# Laboratorium Technik Obrazowania

Krzysztof Kacperski

Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie

# Plan zajęć

- 1. Wykład wstępny (  $\sim 10 12 h$ )
  - obrazowanie radioizotopowe, SPECT, PET
  - statystyczne metody rekonstrukcji tomograficznej
  - korekcje (osłabienia, odpowiedzi kolimatora, rozproszeń)
  - ocena jakości obrazów
- Zajęcia laboratoryjne z pakietem do symulacji tomografii SPECT
- 3. Pomiary na gamma kamerze ŚLCJ, COI
- 4. Analiza danych z symulacji oraz danych pomiarowych

#### Zaliczenie:

- Sprawozdania z zajęć laboratoryjnych
- Kolokwium
- Prezentacja wyników z zajęć laboratoryjnych

Obrazowanie (medyczne)

#### Strukturalne

Micropo

#### Funkcjonalne

	wielkość:	Metody radioizotopowe:	Mierzona	
Rentgenografia	ſ	Scyntygrafia	wielkość:	
СТ	Jµ	SPECT	Koncentracia	
	$\mu$ (r)	PET	znacznika	
MRI	$T_1, T_2,$	CT z kontrastem		
USG	Ζ, ν	fMRI		

Główne zalety metod radioizotopowych:

• Bezpośrednie obrazowanie funkcji, czynności życiowej

Wysoka czułość

### Metody radioizotopowe



#### <sup>123</sup>I-MIBG SPECT

CT

SPECT/CT

### Obrazowanie (medyczne)

#### planarne

# tomograficzne

#### Rentgenografia

#### Scyntygrafia planarna



Pojedyncza projekcja rozkładu 3D badanej wielkości na płaszczyznę

#### CT, SPECT, PET





Zestaw projekcji spróbkowany po szerokim zakresie kątowym;

Rekonstrukcja 3D rozkładu badanej wielkości za pomocą odpowiedniego algorytmu i komputera

## Metody obrazowania - porównanie

Metoda	Mierzona wielkość	Przestrzenna zdolność rozdzielcza: kliniczna/ badawcza [mm]	Czas skano- wania [s]	Min. wykrywalna masa substancji czynnej [ng]	Min. wykrywalna koncentracja substancji czynnej [mol/L]	Kosz Badania [PLN]	Inne
CT (Rtg)	Wsp. osłabienia promieniowania $\gamma$ $\mu$	0.5 – 1 0.02 – 0.5	0.3 – 300	10 <sup>5</sup> – 10 <sup>9</sup> (kontrasty)	10 <sup>-3</sup> – 10 <sup>-5</sup> (kontrasty)	150 – 700	Duża dostępność; Promieniowanie jonizujące
MRI	Gęstość protonów, T <sub>1</sub> , T <sub>2</sub>	0.2 – 0.5 0.02 – 0.1	0.05 – 3600	10 <sup>3</sup> – 10 <sup>6</sup>	10 <sup>-3</sup> – 10 <sup>-5</sup>	300 – 1000	Średnia dostępność; implanty metal. wykluczone
PET	Koncentracja aktywności	2 - 6 0.9 - 2	100 – 3000	1 - 100	10 <sup>-11</sup> – 10 <sup>-12</sup>	4000 – 8000	Słaba dostępność; Promieniowanie jonizujące
SPECT	Koncentracja aktywności	7 – 15 0.3 – 3	300 – 4000	1 - 100	10 <sup>-10</sup> – 10 <sup>-11</sup>	200 – 5000	Słaba dostępność; Promieniowanie jonizujące
USG	Wsp. załamania fali ultradzwiękowej	0.1 – 1 0.05 – 0.5	0.1 – 100	500 – 10 <sup>6</sup> (kontrasty)	10 <sup>-2</sup> – 10 <sup>-4</sup> (kontrasty)	50 - 200	Duża dostępność;

