

FONDAMENTI DI FISICA MEDICA

PARTE 2: METODI D'IMMAGINE IN MEDICINA NUCLEARE (1 CFU)

LECTURE 1 – RADIOATTIVITÀ E PRODUZIONE DEI RADIONUCLIDI

Luigi Rigon
University of Trieste and INFN

Radioattività

- The essential physics of medical imaging
Section III: Nuclear Medicine
Jerrold T. Bushberg, *et al.* editors
- Introduction to medical physics
De Ponti & Bertocchi, Chapter 6,
Nuclear Medicine Imaging
Stephen Keevil, *et al.* editors

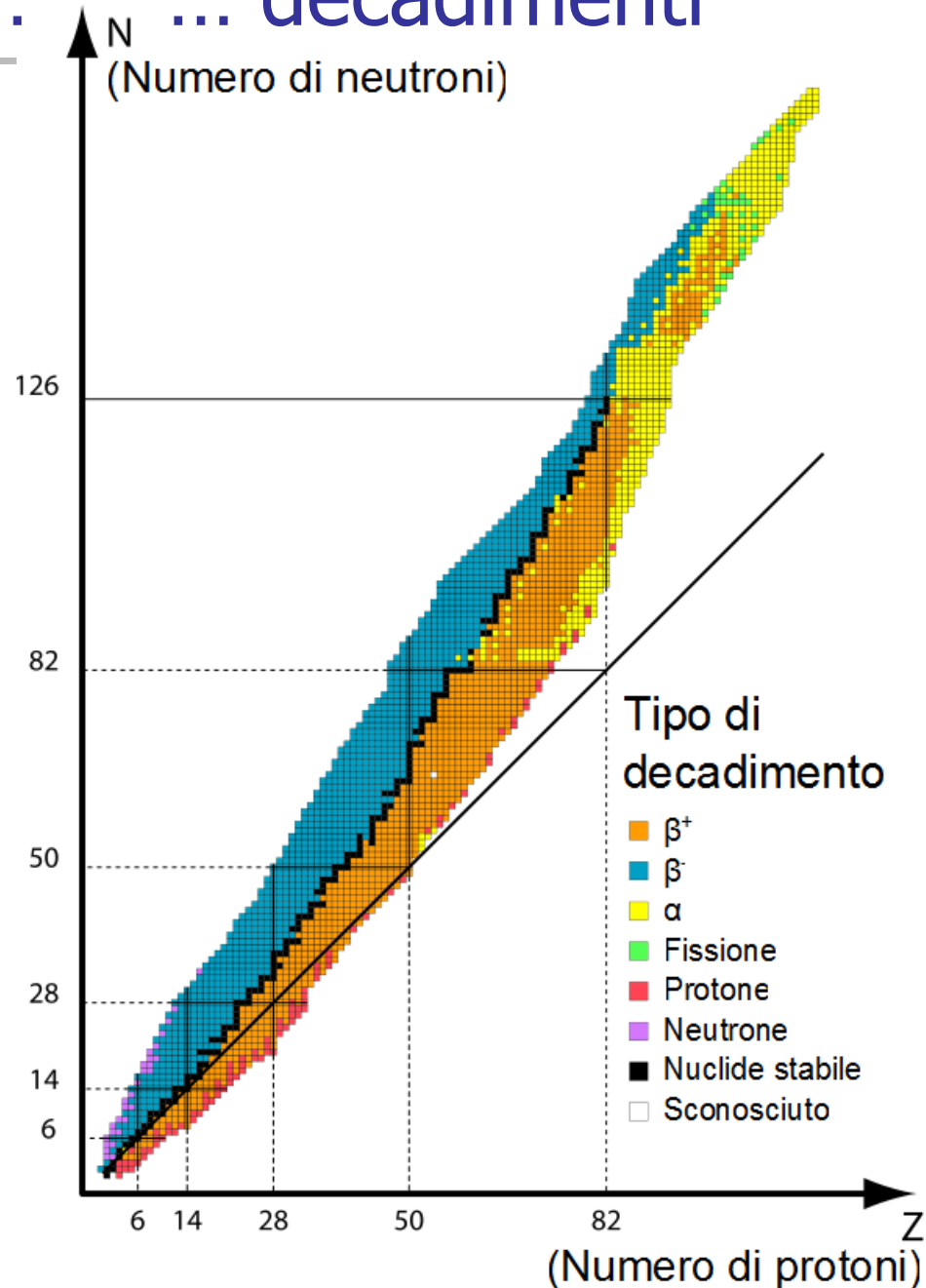
Stabilita'e...

- I nuclidi stabili formano una linea di stabilita' nel piano Z, N
- Tutta la radioattivita' puo' essere interpretata come la tendenza dei radionuclidi a raggiungere la linea di stabilita'
- In particolare nuclidi troppo....
 - ricchi di neutroni \rightarrow beta -
 - ricchi di protoni \rightarrow beta + o cattura elettronica
 - grossi \rightarrow alfa

- Figura tratta da Wikipedia:

*Table_isotopes.svg: Napy1kenobiderivative work: Sjlegg (talk) derivative work: Chemako0606 (talk) - Table_isotopes_en.svg, CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=12534971>

... decadimenti



Attivita'

- La quantita' di un certo materiale radioattivo viene generalmente indicata attraverso la sua attivita' $A(t)$, ovvero il numero medio di decadimenti nell'unita' di tempo:

$$A(t) = -\frac{dN(t)}{dt}$$

- ove:

- $N(t)$ e' il numero dei nuclidi radioattivi in funzione del tempo
- $-dN(t)$ rappresenta la diminuzione di $N(t)$ (e quindi il numero di decadimenti) nel tempo infinitesimo dt

- L'unita' di misura SI e' il Becquerel (1 Bq=1 decadimento/sec)
 - L'unita' di misura "storica", ancora molto diffusa, e' il Curie (Ci)
 - $1 \text{ Ci} = 3.70 \times 10^{10} \text{ Bq}$
 - In medicina nucleare si usano attivita' $\sim \text{mCi}$ (37 MBq) in diagnostica e $\sim 100 \text{ mCi}$ in terapia

Costante di decadimento e vita media (I)

- Il decadimento nucleare e' un processo statistico in cui l'attivita' e' proporzionale al numero di radionuclidi:

$$A(t) = -\frac{dN(t)}{dt} = \lambda N(t)$$

costante di decadimento

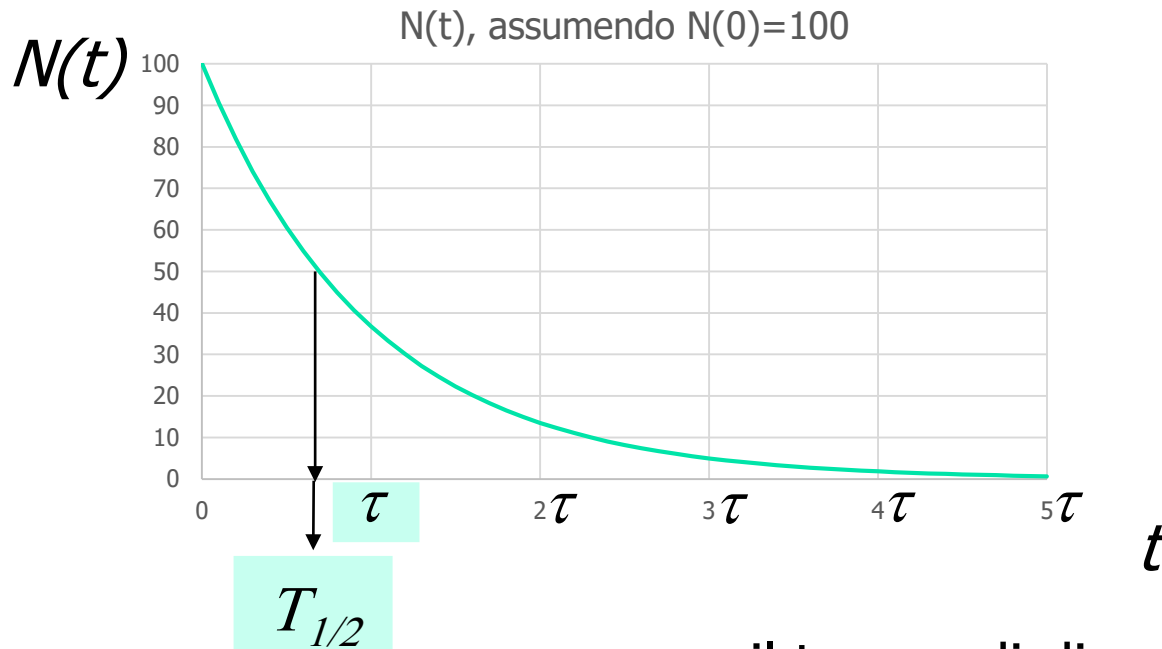
- Questa equazione differenziale e' analoga a quella che descrive l'attenuazione di un fascio di fotoni collimato e monocromatico. Allo stesso modo si ricava:

