

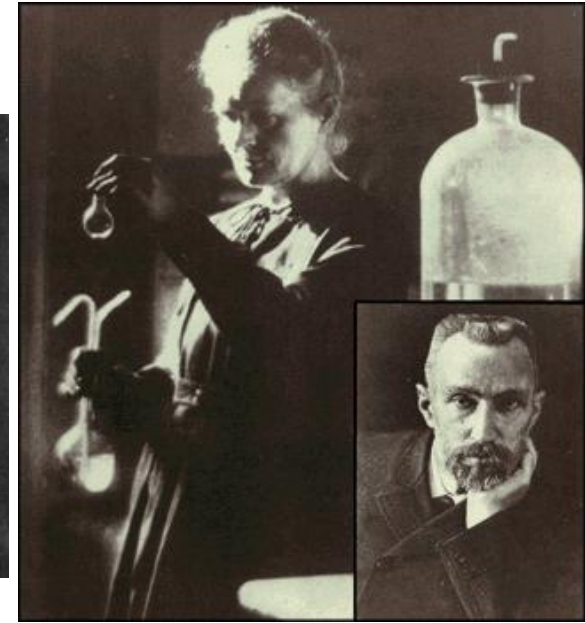
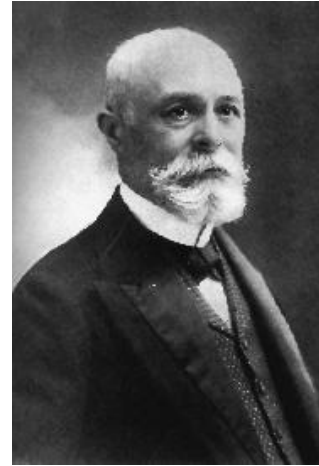
# «Βασικές Αρχές της SPECT και PET Απεικόνισης»

Ι. Τσούγκος

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Παν/μιο Θεσσαλίας

## ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

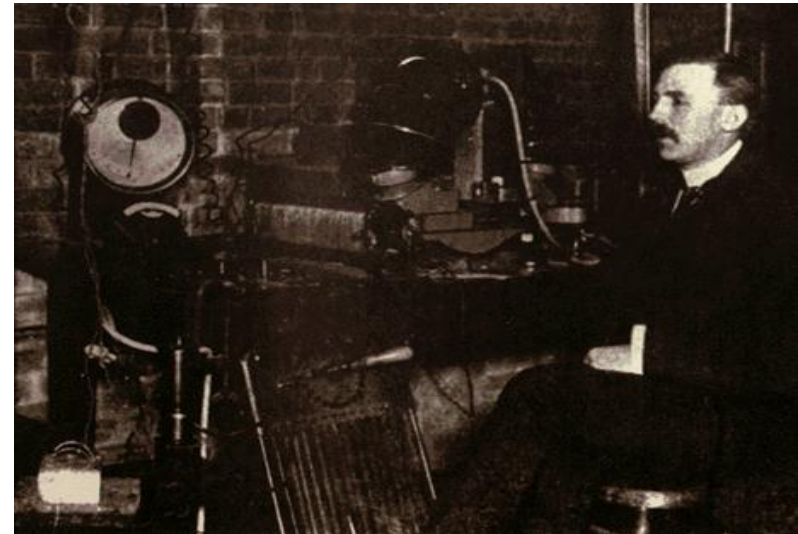
**1896:** Henry Becquerel και το ζεύγος Curie ήταν οι πρώτοι που ανακάλυψαν το φαινόμενο της ραδιενέργειας δουλεύοντας με τα στοιχεία Ουράνιο, Ράδιο και Πολώνιο (φυσικώς ραδιενεργά νουκλίδια).



Ορισμός Ραδιενέργειας από Rutherford και Soddy  
*«Η ιδιότητα ορισμένων πυρήνων να μεταπίπτουν σε κατάσταση χαμηλότερης ενέργειας αυτόματα με την ταυτόχρονη εκπομπή σωματιδιακής ή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας».*

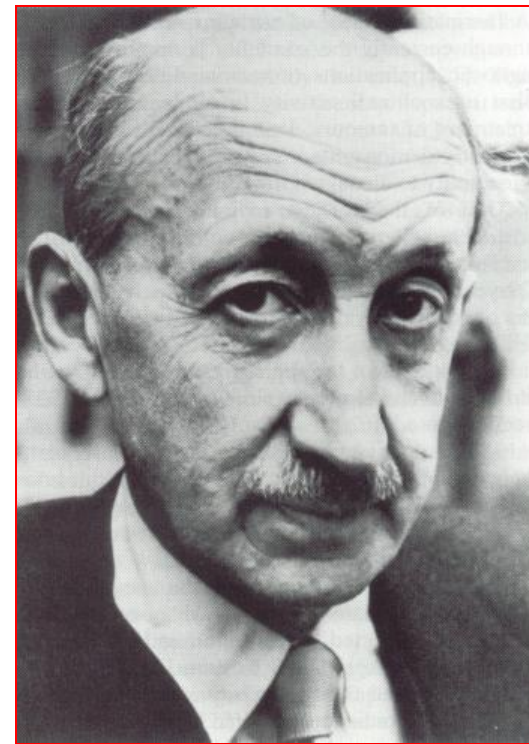
Ο μηχανισμός της ραδιενέργειας ονομάστηκε μηχανισμός ραδιενεργού φθοράς (decay).

