



# Produkcja radioizotopów medycznych

Zakład Fizyki Jądrowej i Jej Zastosowań Uniwersytetu Śląskiego  
Środowiskowe Laboratorium Ciężkich Jonów Uniwersytetu Warszawskiego  
Instytut Chemii i Techniki Jądrowej w Warszawie  
Narodowe Centrum Badań Jądrowych w Świerku  
Instytut Fizyki Jądrowej PAN

Katarzyna Szkliniarz

**XII Ogólnopolskie warsztaty akceleracji i zastosowań ciężkich jonów w ŚLCJ,  
23-29.10.2016**

# Plan

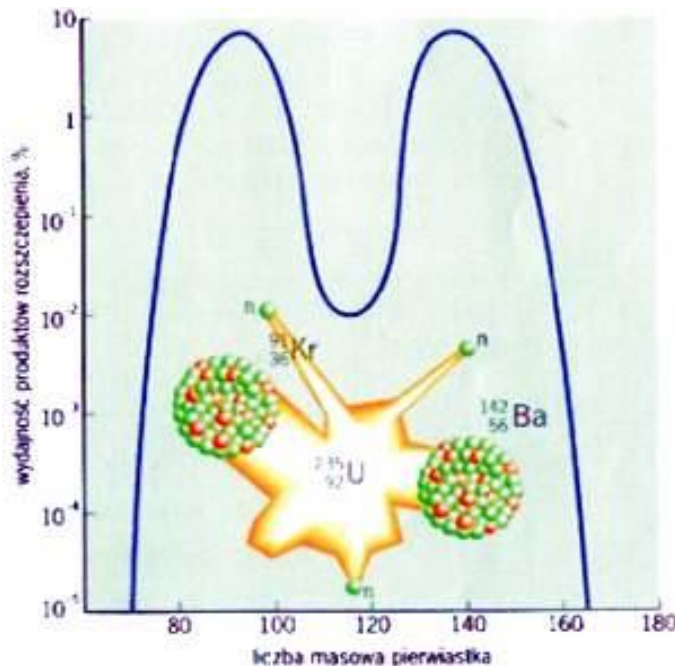
- Metody produkcji radioizotopów do zastosowań medycznych
  - Metoda reaktorowa
    - Generator radioizotopowy
  - Metoda cyklotronowa
- Ważne aspekty podczas produkcji radioizotopów przy użyciu wiązek z cyklotronów  
(na przykładzie  $^{211}\text{At}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{43,44\text{g,m}}\text{Sc}$ )
  - Funkcja wzbudzenia
  - Tarcze do aktywacji
  - Parametry aktywacji tarczy
  - Zanieczyszczenia radionuklidowe i metody ich minimalizacji
- Podsumowanie
- Wnioski

# Metody produkcji radioizotopów

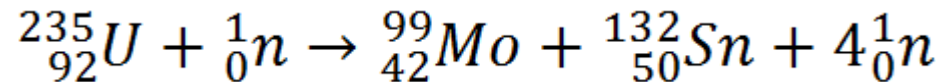
## Metoda reaktorowa

### Rozszczepienie cięższych nuklidów w reaktorach jądrowych

- ciężkie jądra, na które rozszczepia się  $^{235}\text{U}$ , są jądrami różnych atomów: od cynku ( $Z=30$ ) do dysprozu ( $Z=66$ ) i liczbach masowych od 70 do 160



$^{131}\text{I}$ ,  $^{133}\text{Xe}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{99}\text{Mo}$



$\sigma_{\text{fiss}} = 586$  barna

$^{99\text{m}}\text{Tc}$  z generatora  $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$

$^{99}\text{Mo} = 6\%$

Strumień neutronów  $\phi_n = 1.2 \cdot 10^{14} \text{ncm}^{-2}\text{s}^{-1}$

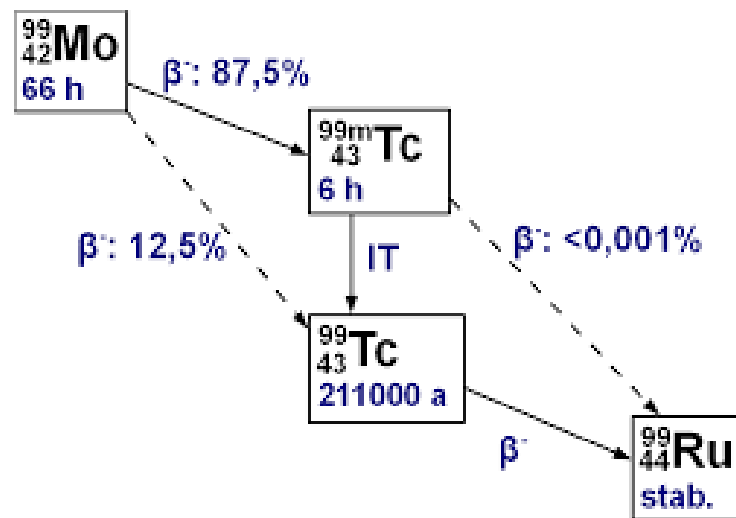
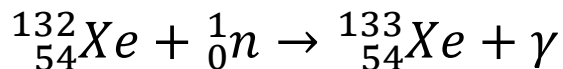
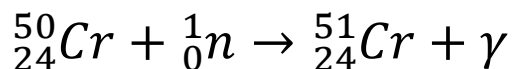
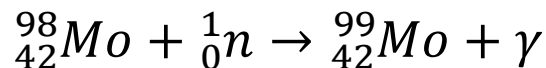
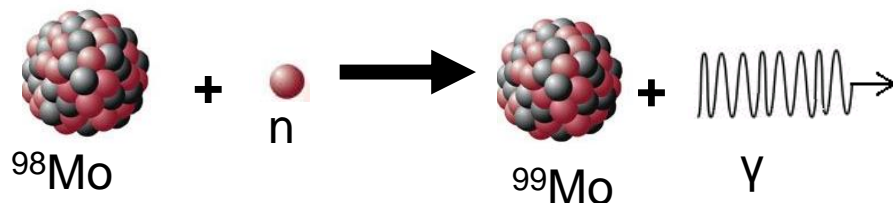
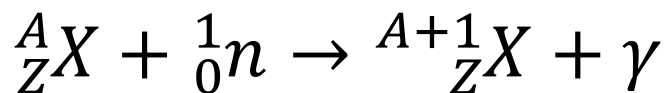
Czas rozszczepienia 100 - 150 godz.

# Metody produkcji radioizotopów

## Metoda reaktorowa

Napromienienie neutronami stabilnych nuklidów w kanałach neutronowych reaktora jądrowego

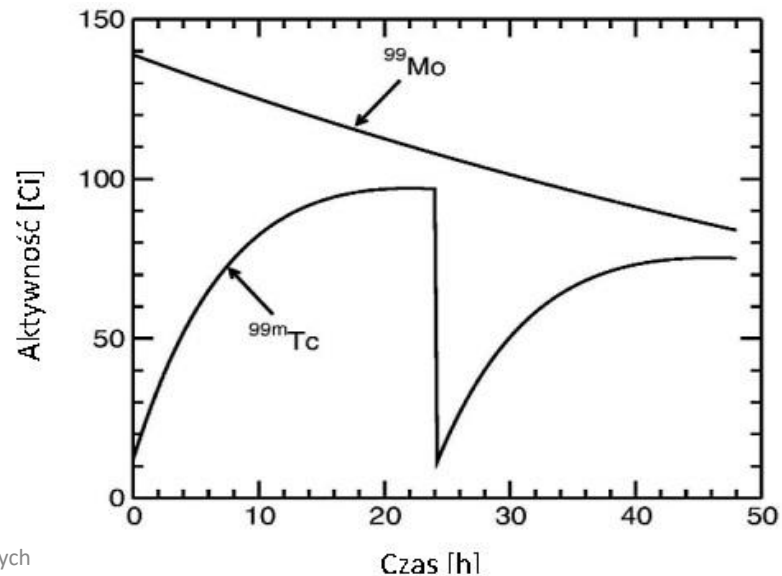
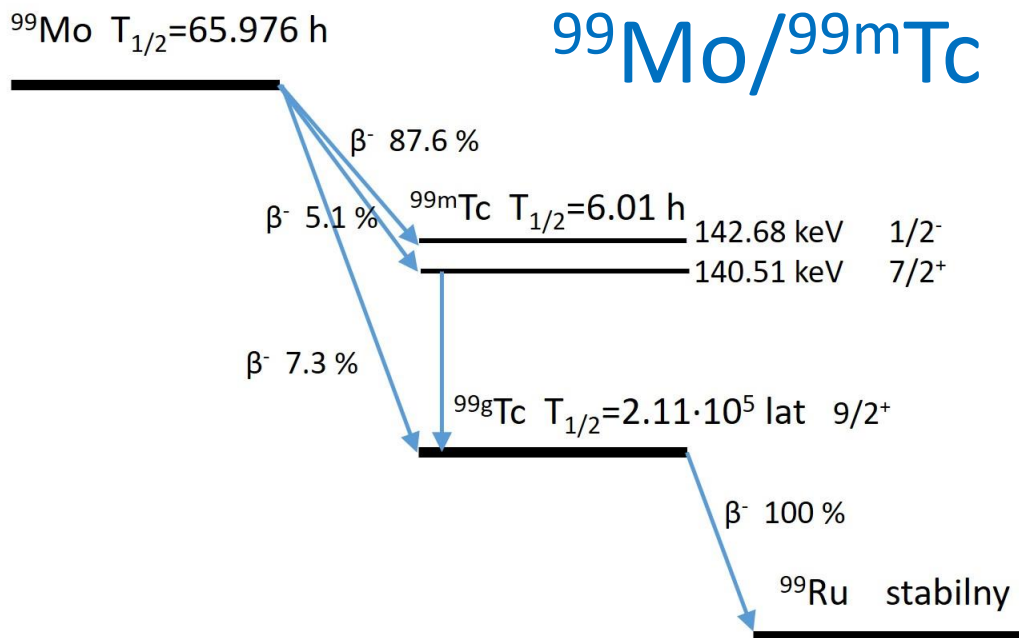
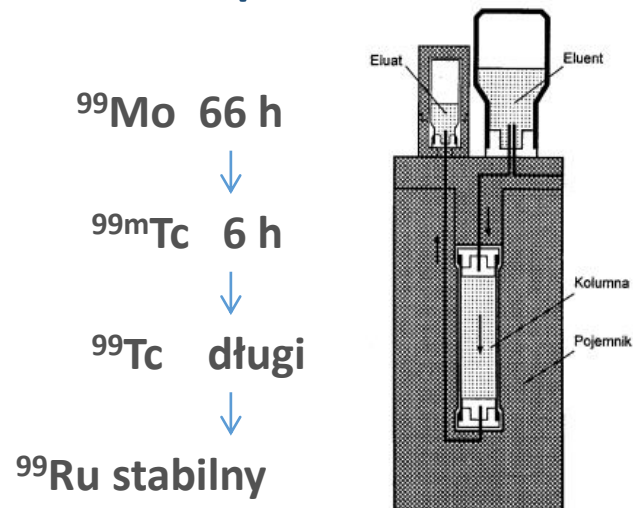
- reakcje wychwytu neutronów termicznych ( $E < 0.1$  eV)
- wzrasta liczba neutronów w jądrze, izotopy  $\beta^-$  - promieniotwórcze.



