

Co fizyk jądrowy może robić w medycynie? czyli - projekty badawcze Medical Imaging Research Group (MIRG)



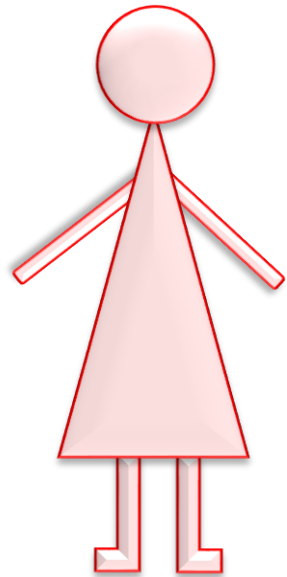
Anna Celler

Medical Imaging Research Group,
Department of Radiology,
University of British Columbia
Vancouver, Canada

Na początek –
krótkie wprowadzenie do tematu

Medycyna Nuklearna (MN) – perspektywa pacjenta

Pacjent
przychodzi
do szpitala...



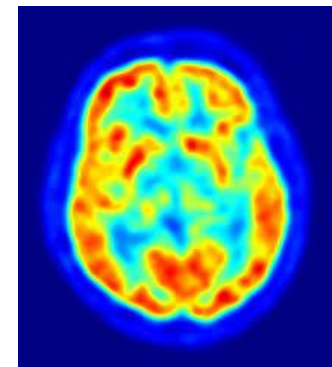
...dostaje zastrzyk



... kładzie się pod kamerą,
technik naciska kilka guzików,
kamera zaczyna się obracać ...



...a po chwili
dostajemy
taki obrazek!



Medycyna nuklearna – perspektywa lekarza

Radiofarmaceutyk = biologicznie czynna cząsteczka + radioizotop



Radiopharmaceutical



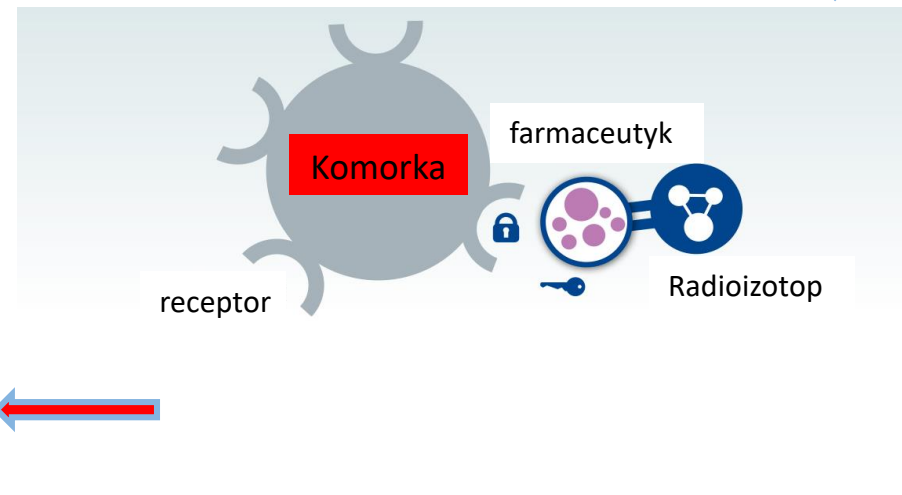
diagnoza



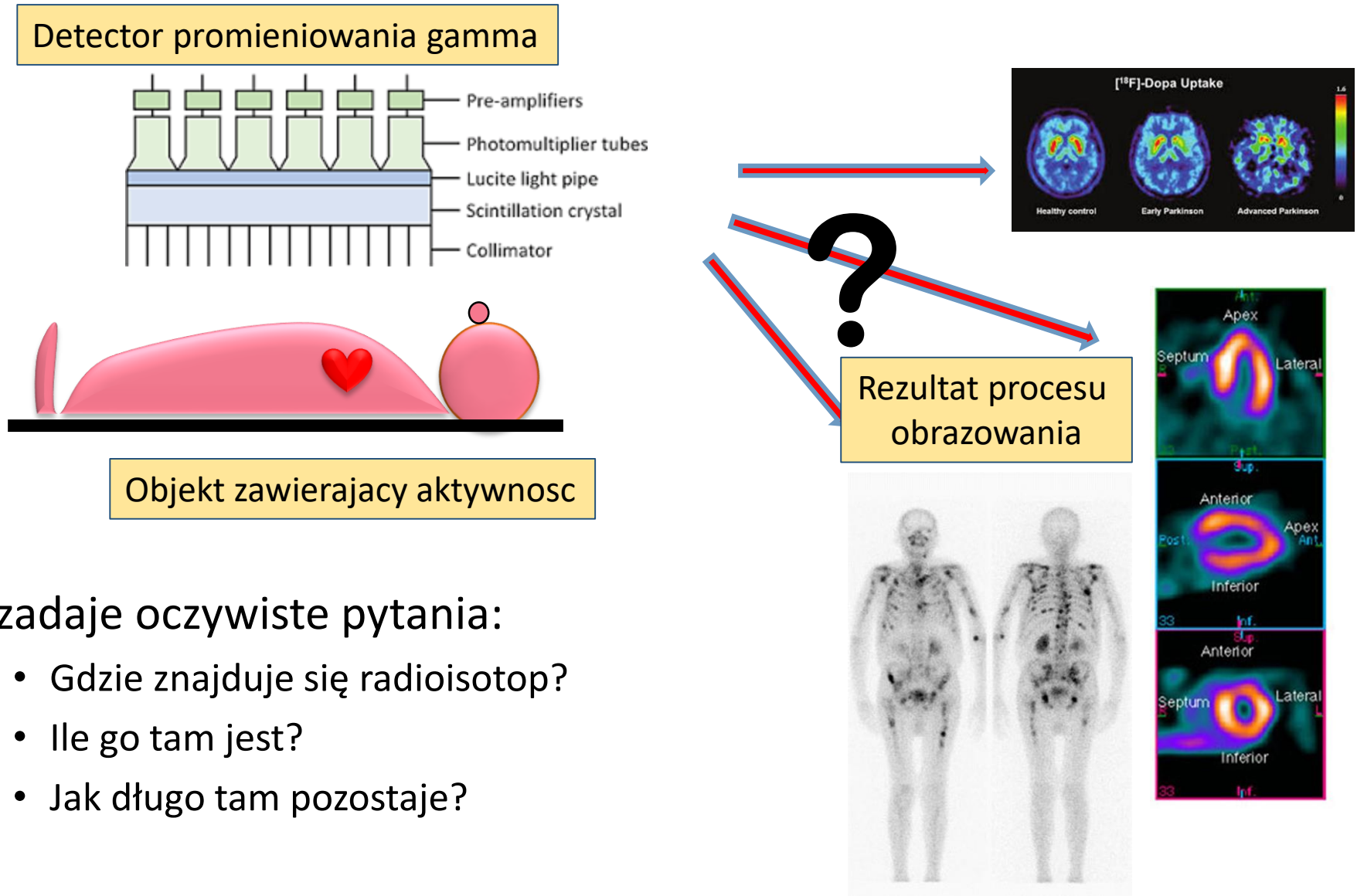
obrazowanie



Radiofarmaceutyk jest pobierany przez te komórki które mają odpowiednie receptory



A jak to widzi fizyk (jądrowy)?



...i zadaje oczywiste pytania:

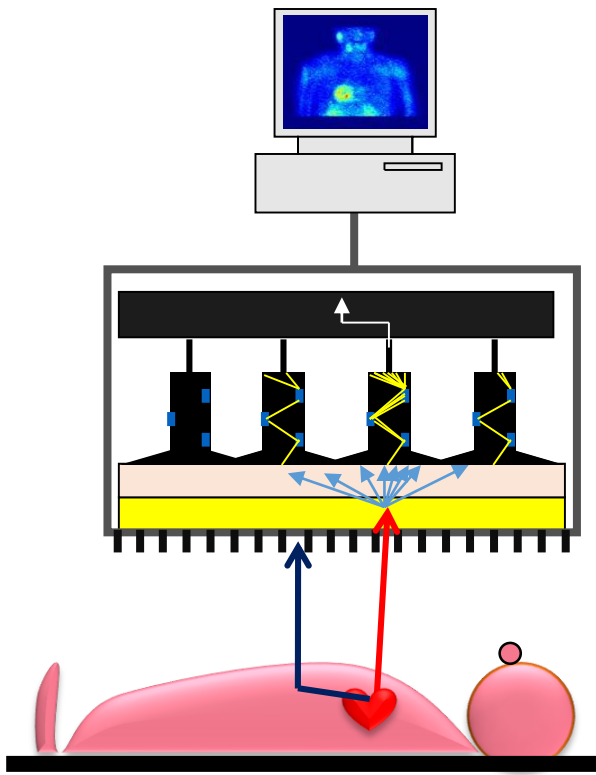
- Gdzie znajduje się radioisotop?
- Ile go tam jest?
- Jak długo tam pozostaje?

Na czym polega obrazowanie -
czyli: jak powstają obrazy rozkładów
aktywności w ciele pacjenta

Systemy obrazowania SPECT i PET

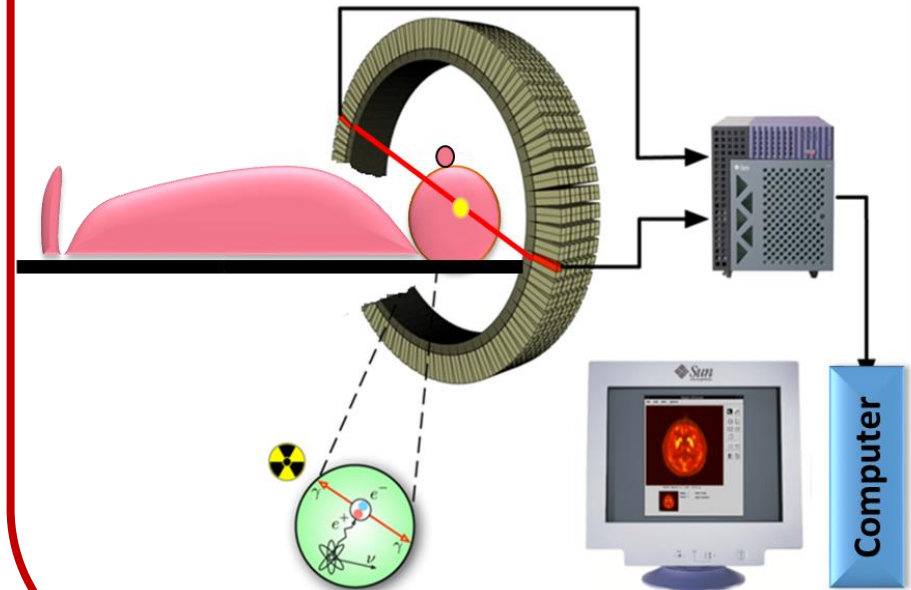
SPECT

Single Photon Emission
Computed Tomography



PET

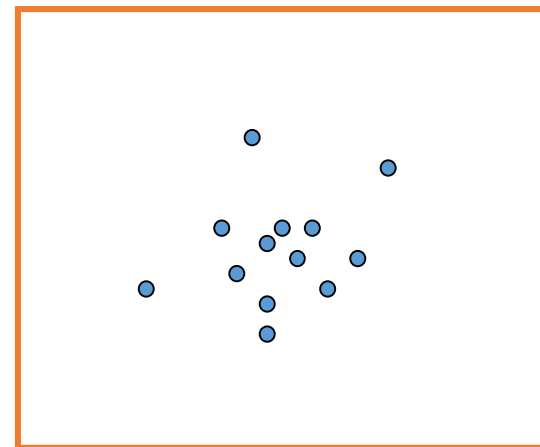
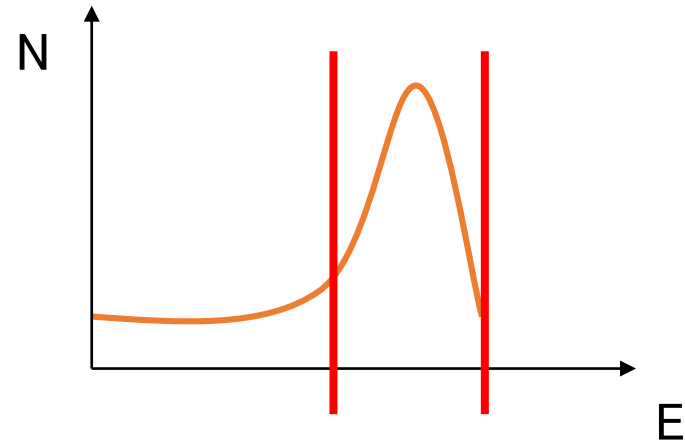
Positron Emission Tomography



Tworzenie obrazów MN

Tylko fotony o energii przypadającej w przedziale określonym oknem dyskryminatora są brane pod uwagę

i tylko takie fotony są zliczane i ich położenie na detektorze jest rejestrowane

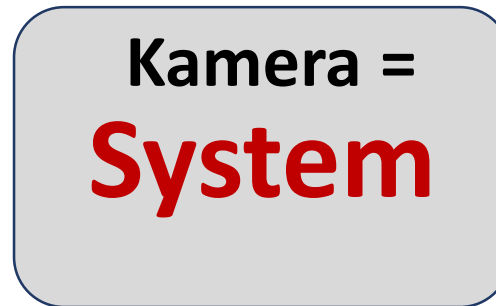


Proces obrazowania

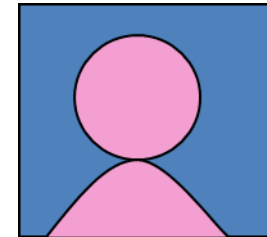
pacjent



proces obrazowania (skan)



obraz



Objekt obrazowania

Wynik obrazowania
(obraz lub projekcja)

Macierz
systemowa

H

Input function
 $f(x, y)$

$$g(u, \theta) = H * f(x, y)$$

Output function
 $g(u, \theta)$

Na czym polega tomografia?