Ο πυρήνας που θα διασπασθεί ονομάζεται **ΜΗΤΡΙΚΟΣ** και εκείνος που προκύπτει από τη διάσπαση **ΘΥΓΑΤΡΙΚΟΣ**.



Η πρώτη πρακτική εφαρμογή των ραδιοισοτόπων έγινε από τον George de Hevesy το **1911**. Το καιρό που ο de Hevesy ήτα ένα φτωχός νέος Ούγγρος σπουδαστής στο πανεπιστήμιο του Manchester, κάνοντας έρευνα με φυσικά ραδιενεργά υλικά, έχει νοικάσει ένα μικρό δωμάτιο και έτρωγε ό,τι του μαγείρευε η σπιτονοικοκυρά του. Αρχισε να υποψιάζεται ότι η σπιτονοικοκυρά του σερβίριζε φαγητά από αυτά που είχαν περισέψει από προηγούμενες ημέρες ή εβδομάδες, αλλά δεν μπορούσε να το αποδείξει. Τελικά ο Hevesy έβαλε μια μικρή ποσότητα κάποιου ραδιενεργού υλικού που έφερε από το εργαστήριό του μέσα στα αποφάγια του. Πολλές μέρες μετά όταν το ίδιο πιάτο του σερβιρίστηκε, χρησιμοποίησε έναν απλό ανιχνευτή για να ελένξει εάν το φαγητό ήταν ραδιενεργό.

ΗΤΑΝ. Οι υποψίες του de Hevesy αποδείχθηκαν.



**George de Hevesy**  
**1885-1966**  
**Nobel 1943**

## ΙΣΤΟΡΙΚΗ αναδρομή

Ο Hal Anger έφερε την επανάσταση στη επιστήμη της Πυρηνικής Ιατρικής με την κατασκευή της πρώτης γ-κάμερα στη δεκαετία του 1950. Ο ίδιος επινόησε το μετρητή δειγμάτων (γ-counter) που ευρήτατα σήμερα χρησιμοποιείται στις εργαστηριακές εξετάσεις βιολογικών δειγμάτων με μικρές ποσότητες ραδιενεργού υλικού (RIA).



Hal Anger

## Τι κάνει η ΠΥΡΗΝΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ?

Η μελέτη των ασταθών ισοτόπων σε συνδυασμό με την ανάπτυξη των συστημάτων ανίχνευσης της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας, αποτέλεσε το υπόστρωμα για την ανάπτυξη του κλάδου της Πυρηνικής Ιατρικής που έχει σκοπό την εφαρμογή των ιδιοτήτων των ραδιοϊσοτόπων στη **διάγνωση** και την **θεραπεία** ανθρώπινων ασθενειών/νόσων.

Σε αντίθεση με άλλες «απεικονιστικές» ειδικότητες όπως η ακτινοδιαγνωστική, η τεχνική της Πυρηνικής Ιατρικής απεικονίζουν την **λειτουργικότητα** οργάνων και όχι τόσο την μορφολογία.

Έτσι παρέχουν πληροφορίες που η απόκτησή τους θα απαιτούσε χειρουργικές επεμβάσεις ή άλλες πολύπλοκες διαγνωστικές μελέτες.

Οι τεχνικές της Πυρηνικής Ιατρικής απεικονίζουν συχνά κάποιες βλάβες σε πολύ **αρχικά στάδια** και πριν άλλων μεθόδων – ακόμα και σε ασυμπτωματικά στάδια στην πορεία νόσου – επιτρέποντας την **πρώιμη διάγνωση** και βελτιώνοντας την πρόγνωση.