# Metody produkcji radioizotopów

## Generator radioizotopowy

Jądro macierzyste rozpada się do jądra pochodnego



# Metody produkcji radioizotopów

## Metoda cyklotronowa

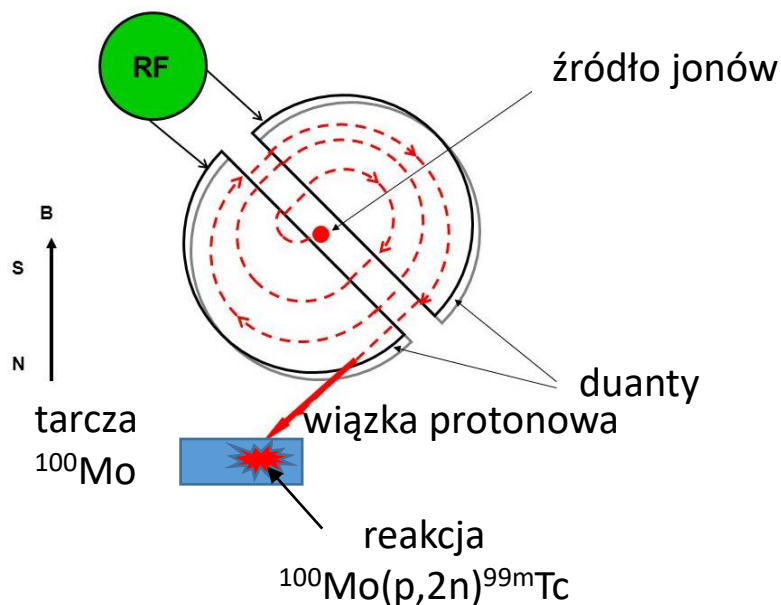
Napromienianie stabilnych nuklidów w akceleratorach i cyklotronach:

źródła wysoko energetycznych cząstek naładowanych:

p, d,  $^3\text{He}$ ,  $^4\text{He}$ , cięższe jądra;

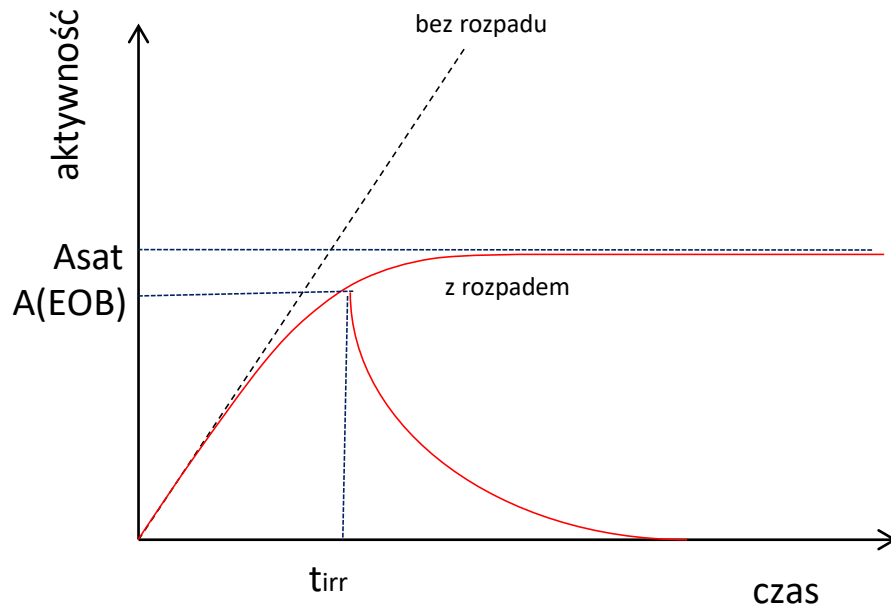
- energia progowa

$^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  i  $^{18}\text{F}$



# Produkcja radioizotopów

Izotopy stosowane w medycynie nuklearnej otrzymuje się w reakcjach jądrowych.



$$A = \Phi \cdot N \cdot \sigma \cdot (1 - e^{-\lambda t})$$

A- aktywność saturacji radionuklidu

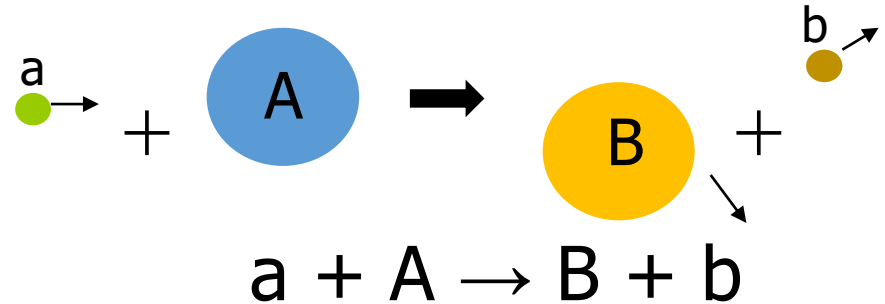
$\Phi$  – strumień cząstek –pocisków

N – liczba jąder w tarczy

$\sigma$  - przekrój czynny

$\lambda$  - stała zaniku

t – czas aktywacji tarczy



$$N_{NR} = N_p N_{target} \sigma$$

$N_{NR}$  – liczba reakcji jądrowych

$N_p$  – liczba cząstek padających

$N_{target}$  – liczba jąder tarczy

$\sigma$  - przekrój czynny

# Produkcja radioizotopów do diagnostyki i terapii medycznej

## Optymalna metoda produkcji:

- wydajność reakcji,
- aktywność właściwa radionuklidu,
- czystość radionuklidu,
- **czynniki istotne dla zastosowania medycznego:**
  - promieniowanie  $\alpha$ ,  $\beta^+$ ,  $\beta^-$ ,  $\gamma$ ,
  - energia promieniowania,
  - fizyczny półokres rozpadu  $T_{1/2}$ ,
  - biologiczny półokres rozpadu  $T_{1/2\text{biol}}$ .
- Oszacowanie i metody minimalizacji zanieczyszczeń izotopowych podczas produkcji.
- Wyznaczenie optymalnych zakresów energii do produkcji radioizotopów medycznych.
- Wyznaczenie optymalnych parametrów aktywacji tarcz (np. prąd wiązki, grubość tarczy)

## Koszty produkcji:

- akcelerator,
- tarcze,
- badania radiochemiczne,
- synteza znakowanych związków chemicznych
- odzysk wzbogaconego izotopowo materiału tarczowego,
- transport.



# Produkcja $^{211}\text{At}$

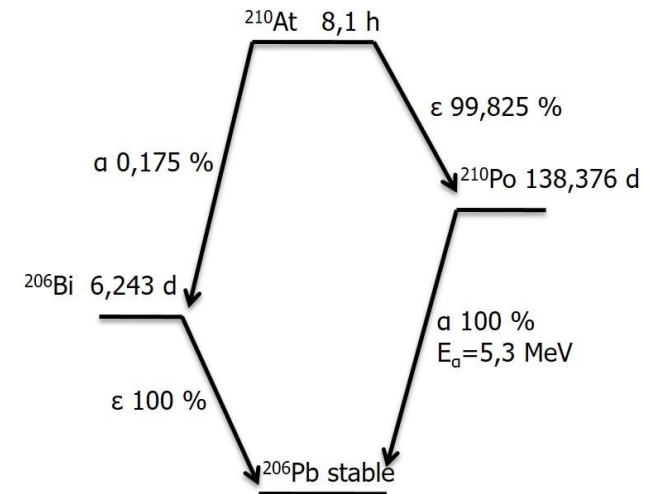
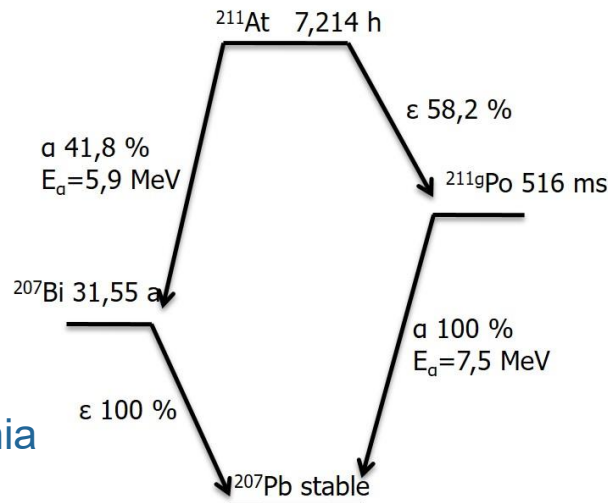
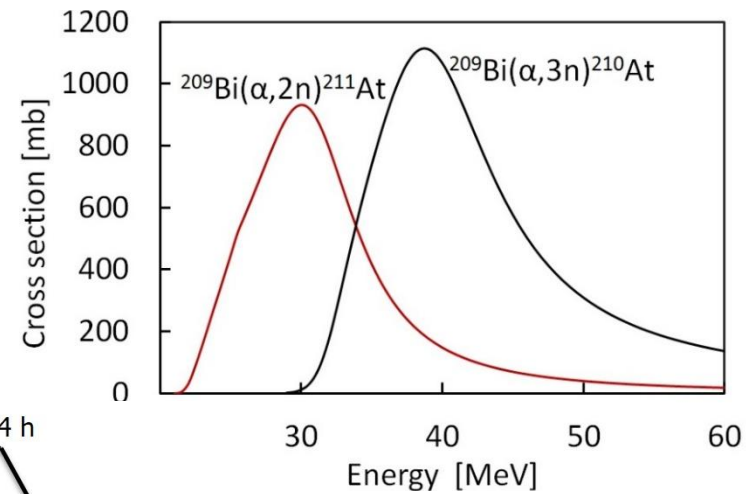
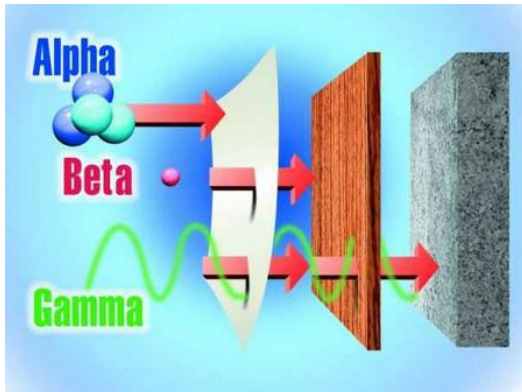
- Reakcja:  $^{209}\text{Bi}(\alpha, 2n)^{211}\text{At}$
- Tarcze:  $^{209}\text{Bi}$  (**99,999 %**)
- Celowana terapia cząstkami alfa (*Targeted Alpha Therapy*)
- Leczenie małych guzów nowotworowych oraz mikroprzerzutów

Zasięg cz. alfa w tkankach = 55-77  $\mu\text{m}$

Rozmiar komórki  $\approx 10 \mu\text{m}$

$\alpha$  LET  $\approx 100 \text{ keV}/\mu\text{m}$

Wysokie prawdopodobieństwo rozerwania podwójnej nici DNA



# Produkcja $^{99m}\text{Tc}$

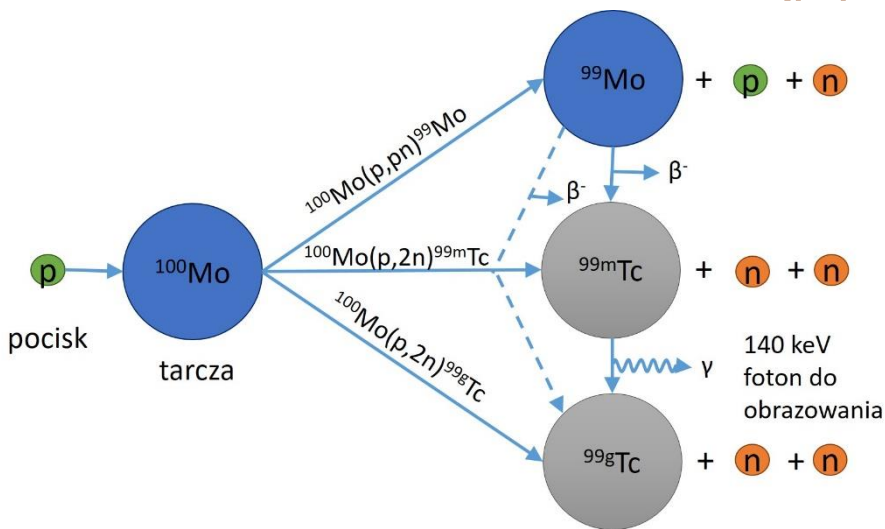
Reaktorowa



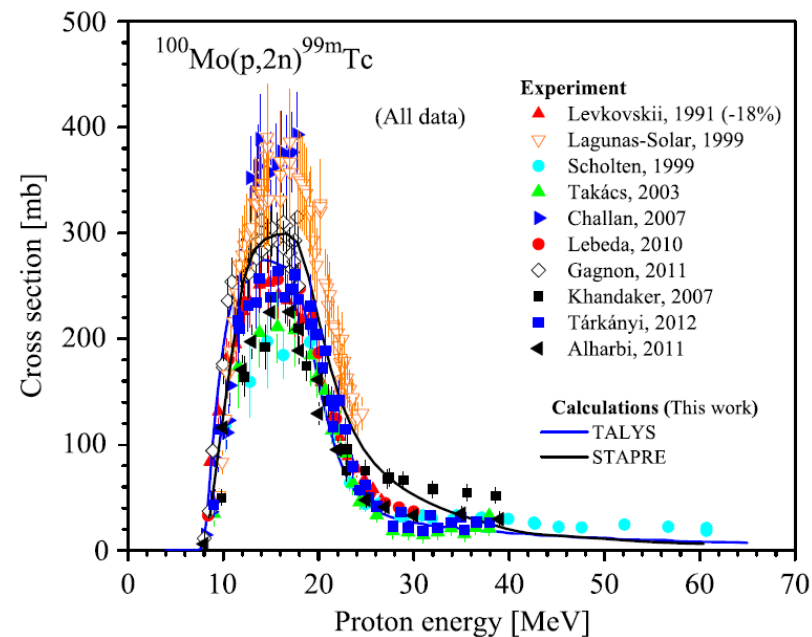
Akceleratorowa



Cyklotronowa



Schemat cyklotronowej metody produkcji  $^{99m}\text{Tc}$



S.M.Qaim, et al. Appl. Rad. Isot. 85 (2014) 101

# Produkcja $^{99m}\text{Tc}$

- Czas półwyciecznego zaniku  $^{99m}\text{Tc}$   
 $T_{1/2} = 6.01 \text{ h}$
- W skali świata wykonuje się ok. 30 mln procedur medycznych rocznie
- 80% badań
- Diagnostyka medyczna również szeroko stosowana w Polsce
- $^{99m}\text{Tc}$  pochodzi z generatorów  $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$

