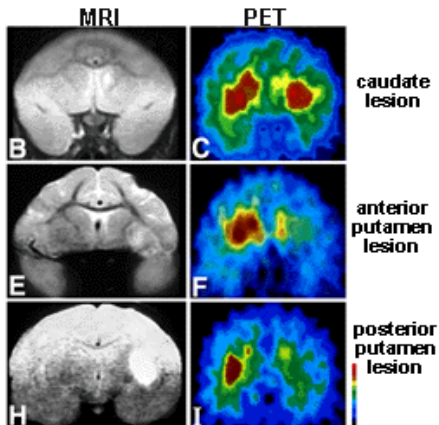
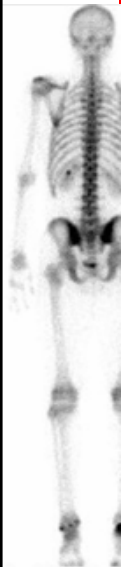
## Fusion of anatomical and functional data



Fusion  
MRI & SPECT



## Fusion of anatomical and functional data



# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

Klinické aplikace PET

Onkologie

Plíce

Mozek

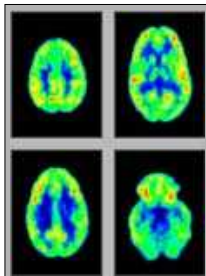
**Funkcionální zobrazování**

Kardiologie

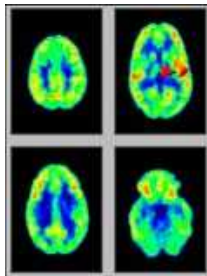
Kinetické studie

# PET: Applications

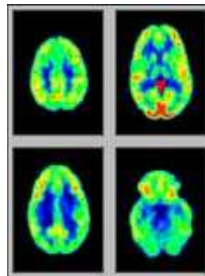
Functional imaging



rest

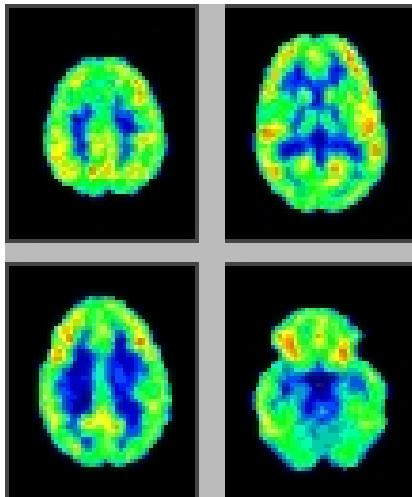


hear



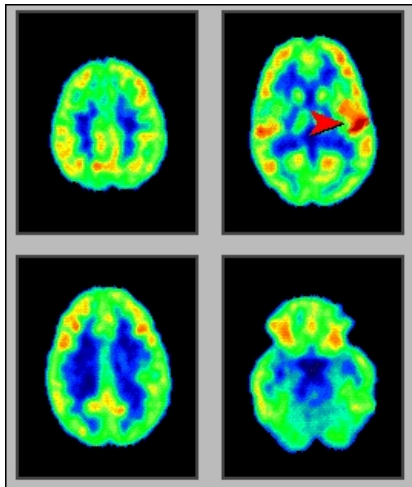
look

# Možek v klidu

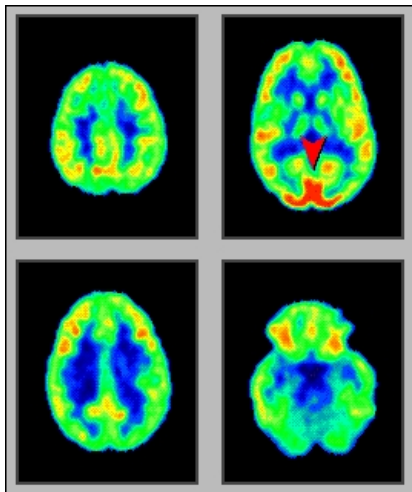




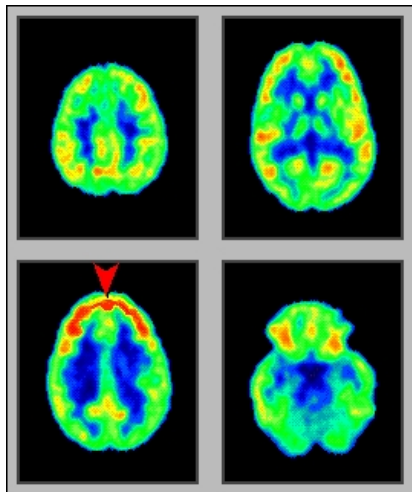
## Zvuková stimulace



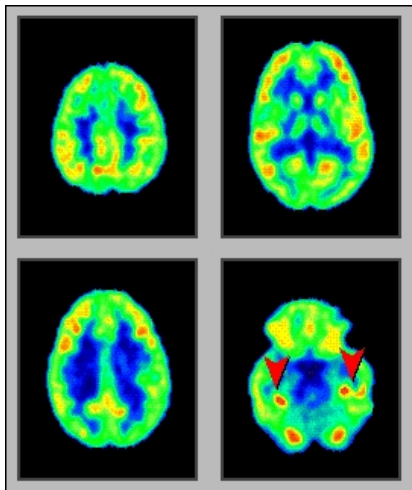
## Vizuální stimulace



# Myšlení

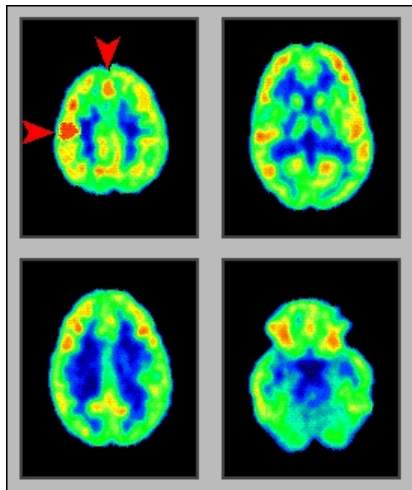


## Paměť a učení



Zapamatování obrázku.

# Pohyb



Pohyb nohy.

# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

Klinické aplikace PET

Onkologie

Plíce

Mozek

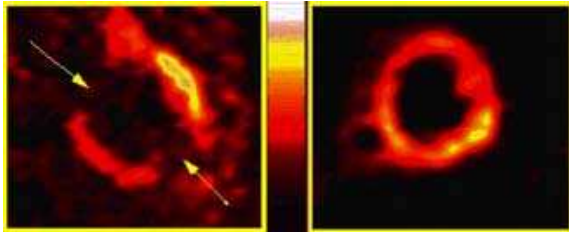
Funkcionální zobrazování

**Kardiologie**

Kinetické studie

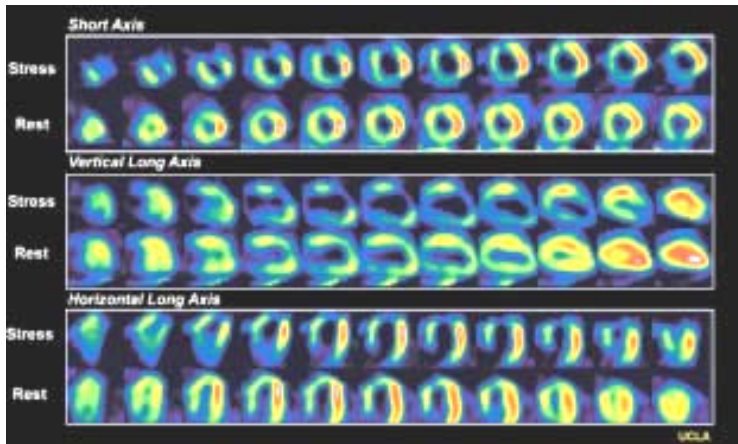
# PET: Applications

## Cardiac imaging



# SPECT, Srdce

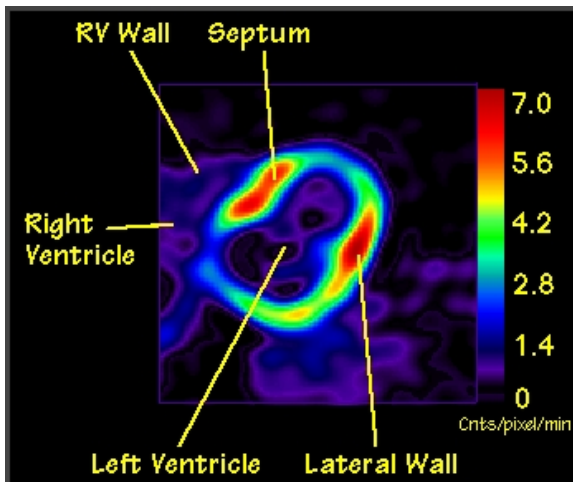
Kontrastní látka  $^{201}\text{Tl}$  (thalium, chová se jako draslík) ukazuje, kde je prokrvení nedostatečné