## Διαγνωστικές εφαρμογές

### In Vivo

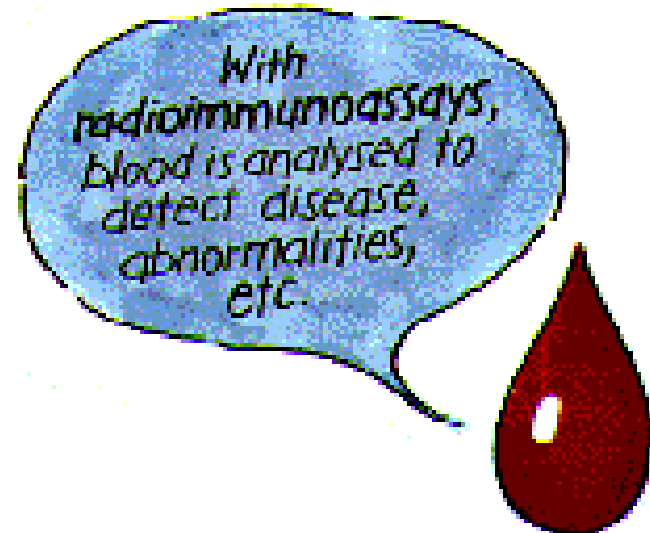
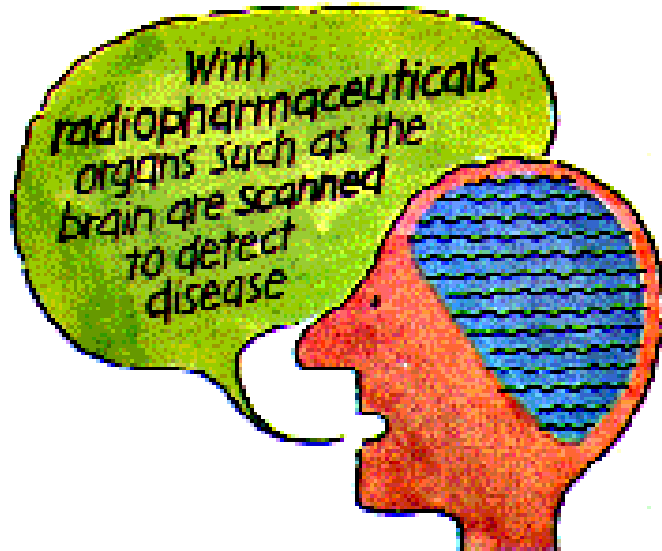
Συμμετέχει ο ασθενής

- A) Λειτουργικές διαδικασίες .
- B)Μορφολογικές μελέτες

### In Vitro

Εξετάζονται δείγματα βιολογικών υγρών του ασθενούς και μετρούνται οι συγκεντρώσεις ορμονών, αντισωμάτων, βιταμινών και άλλων ουσιών με κλινική σημασία (καρκινικοί δείκτες κλπ)

Ο ασθενής δεν ακτινοβολείται



## Θεραπευτικές εφαρμογές

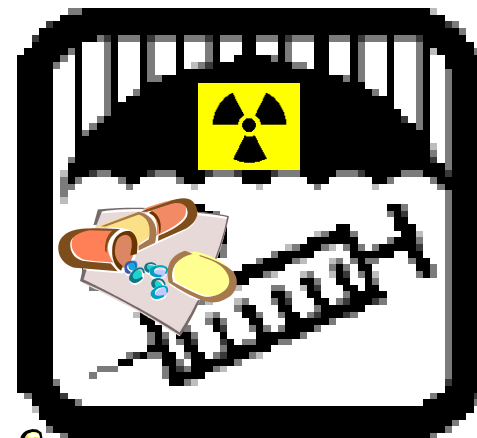
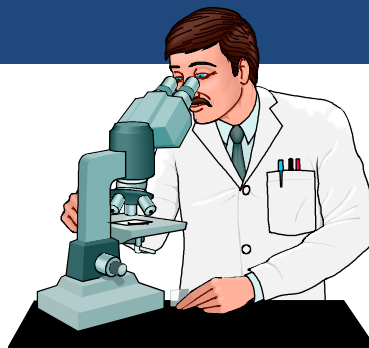
Χορήγηση σχετικών με τη νόσο ραδιοϊσοτόπων σε ανάλογες ποσότητες.

Προσλαμβάνεται από συγκεκριμένο όργανο στο οποίο επιφέρει θεραπεία μέσω της ακτινοβολίας που εκπέμπει (κυρίως  $\beta$ )

Η θεραπεία νόσων με τη χρήση ραδιοφαρμάκων στην Πυρηνική Ιατρική, άρχισε πριν από πολλές δεκαετίες. Η επιλογή του κατάλληλου ραδιοφαρμάκου για κάθε θεραπεία εξαρτάται από τη βιολογική συμπεριφορά του φαρμάκου και τα φυσικά χαρακτηριστικά του ραδιονουκλιδίου με το οποίο επισημαίνεται, ώστε να είναι επαρκής η δόση στο στόχο ακτινοβολήσης.

Επειδή οι χορηγούμενες ποσότητες ραδιενέργειας, γενικά, για τις θεραπείες είναι μεγάλες απαιτούνται αυστηρά μέτρα ακτινοπροστασίας για την ασφάλεια των εργαζομένων, των μελών της οικογένειας των ασθενών και του κοινού πληθυσμού.