## Reaktory produkujące $^{99}\text{Mo}$

- ▶ Reaktor w Chalk River w Kanadzie (54 lata)
- ▶ Reaktor Petten w Holandii
- ▶ Reaktor SAFARI w Południowej Afryce (46 lat)
- ▶ Reaktor Maria w Świerku



Reaktor w Chalk River



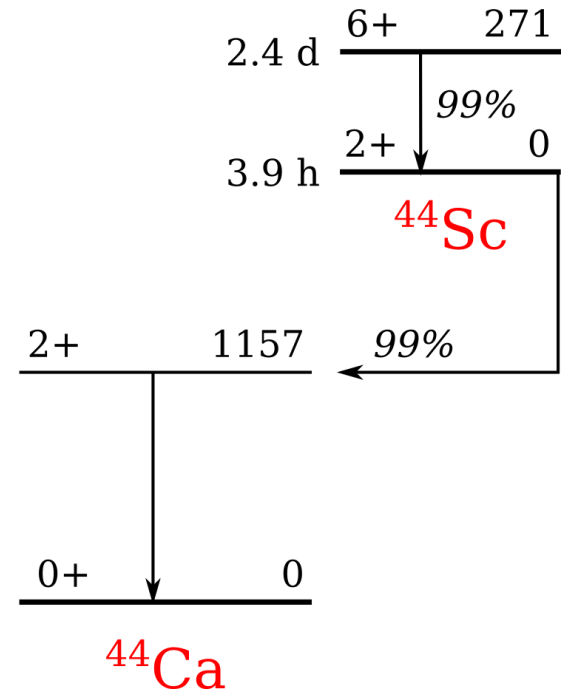
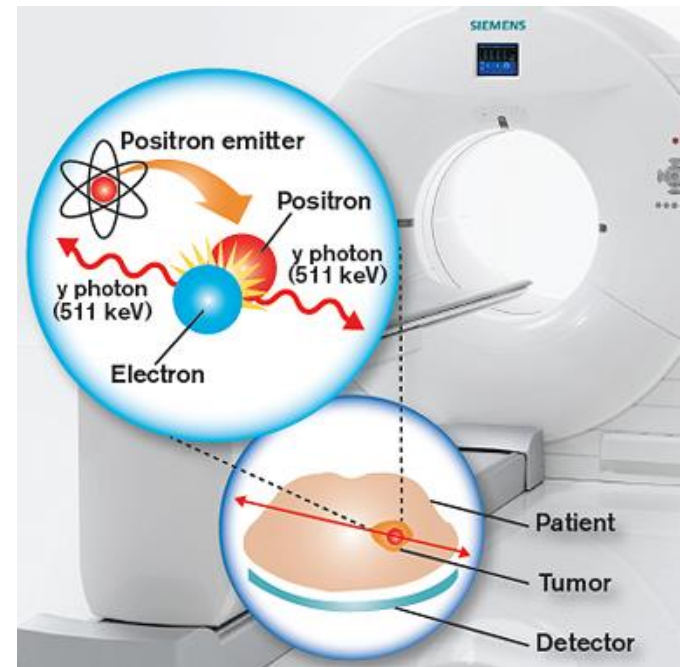
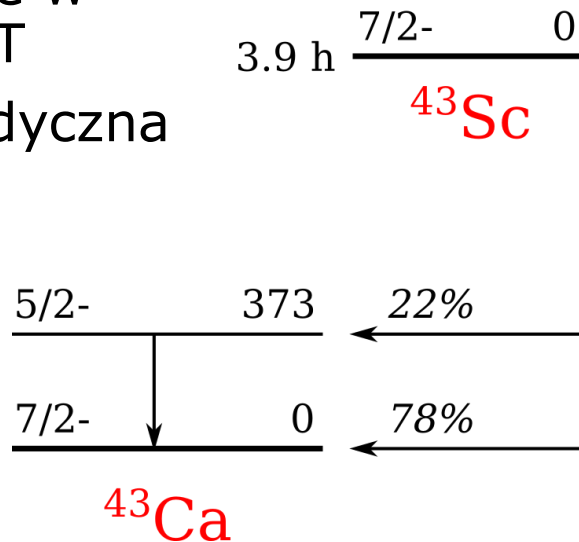
Reaktor Petten



Reaktor Maria

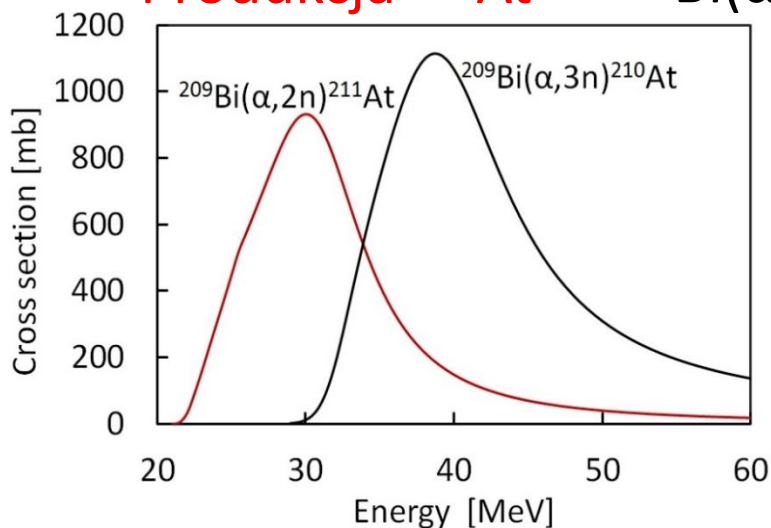
# Produkcja $^{43,44g,m}\text{Sc}$

- Reakcje z użyciem wiązek
  - protonowych,
  - deutronowych,
  - cząstek alfa
- Tarcze: wapniowe i potasowe
- $^{43}\text{Sc}$  emiter promieniowania  $\beta^+$
- $^{44g,m}\text{Sc}$  emiter promieniowania  $\beta^+$ 
  - Generator in vivo  $^{44m}\text{Sc}/^{44g}\text{Sc}$
- Wykorzystanie w badaniach PET
- Diagnoza medyczna



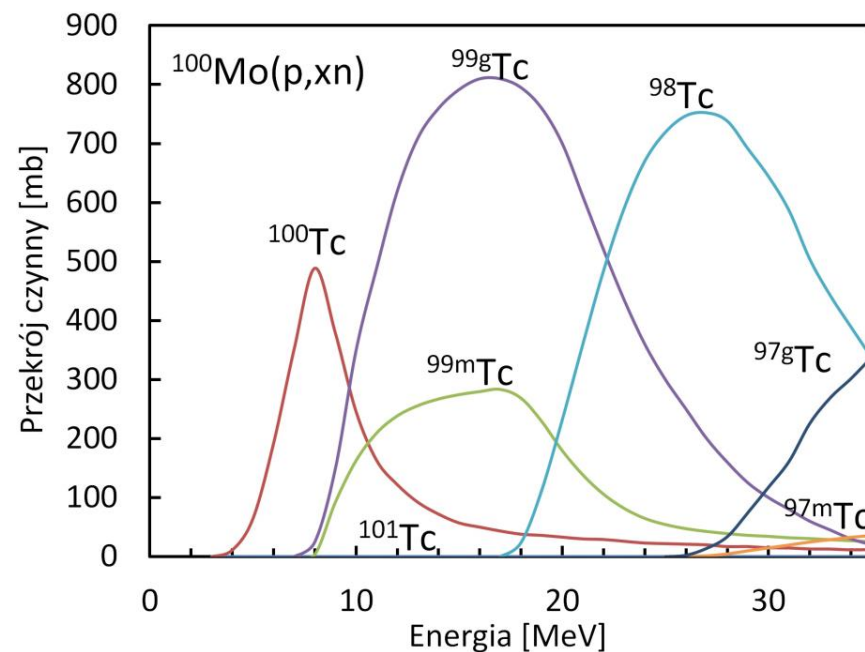
# Wybór funkcji wzbudzenia $\sigma(E)$

**Produkcja  $^{211}\text{At}$**   $^{209}\text{Bi}(\alpha, 2n)^{211}\text{At}$

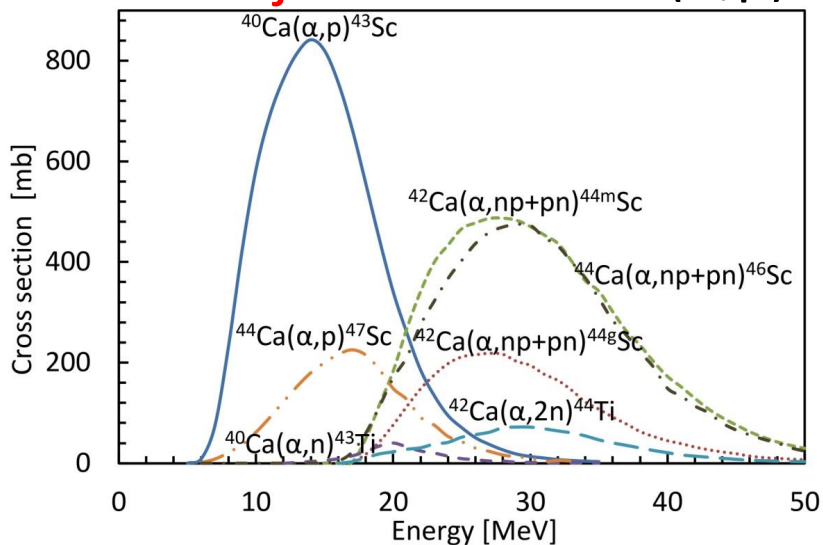


**Produkcja  $^{99m}\text{Tc}$**

$^{100}\text{Mo}(p, 2n)^{99m}\text{Tc}$



**Produkcja  $^{43}\text{Sc}$**   $^{40}\text{Ca}(\alpha, p)^{43}\text{Sc}$

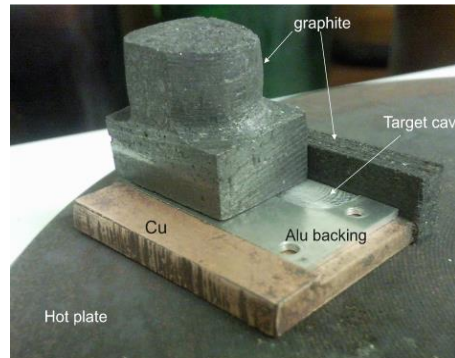
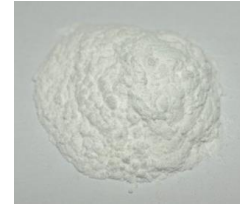
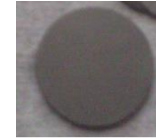




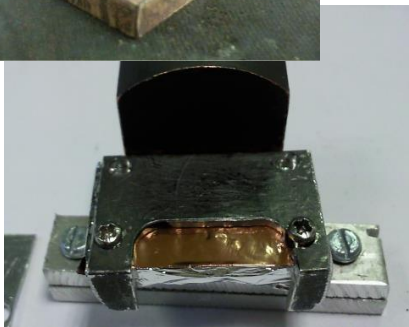
# Wybór materiału tarczowego

- Właściwości fizyczne i chemiczne materiału tarczowego
  - stabilność fizyczna i chemiczna,
  - wł. mechaniczne,
  - pojemność cieplna,
  - temp. topnienia, parowania...)