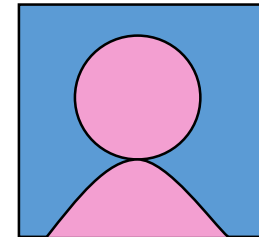
- **Badania planarne**

3D \rightarrow 2D(x,y)

objekt



2D obraz



- **Tomografia – SPECT, PET**

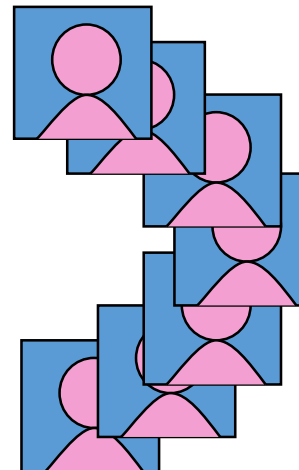
3D \rightarrow 3D(x,y, θ)

\rightarrow 3D(x,y,z)

objekt



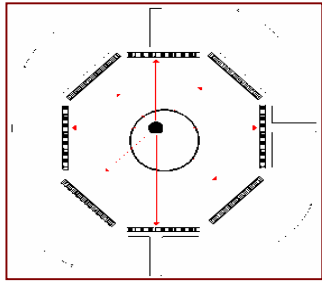
projekcje



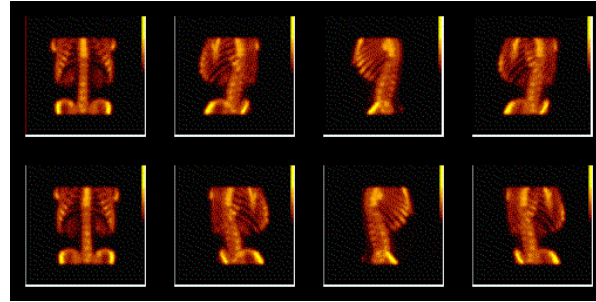
3D obraz



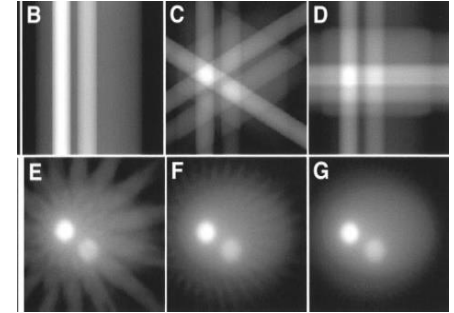
Zasady rekonstrukcji obrazu - FBP



Pomiar



Zestaw projekcji

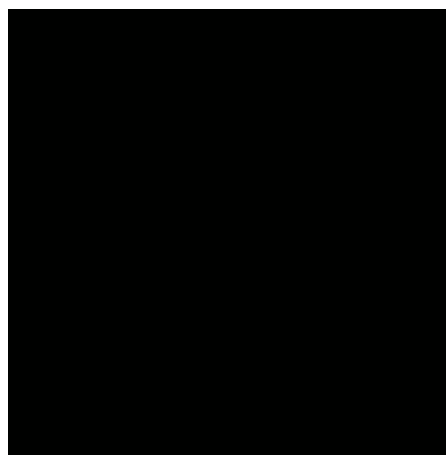


Rekonstrukcja

Objekt z atenuacją



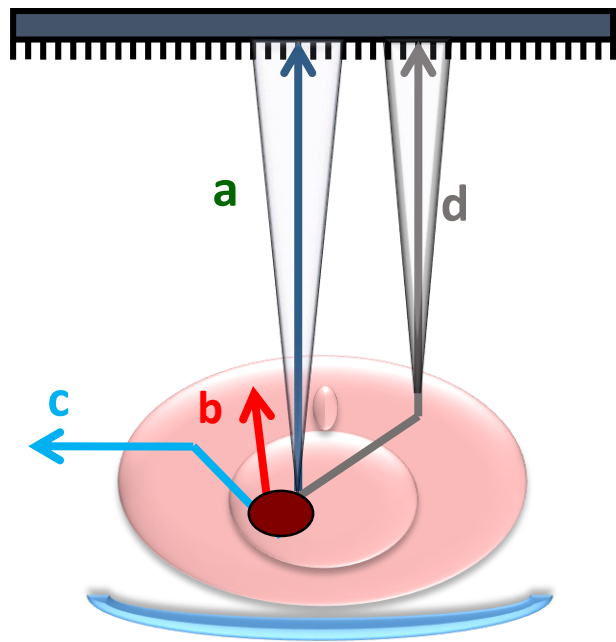
Objekt bez atenuacji



Ilościowo poprawna rekonstrukcja obrazu musi zawierać poprawki na atenuację i rozpraszanie fotonów w ciele pacjenta

Tu zaczyna się rola fizyka -
czyli: jak można poprawić to co mierzymy...

Fizyka procesu obrazowania MN



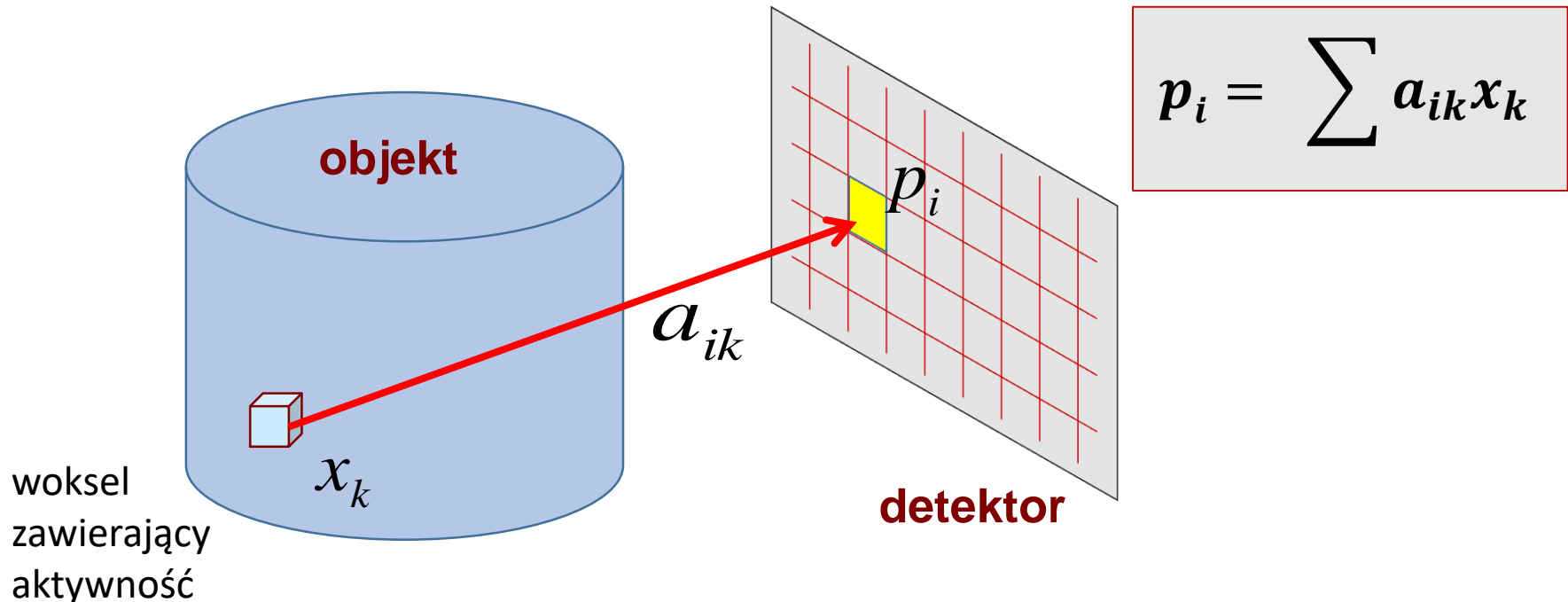
- a - foton bez oddziaływań - **Dobre zdarzenie!**
 - b - foton pochłonięty
 - c - foton rozproszony
 - d - foton rozproszony, ale zarejestrowany
- zmienia informację o lokalizacji źródła
- } Zmniejsza liczbę zarejestrowanych fotonów

Dodatkowo skończony kąt akceptacji kolimatora powoduje “blurring”, którego efekt się zwiększa w miarę wzrostu odległości od kamery

Pomiary ilościowe wymagają “odwrócenia” tych efektów.
I dlatego trzeba spojrzeć na problem “fizyczno-matematycznie”....

Macierz systemowa

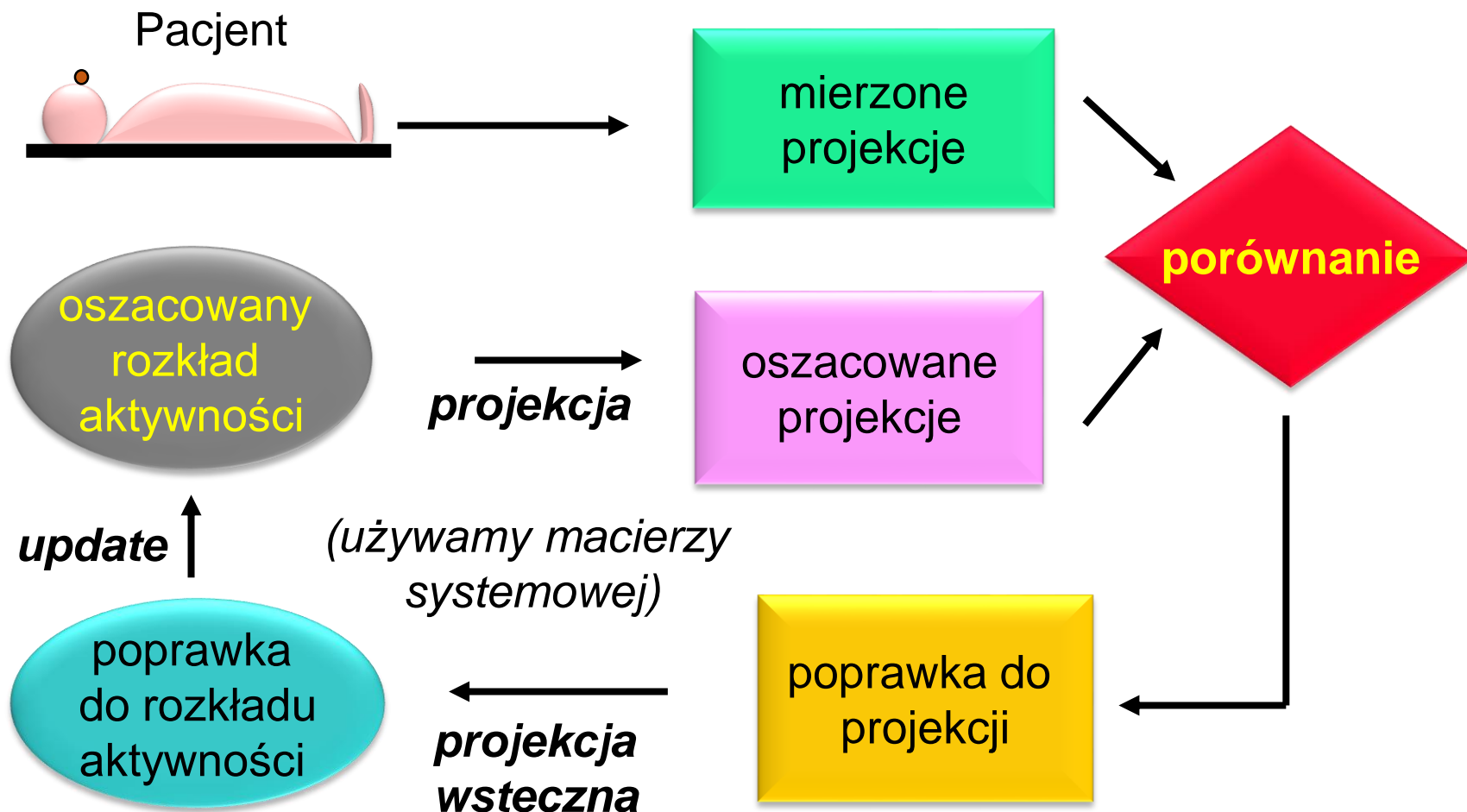
- a_{ik} - prawdopodobieństwo rejestracji w binie i fotonu wyemitowanego z woksła k , opisuje **macierz systemowa**, zawiera ona informację o geometrii pacjenta i układu pomiarowego **ale także** może zawierać poprawki na atenuację fotonów, rozpraszanie komptonowskie, rozdzielczość kolimatora i wiele innych



Rekonstrukcje iteracyjne

$$x_i^{k+1} = \frac{1}{\sum_j A_{ji}} x_i^k \sum_j A_{ji} \frac{p_j}{\sum_{i'} A_{ji'} x_{i'}^k}$$

Rekonstrukcje muszą być robione iteracyjnie:



Starsze projekty badawcze MIRG –
czyli projekty leżące u podstaw
tego co dziś robimy

Projekt #1 - poprawka na atenuację (A.Sitek, PhD)

Przypomnienie: proces atenuacji:

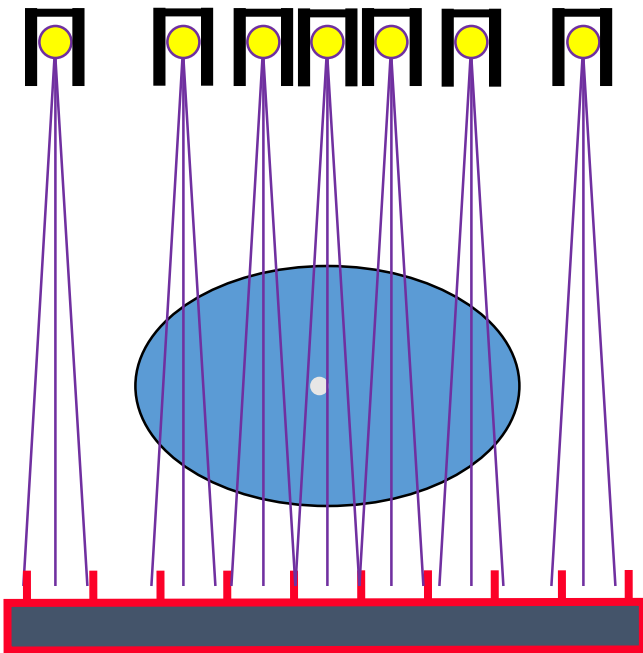
$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

N_0, N – ilość fotonów początkowa
i po przejściu przez ciało pacjenta
 μx – mapa współczynników atenuacji

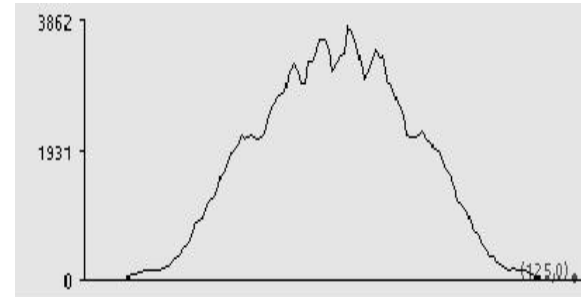
$$\mu x = \ln \frac{N_0}{N}$$

Zaprojektowany i zbudowany przez nas system do pomiarów map współczynników atenuacji złożony z szeregu stacjonarnych źródeł liniowych Gd-153 o aktywnościach dobranych do kształtu ciała