Ερευνητικές εφαρμογές





# ΡΑΔΙΕΝΕΡΓΕΙΑ

«Το φαινόμενο εκείνο κατά το οποίο οι πυρήνες ορισμένων ατόμων είναι ασταθείς, εκπέμπουν ακτινοβολία (σωματιδιακή ή/και ηλεκτρομαγνητική) και μετατρέπονται σε άλλους πυρήνες (θυγατρικούς πυρήνες), οι οποίοι έχουν μικρότερη μάζα ή μικρότερη ενέργεια. Οι παραγόμενοι πυρήνες μπορεί να είναι είτε σταθεροί είτε ασταθείς, οπότε διασπώνται και πάλι».



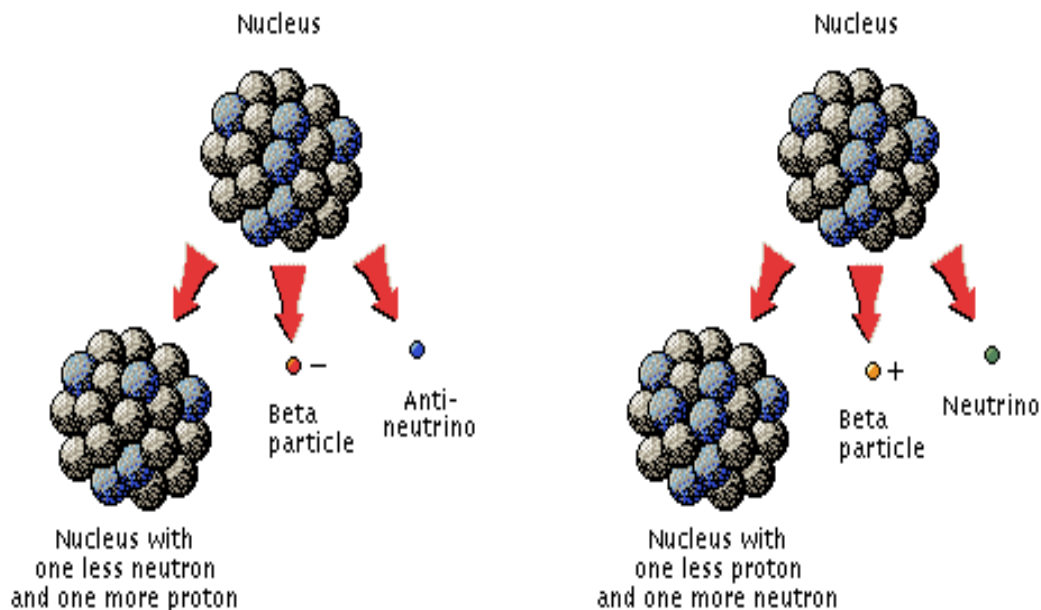
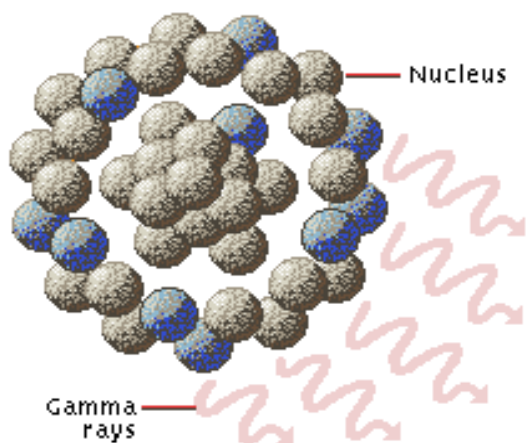


# ΡΑΔΙΟΙΣΟΤΟΠΑ

Ισότοπα: διαφορετικές μορφές του ίδιου στοιχείου που έχουν τον ίδιο ατομικό αριθμό  $Z$  αλλά διαφορετικό μαζικό αριθμό  $A$ . Τα ισότοπα μπορεί να έχουν σταθερή μορφή ή να είναι ασταθή (ραδιενεργά). Τα τελευταία έχουν την τάση να μεταστοιχειώνονται σε άλλα με χαμηλότερο ενεργειακό περιεχόμενο εκπέμποντας ακτινοβολία