wapniowe  
potasowe



Tarcze  
bismutowe

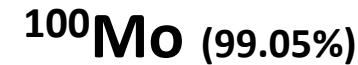


Gotowa tarcza do naświetlań

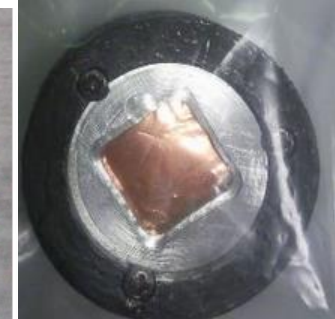


Elementy mocowania tarczy

Tarcze  
molibdenowe

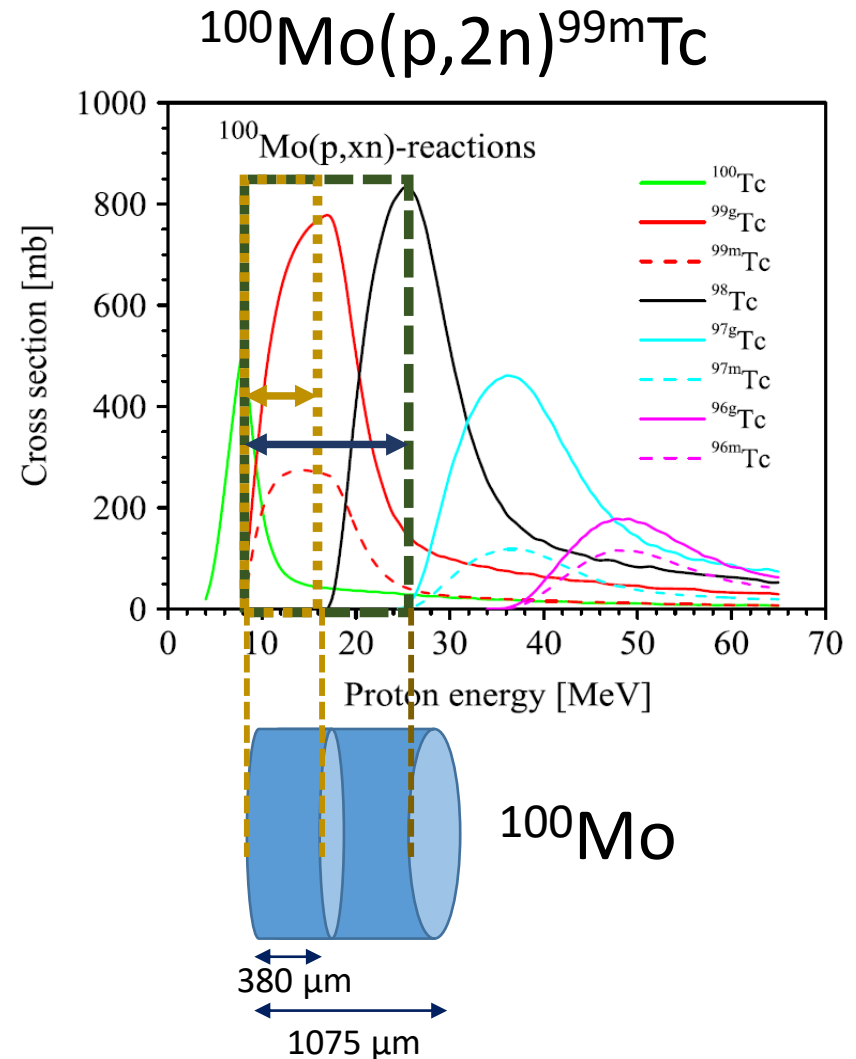
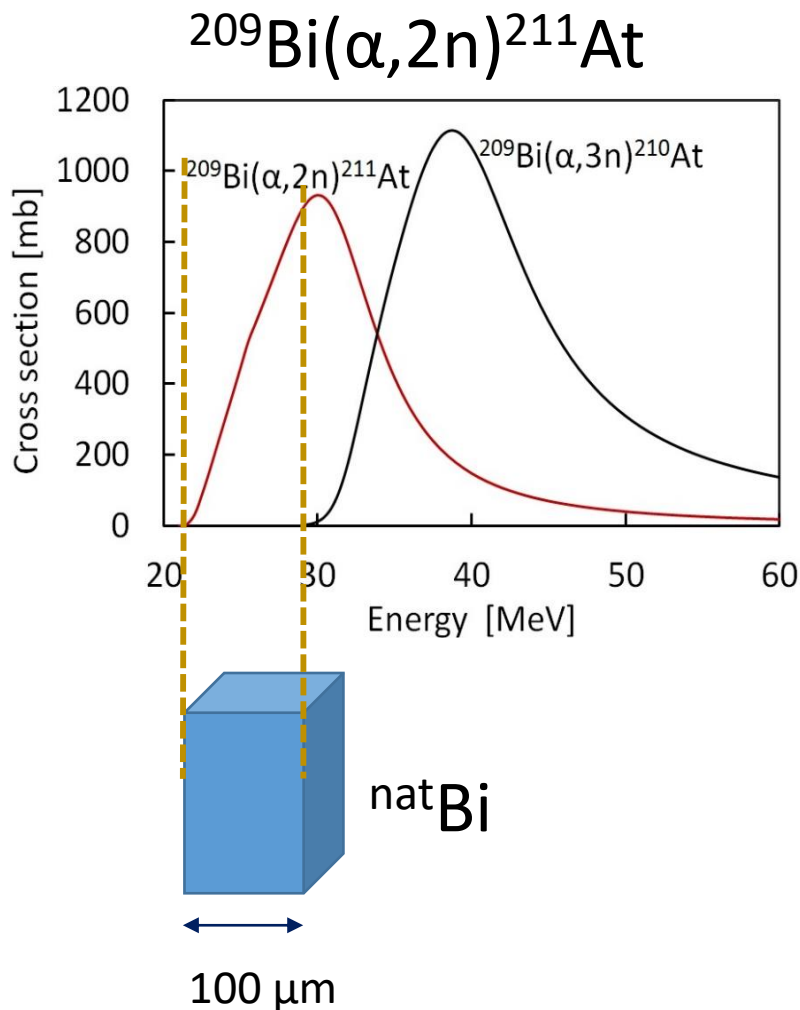


Pastylki Mo



Gotowa tarcza do naświetlań

# Energia wiązki/zakres energii- grubość tarczy



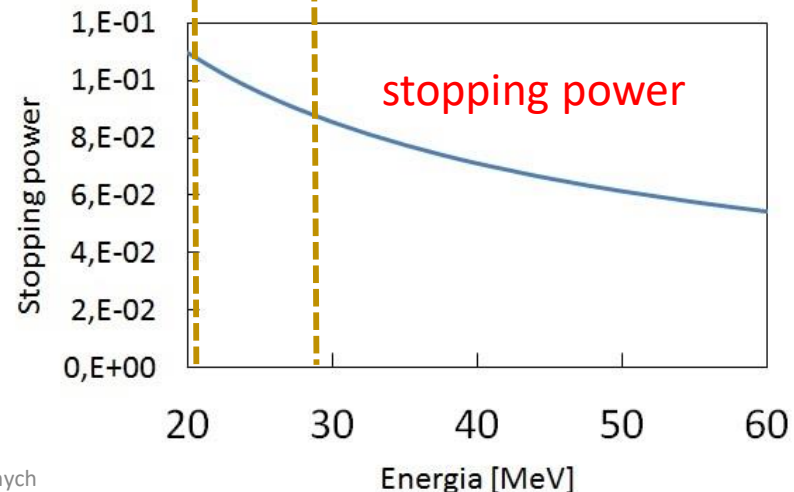
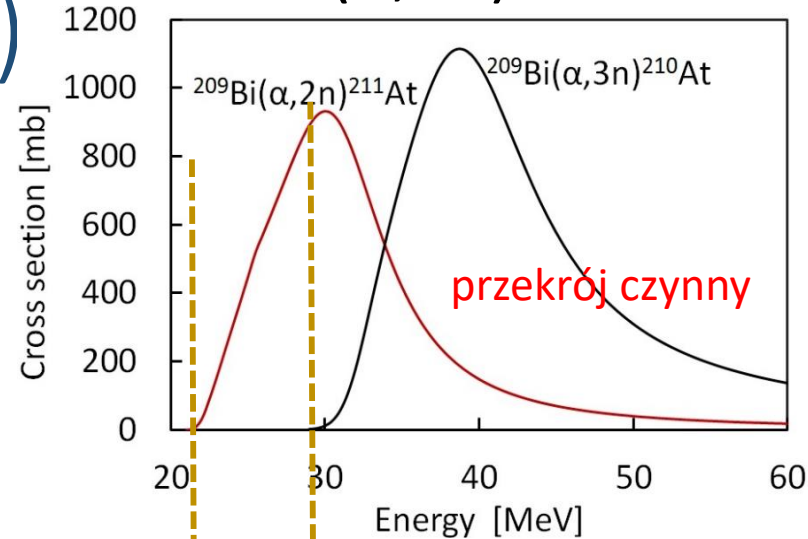
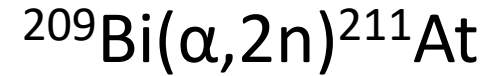
# Thick Target Yield (TTY)

- Przekroje czynne (EXP;EMPIRE;TALYS;EXFOR)
- Stopping Power (SRIM)

$$TTY = \frac{H N_A \lambda}{z q_e M} \int_{E_{min}}^{E_{max}} \frac{\sigma(E)}{S(E)} dE$$

TTY – Thick Target Yield  
 H – wzbogacenie izotopowe materiału tarczowego  
 $N_A$  – liczba Avogadro  
 z – liczba atomowa pocisku

$q_e$  – ładunek elektryczny  
 M- masa atomowa tarczy  
 $\lambda$  - stała rozpadu  
 S – stopping power  
 $\sigma$  – przekrój czynny





# Dostępność i cena

- Wzbogacenie izotopowe  
(im niższe wzbogacenie tym tańszy materiał tarczowy)

## Materiał tarczowy

### Naturalna abundancja

- Metaliczny**

$^{nat}\text{Bi}$  100%  $^{209}\text{Bi}$

$^{209}\text{Bi}(\alpha, 2n)^{211}\text{At}$

$^{met}\text{Ca}$  96.94 %  $^{40}\text{Ca}$

$^{40}\text{Ca}(\alpha, p)^{43}\text{Sc}$

- Związek chemiczny**

$^{nat}\text{CaCO}_3$  96.94 %  $^{40}\text{Ca}$

$^{40}\text{Ca}(\alpha, p)^{43}\text{Sc}$

$^{nat}\text{KCl}$  20.38 %  $^{41}\text{K}$

$^{41}\text{K}(\alpha, 2n)^{43}\text{Sc}$

### Wysokowzbogacony

- Metaliczny**

$^{100}\text{Mo}(p, 2n)^{99m}\text{Tc}$

	$^{100}\text{Mo}$ (%)	$^{98}\text{Mo}$ (%)	$^{97}\text{Mo}$ (%)	$^{96}\text{Mo}$ (%)	$^{95}\text{Mo}$ (%)	$^{94}\text{Mo}$ (%)	$^{92}\text{Mo}$ (%)
$^{nat}\text{Mo}$	9.63	24.13	9.55	16.68	15.92	9.25	14.84
$^{100}\text{Mo}$	99.05	0.54	0.07	0.11	0.1	0.05	0.08
$^{100}\text{Mo}$	99.815	0.17	0.003	0.003	0.003	0.003	0.003

- Związek chemiczny**

$^{42}\text{CaCO}_3$  68 %  $^{42}\text{Ca}$

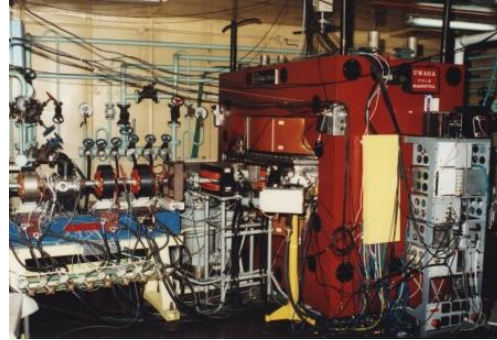
$^{42}\text{Ca}(\alpha, np)^{44g,m}\text{Sc}$

	$^{40}\text{Ca}$ (%)	$^{42}\text{Ca}$ (%)	$^{43}\text{Ca}$ (%)	$^{44}\text{Ca}$ (%)	$^{46}\text{Ca}$ (%)	$^{48}\text{Ca}$ (%)
$^{nat}\text{Ca}$	96.96	0.647	0.135	2.086	0.004	0.187
$^{42}\text{Ca}$	29.9	68	0.4	1.5	0.01	0.2

# Cyklotrony

## protonowe

- **Cyklotron C30** –  
Narodowe Centrum Badań  
Jądrowych w Świerku
  - **Protony 30 MeV**



Cyklotron C30

## alfowe

- **Cyklotron U200-P**  
Środowiskowe Laboratorium  
Ciężkich Jonów UW
- Przyspiesza jony do  
**energii 10 MeV/A**