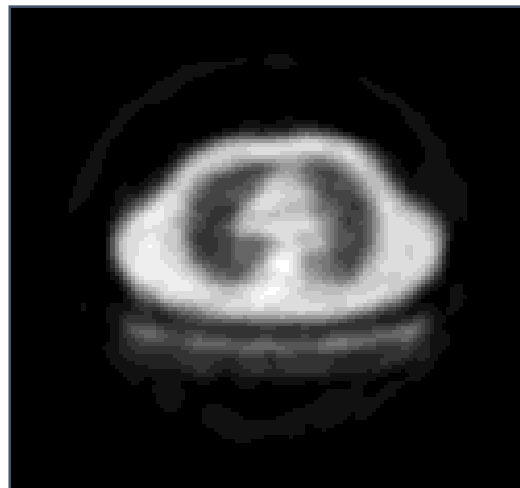
(silne źródła w środku, a słabsze po bokach)



Profile – system do pomiarów transmisji



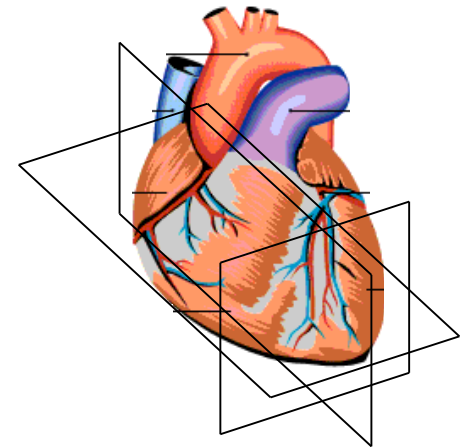
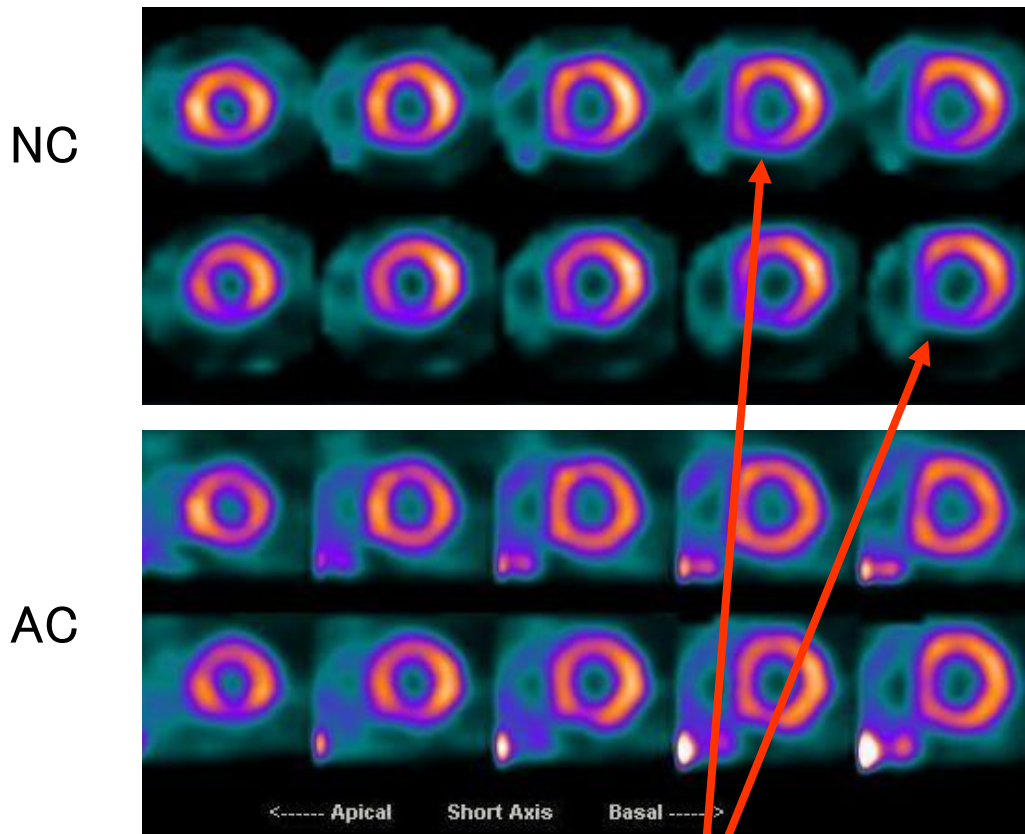
Rozkład pierwotnej wiązki fotonów
(Siemens “Profile”)



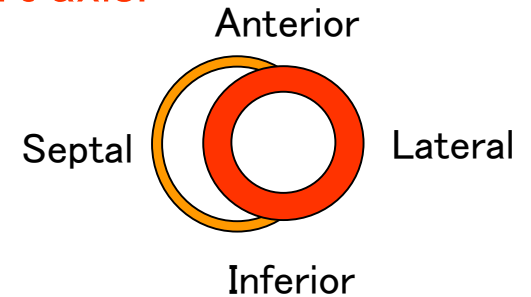
Obraz rozkładu
współczynników
atenuacji pacjenta
(attenuation map)

Zastosowanie: badanie mięśnia sercowego

Włączenie poprawki na atenuację do rekonstrukcji obrazu może istotnie zmienić diagnozę...

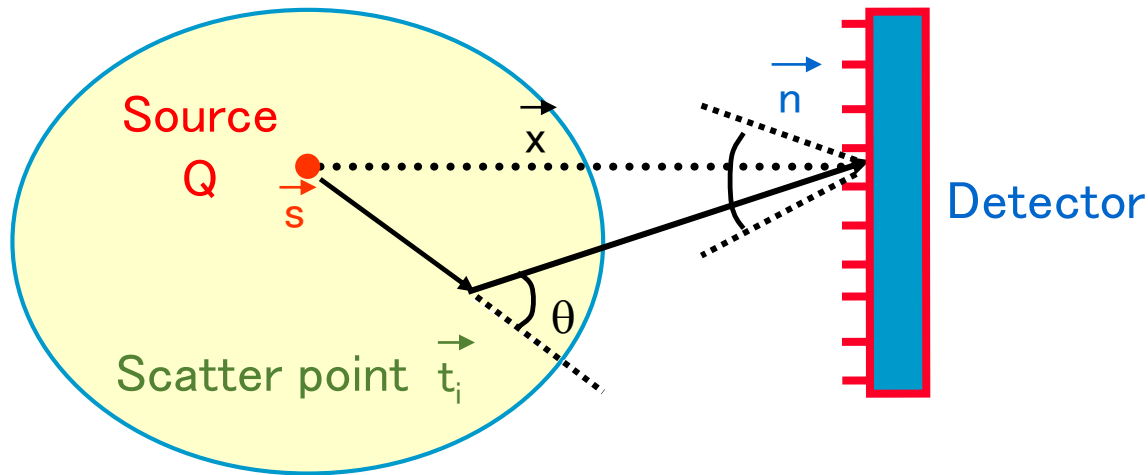


Short axis:



Perfusion defect (blocked artery) or attenuation artifacts?

Projekt #2 - APD scatter model (G.Wells, PhD)



Metoda APD (analytical photon distribution) liczy rozkłady fotonów w projekcjach dla każdego konkretnego pacjenta. Na ich podstawie robimy poprawkę na rozpraszanie.

Lookup tables

$$SDF_1(\vec{s}, \vec{n}_c) \approx Q \sum_{i=1}^I \rho_e(\vec{t}_i) K_{st_i n_c} \exp\left(-\int_{\vec{s}}^{\vec{t}_i} \mu(y) dy - \int_{\vec{t}_i}^{\vec{n}} \mu(y, \theta_{ic}) dy\right)$$

rozkład
aktywności

gęstość elektronów
(na podstawie map
attenuacji)

rozkład gęstości
w ciele pacjenta
(na podstawie map atenuacji)

APD - Look-up tables

- Geometria pomiaru, energie fotonów, oraz wydajność i rozdzielczość kamery nie zależą od parametrów pacjenta,
- mogą więc być obliczone z góry i zapisane w look-up tables
- Zastosowanie look-up tables OGROMNIE przyspieszyło obliczenia

$$K_{st;n_c} = \int_{A_c} d^2n \int_{V_i} d^3t \cdot \frac{d\sigma}{d\Omega}(\theta) \cdot F(\xi) \cdot P_E(\theta) \cdot \frac{\cos(\xi)}{4\pi \cdot r_{ts}^2 r_{nt}^2}$$

integral
over
bin area

integral over
voxel volume

Klein-Nishina
cross-section

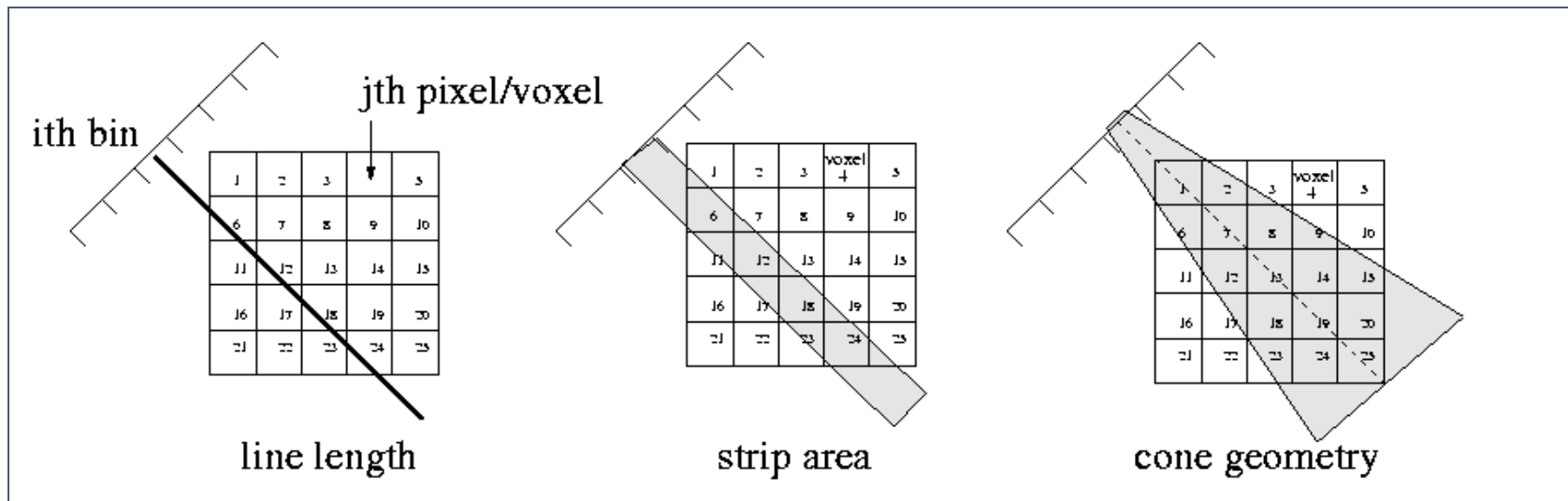
collimator
acceptance

energy-
window
acceptance

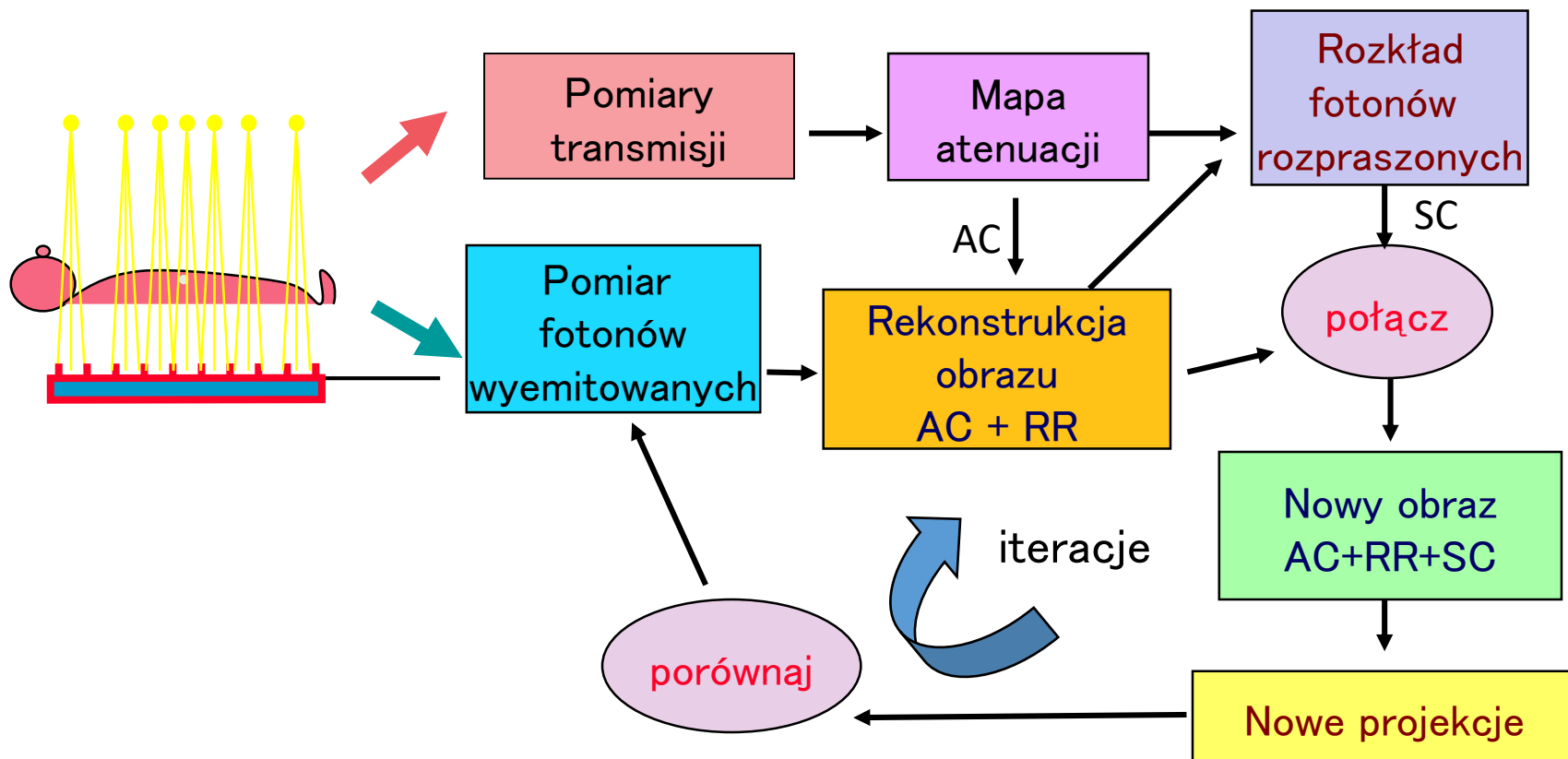
geometry
related
factor

Projekt #3 – Rekonstrukcje 3D (S.Blinder, PDF)