### Obrazowanie radioizotopowe – Genesis

Georg de Hevesey (1885 - 1966) Nagroda Nobla z chemii 1943 (1944) "za prace nad wykorzystaniem izotopów jako znaczników do badania procesów chemicznych"



Zasada znacznika (tracer principle, 1912): Izotopy promieniotwórcze pierwiastków mają własności chemiczne identyczne jak odpowiednie izotopy stabilne, stąd mogą być wykorzystywane do śledzenia m. in. procesów biochemicznych w organizmach żywych

#### Obrazowanie radioizotopowe – historia

- 1911 "Meat pie experiment" z <sup>212</sup>Pb (de Hevesey)
- 1923 Eksperyment: fasola w solach ołowiu z <sup>212</sup>Pb (de Hevesey)
- 1925 <sup>210</sup>Bi w królikach (de Hevesey)
- 1925 <sup>214</sup>Bi do pomiarów przepływu krwi u człowieka
- 1932 Cyklotron (E. O. Lawrence, M. S. Livingston)
- 1936 teraipa białaczki z użyciem <sup>32</sup>P (J. Lawrence, E. O. Lawrence)
- 1938 Odkrycie <sup>131</sup>I (Livingood, Seaborg ) i <sup>99m</sup>Tc (Segre, Seaborg)
- 1940 Pierwszy cyklotron do produkcji izotopów do celów biomedycznych (Washington University, St. Louis)
- 1942 "stos atomowy" reaktor jądrowy (E. Fermi)
- 1944 Licznik scyntylacyjny

### Obrazowanie radioizotopowe – historia

- 1951 Pierwszy radiofarmaceutyk (Na<sup>131</sup>I) zatwierdzony przez FDA
- 1953 detektor pozytronów oparty na zasadzie koincydencji proto-PET (G.Brownell, H. Sweet)
- 1957 Generatory <sup>132</sup>I i <sup>99m</sup>Tc
- 1958 Gamma kamera scyntylacyjna (Hal Anger)
- 1962 Pierwsza komercyjna gamma kamera
- 1962 Proto-PET
- 1962 Koncepcja rekonstrukcji tomograficznej (D. Kuhl)
- 1966 PET za pomocą gamma kamery
- 1970 Tomografia emisyjna (SPECT)
- 1975 PET
- 1976 <sup>18</sup>F-FDG w człowieku

1977-82 Iteracyjne algorytmy rekonstrukcji tomograficznej 2000 PET-CT

### Terminologia



## Dawki substancji czynnej

Przykład: Badanie perfuzji mięśnia sercowego za pomocą <sup>201</sup>TICI

Typowa dawka w badaniu perfuzji mięśnia sercowego: A<sub>0</sub>=120 MBq



TICI – silna trucizna!

min. dawka śmiertelna dla człowieka (doustna): 8mg/kg masy ciała dla 75 kg: 0.6 g

Całkowita liczba cząsteczek TICI:  $A_0 \cdot \tau_{1/2} \cdot \ln 2 = 45, 4 \cdot 10^{12}$ 

Masa TICI:  $45,4 \cdot 10^{12} \cdot \frac{m_a}{N_A} = 1,78 \cdot 10^{-8} \text{ g}$ 

## Dawki substancji czynnej

Przykład: Badanie perfuzji płuc za pomocą <sup>99m</sup>Tc MAA



MacroAggregated Albumin – cząstki  $10 - 50 \ \mu m$ 

Typowa dawka w badaniu: 80 MBq, max ok. 200 000 cząstek  $\approx 7 \cdot 10^{-4}$  g

< 0.1% zablokowanych naczyń włosowatych w płucach Margines bezpieczeństwa: ok. 1:500

Należy zachować ostrożność u pacjentów z nadciśnieniem płucnym!