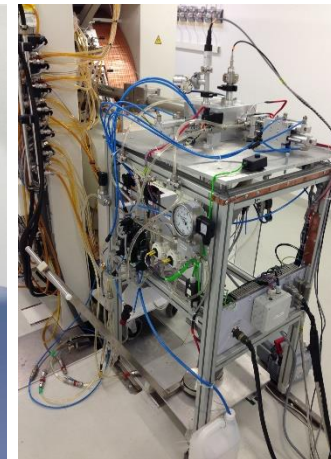
Cyklotron U200-P

## deuteronowe protonowe

- **Cyklotron PETtrace** –  
Środowiskowe Laboratorium  
Ciężkich Jonów UW
- **protony 16.5 MeV**
- **deuterony 8.4 MeV**



Cyklotron PETtrace



Stanowisko do naświetlań na cyklotronie PETtrace

# Pomiar widm promieniowania gamma

Detektor półprzewodnikowy HPGe

Spektrometr DSPEC

Program komputerowy

Gamma Vision/Tukan8k/Genie200

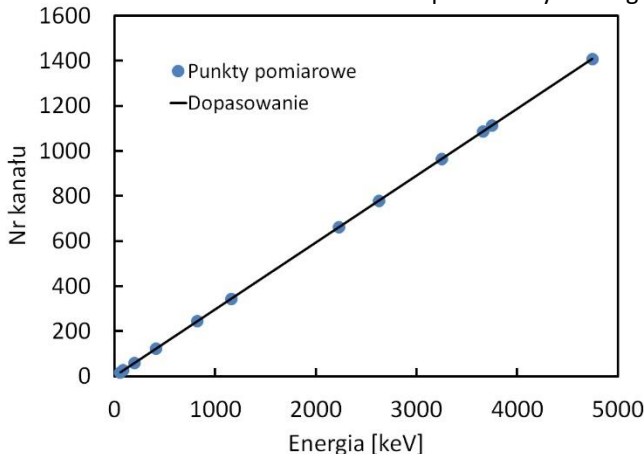


Układ pomiarowy widm gamma

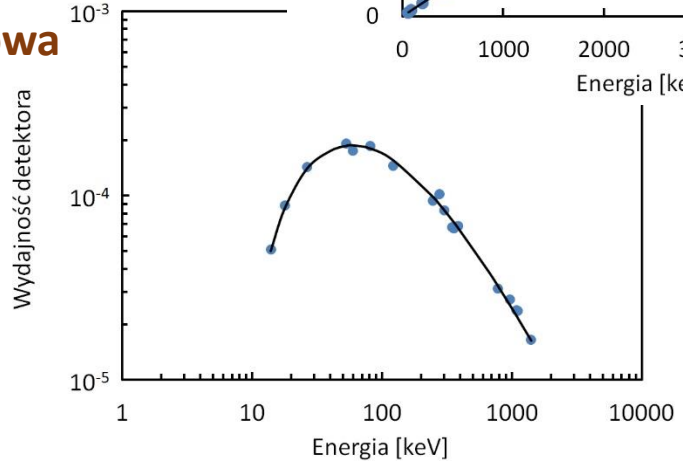


Spektrometr

## Kalibracja Energetyczna



## Wydajnościowa

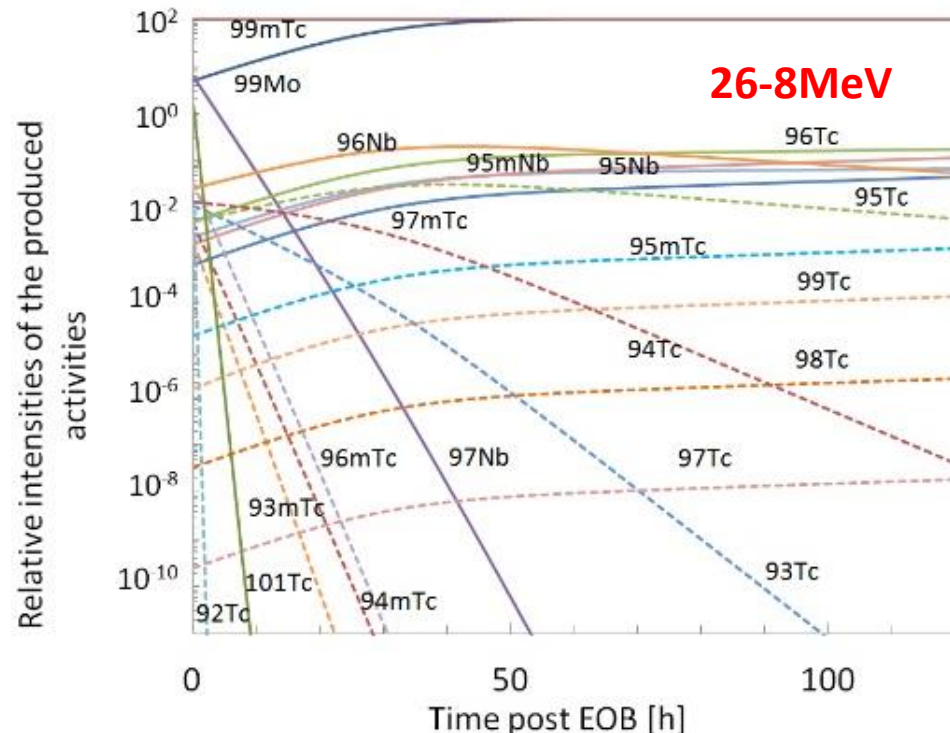
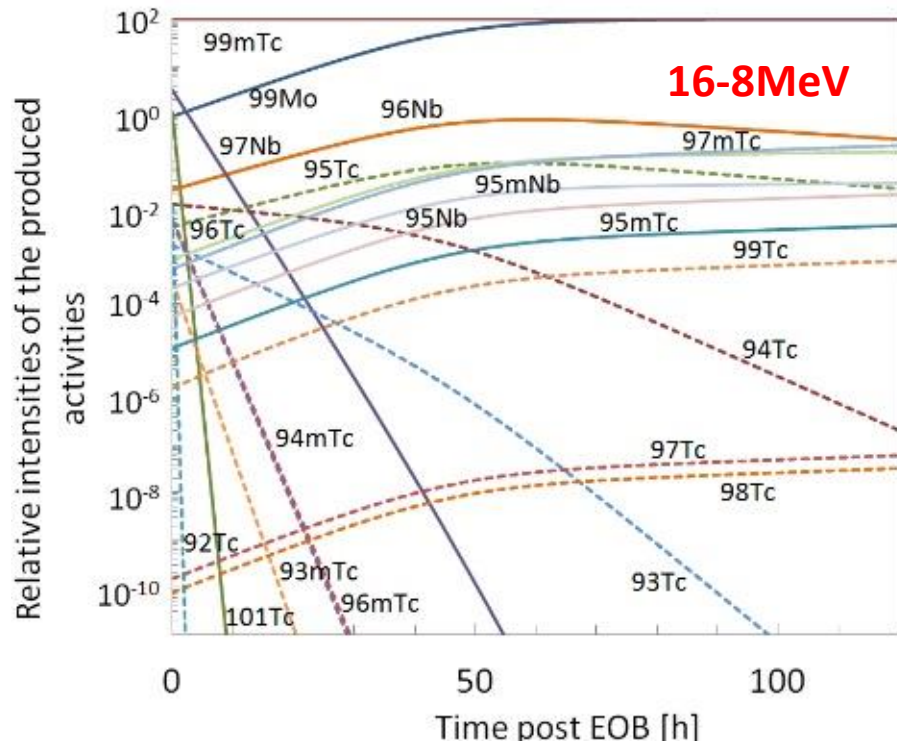


Źródło	Energia gamma [keV]
$^{241}\text{Am}$	17,8
	20,8
	26,34
	59,54
$^{137}\text{Cs}$	661,66
$^{152}\text{Eu}$	121,78
	344,28
	778,92
	1112,08
	1408,02





# Zanieczyszczenia izotopowe



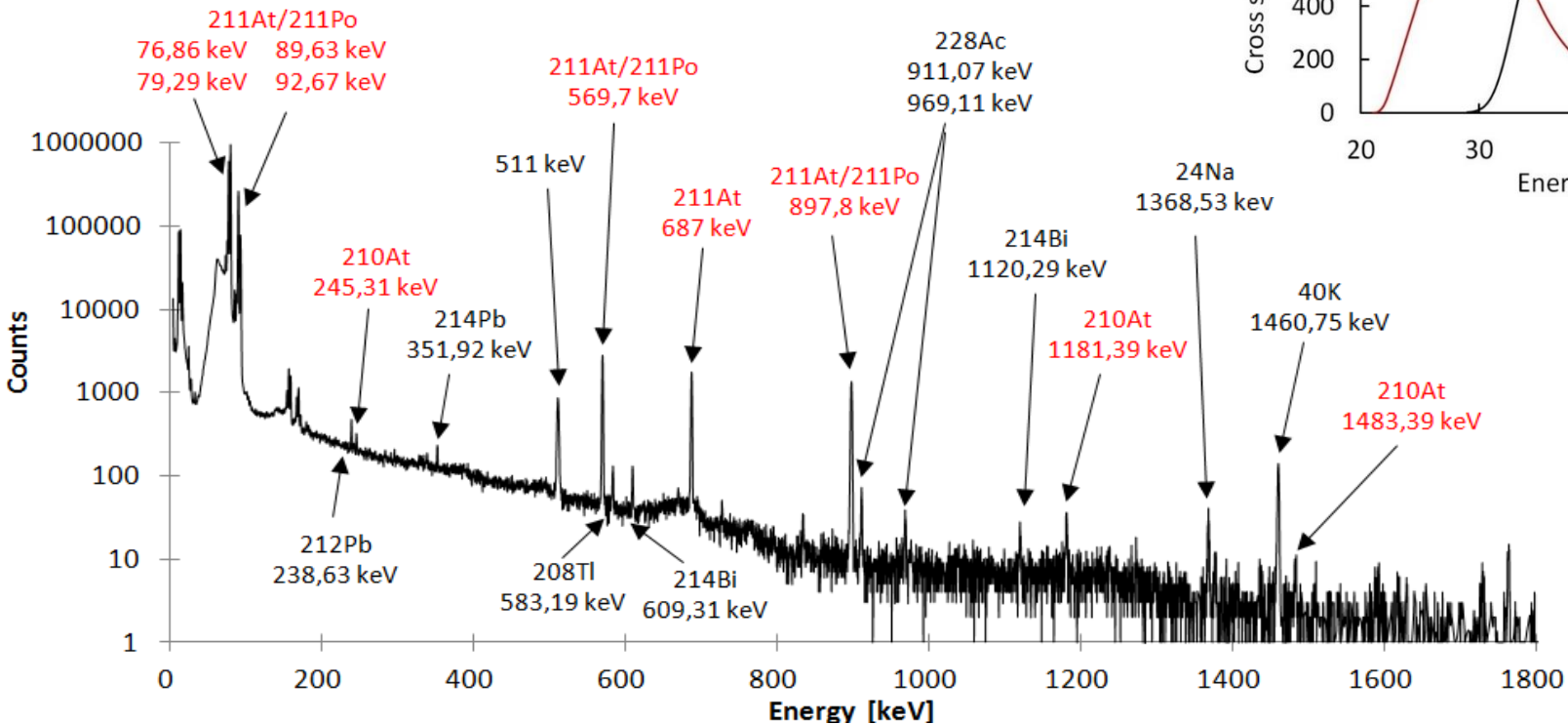
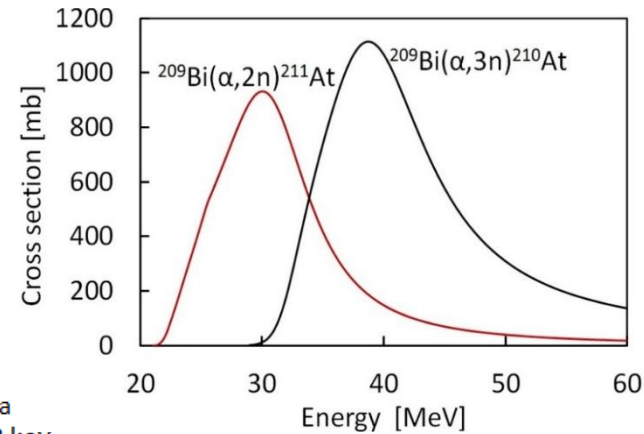
## Skład izotopowy Mo

100Mo	99.815%
98Mo	0.17 %
97Mo	0.003 %
96Mo	0.003 %
95Mo	0.003 %
94Mo	0.003 %
92Mo	0.003 %