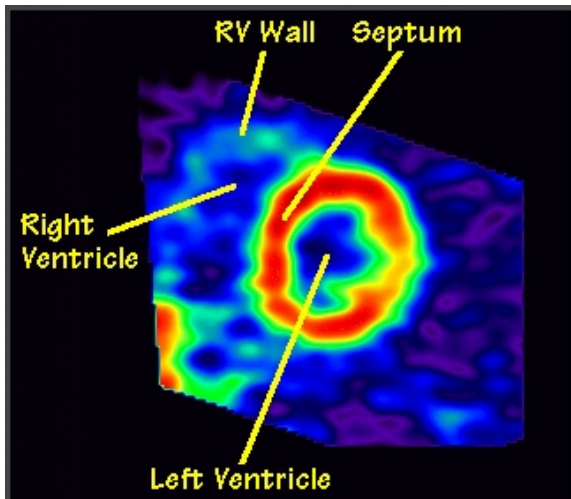
# PET, Srdce

Kontrastní látka FDG



## PET, Srdce

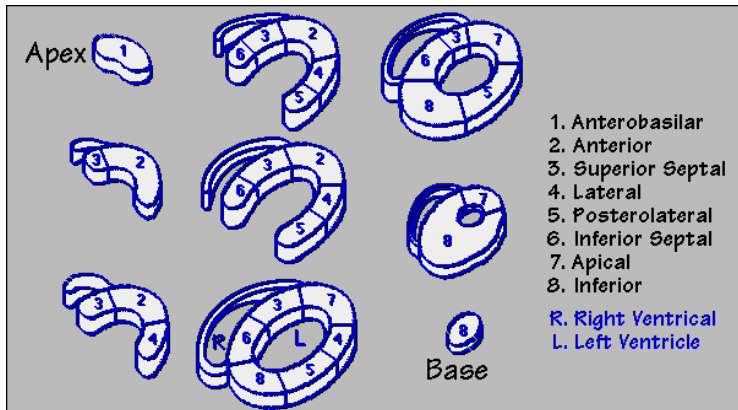
Kontrastní látka FDG



Reinterpolovaná data — short axis view

# Srdeční segmenty

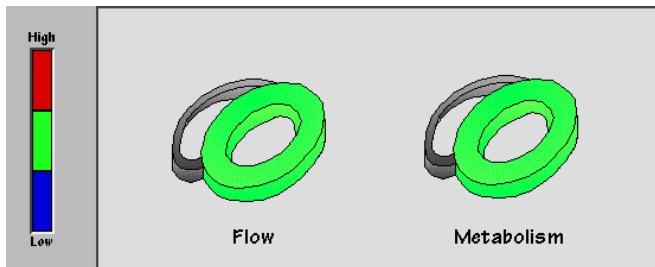
Kontrastní látka FDG



# Srdce, diagnostika

Průtok (např.  $\text{NH}_3$ )

Metabolismus (např. FDG)

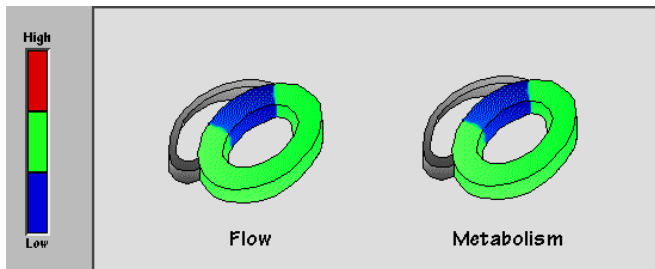


Normální.