- Poprawka zdolności rozdzielczej obrazowania (resolution recovery – RR)
 - Kąt akceptacji kolimatora można opisać funkcją Gaussa
 - Poprawka na RR jest wbudowana w macierz systemowa
 - Prowadzi do rekonstrukcji w 3 wymiarach



Projekt #4 - Rekonstrukcje ilościowe qSPECT

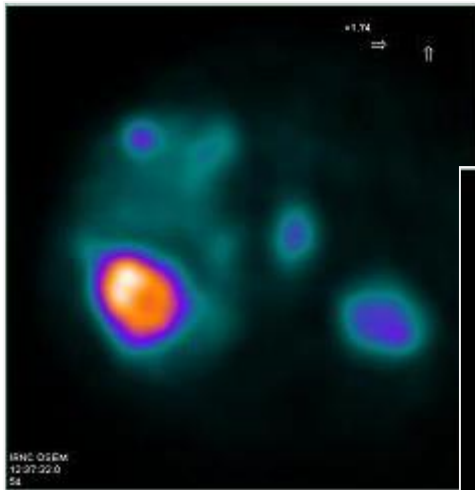


Metoda rekonstrukcji ilościowej – qSPECT :

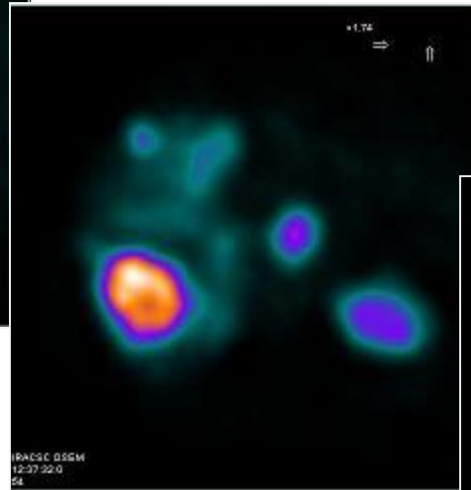
$$x_i^{k+1} = \frac{1}{\sum_j A_{ji}} x_i^k \sum_{j \in S} A_{ji} \frac{P_j}{\sum_{i'} A_{ji'} x_{i'}^k + b \sum_l x_l^{BB} SPSF(s_l, n_t)}$$

Końcowy wynik poprawek ilościowych

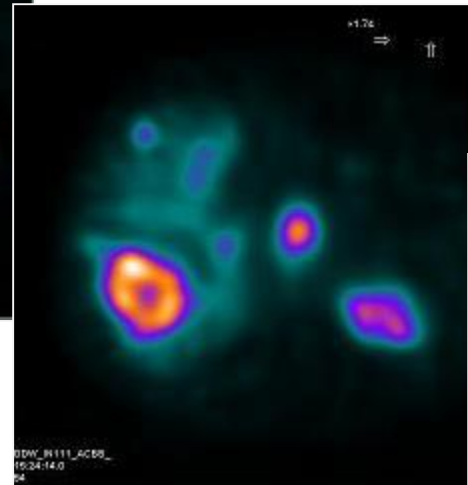
Bez poprawek



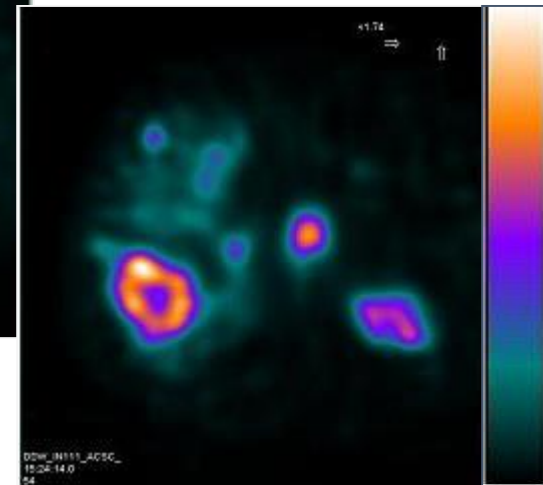
Tylko AC



AC+RR+SC (broad-beam)



AC+RR+SC (APD)



Patient study
GE Infinia-Hawkaya

Projekty #5 i #6 - Dual isotope imaging

Rekonstrukcja dwóch niezależnych obrazów po podaniu dwóch różnych radiofarmaceutyków znakowanych dwoma różnymi izotopami

Zalety obrazowania DI:

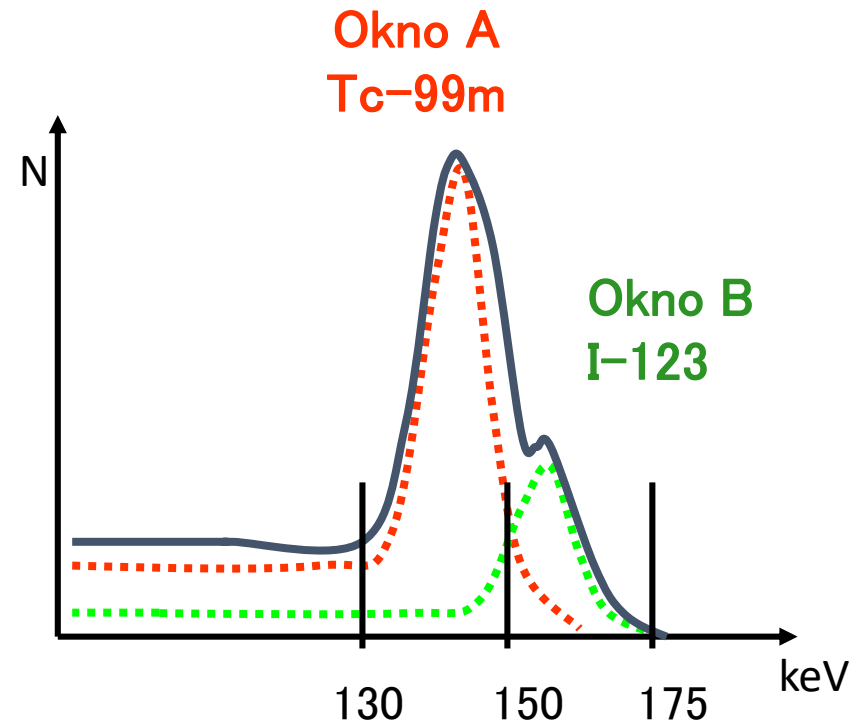
- Obrazy reprezentują dwie różne funkcje organizmu
- Obrazy dokładnie się pokrywają (are co-registered)
- Oszczędność czasu pacjenta, kamery i całego zespołu medycznego

Problemy obrazowania DI:

- SPECT – fotony izotopu A są rejestrowane w oknie energetycznym izotopu B i na odwrót (cross-talk effect)
- PET – anihilacja pozytronów przez izotop A i przez izotop B produkuje zawsze fotony o tej samej energii 511keV – nie do odróżnienia

Projekt #5 - Dual Isotope SPECT (S.Scherbinin, PDF)

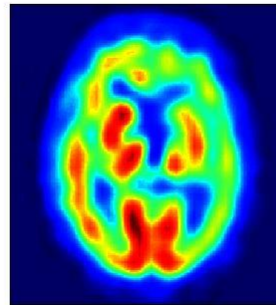
- Rekonstrukcja dwóch niezależnych obrazów SPECT po równoczesnym wstrzyknięciu dwóch różnych radioizotopów
- Metoda wykorzystuje różnice w energii fotonów emitowanych przez dwa badane radioizotopy
- Rekonstrukcja eliminuje cross-talk używając obliczeń metodą APD:
 - Rekonstrukcja obrazu z fotonów okna B bez poprawki na rozpraszanie
 - Obliczenie wkładu rozpraszania fotonów B do okna A i rekonstrukcja obrazu A
 - Obliczenie wkładu fotonów okna A do okna B
 - Rekonstrukcja obrazu B z poprawką
 - Proces można powtórzyć iteracyjnie



Badanie DI-SPECT mózgu - $^{99m}\text{Tc}+^{123}\text{I}$

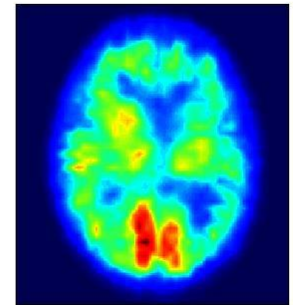
Dual-isotope acquisition
Tc-99m-Neurolite
I-123-Datscan

Rekonstrukcja
originalna

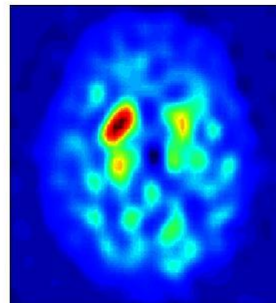


Tc-99m

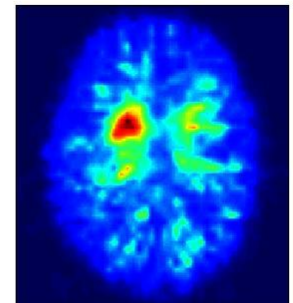
Rekonstrukcja
DI-APD



Infinia Hawkeye 4
LEHR collimator
128x128 x120 matrix

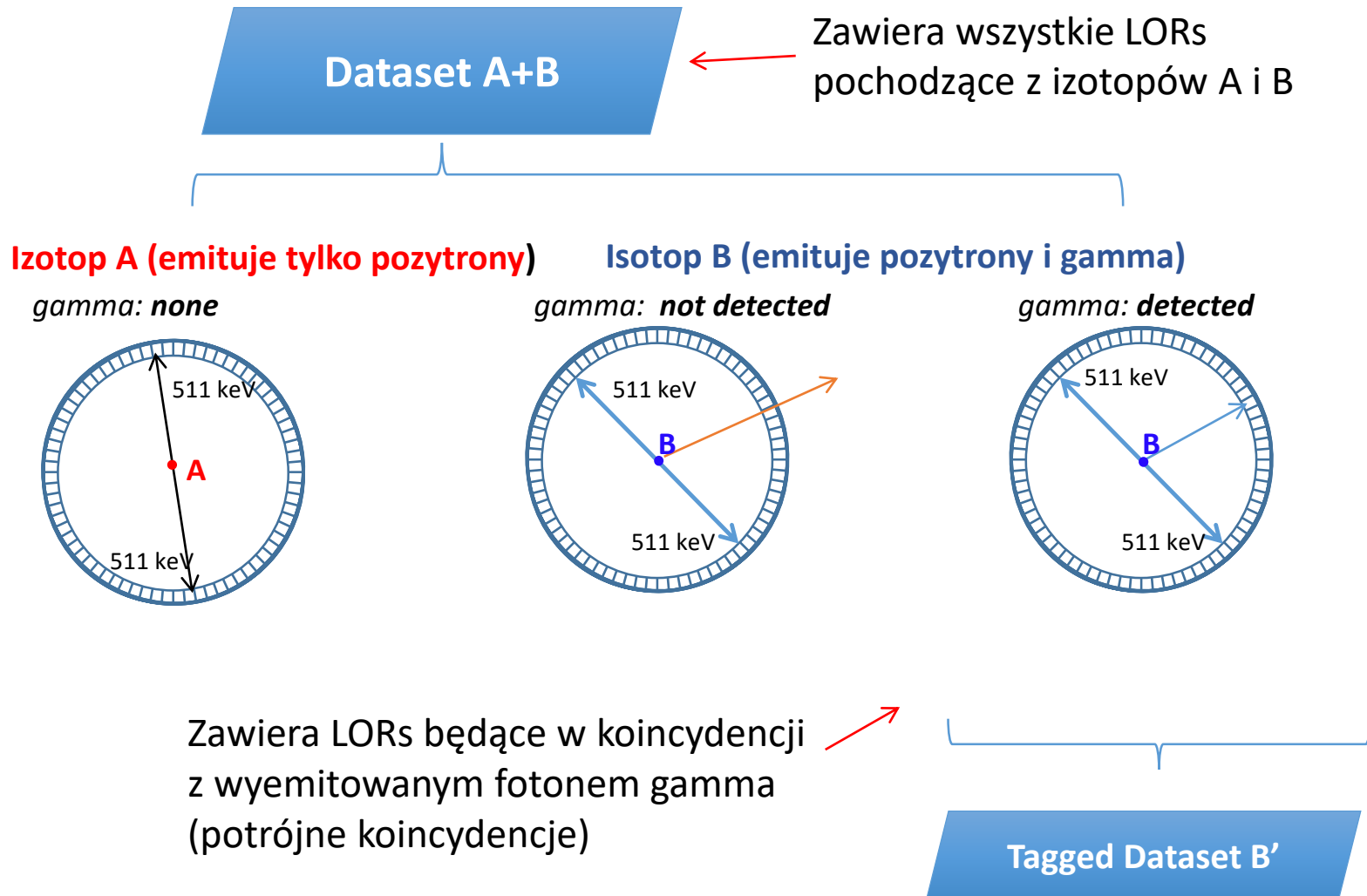


I-123



W kolaboracji z Dr. Jos Walravens,
St. Jean Hospital, Brussels, Belgium

Projekt #6 – Dual Isotope PET (A.Andreyev, PDF)