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

$$A(t) = \lambda N(t) = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\lambda t}$$

- Essendo $A(t)$ ed $N(t)$ proporzionali tra di loro, seguono la medesima legge del decadimento radioattivo, con la stessa costante di decadimento.
- Strettamente legati alla costante di decadimento sono:
 - La vita media $\tau = 1/\lambda$
 - Il tempo di dimezzamento (detto anche emivita, o half life) $T_{1/2} = \tau \ln 2$

Costante di decadimento e vita media (II)



- la vita media $\tau = 1/\lambda$ e' il tempo dopo il quale l'attivit  e' scesa a $1/e = 0.37 = 37\%$ rispetto a quella iniziale

- il tempo di dimezzamento (emivita) $T_{1/2} = \tau \ln 2 = 0.693 \tau$ e' il tempo dopo il quale l'attivit  e' scesa a $1/2 = 50\%$ rispetto a quella iniziale (concetto analogo all'Half Value Layer HVL)

Attivita' Specifica

- Il numero di radionuclidi presenti in un campione con una certa attivita' $A(t)$ si ricava da $A(t) = \lambda N(t)$:

$$N(t) = A(t) / \lambda = \tau \cdot A(t) = 1.443 \cdot T_{1/2} \cdot A(t)$$

- Noto il numero di radionuclidi nel campione si puo' poi calcolarne la massa:

! numero di massa $A=N+Z$!

$$M(t) = \frac{A}{N_A} N(t) = \frac{A}{N_A \lambda} A(t) = \frac{A}{N_A} \tau \cdot A(t) = 1.443 \frac{A}{N_A} T_{1/2} \cdot A(t)$$

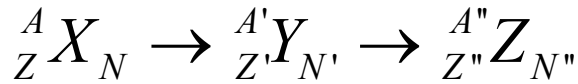
! numero di Avogadro !

- Infine, note attivita' e massa, posso calcolare l'attivita' specifica (ovvero l'attivita' per unita' di massa):

$$AS = \frac{A(t)}{M(t)} = A(t) / \left(\frac{A}{N_A \lambda} A(t) \right) = \frac{N_A \lambda}{A} = \frac{N_A}{A \tau} = 0.693 \frac{N_A}{A T_{1/2}}$$

Reazioni a catena

- Studiamo ora il caso in cui il nucleo figlio e' a sua volta radioattivo.
- Si tratta di un caso piuttosto comune, che si riscontra ad esempio:
 - per radionuclidi padri piuttosto pesanti ($Z \geq 90$)
 - per decadimenti in cui il figlio si trova in uno stato metastabile
- In pratica, dobbiamo studiare una reazione a catena del tipo:



nucleo padre (p)

nucleo figlio (f)

- In questo caso puo' instaurarsi un equilibrio tra l'attivita' del padre (p) e quella del figlio (f).

Reazioni a catena - Equilibrio radioattivo

In questo caso abbiamo due equazioni accoppiate:

$$\begin{cases} -\frac{dN_p(t)}{dt} = \lambda_p N_p(t) \\ -\frac{dN_f(t)}{dt} = \lambda_f N_f(t) \end{cases}$$

la cui integrazione da':

$$\begin{cases} N_p(t) = N_{0p} e^{-\lambda_p t} \\ N_f(t) = N_{0p} \frac{\lambda_p}{\lambda_f - \lambda_p} (e^{-\lambda_p t} - e^{-\lambda_f t}) + N_{0f} e^{-\lambda_f t} \end{cases}$$

considero $N_{0f}=0$

Reazioni a catena - Equilibrio radioattivo

■ Da:

$$N_f(t) = N_{0p} \frac{\lambda_p}{\lambda_f - \lambda_p} \left(e^{-\lambda_p t} - e^{-\lambda_f t} \right)$$

si ottiene:

$$\begin{aligned} A_f(t) &= A_{0p} \frac{\lambda_f}{\lambda_f - \lambda_p} \left(e^{-\lambda_p t} - e^{-\lambda_f t} \right) \\ &= A_p(t) \frac{1}{1 - \lambda_p / \lambda_f} \left(1 - e^{-(\lambda_f - \lambda_p)t} \right) \end{aligned}$$

■ Casi particolari:

- $\lambda_p \ll \lambda_f$
(equilibrio secolare)

$$A_f(t) = A_p(t) \left(1 - e^{-\lambda_f t} \right)$$

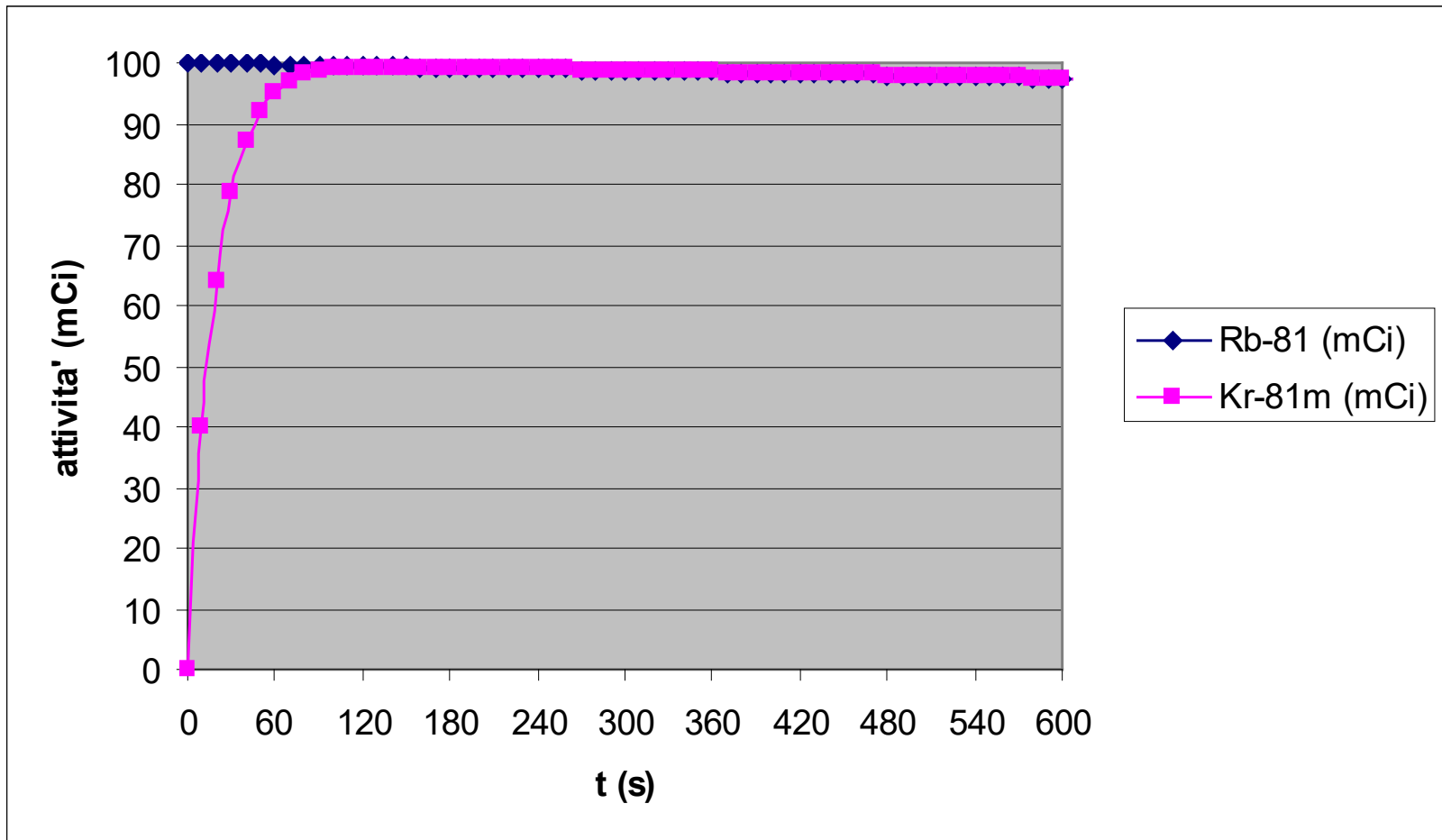
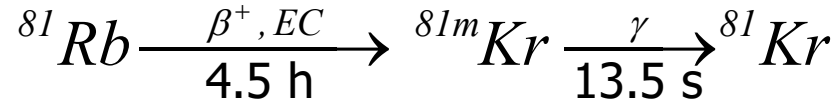
- $\lambda_p < \lambda_f$ ma non "troppo" minore: $\lambda_p \sim \lambda_f / 10$
(equilibrio transiente)