### Dawki substancji czynnej

Dla porównania:

Dawka kontrastu w

tomografii komputerowej: Iohexol, Iopromide (związki jodu)  $1-4 ext{ g}$ 

rezonansie magnetycznym: Omniscan, Magnevist (związki Gd)

3 - 7 g



Idealny radioizotop:

- okres połowicznego rozpadu rzędu godzin
- emituje tylko promieniowanie gamma (wychwyt elektronu, przejście izomeryczne), monoenergetyczne (?)
- Energia  $\gamma$  : 100 300 keV (idealnie ok. 140 keV)
- pierwiastek wchodzący w związki z substancjami biologicznie czynnymi i nie zmieniający ich właściwości
- prosta radiochemia
- łatwo dostępny
- tani

izotop	$\tau_{1/2}$	Energie γ [keV] (Pr. Em. [%])	Energie <sub>max</sub> β[keV] (Pr. Em. [%])	Roz- pad	otrzymy- wanie
<sup>99m</sup> Tc	6 h	140 (89 %)	_	IT	generator
<sup>131</sup> I	8 d	284 (6 %) 364 (82 %) 637 (7 %)	334 (7,3 %) 606 (90 %)	β-	reaktor
<sup>123</sup> I	16 h	159 (83 %) 346-523 (2,5 %)	127 (13 %) (kw)	EC	cyklotron
<sup>67</sup> Ga	3,25 d	93 (42 %) 185 (21 %) 300 (17 %)	84 (28 %) (kw)	EC	cyklotron
<sup>111</sup> In	2,8 d	171 (90 %) 245 (94 %)		EC	cyklotron

izotop	$\tau_{1/2}$	Energie γ [keV] (Pr. Em. [%])	Energie <sub>max</sub> β[keV] Pr. Em. [%]	Rozp ad	otrzymy- wanie
<sup>113m</sup> In	100 m	392 (64 %)	_	IT	generator
<sup>201</sup> Tl	3,06 d	70 (73 %) (X) 80 (21 %) (X) 135 (2,6 %) 167 (10 %)	315 (43,6 %) 451 (13 %) 481 (43 %)	EC	cyklotron
<sup>81m</sup> Kr	13 s	190 (68 %)		IT	generator
<sup>133</sup> Xe	5,3 d	81 (38 %)	346 (99 %)	β-	reaktor

1

 ${ au}_{\it fiz}$ 

1

 $au_{biol}$ 



# Radioizotopy: generator <sup>99</sup>Mo – <sup>99m</sup>Tc





#### ${}^{99}\text{Mo} \rightarrow {}^{99\text{m}}\text{Tc} \rightarrow {}^{99}\text{Tc} \rightarrow {}^{99}\text{Ru}$ $\tau_{1/2}: \quad 67\text{h} \qquad 6 \text{ h} \qquad 10^5 \text{ lat} \quad \text{stabilny}$

Ok. 80 % wszystkich badań radioizotopowych Ok. 30 mln badań rocznie na świecie

# Radioizotopy: generator <sup>99</sup>Mo – <sup>99m</sup>Tc



Główna metoda produkcji <sup>99</sup>Mo:  $^{235}$ U + n  $\rightarrow$   $^{99}$ Mo + ...

### Generator <sup>99</sup>Mo – <sup>99m</sup>Tc



### Radioizotopy: generator <sup>99</sup>Mo – <sup>99m</sup>Tc



### Gamma kamera





#### APEX SPX-4 Elscint

#### Discovery NM/CT 670 GE

#### Phillips Skylite



### Gamma kamera



### Gamma kamera





Rejestracja punktu oddziaływania:

$$X = \frac{x_-}{x_+ + x_-}L$$

Własna zdolność rozdzielcza detektora (intrinsic resolution): 3 -5 mm



## Kolimator

Zadanie: Z pola promieniowania wybrać fotony o zadanym kierunku

Typowa czułość: 10<sup>-4</sup>



### Kolimator



### Kolimatory









Materiały: Ołów, wolfram złoto, bizmut, uran (pinhole) najnowszy: kompozyt żywica epoksydowa+proszek W

# Kolimator

idealny



#### rzeczywiste









Wysoka rozdzielczość
Niska czułość

Wysoka czułość
Niska rozdzielczość

### Relacja czułość – rozdzielczość



Wielkość otworów kolimatora

Który kolimator jest optymalny?