# Srdce, diagnostika

Průtok (např.  $\text{NH}_3$ )

Metabolismus (např. FDG)

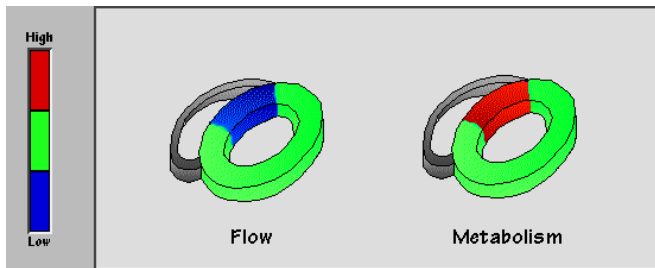


Nefunkční tkáň, léčba není možná.

# Srdce, diagnostika

Průtok (např.  $\text{NH}_3$ )

Metabolismus (např. FDG)

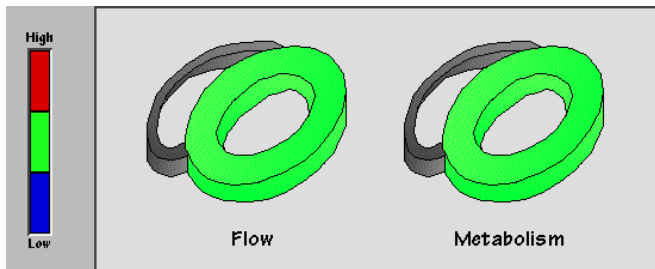


Potenciálně funkční tkáň, nedostatečné prokrvení. Léčba možná.

# Srdce, diagnostika

Průtok (např.  $\text{NH}_3$ )

Metabolismus (např. FDG)

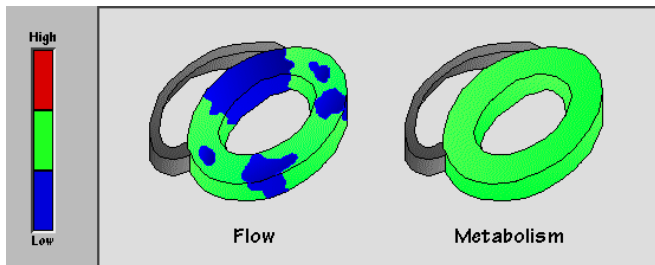


Idiopaticky (z neznámých důvodů) zvětšená levá komora. Léčba pouze transplantací.

# Srdce, diagnostika

Průtok (např.  $\text{NH}_3$ )

Metabolismus (např. FDG)



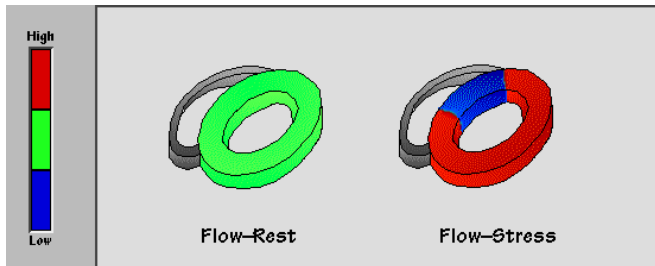
Špatné prokrvení (ischemie), zvětšené myokardium. Léčba možná, je-li metabolismus normální nebo zvýšený.



# Srdce, diagnostika

Průtok v klidu

Průtok při zátěži

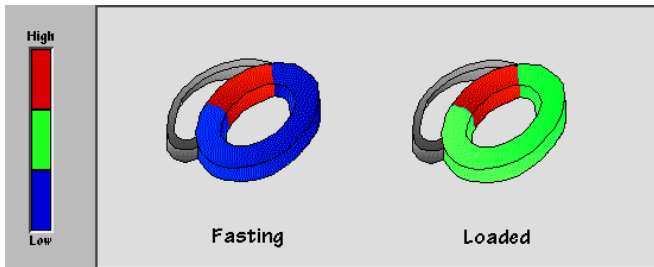


Zátěžový test odhalil špatné prokrvení.