	EOB	EOB	6h	6h
	16-8 MeV	26-8MeV	16-8 MeV	26-8MeV
$N_{atoms} (99mTc/99gTc)$	0.23	0.21	0.105	0.099
$N_{atoms} (99gTc/all Tc)$	363	2.27	424	2.51
$N_{atoms} (99mTc/all Tc)$	84.2	0.48	44.5	0.25
$N_{atoms} (99mTc/g+all Tc)$	0.23	0.15	0.105	0.071

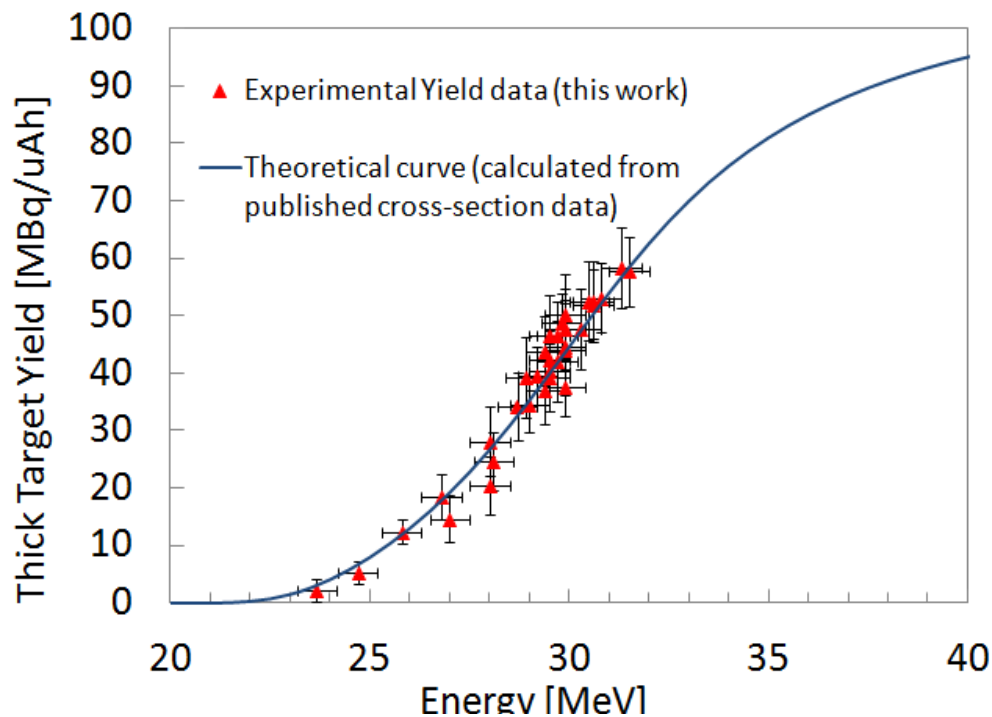
# Widmo gamma tarczy $^{nat}\text{Bi}$

$^{nat}\text{Bi}$  100%  $^{209}\text{Bi}$   
 $^{209}\text{Bi}(\alpha, 2n)^{211}\text{At}$



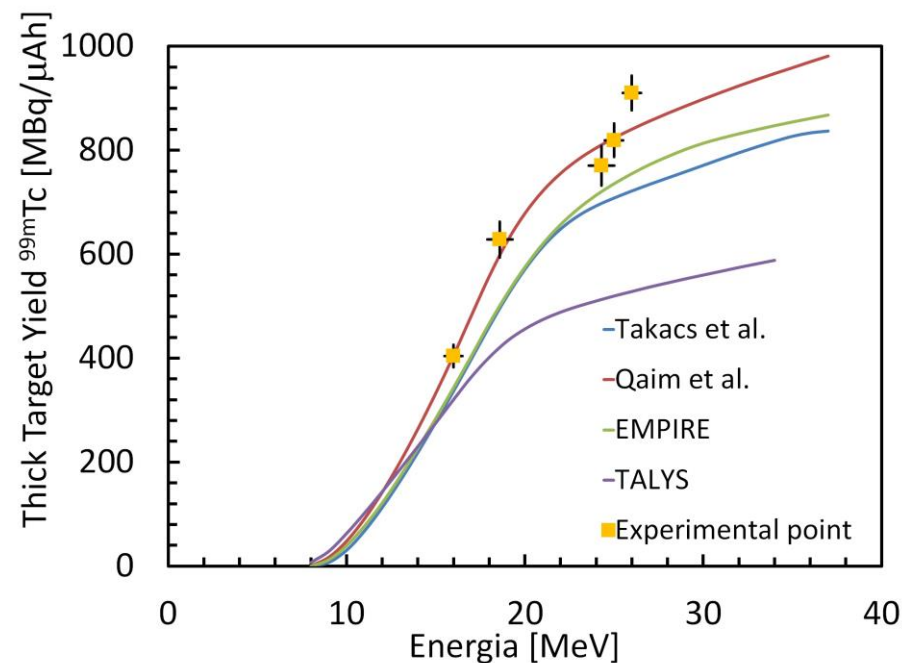
Widmo promieniowania gamma tarczy Bi, aktywowanej 4.25 h wiązką cz. alfa o energii 29 MeV, prądem 530 nA. Pomiar wykonany 1 h po EOB. Czas pomiaru time 0.36 h.

# Thick Target Yield



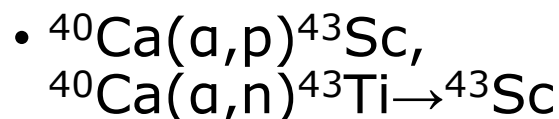
Szkliniarz, K. et al. 2015. Acta Phys. Pol. A. 127, 1471.

Energia 29 MeV, prąd 25 μA,  
7 h aktywacji  
**4.7 GBq  $^{211}\text{At}$  EOB**



# Produkcja $^{43}\text{Sc}$

## • Reakcje:



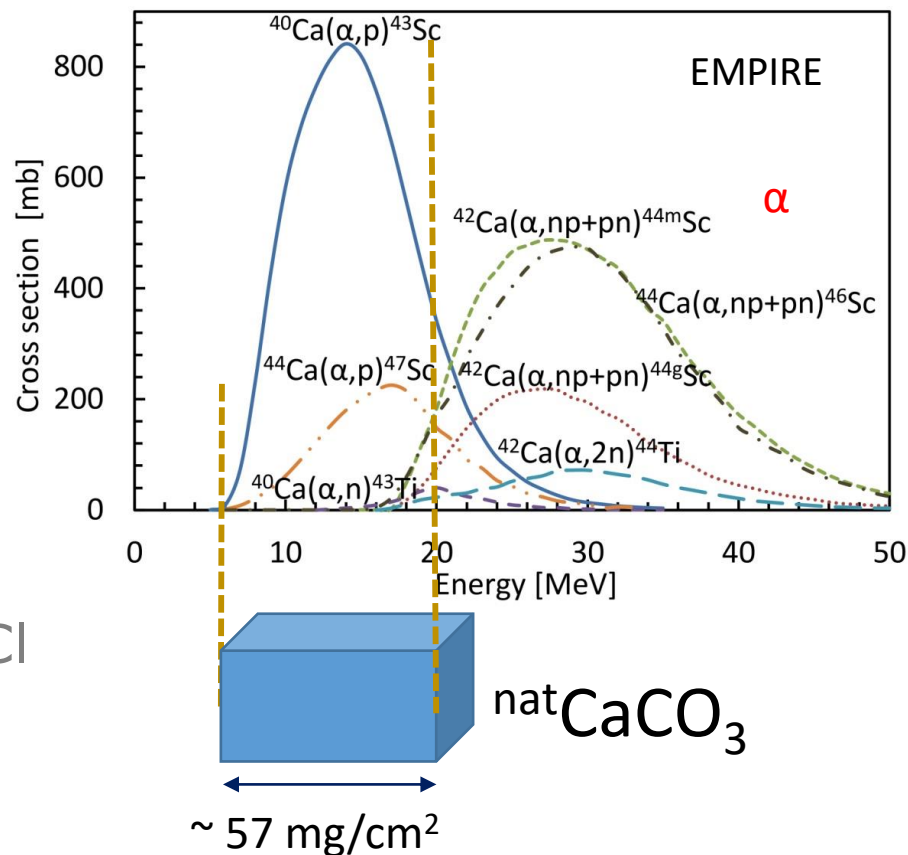
- $^{43}\text{Ca}(p, n)^{43}\text{Sc}$
- $^{44}\text{Ca}(p, 2n)^{43}\text{Sc}$
- $^{43}\text{Ca}(d, 2n)^{43}\text{Sc}$
- $^{42}\text{Ca}(d, n)^{43}\text{Sc}$

• Tarcze: Ca(met),  $\text{CaCO}_3$ , CaO, KCl

• Energia wiązki cz. alfa 20 MeV

•  $^{43}\text{Sc}$  emiter promieniowania  $\beta^+$

• Wykorzystanie w badaniach PET

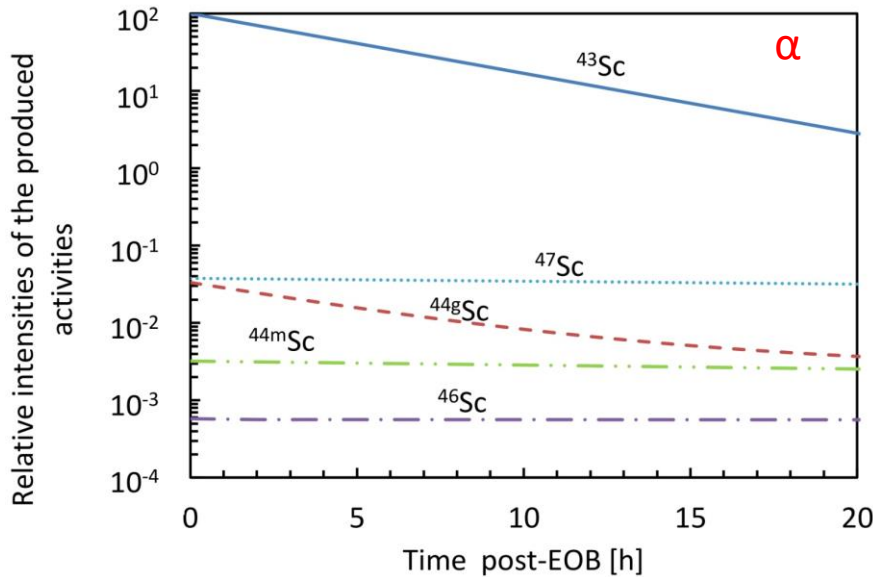


## Skład izotopowy $^{\text{nat}}\text{Ca}$

- |                              |                              |
|------------------------------|------------------------------|
| ▶ $^{40}\text{Ca}$ (96.94 %) | ▶ $^{44}\text{Ca}$ (2.086 %) |
| ▶ $^{42}\text{Ca}$ (0.647 %) | ▶ $^{46}\text{Ca}$ (0.004 %) |
| ▶ $^{43}\text{Ca}$ (0.135 %) | ▶ $^{48}\text{Ca}$ (0.187 %) |

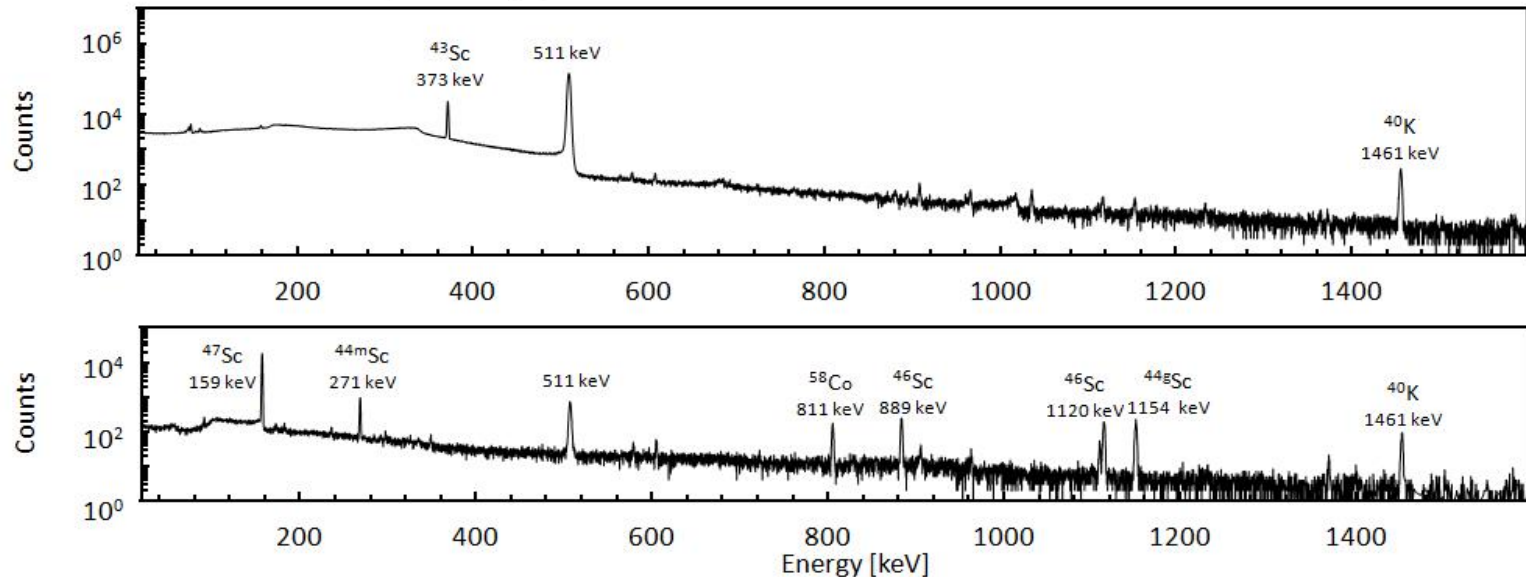


# Zanieczyszczenia izotopowe tarczy $\text{CaCO}_3$



Zanieczyszczenia izotopowe  $^{43}\text{Sc}$   
 $\text{natCaCO}_3 < 0.05\%$  (96.9%  $^{40}\text{Ca}$ )  
 $^{40}\text{CaCO}_3 < 1.5 \cdot 10^{-5}\%$  (99.99%  $^{40}\text{Ca}$ )

Ewolucja w czasie względnych natężeń radioizotopów Sc wyprodukowanych w ciągu 4 godzin aktywacji tarczy  $\text{natCaCO}_3$  wiązką cząstek alfa o energii 20 MeV.