## Ραδιενεργός φθορά «βήτα»

### Ακτίνες $\gamma$



# ΡΑΔΙΟΦΑΡΜΑΚΑ

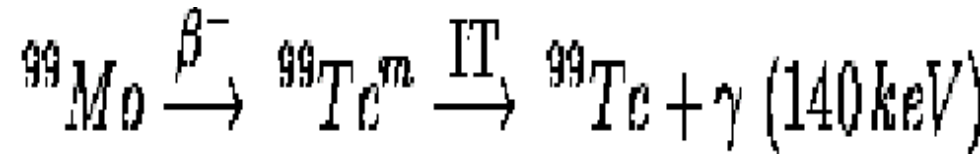
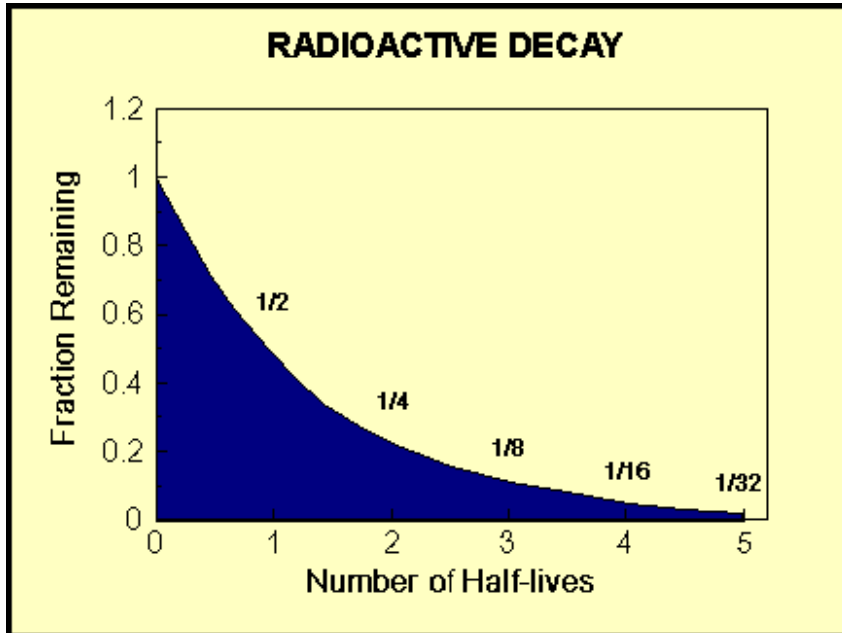
Ορίζονται οι επισημασμένες ουσίες που χορηγούνται σε ασθενείς για διαγνωστικούς ή θεραπευτικούς σκοπούς ή χρησιμοποιούνται για in vitro εξετάσεις με ραδιονουκλίδια.

- Διάγνωση → γ-ακτινοβολία
- Θεραπεία → σωματιδιακή ακτινοβολία (συνήθως β) ή σωματιδιακή και ηλεκτρομαγνητική (β+γ).



## Χρόνος Ημιζωής $T_{1/2}$

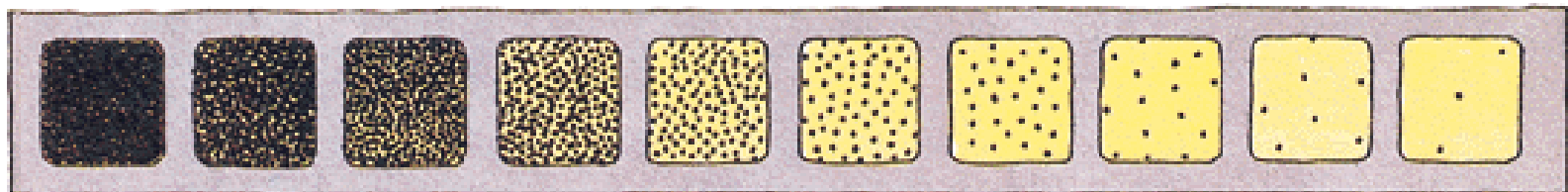
Χαρακτηριστική ιδιότητα των Ραδιοϊσοτόπων = ο χρόνος που απαιτείται ώστε οι μισοί από τους ραδιενεργούς πυρήνες να αποδιεγερθούν σε χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση εκπέμποντας κάποιου είδους ακτινοβολία.



Mo-99 ( $T_{1/2}$ ) = 67 ώρες

Tc-99m ( $T_{1/2}$ ) = 6 ώρες

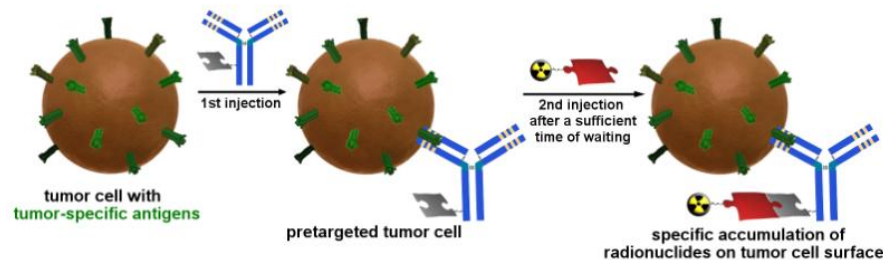
*Decay rate of radioactivity: After ten half lives, the level of radiation is reduced to one thousandth*



Time: One half life two three four five six seven eight nine

# ΙΔΑΝΙΚΟ ΡΑΔΙΟΦΑΡΜΑΚΟ

- Κατάλληλες φυσικές, χημικές, βιολογικές ιδιότητες.
- Σταθερή σύνδεση με το ραδιονουκλίδιο (για τον επιθυμητό χρόνο ακτινοβολήσης).
- Υψηλή ειδική ραδιενέργεια.
- Συγκέντρωση αποκλειστικά στο όργανο «στόχος» (μεγάλος λόγος target/background).
- Χωρίς παρενέργειες.
- Εύκολη διαθεσιμότητα – χαμηλό κόστος.