# Srdce, diagnostika

Metabolismus po půstu

Podání glukózy

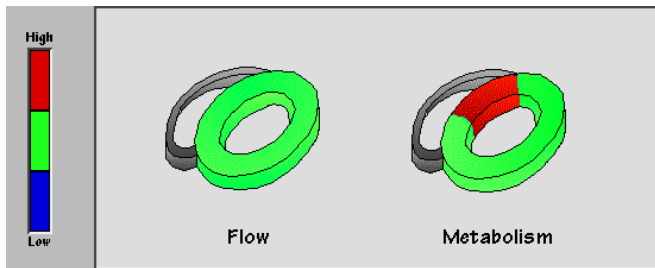


Ischemické myokardium spotřebovává glukózu rychleji.

# Srdce, diagnostika

Průtok (např.  $\text{NH}_3$ )

Metabolismus (např. FDG)



Hibernující myokardium např. po dříve nedostatečném prokrvení.

# Principy nukleárního zobrazování

Radioaktivita

Gama kamera

SPECT

PET

Klinické aplikace PET

Onkologie

Plíce

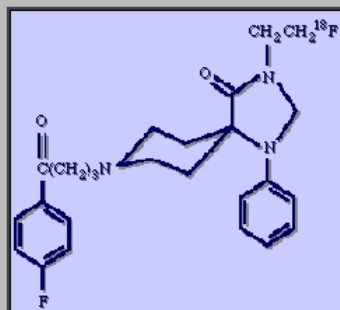
Mozek

Funkcionální zobrazování

Kardiologie