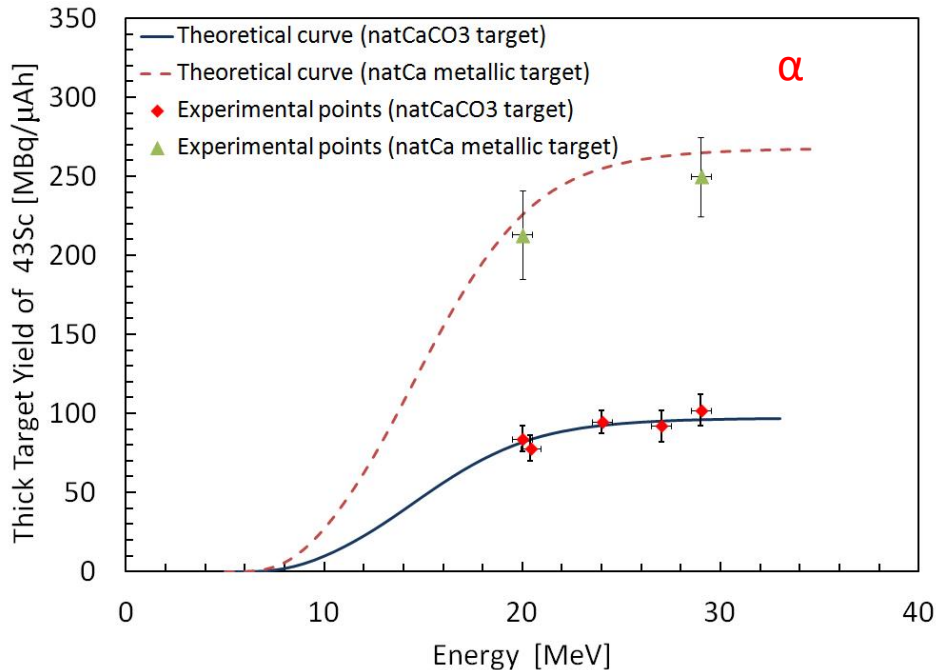


Widma promieniowania gamma grubej tarczy  $\text{natCaCO}_3$  aktywowanej wiązką cząstek alfa.

Górne - pomiar wykonany 20 h po EOB. Dolne - pomiar wykonany 124 h po EOB.

# Thick Target Yield $^{43}\text{Sc}$ porównanie

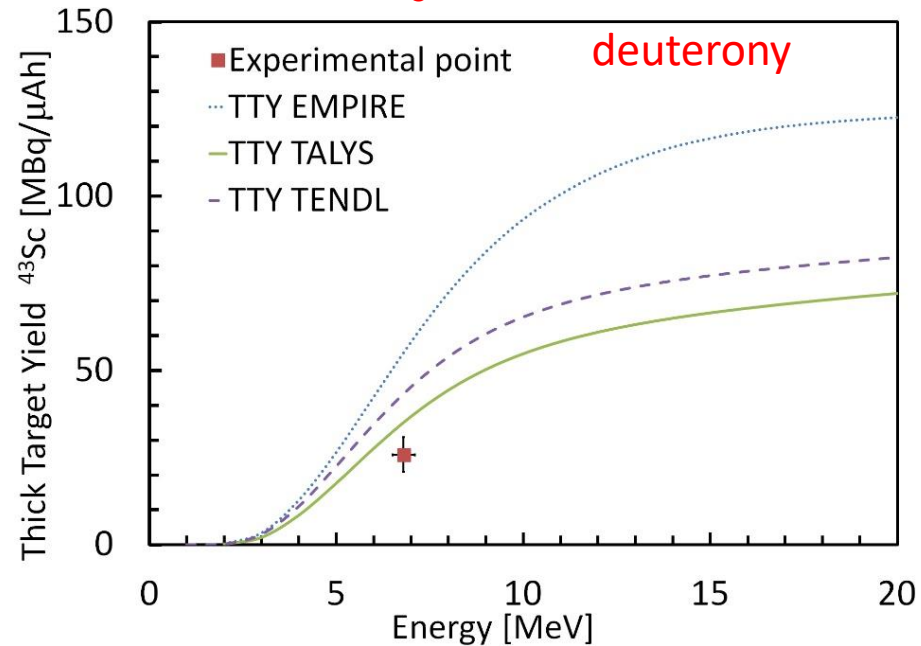
Tarcze:  
 $^{\text{nat}}\text{CaCO}_3$  i  $^{\text{nat}}\text{Ca}$



Porównanie eksperymentalnych i teoretycznych wartości Thick Target Yield (TTY) produkcji  $^{43}\text{Sc}$  wiązką cz. alfa, tarcz  $^{\text{nat}}\text{CaCO}_3$  i  $^{\text{nat}}\text{Ca}$ . Przekroje czynne z programu EMPIRE.

Szkliniarz et al.2016, Appl Rad. Isot.

Tarcze:  
 $^{42}\text{CaCO}_3$  (68%)



Porównanie eksperymentalnych i teoretycznych wartości Thick Target Yield (TTY) produkcji  $^{43}\text{Sc}$  wiązką protonową na tarczy  $^{42}\text{CaCO}_3$  (68%). Przekroje czynne z programu EMPIRE, TALYS i bibliotek TENDL.

Szkliniarz et al.2016, Ann. Rep. 2016

# Generator

## $^{44m}\text{Sc}/^{44}\text{Sc}$

- Drogi produkcji:

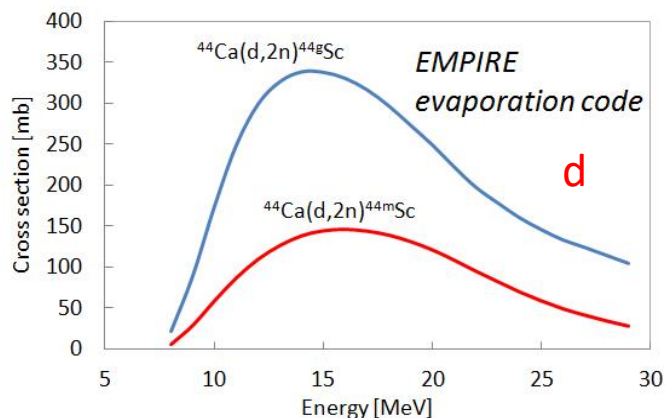
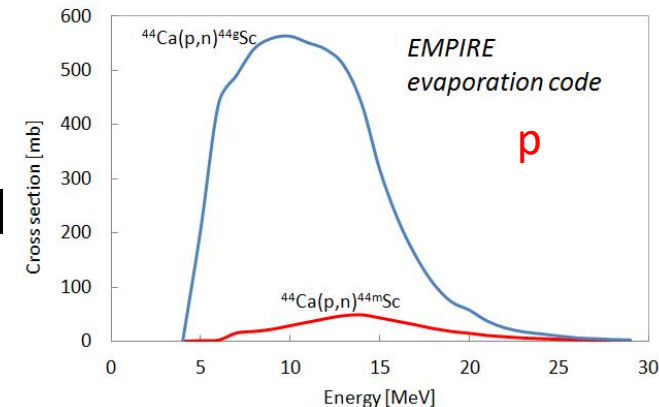
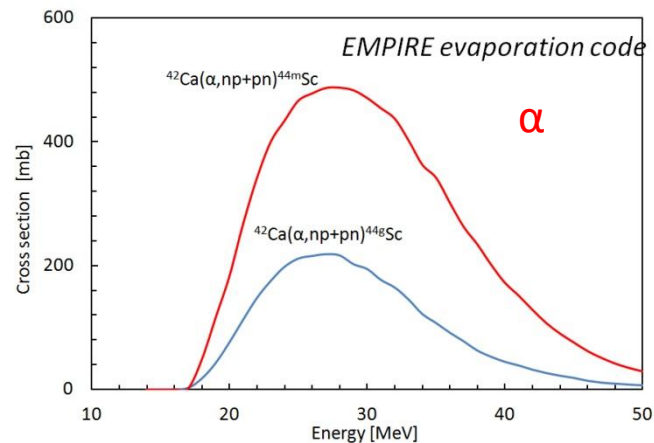
- $^{42}\text{Ca}(\alpha, np+pn \text{ lub } d)^{44g}\text{Sc}, ^{44m}\text{Sc}$
- $^{41}\text{K}(\alpha, n)^{44g}\text{Sc}, ^{44m}\text{Sc}$
- $^{44}\text{Ca}(p, n)^{44g}\text{Sc}, ^{44m}\text{Sc}$
- $^{44}\text{Ca}(d, 2n)^{44g}\text{Sc}, ^{44m}\text{Sc}$

- Tarcze:

$^{42}\text{CaCO}_3$  (68%),  $^{\text{nat}}\text{CaCO}_3$ ,  $^{\text{nat}}\text{CaO}$ ,  $^{\text{nat}}\text{KCl}$

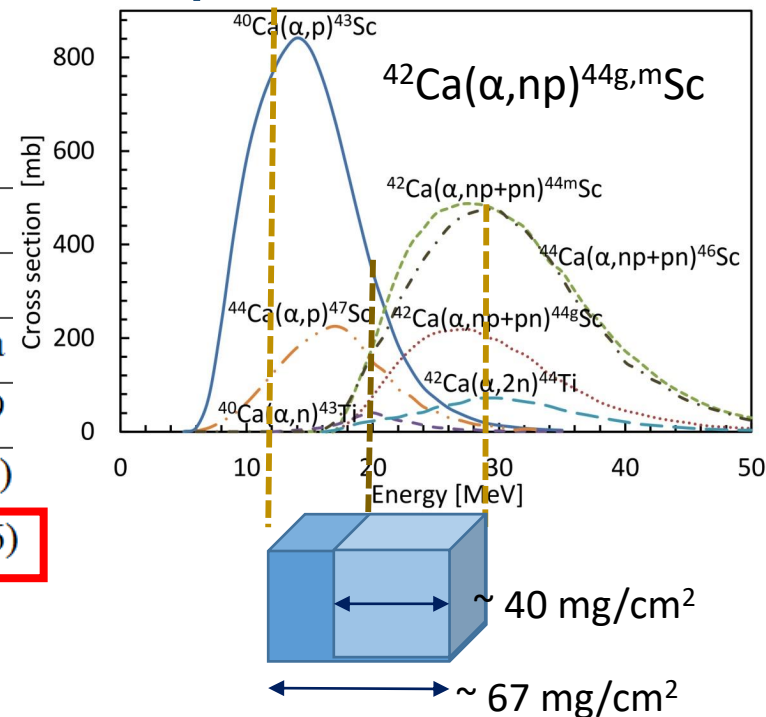
- Stosunek  $^{44m}\text{Sc}/^{44g}\text{Sc}$  dla cz.  $\alpha$  jest 20 razy większy od  $p$  i 5 razy większy od  $d$