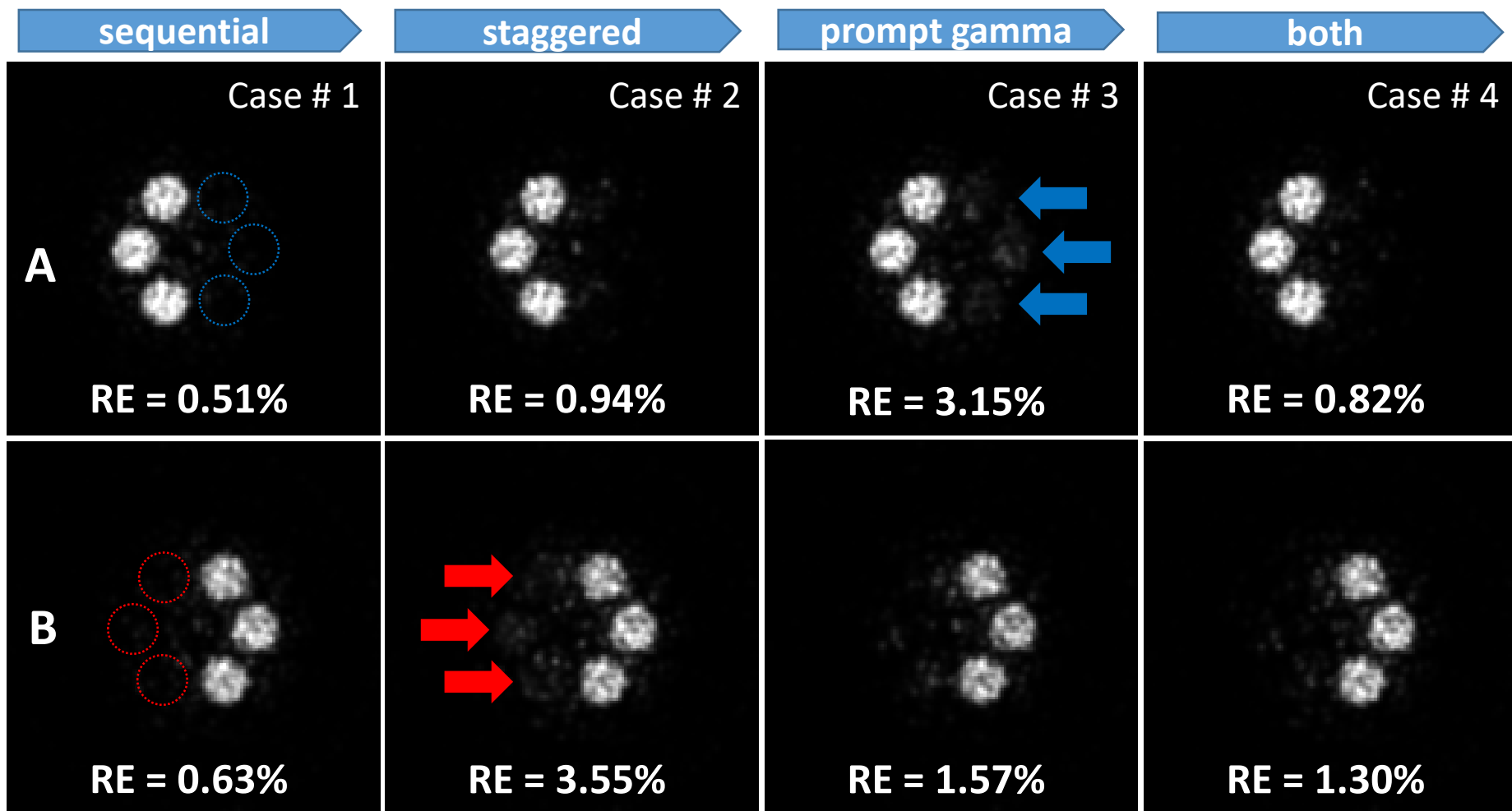
Izotopy dla DI-PET i wydajność metody

Isotope	Half-life	Positron emission probability	Prompt gammas, keV (intensity)	Applications
^{38}K	7.61 min	99%	2170 (0.99)	cardiac
$^{52\text{m}}\text{Mn}$	21.1 min	95%	1434 (0.98)	cardiac
^{60}Cu	23.4 min	92.5%	826 (0.21), 1332 (0.88), 1792 (0.46)	hypoxia imaging
^{70}As	52.6 min	91%	595 (0.19), 668 (0.22), 743 (0.22), 905 (0.11), 1039 (0.82), 1707 (0.17), 2019 (0.16)	plant imaging, antibodies
^{72}As	26 hours	88%	833 (0.81)	plant imaging, antibodies
^{22}Na	2.7 years	90%	1275 (0.99)	testing
^{89}Zr	3.3 days	45%	909 (0.99)	antibodies
^{124}I	4.2 days	23%	603 (0.63), 723 (0.10), 1691 (0.11)	thyroid imaging

Wydajność metody - 10 razy lepsza niż SPECT

- PET sensitivity: 1 LOR per 100 decays.
- HE gamma sensitivity: 1 gamma per 10 decays (>1 HE gamma can be emitted - ^{60}Cu).
- Triple coincidence: 1 coincidence per 1000 decays
- SPECT sensitivity: 1 gamma per 10000 decays

Zrekonstruowane obrazy DI-PET (symulacje MC)



Rekonstrukcje przeprowadzone zmodyfikowaną metodą MLEM

Projekt #7 – Metoda dSPECT (T.Farncombe, PhD)

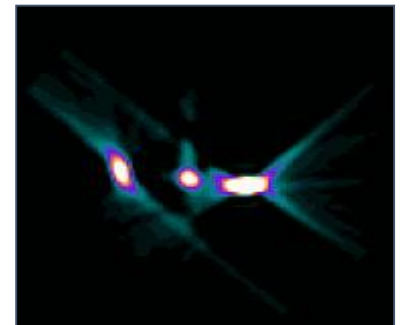
Motywacja

- Obrazy MN przedstawiają rozkłady radiofarmaceutyka w ciele pacjenta
- Odzwierciedlają one fizjologiczne procesy organizmu
- Dynamicznie obrazowanie (3D+zmiany w czasie) może znacząco poprawić diagnozę wielu schorzeń
- Tradycyjne badania SPECT zakładają statyczne rozkłady aktywności
- Jeśli rozkład aktywności się zmienia w czasie pomiaru – powstają artefakty

Aktywność
statyczna



Rozkład
aktywności
zmienia się
w trakcie
pomiaru



Rekonstrukcje dSPECT

Standartowa rekonstrukcja SPECT:

$$p_{jk} = \sum \alpha_{ijk} x_i.$$

$x_i(t) = C_i$ - aktywnosc jest stala w czasie pomiaru

Rekonstrukcja dynamiczna zakłada:

$x_i(t) = C_i(t)$ (aktywnosc zmienna w czasie pomiar)

zmiany mogą być różne:

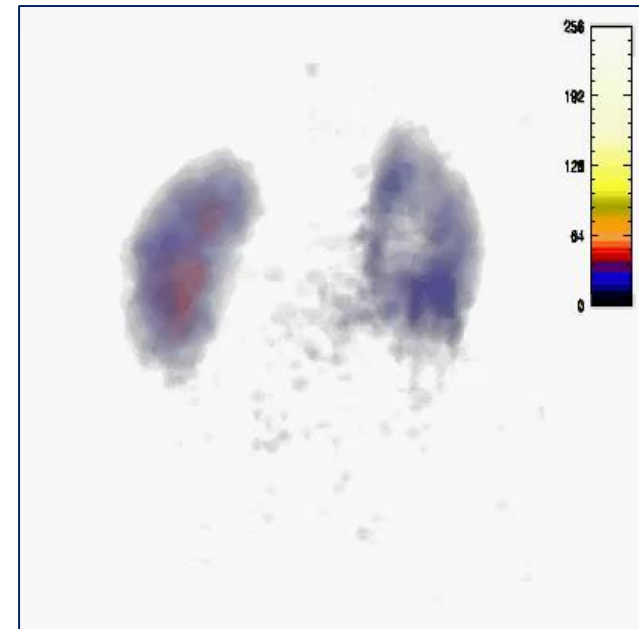
$$x_i(t) = A_i e^{-\lambda t} + B_i e^{-\epsilon t}$$

albo $x_1(t) > x_2(t) > \dots > x_i(t) > x_{i+1}(t)$

albo $x_1(t) < x_2(t) < \dots < x_i(t) < x_{i+1}(t)$

albo $x_1(t) < x_2(t) < \dots < x_p(t) > \dots > x_i(t) > x_{i+1}(t)$

rekonstrukcja używa metod iteracyjnych z warunkami brzegowymi (constrains)



Opis procesow dynamicznych (*Compartmental Model*)

- Biokinytyka procesow dynamicznych jest opisywana przez modele kompartmentalne.
- Ten dosc skomplikowany uklad rownan rozniczkowych pokazany ponizej opisuje biokinytyke Teboroxime (radiofarmaceutyku do badan metabolizmu miesnia sercowego)

$$\frac{dC_{RV}}{dt}(t) = bolus(t) - k_1 C_{RV}(t) + k_4 C_{myocard}(t) + k_7 C_{musc}(t)$$

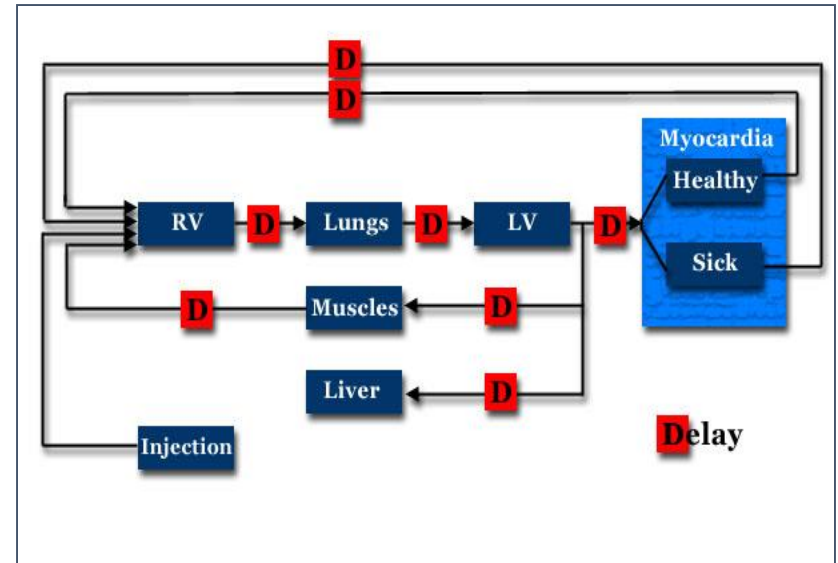
$$\frac{dC_{lungs}}{dt}(t) = k_1 C_{RV}(t) - k_2 C_{lungs}(t)$$

$$\frac{dC_{LV}}{dt} = k_2 C_{lungs}(t) - (k_3 + k_5 + k_6) C_{LV}(t)$$

$$\frac{dC_{myocard}}{dt}(t) = k_3 C_{LV}(t) - k_4 C_{myocard}(t)$$

$$\frac{dC_{musc}}{dt}(t) = k_5 C_{LV}(t) - k_7 C_{musc}(t)$$

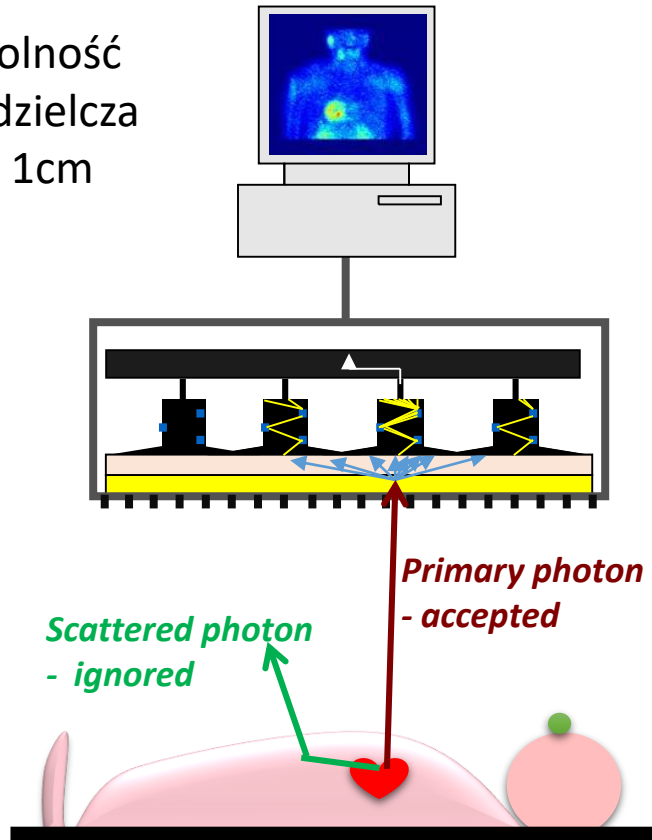
$$\frac{dC_{liver}}{dt}(t) = k_6 C_{LV}(t) - k_8 C_{liver}(t)$$



Projekt #8 – Compton camera (A.Andreyev, A.Sitek)