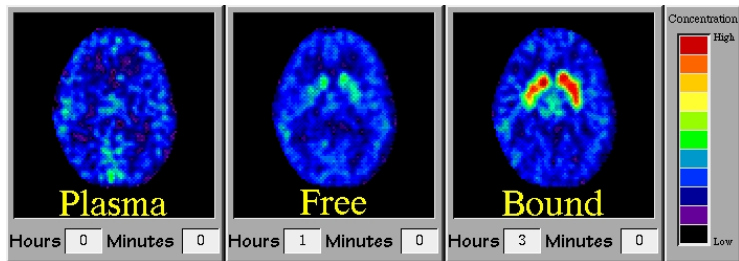
**Kinetické studie**

# Mozek

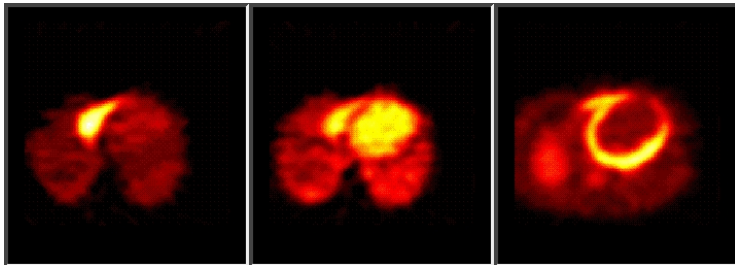


Fluoroethylspiperone

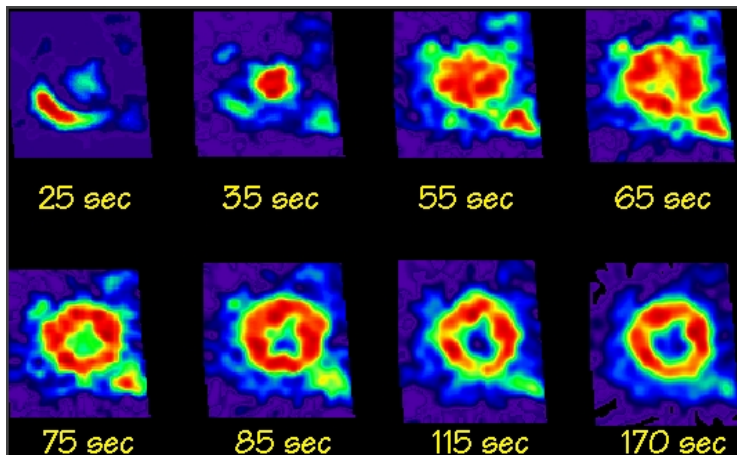
# Mozek



# Srdce



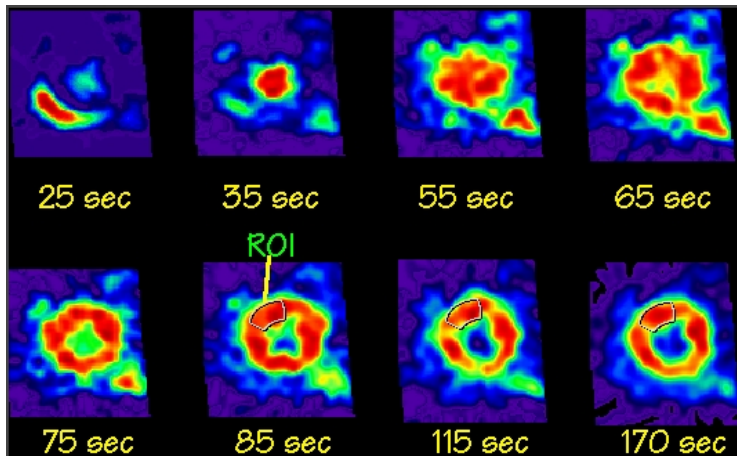
# Srdce





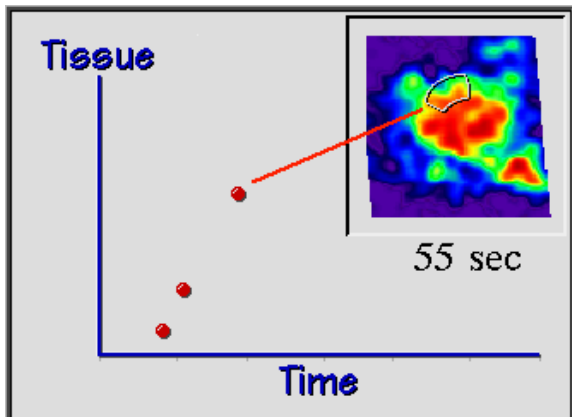
# Srdce — oblastní analýza

ROI analysis



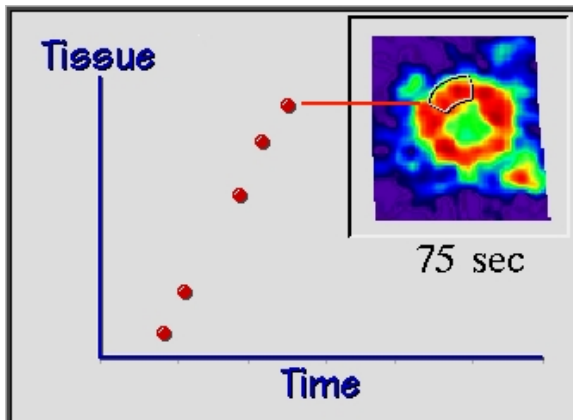
# Srdce — oblastní analýza

ROI analysis



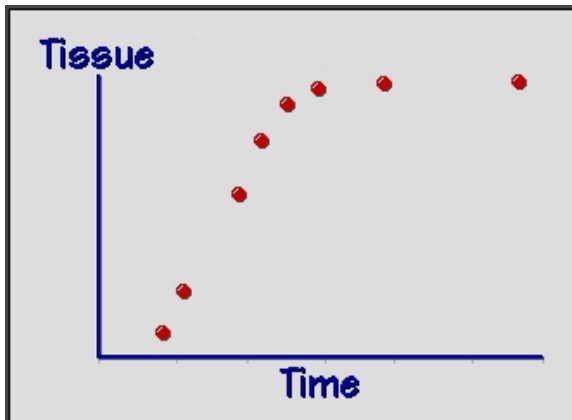
# Srdce — oblastní analýza

ROI analysis