Equilibrio secolare

■ $\lambda_p \ll \lambda_f$

$$A_f(t) = A_p(t) \left(1 - e^{-\lambda_f t}\right)$$

■ Esempio:

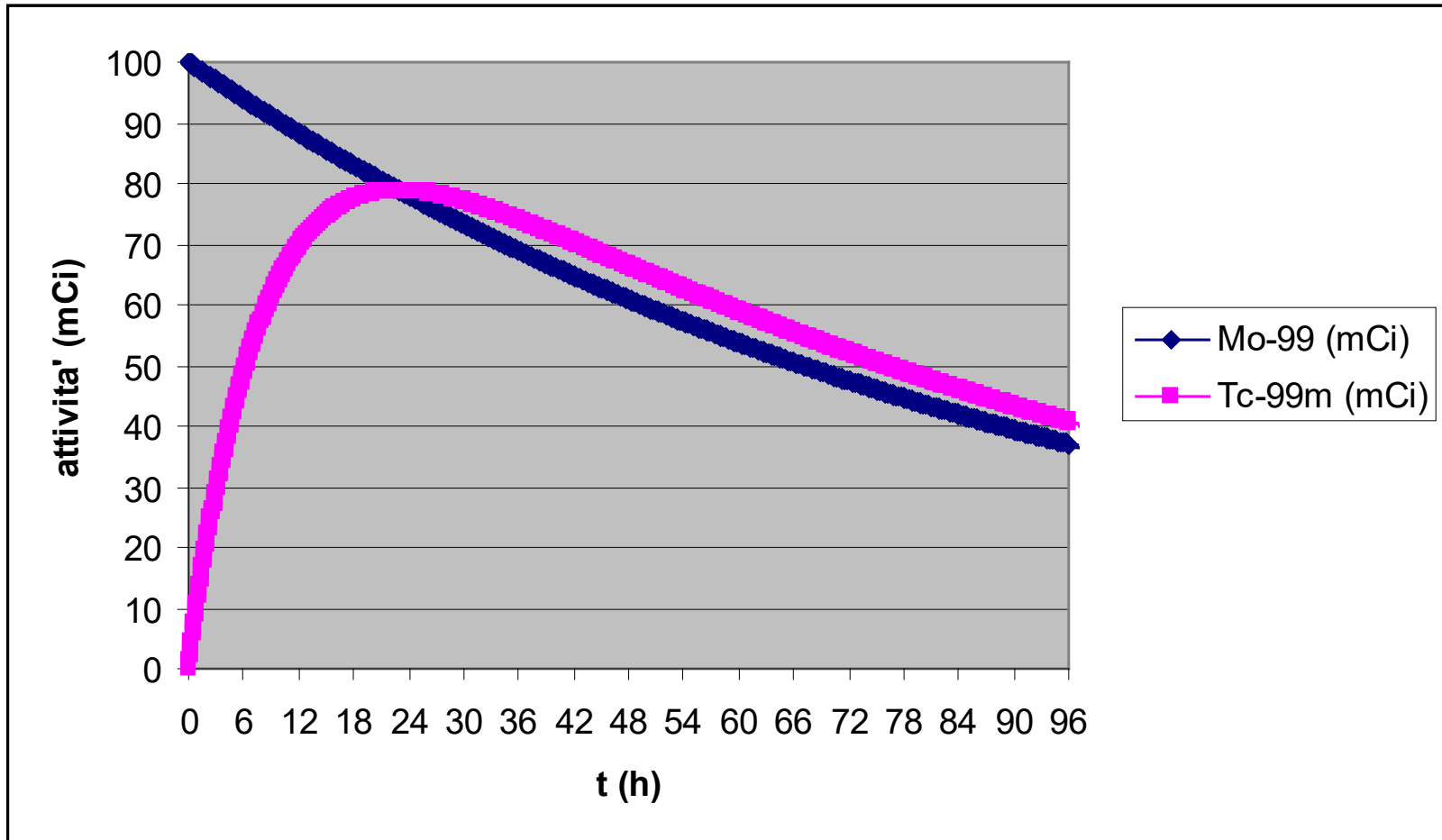
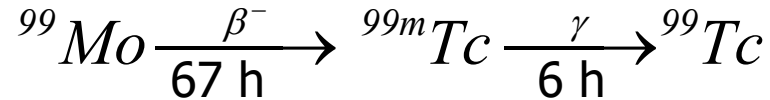


Equilibrio transiente

- $\lambda_p \sim \lambda_f / 10$

$$A_f(t) = A_p(t) \frac{1}{1 - \lambda_p / \lambda_f} \left(1 - e^{-(\lambda_f - \lambda_d)t} \right)$$

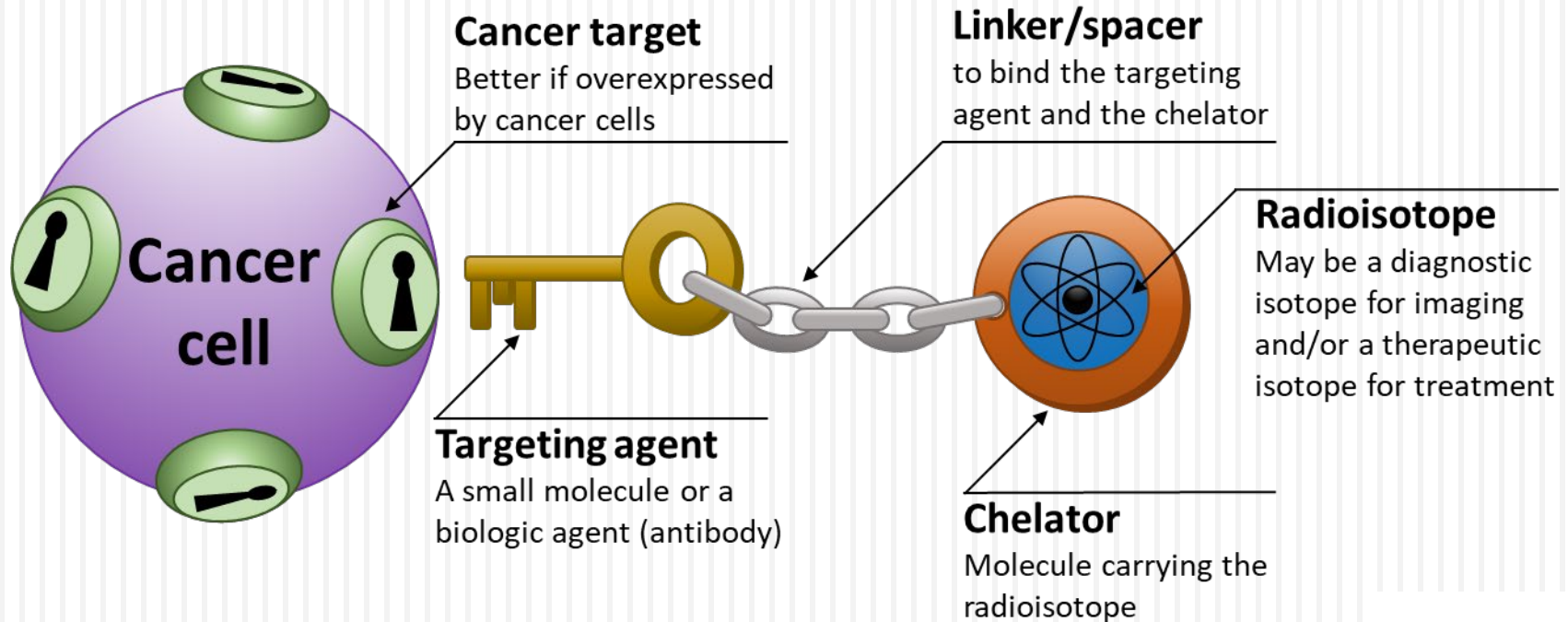
- Esempio:



Produzione dei radionuclidi usati in medicina nucleare

- The essential physics of medical imaging
Section III: Nuclear Medicine
Jerrold T. Bushberg, *et al.* editors
- Introduction to medical physics
De Ponti & Bertocchi, Chapter 6,
Nuclear Medicine Imaging
Stephen Keevil, *et al.* editors

Radiofarmaci



Specific activity

→
$$\frac{\text{activity of the radioisotope (MBq)}}{\text{mass of the element (mg)}}$$

Radionuclidic purity

→
$$\frac{\text{activity of the desired nuclei}}{\text{overall activity of the compound}}$$