Standartowa Kamera

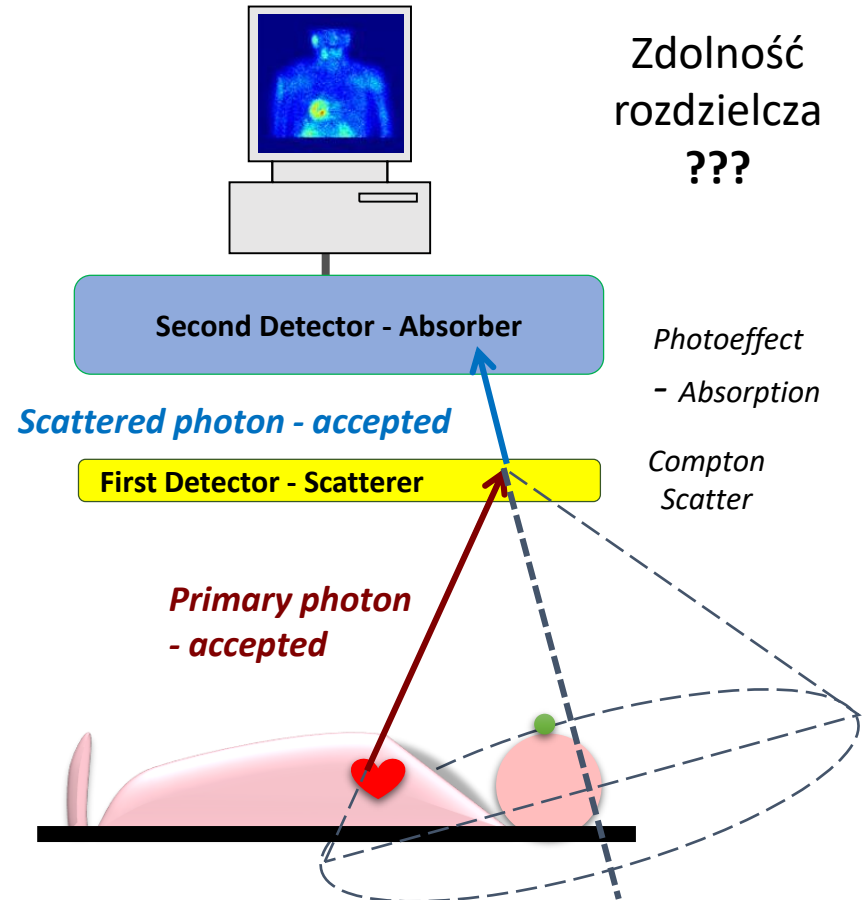
Zdolność rozdzielcza
~ 1cm



Line corresponds to all possible source positions

Kamera Komptonowska

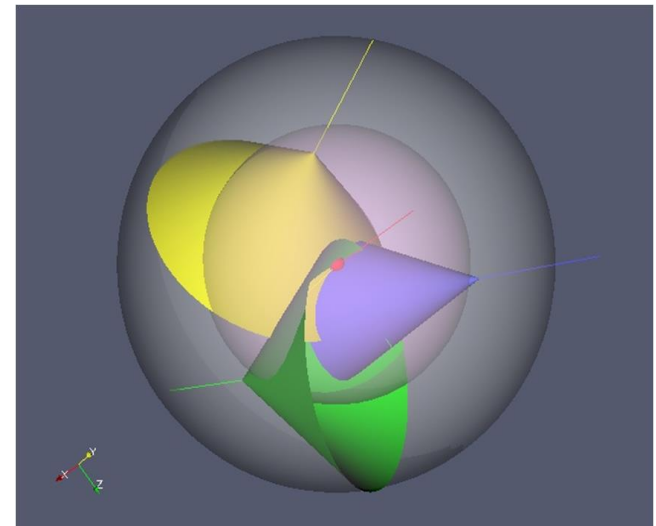
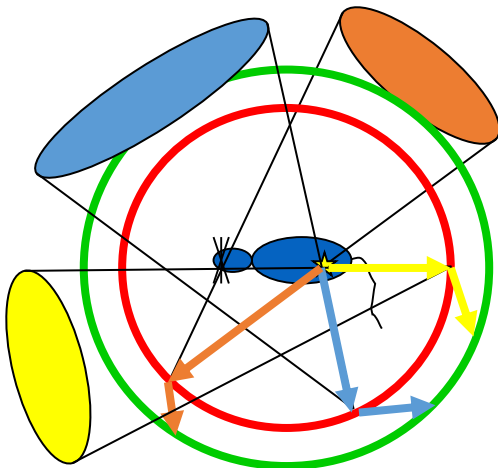
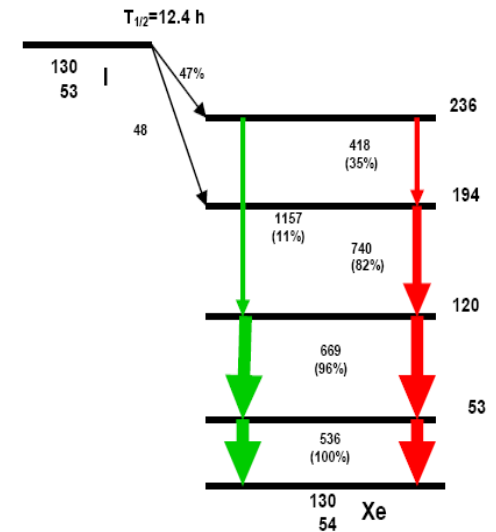
Zdolność rozdzielcza
???



Conical surface corresponds to all possible source positions

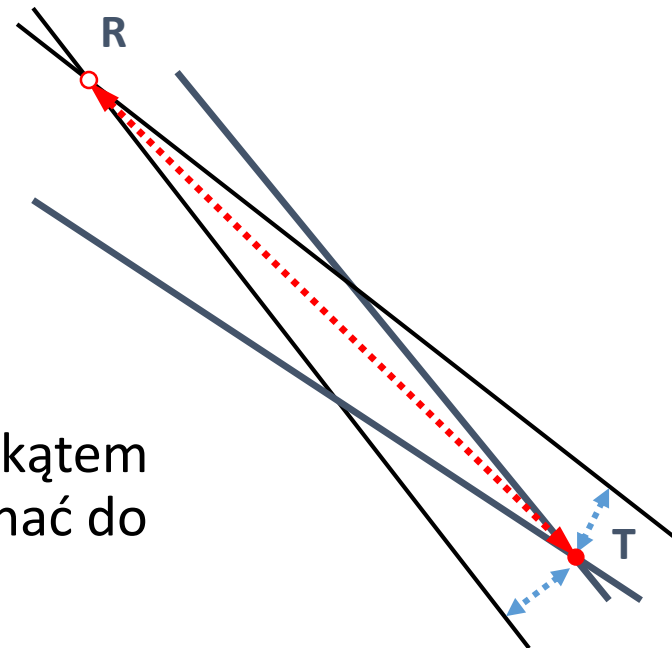
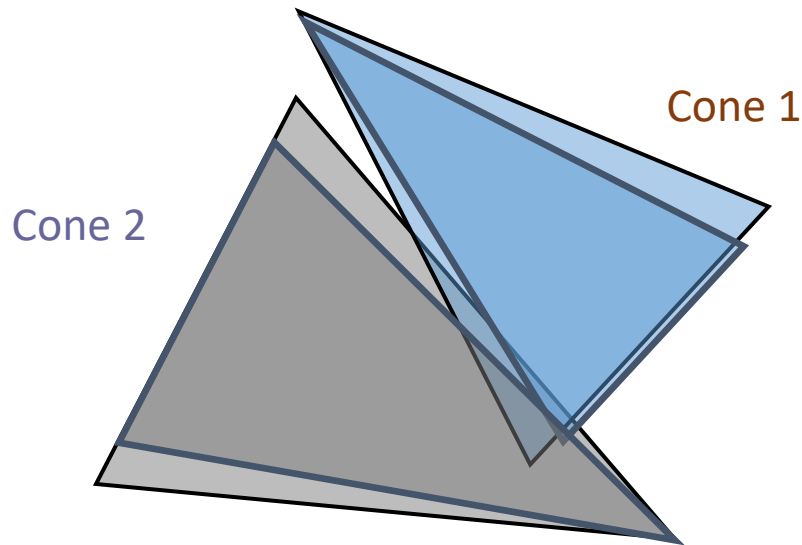
Multiple Compton Coincidences Camera - MCCC

- Izotop rozpada się z emisją kaskady 3 fotonów
- Zarejestrowanie koincydencji tych trzech fotonów pozwoli stworzyć trzy powierzchni stożkowe
- Identyfikacja punktu przecięcia tych stożków jest równoważne rekonstrukcji obrazu!!!
- Proponowane izotopy: ^{130}I , $^{94\text{m}}\text{Tc}$, ...



Niestety ... rzeczywistość jest brutalna!

- Teoretycznie – metoda jest bardzo obiecującą
- Praktycznie – trzeba uwzględnić błędy pomiaru energii i miejsca detekcji fotonu



- Jeśli stożki przecinają się pod dużym kątem ich punkt przecięcia może się przesunąć do nieskończoności

Wyniki symulacji MC potwierdzają że jest to problem

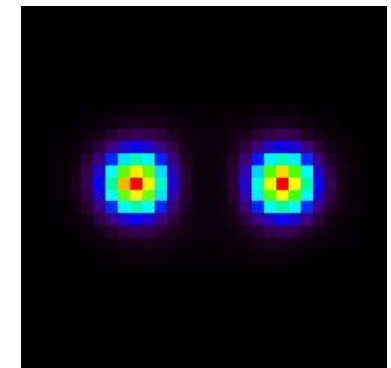
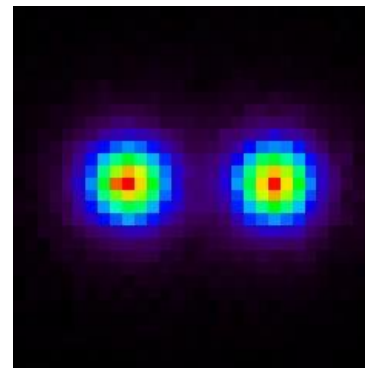
Triple Coincidence

Single Coincidence

Parametry detektorow:

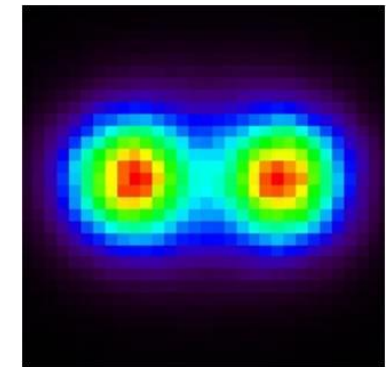
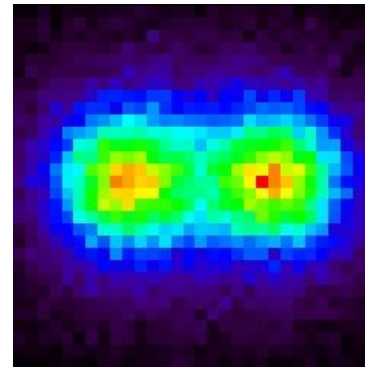
Przykład A

- $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 1$ mm FWHM
- $\Delta E = 1\%$ FWHM



Przykład B

- $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 2$ mm FWHM
- $\Delta E = 2\%$ FWHM

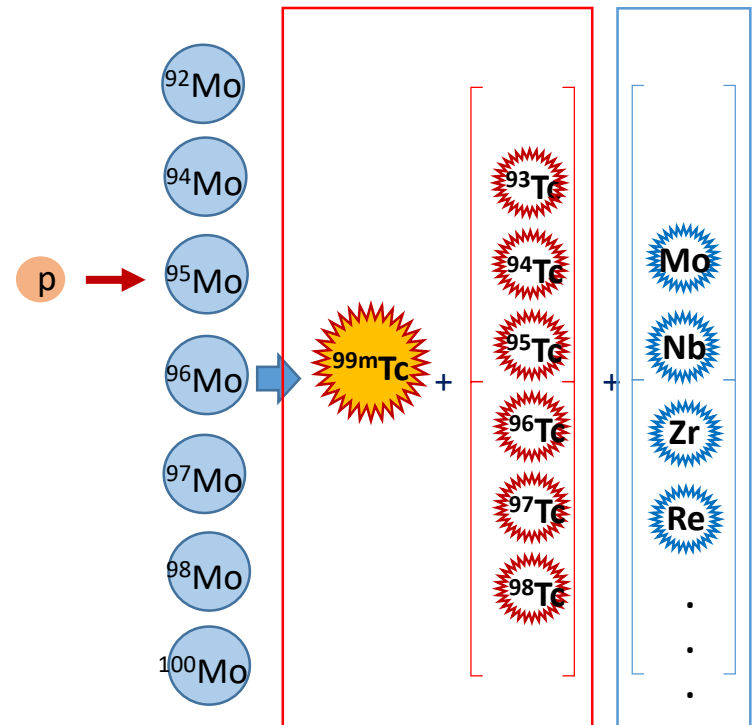
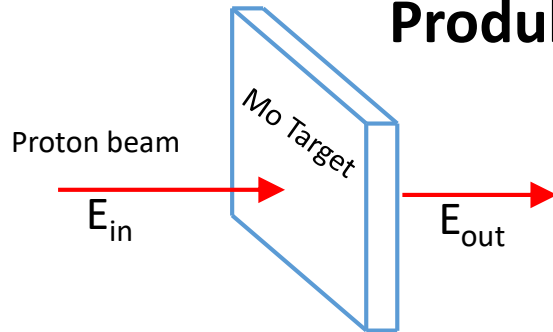


Rekonstrukcja dwóch punktów oddalonych o 6mm

Najnowsze projekty badawcze –
czyli co robimy dzisiaj...

Projekt #9 – Produkcja ^{99m}Tc – (X.Hou, PhD)

Produkcja radioisotopów medycznych na cyklotronie



Mo-target		A	Zawartosc
		92	0.003%
		94	0.003%
		95	0.003%
		96	0.003%
		97	0.003%
		98	0.170%
		100	99.815%

Others	W	Cr	Fe	Sn	Al	Si	Na	Mg	Zn
Content(ppm)	14	5	16	1.8	2.2	15	6	1	1

Problem: trzeba uwzględnić wszystkie reakcje towarzyszące i wszystkie produkty rozpadu

Musieliśmy odpowiedzieć na podstawowe pytania

1. Czy da się wyprodukować dostatecznie dużo ^{99m}Tc ?

Obliczenia wydajności produkcji dla ^{99m}Tc i wszystkich zanieczyszczeń (produktów reakcji i produktów rozpadu)

2. Czy produkt będzie bezpieczny?

Obliczenia dawki absorbowanej przez pacjenta dla produktu otrzymanego z różnych targetów, waunków naświetlania i czasów podania radiofarmaceutyku

3. Czy produkcja ^{99m}Tc na cyklotronie wpłynie na jakość obrazów?

Liczne eksperymenty fanomowe i symulacje MC

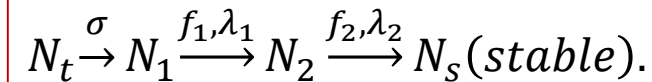
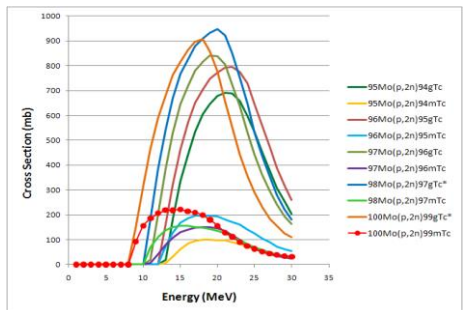
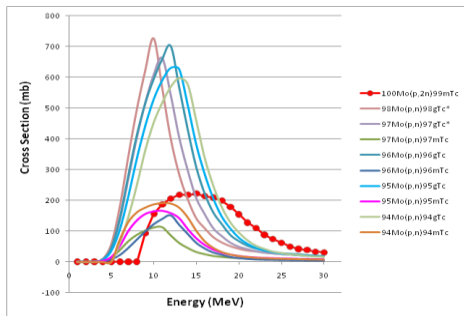
3. Jak sprawdzić czystość produktu w laboratorium i w szpitalu?

Pomiary spektroskopowe widm energetycznych produktu i zanieczyszczeń
Opracowanie metody szybkiego oznaczania poziomu zanieczyszczeń w warunkach szpitalnych.