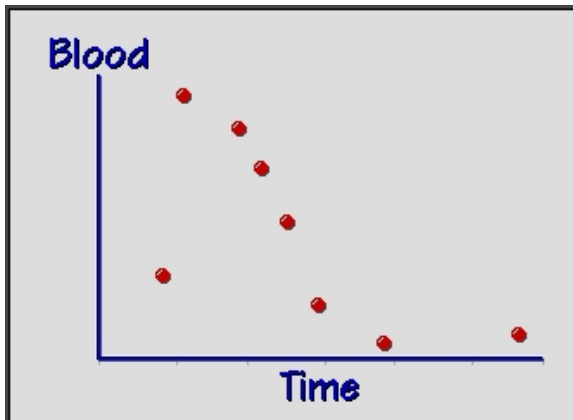
# Srdce — oblastní analýza

ROI analysis

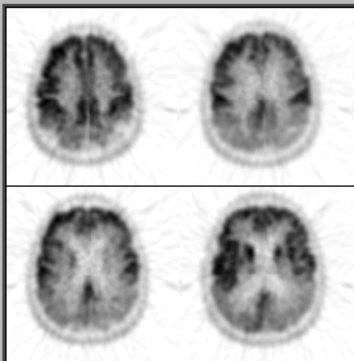


# Srdce — oblastní analýza

ROI analysis



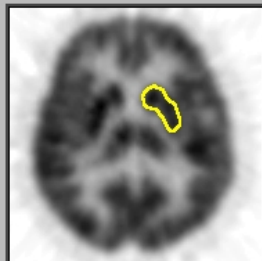
# Kvalitativní × kvantitativní analýza



## QUALITATIVE

"This pattern is characteristic of Alzheimer's Disease."

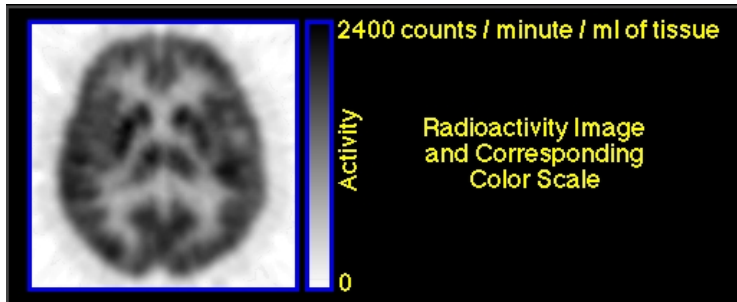
## Approaches to Image Analysis



## QUANTITATIVE

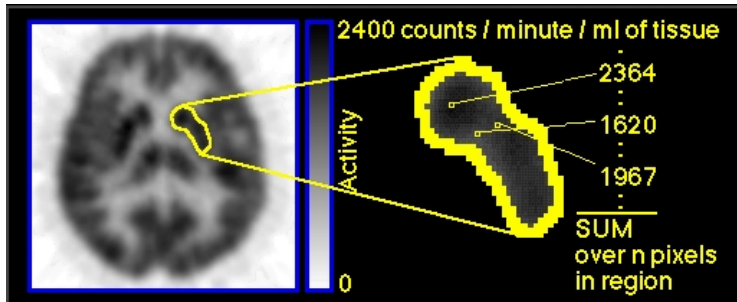
"Metabolic rate for glucose in this region is 8.37 mg/min/100g tissue"