### Kolimator - efekty niepożądane Penetracja ścian (septal penetration)







#### Zwykle < 1% zliczeń Dla kolimatorów wysokiej energii (> 300 keV) 2 – 3 %



# Funkcja odpowiedzi na źródło punktowe



## Funkcja odpowiedzi na źródło punktowe



Zdolność rozdzielcza: FWHM  $\approx$  2,35  $\sigma$ 

 $\sigma_0$  – własna zdolność rozdzielcza detektora

### Funkcja odpowiedzi na źródło punktowe



# Czułość gamma kamery/kolimatora





Czułość kolimatora o otworach równoległych jest stała, niezależna od odległości i położenia źródła (chyba, że d >> rozmiar detektora)

Typowe wartości: 100 cps/MBq

# Kolimatory - projektowanie

#### HR

#### GP

Optimal (Pb) collimator design for hexagonal holes						Optimal (Pb) collimator design for hexagonal holes							
B = 0.75	B = 0.75 cm For the 140-keV design:				B = 0.75 cm				For the 140-keV design:				
F = 15.0	F = 15.00  cm $F = 10.0  cm$					F = 10.00  cm				F = 15.0  cm			
$FWHM_{col} = 1.117 \text{ cm}$ $FWHM_{col} = 0.806 \text{ cm}$						$FWHM_{col} = 1.000 \text{ cm}$ $FWHM_{col} = 1.396 \text{ cm}$						m	
Energy (keV)	Thickness (cm)	F2F (cm)	HOLSEP (cm)	SPT (cm)	<i>D</i> (cm)	\$	Energy (keV)	Thickness (cm)	F2F (cm)	HOLSEP (cm)	SPT (cm)	D (cm)	\$
110.0	1.539	0.0947	0.1027	0.0081	0.099	2.21E-04	110.0	1.306	0.1031	0.1138	0.0106	0.108	3.53E-04
140.0	2.189	0.1298	0.1448	0.0150	0.136	1.95E-04	140.0	1.875	0.1414	0.1611	0.0196	0.149	3.02E-04
170.0 L	2.934	0.1671	0.1915	0.0244	0.175	1.70E-04	170.0	E 2.538	0.1819	0.2138	0.0319	0.191	2.56E-04
200.0	3.819	0.2076	0.2448	0.0372	0.218	1.46E-04	200.0	3.336	0.2255	0.2738	0.0482	0.237	2.14E-04
230.0	4.593	0.2402	0.2894	0.0492	0.252	1.30E-04	<sup>230.0</sup> N	4.043	0.2603	0.3237	0.0634	0.273	1.85E-04
260.0 IV	TE 5.522	0.2761	0.3404	0.0642	0.290	1.13E-04	260.0	4.901	0.2982	0.3803	0.0821	0.313	1.57E-04
300.0	7.039	0.3286	0.4179	0.0893	0.345	9.28E-05	300.0	6.319	0.3525	0.4651	0.1125	0.370	1.23E-04
380.0 <sub>H</sub>	F 9.736	0.4064	0.5397	0.1334	0.427	6.81E-05	380.0 H	F 8.878	0.4307	0.5945	0.1637	0.452	8.52E-05
511.0	14.188	0.5041	0.7036	0.1995	0.529	4.47E-05	511.0	13.173	0.5244	0.7601	0.2358	0.551	5.20E-05

#### Kolimatory HE b. ciężkie (> 100 kg)

# Kolimator - projektowanie <sup>67</sup>Ga



LEGP

MEGP

# Detektor scyntylacyjny

Kryształ: Nal(Tl)

3/8 cala (do 1 cala)

higroskopijny

 $\lambda_{em max} = 415 \text{ nm}$ 



wydajność: 38 fotonów/keV (11 %)

Energetyczna zdolność rozdzielcza: 9% dla 140 keV

Stała czasowa zaniku sygnału: 0,23 µs

# Detektor scyntylacyjny NaI (Tl)