# Τα σημαντικότερα ραδιονουκλίδια

Ραδιονουκλίδιο	Εκπεμπόμενη Ακτινοβολία/Ενέργεια (keV)	Χρόνος Ημιζωής (t <sub>1/2</sub> )
99mTc	γ 140	6 h
131I	γ 364 β- 600	8,04 d
125I	γ 35 27	60 d
123I	γ 159	
67Ga	91 γ 185 300	78,1 h
68Ga	β+ 1900	68 min
51Cr	γ 320	27,7 d
75Se	γ 265 280	120 d
201Tl	X 67-81 γ 135 167	3,1 d
81mKr	γ 191	13 s
127Xe	γ 172 203 375	36,4 d
133Xe	γ 809	5,3 d
111In	γ 171 245	67,4 h
113In	γ 393	100 min
11C	β+ 1000	20,4 min
13N	β+ 1200	10 min
15O	β+ 1700	2 min

## Τα σημαντικότερα ραδιονουκλίδια

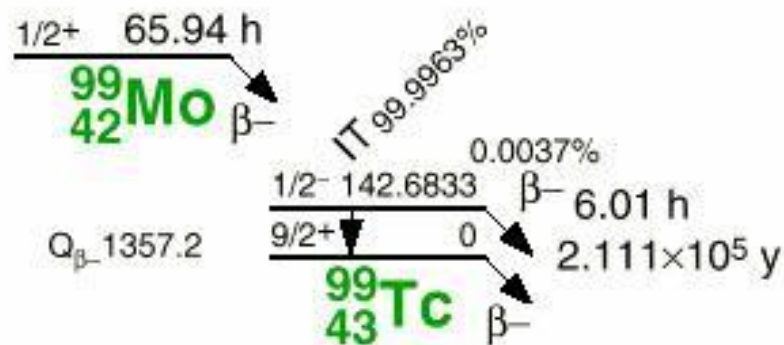
Ραδιονουκλίδιο	Εκπεμπόμενη Ακτινοβολία/Ενέργεια (keV)	Χρόνος Ημιζωής (t <sub>1/2</sub> )
18F	β+ 600	110 min
32P	β- 1710 (E <sub>max</sub> )	14,3 d
89Sr	β- 1460 (E <sub>max</sub> )	52,0 d
90Y	β- 2270 (E <sub>max</sub> )	2,7 d
198Au	β- 960	2,7 d
186Re	β- 1070 (E <sub>max</sub> )	3,7 d
76Br	γ 137 β+ 3700	16,2 h
75Br	β+ 1700	
153Sm	β- 810, 710, 640	98 min 46,8 h
109Pd	γ 103 β- E <sub>max</sub> 1000	13,4 h