## Normalizovaný obraz radioaktivity



# Střední regionální hodnota

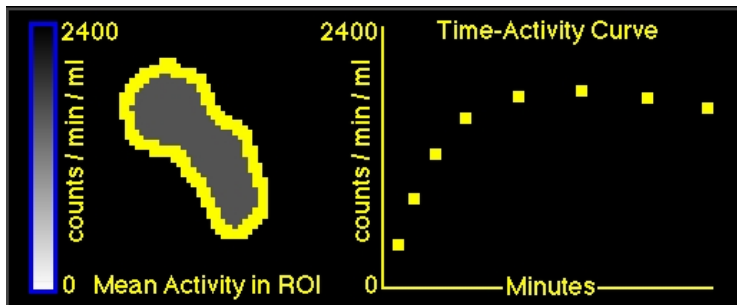
Mean ROI value





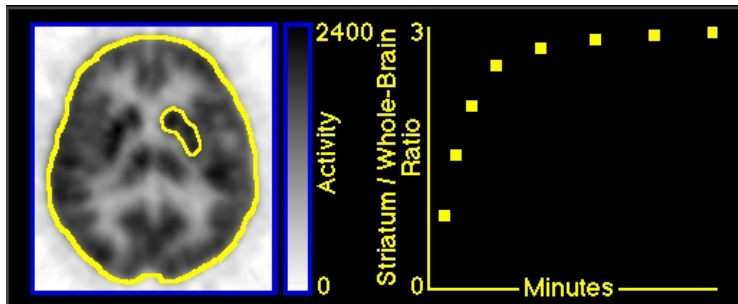
# Regionální časový průběh

Time-activity ROI curve



# Normalizovaný regionální časový průběh

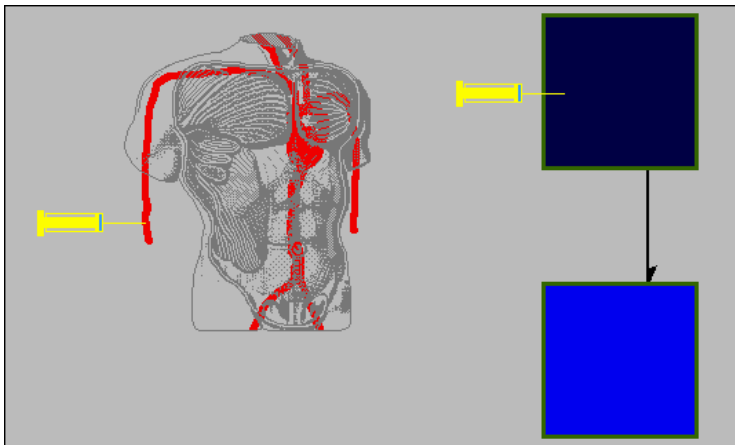
Normalized time-activity ROI curve



Poměr regionální a celkové aktivity

# Identifikace parametrů časového průběhu

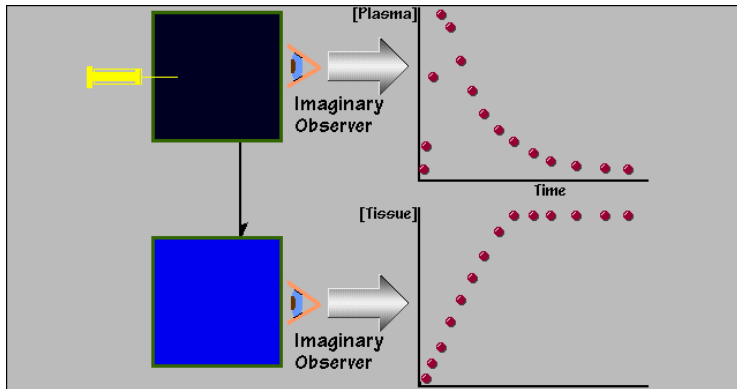
Tracer modeling of the ROI curve



- Najdeme parametry biofyzikálního modelu — krevní průtok, koncentrace, rychlostní konstanty
- Často je potřeba měřit např. složení krve či plasmy.

# Identifikace parametrů časového průběhu

Tracer modeling of the ROI curve



# Identifikace parametrů časového průběhu

Tracer modeling of the ROI curve

Iteration #: 3

Chi-Square: 0.6879142

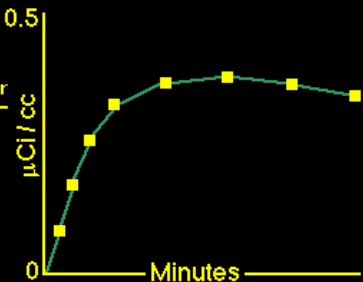
Parameter	Estimate	Standard Error
-----------	----------	----------------

k1	0.1019	0.01735
----	--------	---------

k2	0.1326	0.02242
----	--------	---------

k3	0.06548	0.006839
----	---------	----------

Convergence has occurred.



## Vlastnosti metod kvantitativní analýzy

		Speed	Precision	Comparability	
				With Other PET Studies	With Other Kinds of Results
Analysis Approach	Radioactivity image	High	Poor	Difficult	Difficult
	Mean value in region of interest	Moderate	Fair	Impossible	Impossible
	Time-activity curve for ROI	Moderate	Fair	Crude	Impossible
	Normalized ROI curve	Moderate	Fair	Reasonable	Unlikely
	Tracer modeling of ROI curve	Low	Good	Excellent	Excellent

## Nukleární zobrazování — závěr

- + Funkční zobrazování; intenzita metabolických procesů
- + Funkce mozku, prokrvení, onkologie
- Radiační zátěž. Výroba radiofarmak.
- Anatomie jen částečně
- Špatné prostorové rozlišení