Produzione dei Radionuclidi

- Si possono produrre artificialmente ~2500 radionuclidi
- I radionuclidi usati in medicina vengono prodotti artificialmente:
 - mediante bombardamento di nuclei stabili con particelle cariche di alta energia (ad esempio accelerate con un ciclotrone)
 - ^{67}Ga , ^{123}I , ^{111}In , ^{57}Co , ^{201}Tl (richiedono acceleratori di alte energie)
 - ^{18}F , ^{13}N , ^{15}O , ^{11}C (possono essere generati da piccoli acceleratori)
 - in seguito a fissione nucleare dell' ^{235}U nei reattori nucleari
 - ^{99}Mo , ^{131}I , ^{133}Xe
 - mediante cattura (attivazione) neutronica
 - ^{32}P , ^{51}Cr , ^{125}I
 - generati da altri radionuclidi prodotti artificialmente
 - $^{99\text{m}}\text{Tc}$, $^{81\text{m}}\text{Kr}$, ^{82}Rb , ^{68}Ga



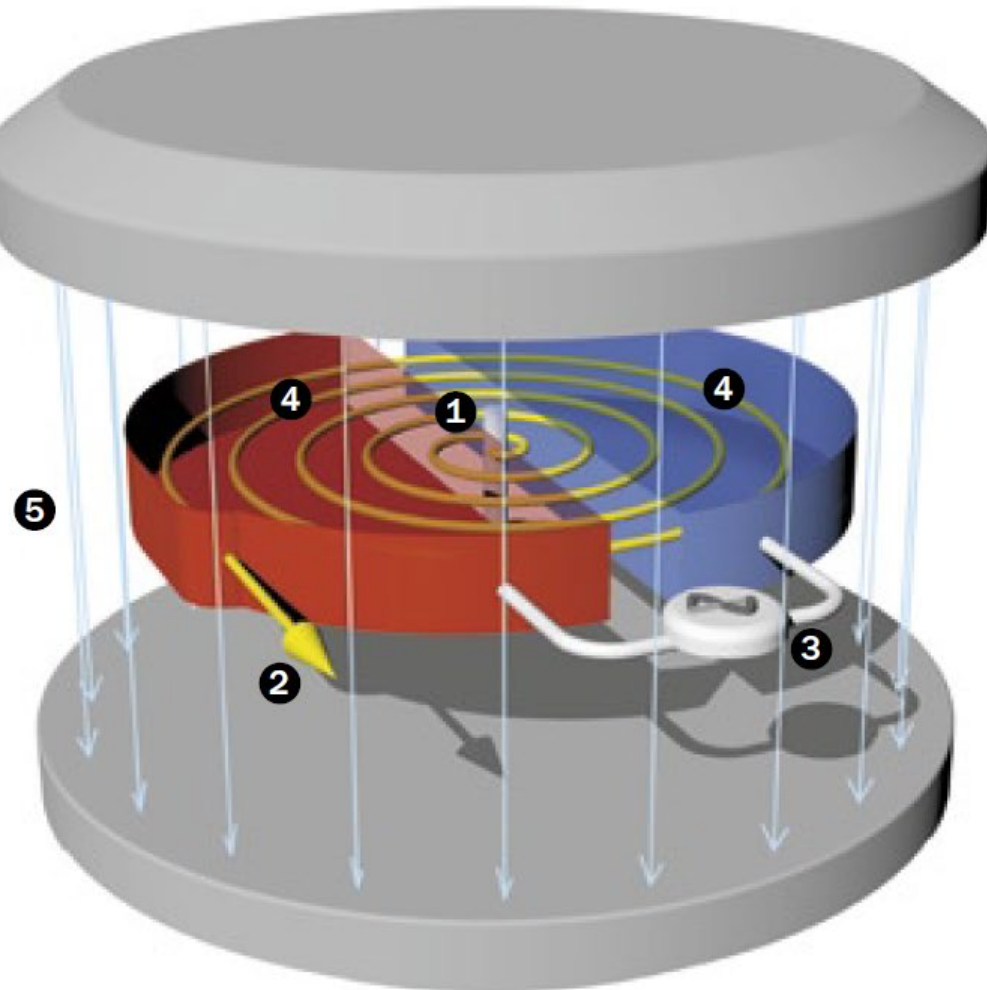
Bombardamento con particelle cariche

- Particelle cariche come ^1H , ^2H , ^3H , ^4He possono essere accelerate ed usate per bombardare bersagli di nuclei stabili allo scopo di ottenere radionuclidi
- Tipici acceleratori usati per questo scopo sono i ciclotroni (vedi slide successive)
- I radionuclidi generati in questo modo sono generalmente poveri di neutroni e quindi tendono a decadere per β^+ o per cattura elettronica
- In generale, essi possono essere separati chimicamente dal materiale del bersaglio in quanto sono di una specie chimica diversa (si dice che sono "carrier free")

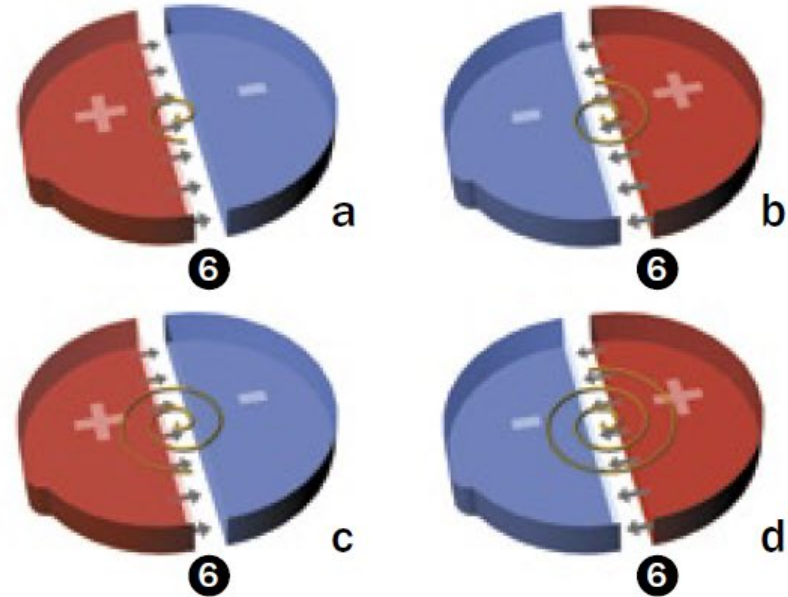
Ciclotrone (I)

g.

Nord



Sud



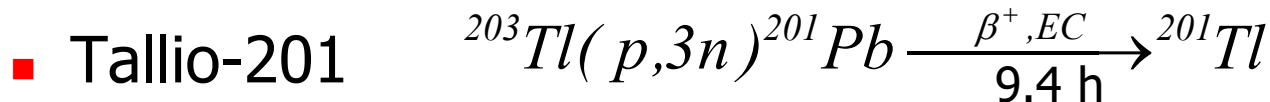
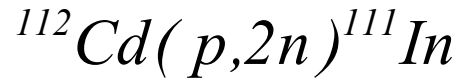
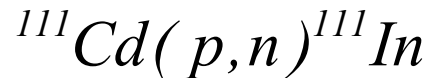
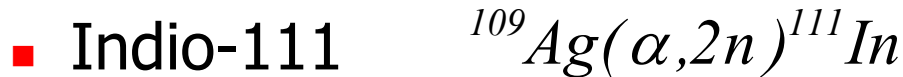
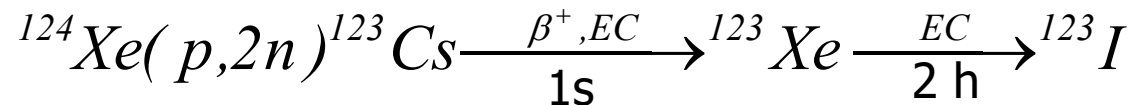
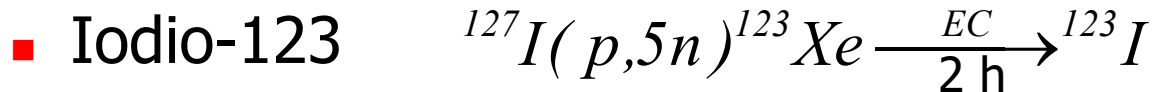
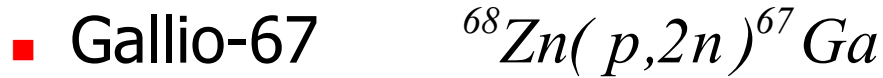
1. sorgente di ioni positivi
2. fascio di ioni positivi
3. generatore di tensione a radiofrequenza
4. elettrodi a forma di D ("dee's")
5. campo magnetico
6. campo elettrico

Ciclotrone II

- Partendo dalla sorgente posta al centro, un protone è attratto dal semidisco carico negativamente e viene invece respinto da quello carico positivamente. Entra così all'interno dell'elettrodo dove non vi è campo elettrico ma solo magnetico, e compie quindi una semicirconferenza (Fig. 6a).
- Il campo elettrico tra gli elettrodi nel frattempo inverte la sua polarità: proprio nel momento in cui il protone ritorna nell'intercapedine, incontra un campo accelerante, subisce un'ulteriore accelerazione, e compie una seconda semicirconferenza con raggio maggiore (Fig. 6b).
- Il processo si ripete finché il protone, dopo aver compiuto tutto il percorso a spirale, arriva in periferia ed esce con la massima energia.