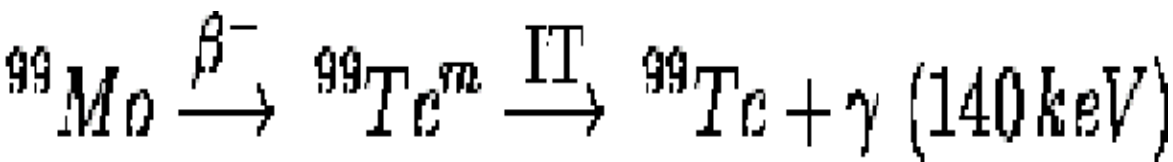
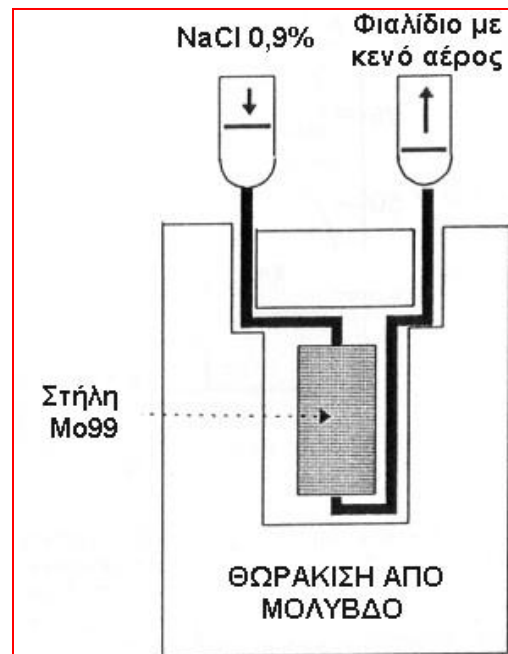
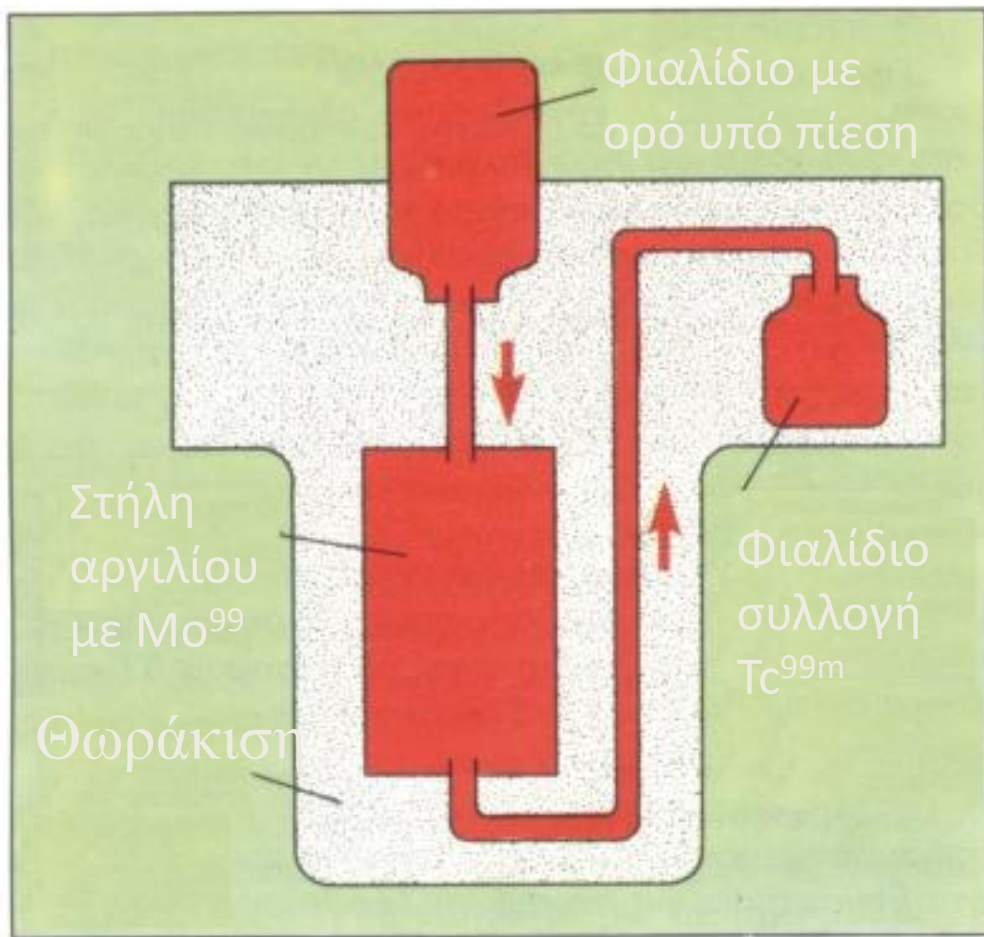


# Γεννήτρια $\text{Mo}^{99}$ / $\text{Tc}^{99m}$

- Από το πλέον σημαντικά βήματα στην εξέλιξη της Πυρηνικής Ιατρικής ήταν η συμβολή του Τεχνητίου-99m.
- Το ισότοπο αυτό έχει εξαιρετικές ιδιότητες, όπως μικρό χρόνο υποδιπλασιασμού που έχει ιδιαίτερη σημασία
- Το ισότοπο παράγεται από την γεννήτρια (την λεγόμενη «στήλη») που δεν είναι άλλο από μια στήλη Μολυβδενίου-90 μέσα σε μολυβένια θωράκιση. Με ένα σύστημα από σωληνάκια διοχετεύουμε φυσιολογικό ορό μέσα από την στήλη αυτή και συλλέγουμε το έκπλυμα.
- Καθώς περνάει ο φυσιολογικός ορός από την στήλη γίνεται έκπλυση του  $\text{Tc}^{99m}$  το οποίο προέρχεται από την μετάπτωση του ασταθούς  $\text{Mo}^{99}$ .



# Γεννήτρια $Mo^{99}/Tc^{99m}$



Καθώς περνάει ο φυσιολογικός ορός από την στήλη γίνεται έκπλυση του  $Tc^{99m}$  το οποίο προέρχεται από την μετάπτωση του ασταθούς  $Mo^{99}$ .



Διαδικασία πλήρωσης σύριγγας με ραδιοφάρμακο. Προστασία με χρήση μολυβδυάλου





Διαδικασία πλήρωσης σύριγγας με ραδιοφάρμακο



Μολύβδινο κάλυπτρο προστασίας της σύριγγας





# ΤΡΟΠΟΙ ΧΟΡΗΓΗΣΗΣ

- **Ενδοφλέβια (κατά κανόνα).**
- Per os, ενδομυϊκά, ενδοαρτηριακά, υποδόρια, ενδοδερμικά, εισπνοή, τοπική χορήγηση, χορήγηση σε κοιλότητες.