	$^{40}\text{Ca}$ (%)	$^{42}\text{Ca}$ (%)	$^{43}\text{Ca}$ (%)	$^{44}\text{Ca}$ (%)	$^{46}\text{Ca}$ (%)	$^{48}\text{Ca}$ (%)
$^{\text{nat}}\text{Ca}$	96.96	0.647	0.135	2.086	0.004	0.187
$^{42}\text{Ca}$	3.24	95.9	0.13	0.7	<0.01	0.03
$^{44}\text{Ca}$	0.76	0.01	0.01	99.2	<0.01	0.2



# Porównanie produkcji $^{44m}\text{Sc}/^{44g}\text{Sc}$ różnymi drogami

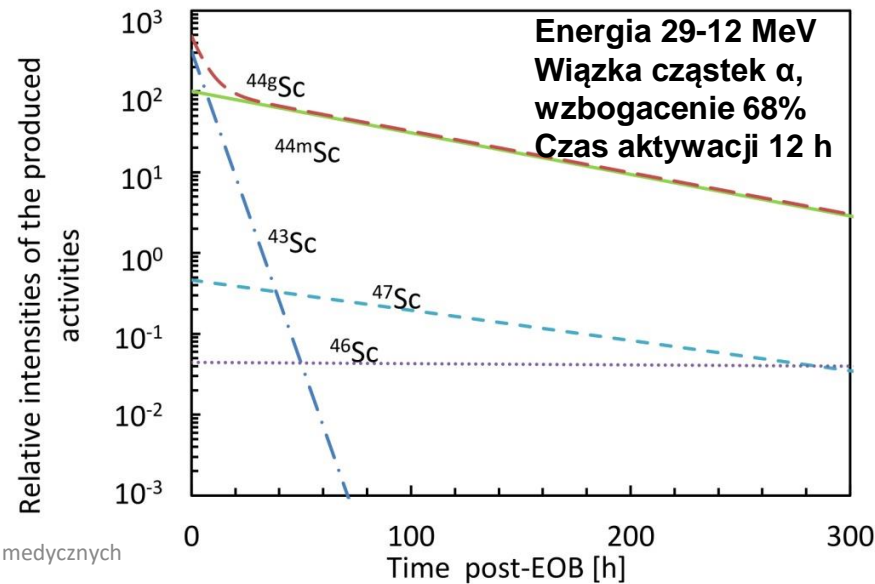
Projectile	p	d	$\alpha$	$\alpha$
Projectile energy (MeV)	15.6	14.9	20	29
Target	$^{44}\text{Ca}$	$^{44}\text{Ca}$	$^{41}\text{K}$	$^{42}\text{Ca}$
Target enrichment %	98	96.9	95.4	95.9
TTY $^{44g}\text{Sc}$ (MBq/ $\mu\text{Ah}$ )	630	220	60(9)	44(5)
TTY $^{44m}\text{Sc}$ (MBq/ $\mu\text{Ah}$ )	3.4	4.9	3.0(3)	4.8(6)
A(EOB) $^{44m}\text{Sc}$ after 12 h of 1 $\mu\text{A}$ bombardment [MBq]	38	55	34	52



(Severin et al., 2012; Alliot et al., 2015; Valdovinos et al., 2015)

Isotope	29-12 MeV 68 %	29-20 MeV 68 %	29-20 MeV 95.9 %
$^{44m}\text{Sc}$	100	100	100
$^{44g}\text{Sc}$	481(92)	466(93)	466(93)
$^{43}\text{Sc}$	318(46)	157(37)	12(3)
$^{46}\text{Sc}$	0.044(15)	0.053(13)	0.018(4)
$^{47}\text{Sc}$	0.44(20)	0.28(8)	0.09(3)

(Szkliniarz et al., 2016)



# Produkcja generatora $^{44m}\text{Sc}/^{44g}\text{Sc}$ porównanie

## Protony

Prąd **50  $\mu\text{A}$**   
 Czas aktywacji **12 h**  
 Czas „chłodzenia” po EOB **48 h**

$^{44m}\text{Sc}$  aktywność **1 GBq**

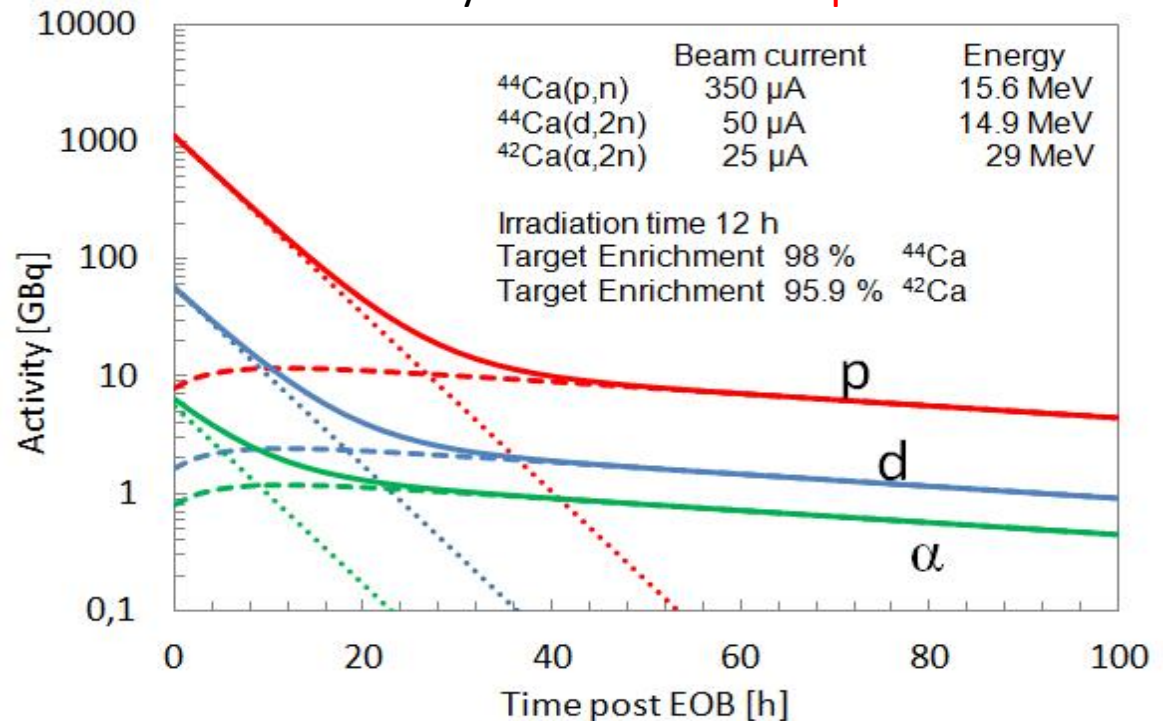
## Cyklotron 30XP

Protony	15-30 MeV	400 $\mu\text{A}$
Deuterony	9-15 MeV	50 $\mu\text{A}$
Cz. Alfa	29- 30 MeV	25 $\mu\text{A}$

## Cz. alfa

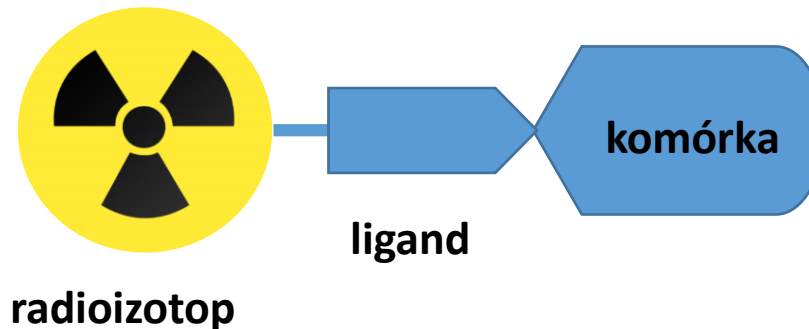
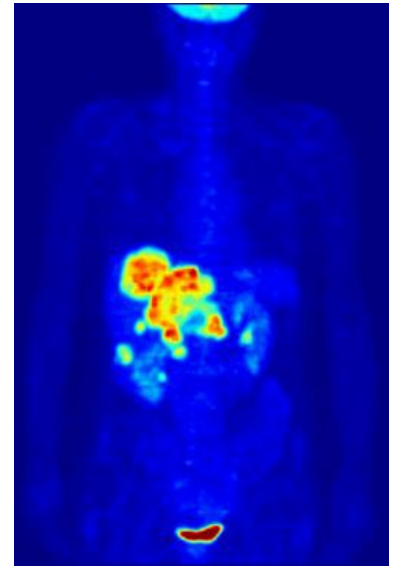
Prąd **25  $\mu\text{A}$**   
 Czas aktywacji **12 h**  
 Czas „chłodzenia” po EOB **24 h**

$^{44m}\text{Sc}$  aktywność **1 GBq**



# Radiofarmaceutyk

- Obrazowanie medyczne ( $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{123}\text{I}$ ,  $^{18}\text{F}$ ; emitery promieniowania  $\gamma$ )
  - Obrazowanie szkieletu 550-750 MBq  $^{99m}\text{Tc}$
  - Obrazowanie płuc 40-150 MBq  $^{99m}\text{Tc}$
- Terapia ( $^{131}\text{I}$ ; emitery promieniowania  $\alpha, \beta$ )
  - Terapia tarczycy <800 MBq  $^{131}\text{I}$
- Obrazowanie + terapia ( $^{211}\text{At}$ ; emitery promieniowania  $\gamma$  i  $\alpha, \beta$ )
  - Radioizotop – izotop promieniotwórczy
  - Ligand – związek chemiczny, cząsteczka, komórka





# Idealny radioizotop

- Emisja odpowiedniego promieniowania (w zależności od zastosowania)
- Emisja fotonów w zakresie 100-500 keV (diagnostyka)
- Odpowiedni czas życia izotopu
- Łatwość wbudowywania się w związki chemiczne, i krótki czas wydalania z organizmu
- Łatwa dostępność
- Niska cena



# Podsumowanie

- Zastosowanie wysoko wzbogaconego  $^{100}\text{Mo}$  oraz zakresu energii 16-8MeV w cyklotronowej metodzie produkcji  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  pozwoli na zmniejszenie zanieczyszczeń izotopowych oraz na wprowadzenie tej metody do rutynowej produkcji tego izotopu
- Optymalną energią do produkcji  $^{211}\text{At}$ , jest energia 29 MeV, dla której stosunek  $^{210}\text{At}/^{211}\text{At}$  wynosi  $1.6 \cdot 10^{-4}$
- Produkcja  $^{43}\text{Sc}$  z wykorzystaniem wiązki cząstek alfa oraz naturalnych tarcz  $\text{CaCO}_3$  jest tania i wydajną metodą oraz przy produkcji powstają małe zanieczyszczenia izotopowe,
- Stosunek izomerów  $^{44}\text{Sc}$  produkowany w reakcji cz. alfa z  $^{42}\text{CaCO}_3$  jest większy niż dla p i d, jednak obecnie dostępne wiązki p z cyklotronów mają większe prądy co powoduje, że produkcja  $^{44}\text{Sc}$  z użyciem cz. alfa jest mniej wydajna,

Aby produkcja radioizotopów do zastosowań medycznych była wydajna musi być **kompromisem** pomiędzy:

- Doborem funkcji wzbudzenia
- Dostępnością materiału tarczowego/ opracowaniem metody produkcji tarcz
- Dostępnością wiązki cyklotronowej
- Możliwością zminimalizowania zanieczyszczeń radioizotopowych
- Łatwością wydzielania izotopu z aktywowanej tarczy/Opracowaniem metody łączenia z ligandem/ Odzyskiem materiału tarczowego z aktywowanej tarczy



# Współpraca

## **Środowiskowe Laboratorium Ciężkich Jonów UW**

**J.Jastrzębski**, J. Choiński, A. Jakubowski, K. Kapinos, M. Sitarz,  
A. Stolarz, A.Trzcińska

## **Narodowe Centrum Badań Jądrowych**

**J. Wojtkowska**, M. Kisieliński

## **Instytut Chemii i Techniki Jądrowej**

**A. Bilewicz**, E. Chajduk, E.Leszczuk, M. Łyczko, M.Gumiela,  
A. Majkowska, R.Walczak,

## **Instytut Fizyki, PAN**

B. Wąs

## **Zakład Fizyki Jądrowej i Jej Zastosowań, UŚ**

**W.Zipper**, K.Szkliniarz,

# Dziękuję za uwagę!

Zaprezentowane wyniki  
realizowane są w ramach grantów  
**ALTECH i PET-SKAND**  
wspieranych finansowo przez **NCBiR**



Narodowe Centrum  
Badań i Rozwoju