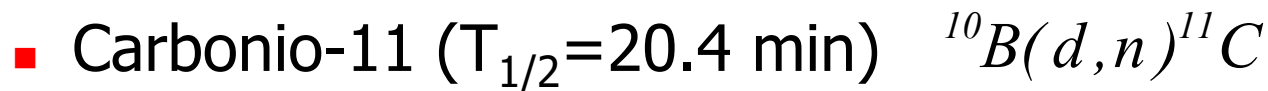
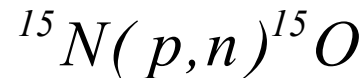
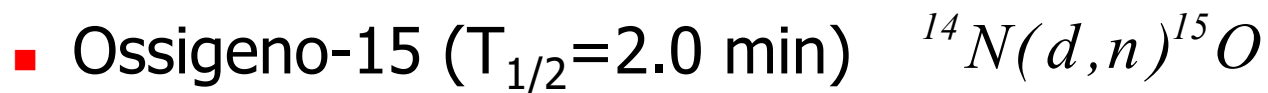
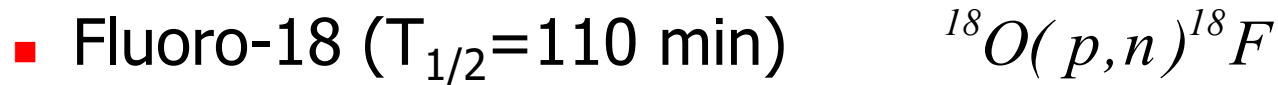
Esempi

- Alcuni radionuclidi vengono prodotti in grossi acceleratori:



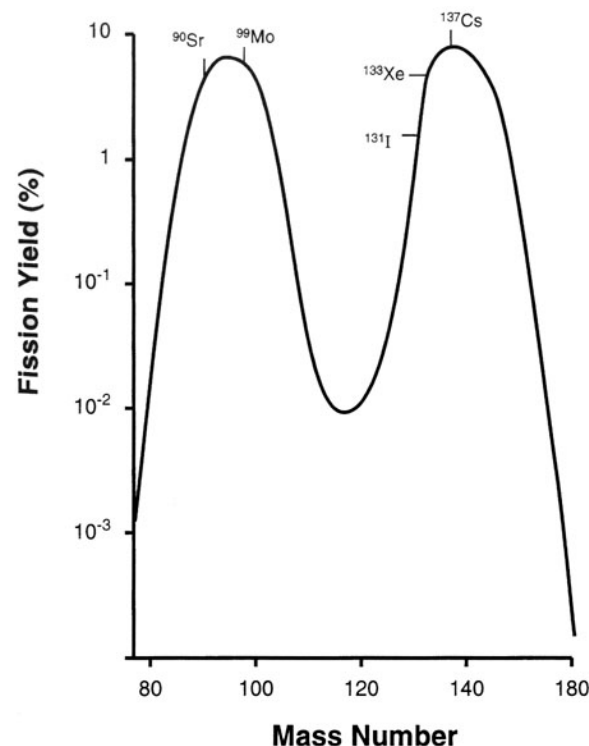
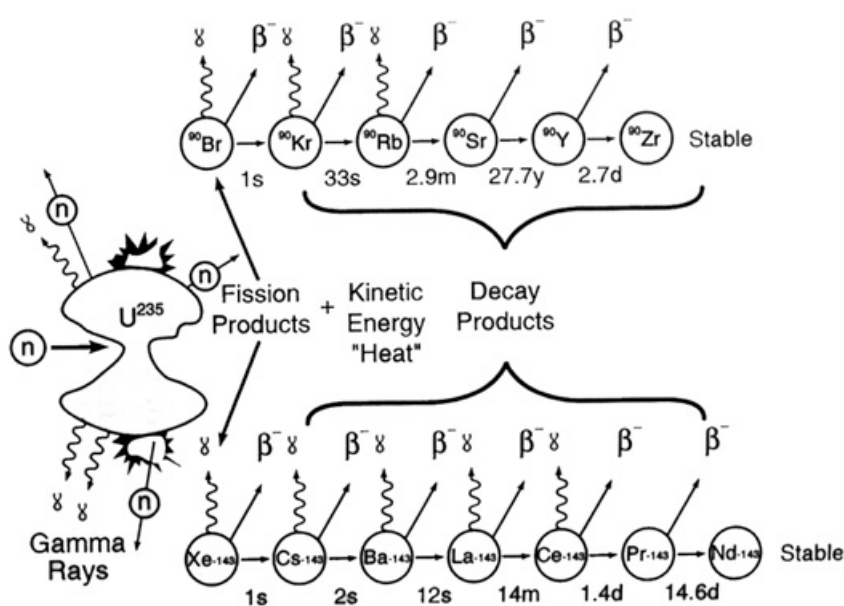
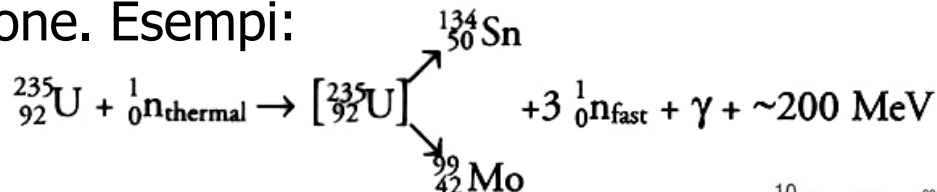
Altri Esempi

- Altri radionuclidi (che decadono β^+ e sono utilizzati per la PET) sono invece prodotti da piccoli ciclotroni che sono installati direttamente presso gli ospedali (anche a causa della vita media piuttosto breve)



Fissione nucleare (^{235}U)

Nei reattori nucleari si ha la fissione dell' ^{235}U , che puo' dare una varieta' di prodotti di fissione. Esempi:

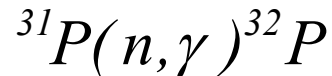


- Tali prodotti sono ricchi di neutroni e quindi di solito decadono β^-
- Sono carrier free (perche' non sono presenti altri isotopi)
- Alcuni (${}^{99}\text{Mo}$, ${}^{131}\text{I}$, ${}^{133}\text{Xe}$) sono utili in medicina nucleare

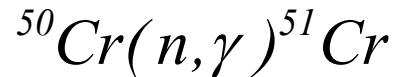
Cattura (attivazione) neutronica

- I neutroni provenienti da reattori nucleari possono essere usati per bombardare nuclei stabili "attivando" degli isotopi radioattivi
- Tali radionuclidi sono ricchi di neutroni e quindi generalmente decadono β^-
- Esempi:

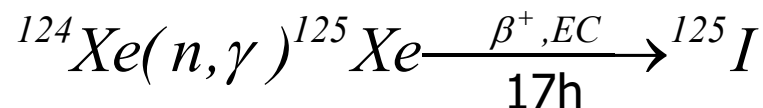
- Fosforo-32 ($T_{1/2}=14.3$ d)



- Cromo-51 ($T_{1/2}=27.8$ d)



- Di solito la cattura neutronica e' seguita da emissione γ : (n, γ)
- Pertanto i radionuclidi prodotti NON sono carrier free, ed hanno quindi bassa attivita' specifica
- Controesempio:
 - Iodio-125 ($T_{1/2}=60.2$ d) (e' carrier free perche' ottenuto da Xenon-124)



Generazione da radionuclidi

- Alcuni radionuclidi usati in medicina nucleare vengono generati dal decadimento di altri radionuclidi (padri), che hanno vita media piu' lunga
- Il radionuclide figlio e' carrier free e viene separato chimicamente dal padre (eluzione) una volta raggiunto l'equilibrio
- Esempio:
Tecnezio-99
da Molibdeno-99
(equilibrio transiente)