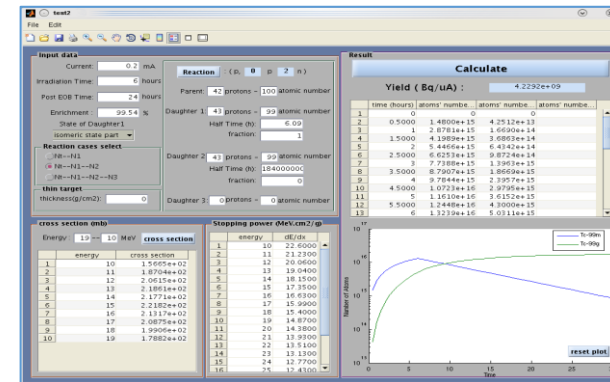
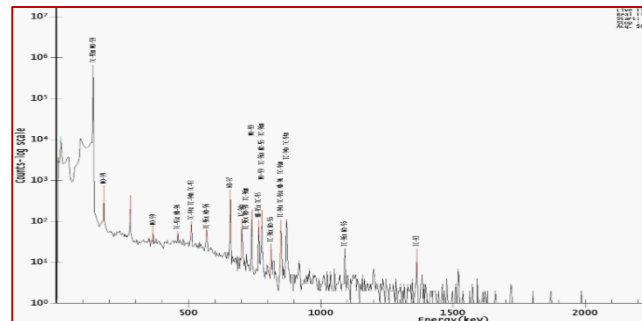
Optymalizacja metody, GUI do obliczeń

Znaleźliśmy optymalne warunki dla cyklotronowej produkcji ^{99m}Tc :

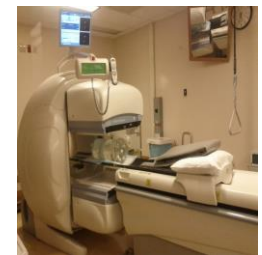
- Wzbogacony target ^{100}Mo z minimalną zawartością $^{92-98}\text{Mo}$
- Energia wiązki protonów 18MeV
- Raczej krótsze czasy naświetlania
- Ograniczony czas między końcem naświetlania i podaniem radiofarmaceutyku pacjentowi



$$N_1(t_D) = N_1(\text{EOB})e^{-\lambda_1 t_D} = \frac{1}{\lambda_1} Y I_0 (1 - e^{-\lambda_1 t_B}) e^{-\lambda_1 t_D}$$



GPTc



CPTc

Projekty #10-14 – Obliczenia dozymetryczne

Tradycyjnie:

- W badaniach diagnostycznych MN –
aktywności używane w badaniach są **bardzo niskie**
→ dlatego jedynie ogólne oceny dozymetryczne są robione
- W radioterapiach z użyciem wiązek (X-ray, β , p, HI) –
są używane **bardzo wysokie** nateżenia wiązek
→ dawki są indywidualnie obliczane dla każdego pacjenta,
terapia jest planowna na podstawie badań CT/MRI danego pacjenta
- W terapiach radioizotopowych –
są administrowane **wysokie i bardzo wysokie aktywności**
→ dawki nie są wogóle liczone, albo obliczenia są bardzo uproszczone

Najczęściej – każdy pacjent dostaje tę samą aktywność radioizotopu,
Toksyczność jest bardzo niska, ale i wyleczenia są rzadkie...

Dlaczego dozymetria jest tak ważna?

Dwa fundamentalne założenia:

- 1) few or no significant adverse effects will occur if radiation doses to organ at risk (OAR) are kept below predefined thresholds,
- 2) the likelihood of local control of an individual tumour positively correlates with the absorbed dose to that tumour.

Eur J Nucl Med Mol Imaging (2016) 43:1802–1811
DOI 10.1007/s00259-016-3382-9

ORIGINAL ARTICLE

Nephrotoxicity after PRRT with ^{177}Lu -DOTA-octreotate

Hendrik Bergsma¹ · Mark W. Konijnenberg¹ · Wouter A. van der Zwan¹ ·
Boen L. R. Kam¹ · Jaap J. M. Teunissen¹ · Peter P. Kooij¹ · Katya A. L. Mauff² ·
Eric P. Krenning¹ · Dik J. Kwekkeboom¹

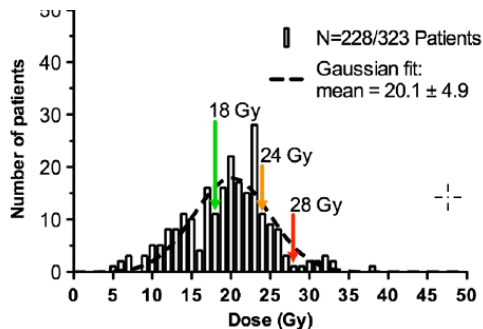


Fig. 6 Distribution in 1-Gy increments of the radiation dose to the kidneys for 407 patients and in 228 patients with quantifiable kidney uptake: a actual

Dwa artykuły potwierdzające wagę dozymetrii

Dose Response of Pancreatic Neuroendocrine Tumors Treated with Peptide Receptor Radionuclide Therapy Using ^{177}Lu -DOTATATE

JNM 56 (2015) 177-182

Erzi Ilan^{1,2}, Mattias Sandström^{1,2}, Cecilia Wassberg^{1,3}, Anders Sundin^{1,3}, Ulrike Garske-Roman^{1,3}, Barbro Eriksson⁴, Dan Granberg⁴, and Mark Lubberink^{1,2}

¹Nuclear Medicine and PET, Department of Radiology, Oncology, and Radiation Science, Uppsala University, Uppsala, Sweden; ²Medical Physics, Uppsala University Hospital, Uppsala, Sweden; ³Molecular Imaging, Medical Imaging Centre, Uppsala University Hospital, Uppsala, Sweden; and ⁴Section of Endocrine Oncology, Department of Medical Science, Uppsala University Hospital, Uppsala, Sweden

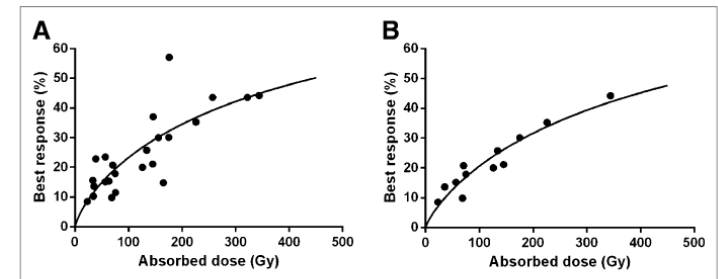


FIGURE 5. Tumor dose–response relationship for patients with PNETs treated with PRRT using ^{177}Lu -DOTATATE, including tumors larger than 2.2 cm (A) and only tumors larger than 4 cm (B).

Obliczenia dozymetryczne: co to jest dawka?

- Do obliczenia dawki zaabsorbowanej w danym organie “target” potrzebne są następujące informacje:

Aktywność źródła i czas jej przebywania w organie “source” (fizyczny i biologiczny $T_{1/2}$)

Typ i moc emitowanego promieniowania

Współczynnik absorpcji z “source” do “target” (absorbed fraction)

$$D(r_t \leftarrow r_s) = \tilde{A}_s \sum_i n_i E_i \phi_i(r_t \leftarrow r_s) m_t$$

Masa organu “target”

Obliczenia dozymetryczne

- Do obliczenia dawki zaabsorbowanej w danym organie “target” potrzebne są następujące informacje:

Wymaga dokładnych pomiarów ilościowych aktywności w guzach i organach krytycznych oraz ich zmian w czasie

Te informacje pochodzą z tablic rozpadów promieniotwórczych

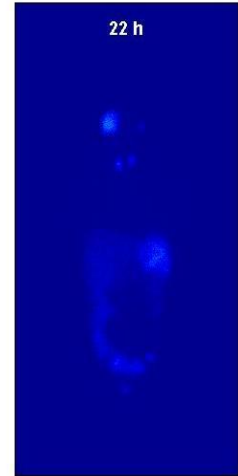
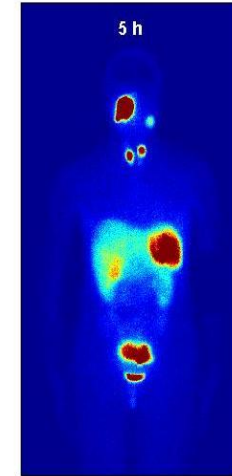
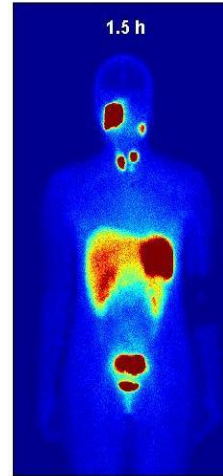
Wymaga obliczeń uwzględniających geometrie pacjenta

$$D(r_t \leftarrow r_s) = \tilde{A}_s \sum_i n_i E_i \phi_i(r_t \leftarrow r_s) m_t$$

Wymaga pomiaru wielkości guzów i organów

Projekt #10 – dozymetria ^{99m}Tc (J.Grimes, PhD)

- Opracowanie metody obliczeń dozymetrycznych dla pacjentów badanych ^{99m}Tc -Hynic - diagnostyki guzów neuroendokrynnych

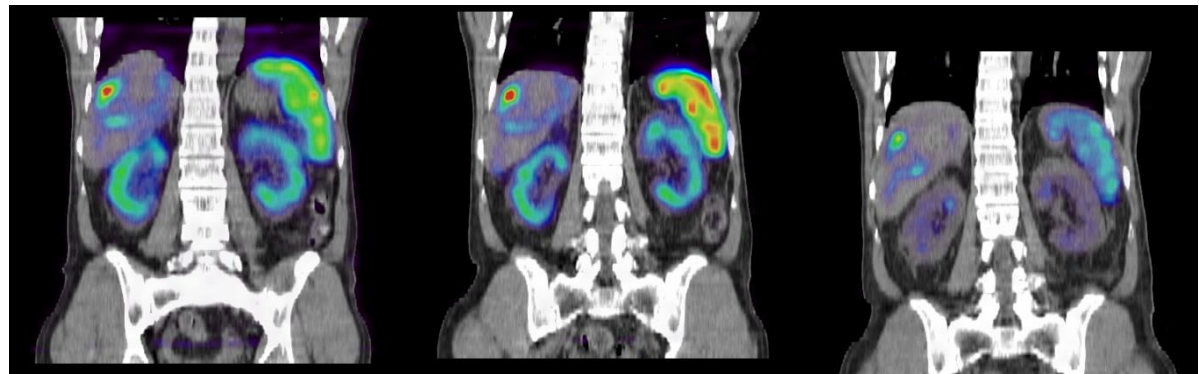


- Opracowanie semi-automatycznej metody segmentacji guzów i organów dla obliczeń dozymetrycznych
- Opracowanie graphical user interface (GUI) do obliczeń dawki
- Obliczenia dozymetryczne dla 50 pacjentów.
- Obliczenia dozymetryczne dla pacjentów pediatrycznych (X.Hou, PDF)

Projekt #11 – dozymetria ^{177}Lu (C.Uribe, W.Zhang)

Terapia radioizotopowa guzów neuroendokrynych w oparciu o związki somatostatyny znakowane ^{177}Lu

- Opracowanie metody pomiarów ilościowych dla ^{177}Lu
- Opracowanie metody poprawek na czas martwy kamery
- Opracowanie metody kalibracji ilościowej kamery
- Pomiary fantomowe dla określenia dokładności metody
- Obliczenia dozymetryczne pacjentów



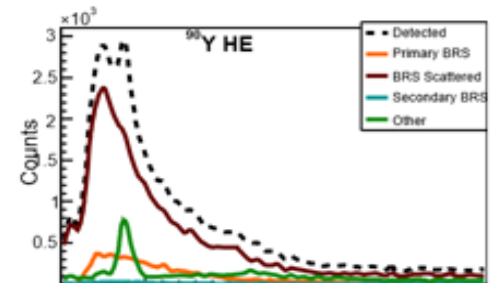
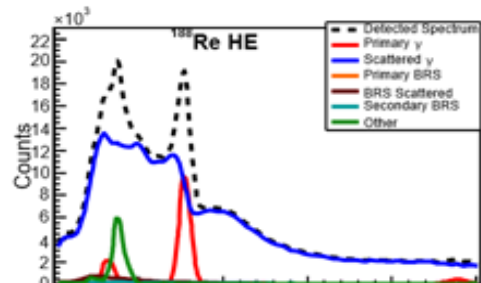
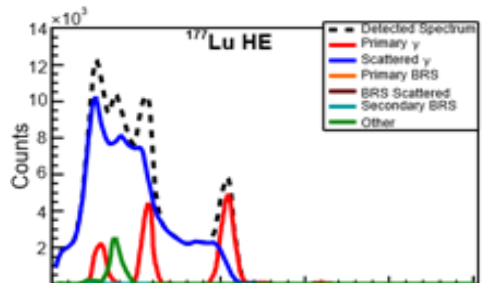
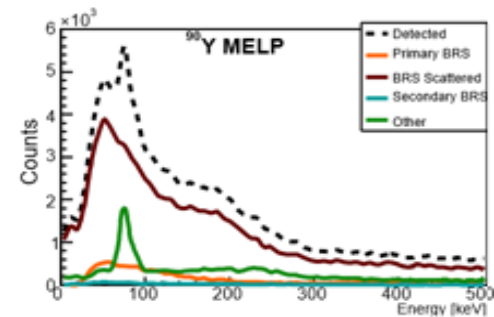
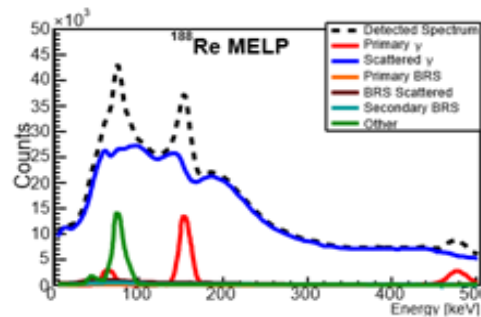
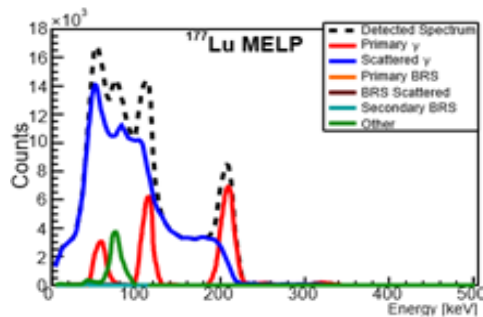
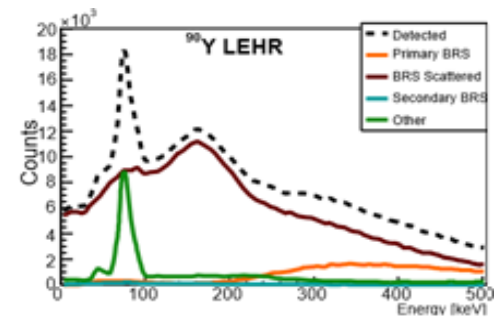
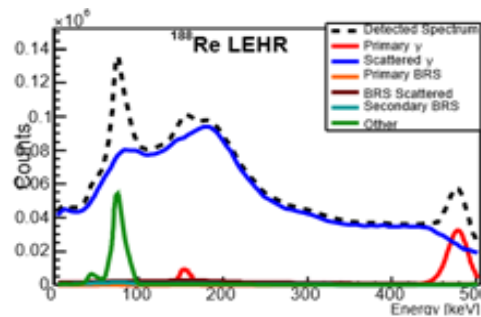
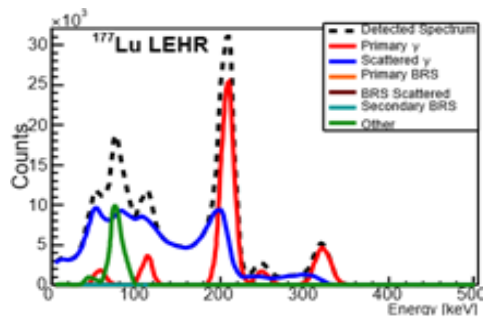
3h

24h

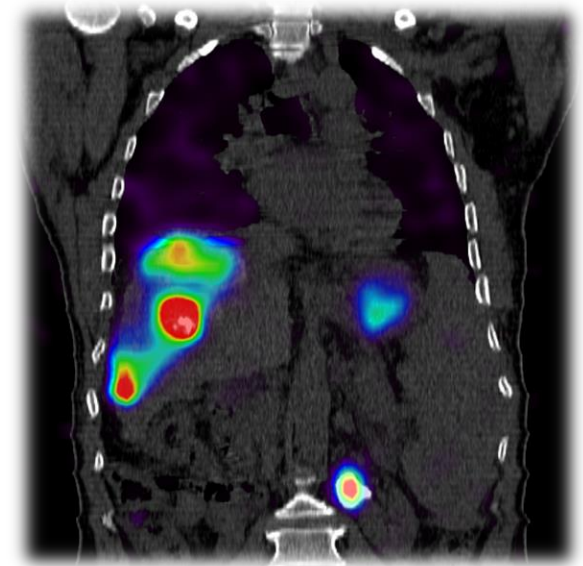
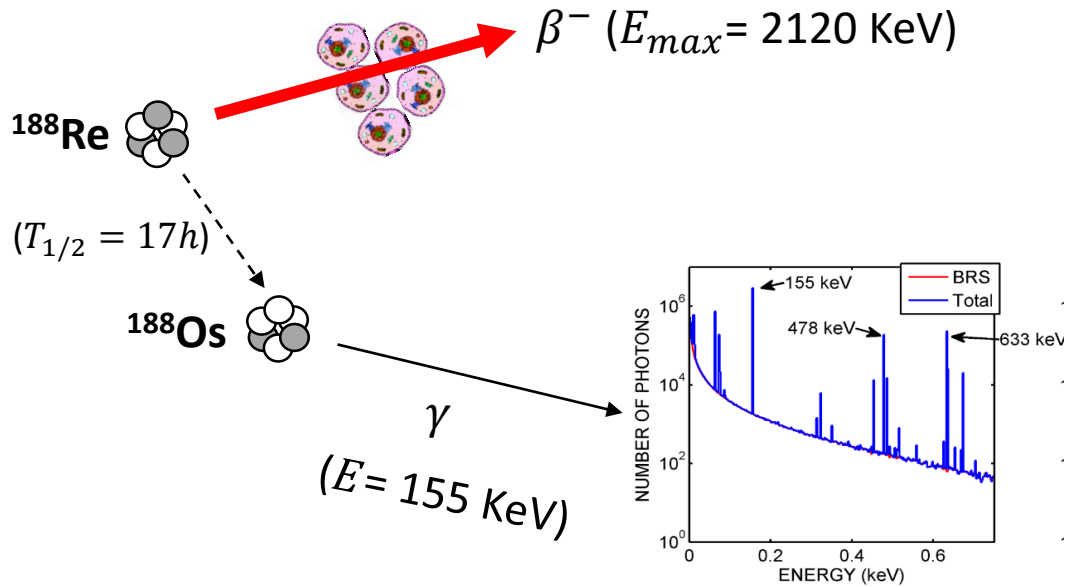
72h

Projekt #12 – Bremsstrahlung (C.Uribe, P.Esquinas)

- Radioizotopy terapeutyczne emitują promieniowanie β \rightarrow Bremsstrahlung
- Symulacje MC widm rejestrowanych przez kamerę, optymalizacja kolimatora



Projekt #13 – radioterapie ^{188}Re (P.Esquinas, PhD)



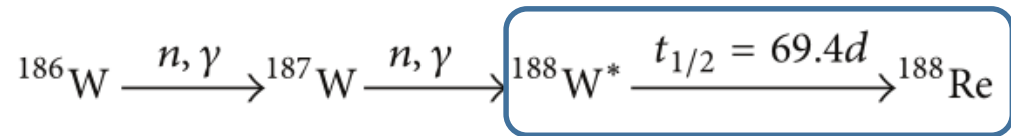
^{188}Re SPECT/CT

Obrazowanie ^{188}Re jest trudne!

75	2
Re	18
Rhenium	32
186.207	13
	2

43	2
Tc	18
Technetium	14
(97.9072)	1

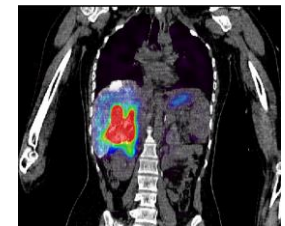
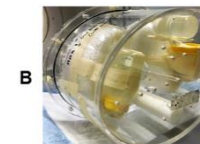
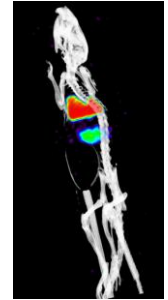
Theranostic methods



$^{188}\text{W}/^{188}\text{Re}$ generator

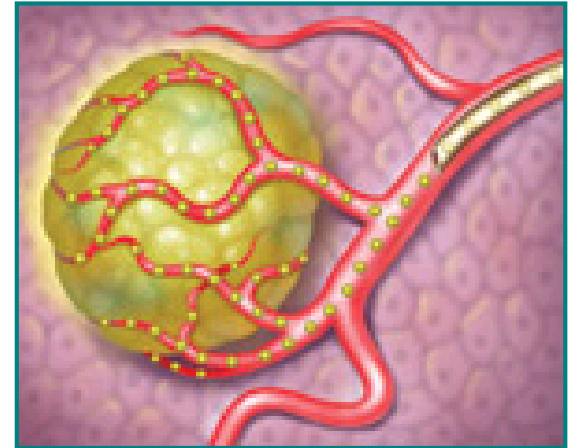
Projekty dotyczące ^{188}Re

- Pomiar ilościowy i kalibracja kamery do badań pre-klinicznych
- Opracowanie metody kalibracji *dose calibrator* w oparciu o pomiary spektroskopowe z użyciem *thyroid probe*
- Eksperymenty fantomowe dla ustalenia dokładności pomiarów ilościowych
- Obliczenia dozymetryczne pacjentów po terapii radioembolizacji z ^{188}Re -Lipiodol



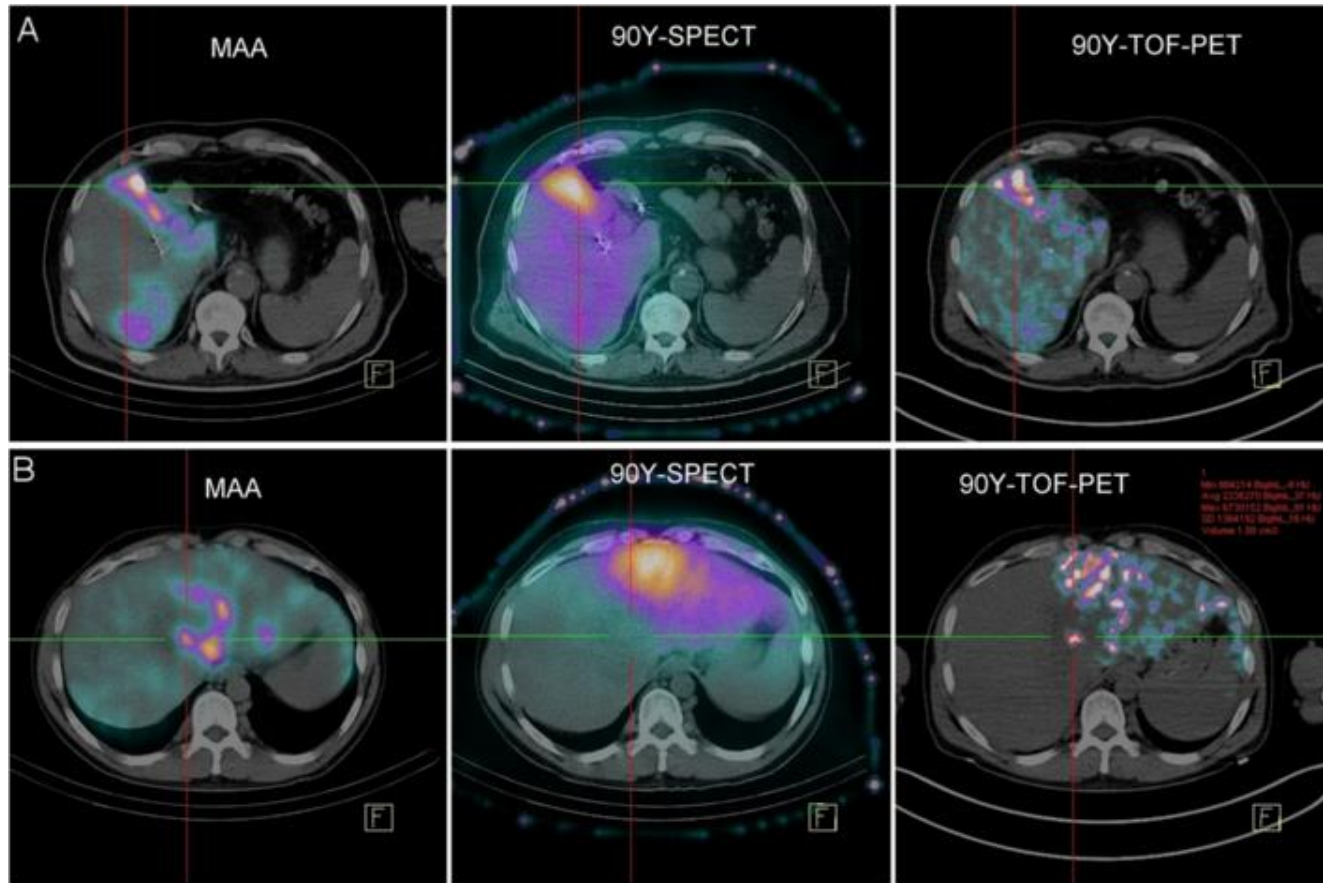
Projekt #14 – Obrazowanie PET ^{90}Y (H.Ma, PhD)

- Tradycyjnie w radioembolizacji wątroby używane są mikrosfery znakowane ^{90}Y
- Personalna dozymetria dla każdego pacjenta musi być oparta o badania obrazowe tego pacjenta
- Ponieważ ^{90}Y nie emituje promieniowania γ , badania obrazowe SPECT są trudne do wykonania
- Obrazowanie ^{90}Y jest możliwe przy użyciu:
 - Pomiarów SPECT promieniowania bremsstrahlung
 - Pomiarów PET bardzo słabej emisji pozytonowej (BR = 34 ppm)



Obrazy z radioembolizacji ^{90}Y

Pacjent A



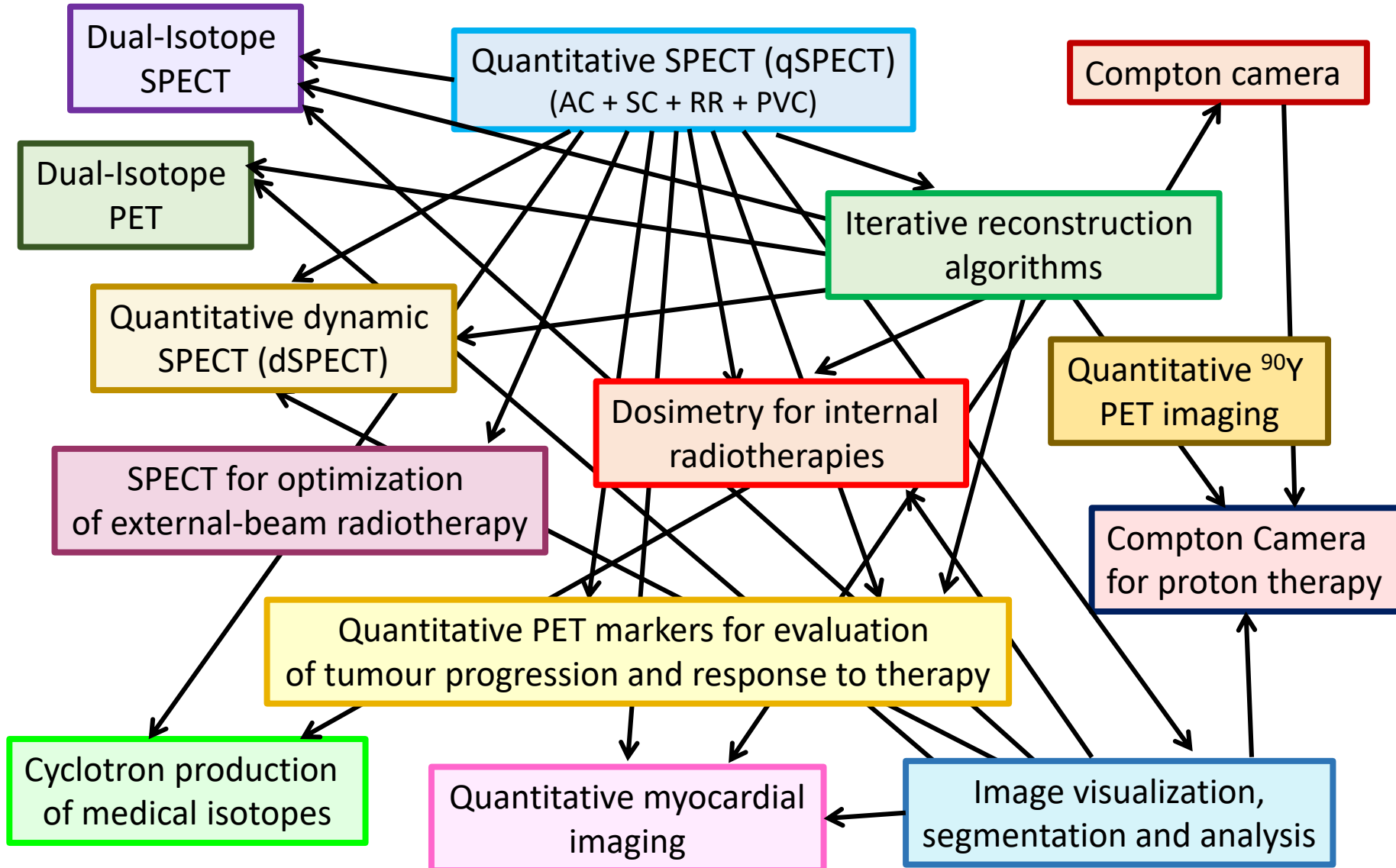
Pacjent B

Badanie
diagnostyczne
 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - MAA

Obrazy
Bremsstrahlung
 ^{90}Y

Obrazy
PET
 ^{90}Y

Podsumowanie: Nasze Projekty



Dziękuję Panstwu!