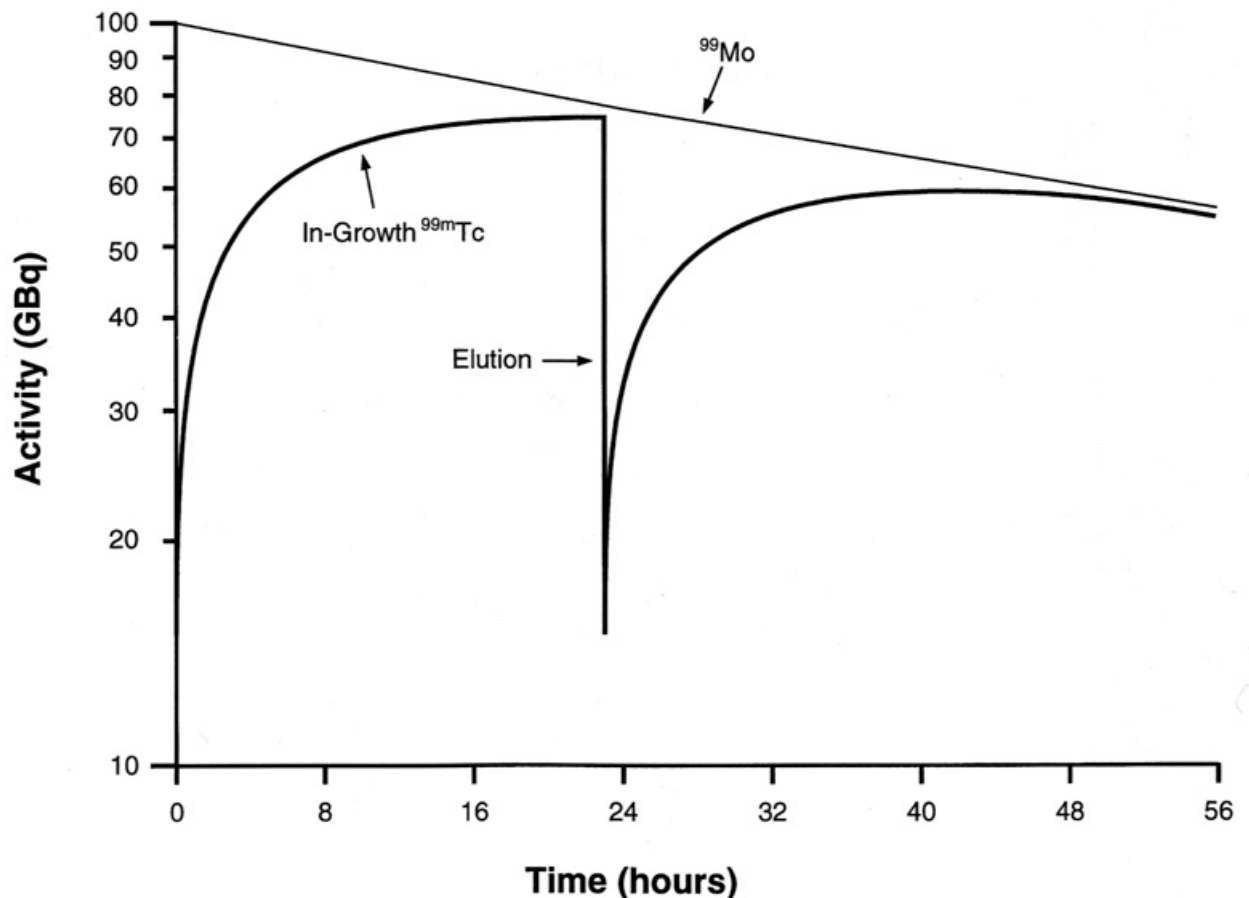


FIGURE 19-8. Time-activity curve of a molybdenum 99/technetium 99m radionuclide generator system demonstrating the in-growth of Tc-99m and subsequent elution.

Generazione da radionuclidi: esempi

Parent	Decay mode → Half-life	Daughter	Time of maximal ingrowth (equilibrium)	Decay mode → Half-life	Decay product
Germanium 69 (⁶⁹ Ge)	EC → 271 days	Gallium 68 (⁶⁸ Ga)	~6.5 hr (S)	β ⁺ , EC → 68 min	Zinc 68 (⁶⁸ Zn), stable
Rubidium 81 (⁸¹ Rb)	β ⁺ , EC → 4.5 hr	Krypton 81m (^{81m} Kr)	~80 sec (S)	IT → 13.5 sec	Krypton 81 ⁸¹ Kr ^a
Strontium 82 (⁸² St)	EC → 25.5 days	Rubidium 82 (⁸² Rb)	~7.5 min (S)	β ⁺ → 75 sec	Krypton 82 (⁸² Kr), stable
Molybdenum 99 (⁹⁹ Mo)	β ⁻ → 67 hr	Technetium 99m (^{99m} Tc)	~24 hr (T)	IT → 6 hr	Technetium 99 (⁹⁹ Tc) ^a

Note: Decay modes: EC, electron capture; β⁺, positron emission; β⁻, beta-minus; IT, isometric transition (i.e., gamma ray emission). Radionuclide equilibrium; T, transient; S, secular.

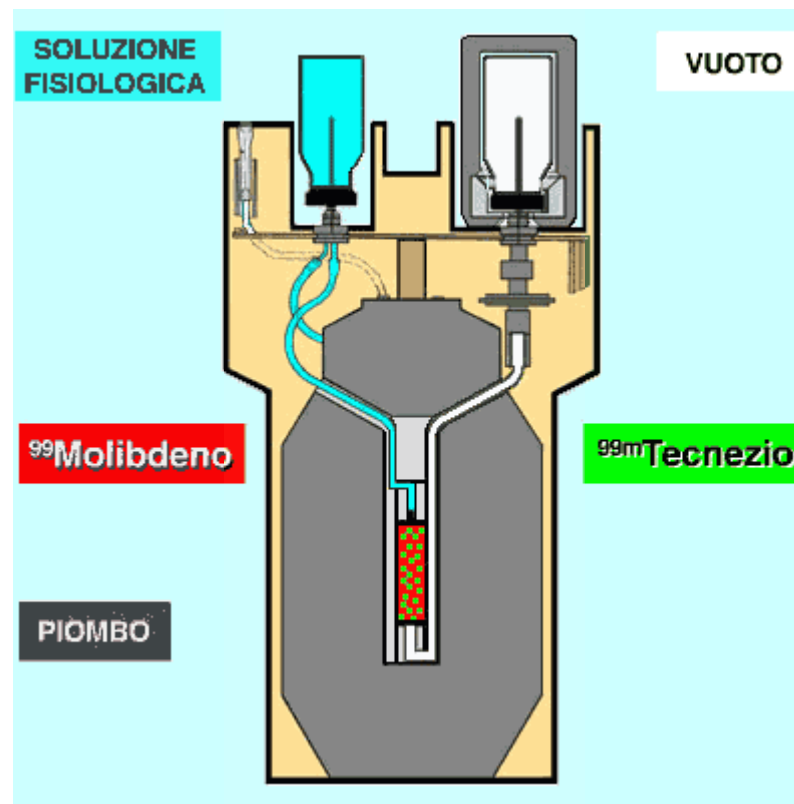
^aThese nuclides have half-lives greater than 10⁵ yr and for medical applications can be considered to be essentially stable.

Il Generatore $^{99}\text{Mo} \rightarrow ^{99\text{m}}\text{Tc}$

- In generale, un generatore è un sistema che contiene un radionuclide padre ad emivita relativamente lunga che decade in un nuclide figlio, anch'esso radioattivo, caratterizzato da una emivita più breve ed immediatamente utilizzabile nella preparazione di radiofarmaci.
- Il generatore $^{99}\text{Mo} \rightarrow ^{99\text{m}}\text{Tc}$ è quello maggiormente utilizzato in Medicina Nucleare
- Il cuore del generatore è una colonna cromatografica a scambio ionico, che contiene alcuni grammi di una resina inorganica di allumina (Al_2O_3), sulla quale avviene l'adsorbimento del radionuclide padre, ^{99}Mo , sotto forma di anione molibdato ($^{99}\text{MoO}_4^{2-}$)
- Le caratteristiche chimiche della resina di allumina sono tali da tenere saldamente legato l'anione molibdato ma di lasciare relativamente libero lo ione pertecnetato ($^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$) che si viene a formare nel momento in cui avviene il decadimento $^{99}\text{Mo} \rightarrow ^{99\text{m}}\text{Tc}$
- La separazione del tecnezio avviene facendo passare attraverso la colonna una soluzione salina isotonica (normale, 0.9%) di NaCl (eluente).
- Si ottiene così una soluzione (eluato) di pertecnetato sodico ($\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4$).

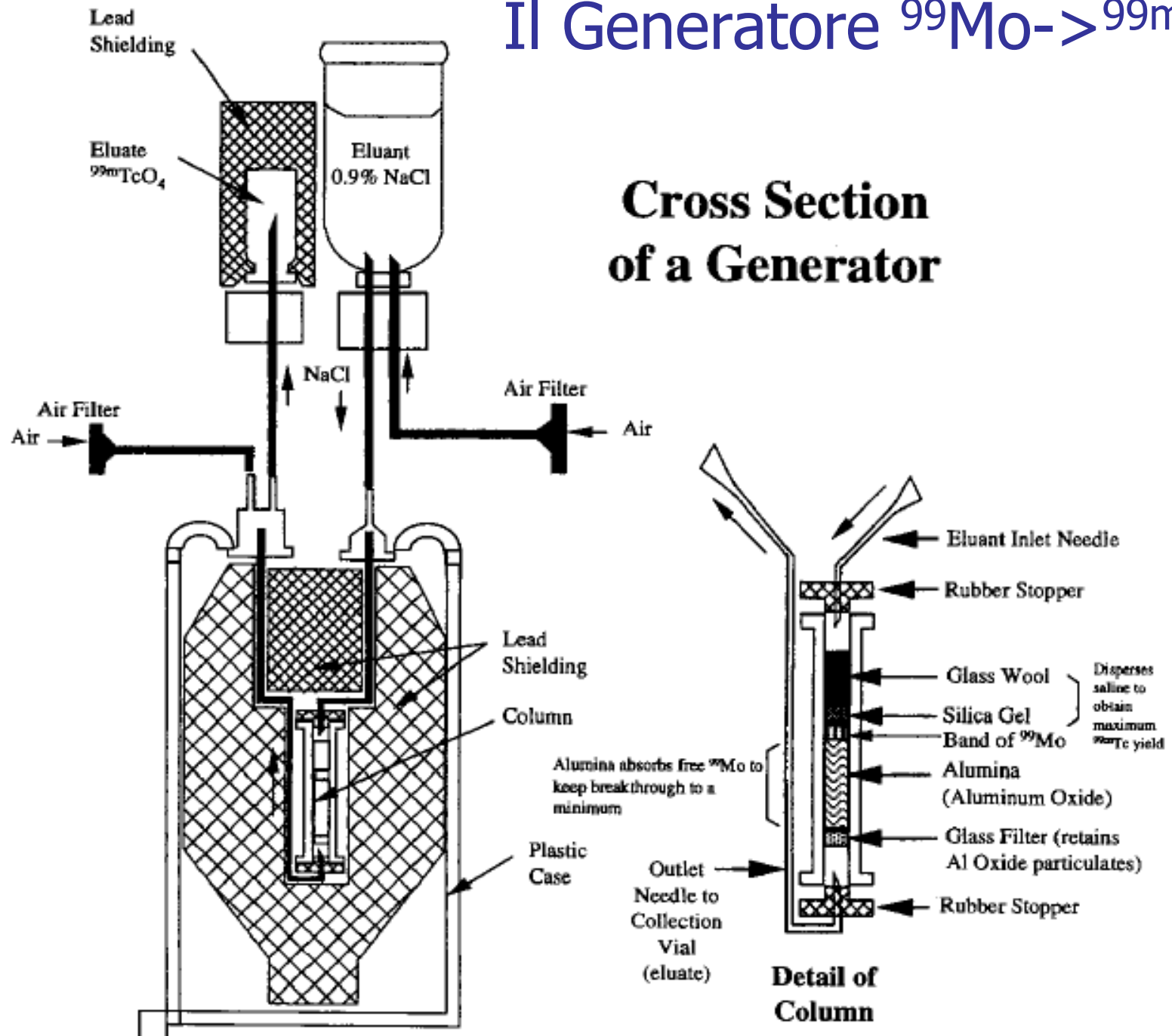
Il Generatore $^{99}\text{Mo} \rightarrow ^{99\text{m}}\text{Tc}$

- In pratica, gli ioni cloruro scambiano con gli ioni pertecnetato, solubili in soluzione salina, ma non con quelli di molibdato che, essendo insolubile, rimane adsorbito sulla colonna.
- La soluzione eluita, sterile e isotonica, può essere iniettata come tale o impiegata per la sintesi di radiofarmaci (RF).



II Generatore $^{99}\text{Mo} \rightarrow ^{99\text{m}}\text{Tc}$

Cross Section of a Generator

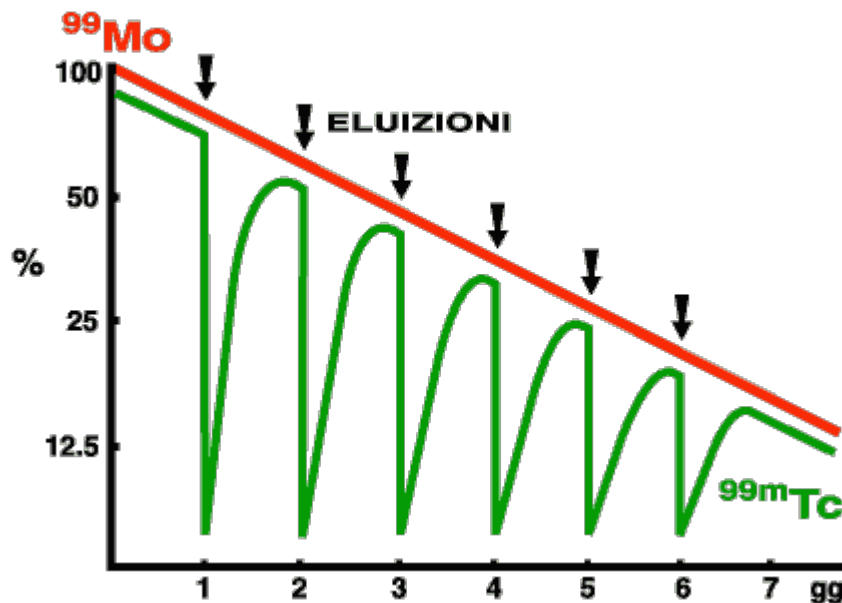


Il Generatore $^{99}\text{Mo} \rightarrow ^{99\text{m}}\text{Tc}$

- In generale, esistono due tipi di generatori
 - "a umido" (wet): nella colonna rimane una certa quantità di soluzione fisiologica tra un'eluzione e l'altra.
 - "a secco" (dry): ad eluizione avvenuta si ha un prosciugamento della colonna cromatografica. Questo in genere garantisce un eluato più puro per l'assenza di residui di soluzione salina con conseguente produzione di agenti ossidanti
- La qualità dell'eluato dipende del metodo di produzione del ^{99}Mo :
 - ^{99}Mo prodotto per attivazione neutronica per irraggiamento del molibdeno stabile; non è carrier free e contiene anche ^{98}Mo
 - ^{99}Mo prodotto di fissione del ^{235}U , è carrier free, ed ha elevatissima attività specifica. Ciò permette l'utilizzo di colonne di piccola dimensione, minori volumi di eluente ad elevate concentrazioni attive nell'eluato.
- La principale impurezza radionuclidica dell'eluato è il ^{99}Mo
 - può essere accompagnata da tracce di altri prodotti di fissione dal ^{235}U come ^{103}Ru , ^{131}I , ^{132}Te e ^{132}I (da ^{132}Te); ma in quantità tali da non poter essere evidenziate se non con tecniche particolari.

Il Generatore $^{99}\text{Mo} \rightarrow ^{99\text{m}}\text{Tc}$

- Tipicamente un generatore viene consegnato con un'attività dell'ordine di 40-120 GBq ($\sim 1-3$ Ci)
- Il meccanismo descritto consente di raggiungere una resa pari all'85% dell'attività presente nel momento dell'eluzione
 - es: un generatore con 1.5 Ci di ^{99}Mo può fornire ~ 1.3 Ci di $^{99\text{m}}\text{Tc}$ in 10 ml di soluzione fisiologica
- In seguito al decadimento del ^{99}Mo ($T_{1/2} = 2.75$ d), l'attività dell'eluato si riduce col passare del tempo:

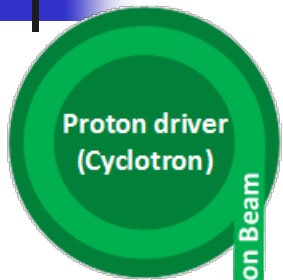


Metodo Isolpharm

The ISOLPHARM method for the production of radiopharmaceuticals is a **INFN PATENT**

Patent title:

«Method for producing beta emitting radiopharmaceuticals and beta emitting radiopharmaceuticals thus obtained»



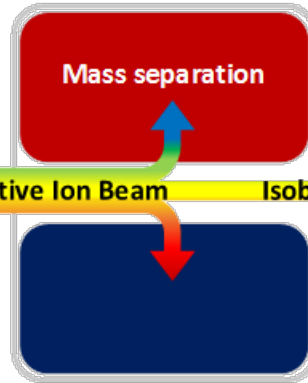
Primary Proton Beam



Effusing and diffusing atoms



Radioactive Ion Beam

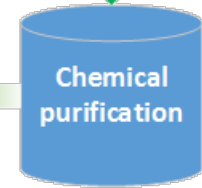
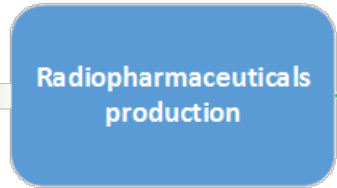
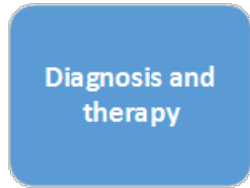


Isobaric Ion Beam



ISOL

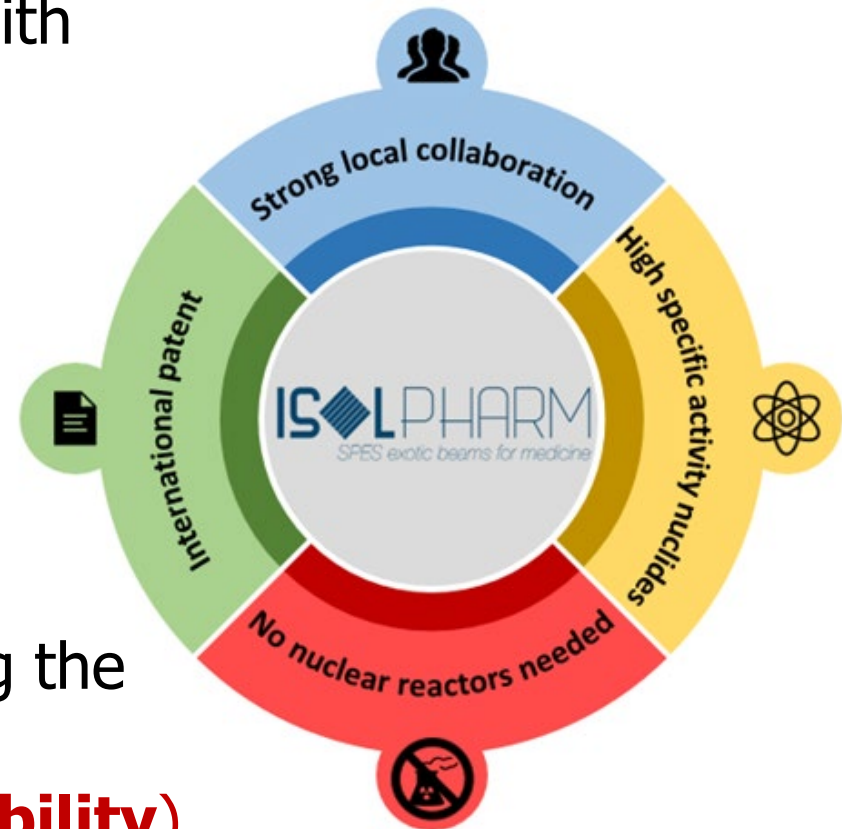
PHARM



Flexible production, high specific activity & radionuclidic purity

Metodo Isolpharm

- Production of a large set of radionuclides **carrier-free** & with large **radionuclide purity** -> **(versatility)**
- Many **unconventional radioisotopes** (short $T_{1/2}$) difficult to produce with traditional techniques -> **(innovativity)**
- On-line mass selection by tuning the separator; **easy production** of different radionuclides -> **(flexibility)**
- Low production of **radioactive waste** material -> **(green)**



Riassunto dei metodi di produzione

Characteristic	Production method			
	Cyclotron	Nuclear reactor (fission)	Nuclear reactor (neutron activation)	Radionuclide generator
Bombarding particle	Proton, deuteron, triton, alpha	Neutron	Neutron	Production by decay of parent
Product	Neutron poor	Neutron excess	Neutron excess	Neutron poor or excess
Typical decay pathway	Positron emission, electron capture	Beta-minus	Beta-minus	Several modes
Typically carrier free	Yes	Yes	No	Yes
High specific activity	Yes	Yes	No	Yes
Relative cost	High	Low	Low	Low (^{99m}Tc) High (^{81m}Kr)
Radionuclides for nuclear medicine applications	^{201}Tl , ^{123}I , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{18}F , ^{15}O , ^{57}Co	^{99}Mo , ^{131}I , ^{133}Xe	^{32}P , ^{51}Cr , ^{125}I , ^{89}Sr , ^{153}Sm	^{99m}Tc , ^{81m}Kr , ^{68}Ga , ^{82}Rb

Alcuni radionuclidi usati in MN (I)

Radionuclide	Method of production	Mode of decay (%)	Principal photons used keV (% abundance)	Physical half-life	Comments
Chromium-51 (^{51}Cr)	Neutron activation	EC (100)	320 (9)	27.8 days	Used for in vivo red cell mass determinations (not used for imaging; samples counted in a NaI(Tl) well counter).
Cobalt-57 (^{57}Co)	Cyclotron produced	EC (100)	122 (86) 136 (11)	271 days	Principally used as a uniform flood field source for scintillation camera quality control.
Gallium-67 (^{67}Ga) ★	Cyclotron produced	EC (100)	93 (40) 184 (20) 300 (17) 393 (4)	78 hr	Typically use the 93, 184, and 300 keV photons for imaging.
Indium-111 (^{111}In) ★	Cyclotron produced	EC (100)	171 (90) 245 (94)	2.8 days	Typically used when the kinetics require imaging more than 24 hr after injection. Both photons are used in imaging.
Iodine-123 (^{123}I) ★	Cyclotron produced	EC (100)	159 (83)	13.2 hr	Has replaced ^{131}I for diagnostic imaging to reduce patient radiation dose.
Iodine-125 (^{125}I)	Neutron activation	EC (100)	35 (6) 27 (39) 28 (76) 31 (20)	60.2 days	Typically used as ^{125}I albumin for in vivo blood/plasma volume determinations (not used for imaging; samples counted in a NaI(Tl) well counter).
Iodine-131 (^{131}I) ★	Nuclear fission (^{235}U)	β^- (100)	284 (6) 364 (81) 637 (7)	8.0 days	Used for therapy: 364-keV photon used for imaging. Resolution and detection efficiency are poor due to high energy of photons. High patient dose, mostly from β^- particles.
Krypton-81m ($^{81\text{m}}\text{Kr}$)	Generator product	IT (100)	190 (67)	13 sec	This ultrashort-lived generator-produced radionuclide is a gas and can be used to perform serial lung ventilation studies with very little radiation exposure to patient or staff. The expense and short $T_{1/2}$ of the parent (^{81}Rb , 4.6 hr) limits its use.

Alcuni radionuclidi usati in MN (II)

Radionuclide	Method of production	Mode of decay (%)	Principal photons used keV (% abundance)	Physical half-life	Comments
Molybdenum-99 (⁹⁹ Mo)	Nuclear fission (²³⁵ U)	β ⁻ (100)	181 (6) 740 (12) 780 (4)	67 hr	Parent material for Mo/Tc generator. Not used directly as a radiopharmaceutical; 740- and 780-keV photons used to identify "moly breakthrough."
Phosphorus-32 (³² P)	Neutron activation	β ⁻ (100)	None	14.26 days	Prepared as either sodium or chromic phosphate.
Samarium-153 (¹⁵³ Sm)	Neutron activation	β ⁻ (100)	103 (29)	1.93 days	Therapy: used for pain relief from metastatic bone lesions. Advantage compared to ⁸⁹ Sr is that the ¹⁵³ Sm distribution can be imaged.
Strontium-89 (⁸⁹ Sr)	Neutron activation	β ⁻ (100)	None	50.53 days	Therapy: used for pain relief from metastatic bone lesions.
Technetium-99m (^{99m} Tc) ★	Generator product	IT (100)	140 (88)	6.02 hr	This radionuclide accounts for more than 70% of all imaging studies.
Xenon-133 (¹³³ Xe)	Nuclear fission (²³⁵ U)	β ⁻ (100)	81 (37)	5.3 days	¹³³ Xe is a heavier-than-air gas. Low abundance and low energy of photon reduces image resolution.
Thallium-201 (²⁰¹ Tl) ★	Cyclotron produced	EC (100)	69–80 (94) 167 (10)	73.1 hr	The majority of clinically useful photons are low-energy x-rays (69–80 keV) from mercury 201 (²⁰¹ Hg), the daughter of ²⁰¹ Tl. Although these photons are in high abundance (94%), their low energy results in significant patient attenuation, which is particularly difficult with female patients, in whom breast artifacts in myocardial imaging often makes interpretation more difficult.
Positron-emitting radionuclides					
Carbon-11 (¹¹ C)	★ Cyclotron produced	β ⁺ (100)	511 (AR)	20.4 min	This radionuclide accounts for more than 80% of all clinical positron emission tomography studies; typically formulated as fluorodeoxyglucose (FDG).
Fluorine-18 (¹⁸ F)	★ Cyclotron produced	β ⁺ (97) EC (3)	511 (AR)	110 min	
Nitrogen-13 (¹³ N)	★ Cyclotron produced	β ⁺ (100)	511 (AR)	10 min	
Gallium-68 (⁶⁸ Ga)	★ Cyclotron produced	β ⁺ (89) EC (11)	511 (AR)	68 min	
Rubidium-82 (⁸² Rb)	Generator product	β ⁺ (100)	511 (AR)	75 sec	

Note: β⁻, Beta-minus decay; β⁺, beta-plus (positron) decay; AR, annihilation radiation; EC, electron capture; IT, isomeric transition (i.e., gamma ray emission).