# ΑΝΕΠΙΘΥΜΗΤΕΣ ΕΝΕΡΓΕΙΕΣ

- 1-2 περιπτώσεις / 10.000 χορηγήσεις.
- Μικρή ακτινική επιβάρυνση.



## Ραδιοφάρμακα για θεραπευτικές εφαρμογές

$^{131}\text{I}$ -Ιωδιούχο νάτριο	(Υπερθυρεοειδισμός Καρκίνος θυρεοειδή )
$^{32}\text{P}$ -Φωσφορικό νάτριο	(Πολυερυθραιμία vera)
$^{89}\text{Sr}$ -Χλωριούχο στρόντιο	(Αντιμετώπιση πόνου σε οστικές μεταστάσεις)
$^{90}\text{Y}$ -Κολλοειδές ύτριο	(Ενδαρθρική έγχυση αρθροπάθειες, Ενδοπεριτοναϊκή και ενδοϋπεζωκοτική έγχυση για περιπτώσεις κακοήθειας)
$^{90}\text{Y}$ -Κιτρικό ύτριο	(Αντιμετώπιση πόνου σε οστικές μεταστάσεις)
$^{186}\text{Re}$ -HEDP	(Αντιμετώπιση πόνου σε οστικές μεταστάσεις)

## Ιδιότητες του ιδανικού διαγνωστικού ραδιοφαρμάκου

1. Καθαρός εκπομπός φωτονίων
2.  $100 < \text{ενέργεια φωτονίων } \gamma < 250 \text{ keV}$ .
3. Ενεργός χρόνος ημιζωής = 1.5 X διάρκεια μελέτης.
4. Υψηλό πηλίκον συγκέντρωσης στόχος / όχι στόχος.
5. Ελάχιστη δόση ακτινοβολίας στον ασθενή και το προσωπικό του Εργαστηρίου Πυρηνικής Ιατρικής
6. Ασφάλεια Ασθενούς
7. Χημική Ενεργότητα
8. Φτηνό, άμεσα διαθέσιμο ραδιοφάρμακο
9. Απλή προετοιμασία και ποιοτικός έλεγχος εάν παρασκευάζεται στο εργαστήριο.



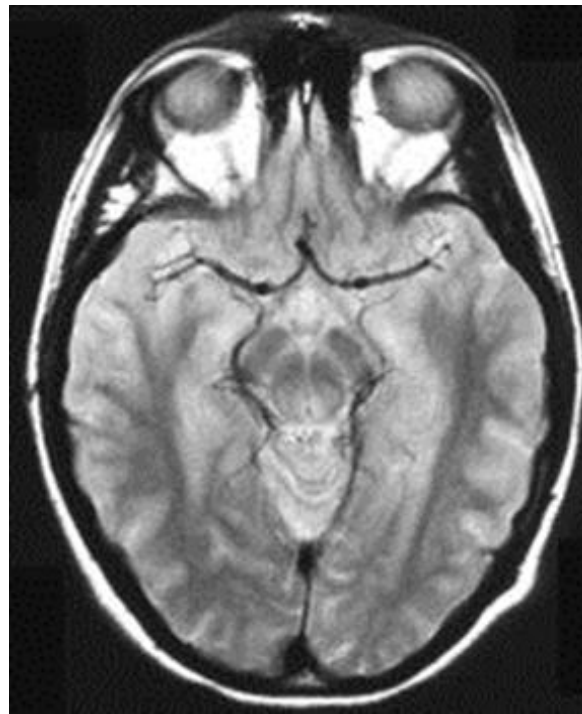
## Ιδιότητες του ιδανικού θεραπευτικού ραδιοφαρμάκου

1. καθαρός εκπομπός β-.
2. Μέτρια/υψηλή ενέργεια ( $>1$  meV).
3. Ενεργός χρόνος ημιζωής = σχετικά μεγάλος, π.χ. ημέρες.
4. Υψηλό πηλίκον συγκέντρωσης στόχος / όχι στόχος.
5. Ελάχιστη δόση ακτινοβολίας στον ασθενή και το προσωπικό του Εργαστηρίου Πυρηνικής Ιατρικής
6. Ασφάλεια Ασθενούς
7. Φτηνό, άμεσα διαθέσιμο ραδιοφάρμακο.
8. Απλή προετοιμασία και ποιοτικός έλεγχος εάν παρασκευάζεται στο εργαστήριο.

## Διαφοροποίηση του Σπινθηρογραφήματος από τις Μορφολογικές Απεικονίσεις



CT-Φυσιολογικό



MRI-Φυσιολογικό



SPECT/PET -???  
>> Καμία Απεικόνιση  
>> Εγκεφαλικός Θάνατος

**Από τον ευθύγραμμο (η γραμμικό) σπινθηρογράφο  
στην γ-Κάμερα**



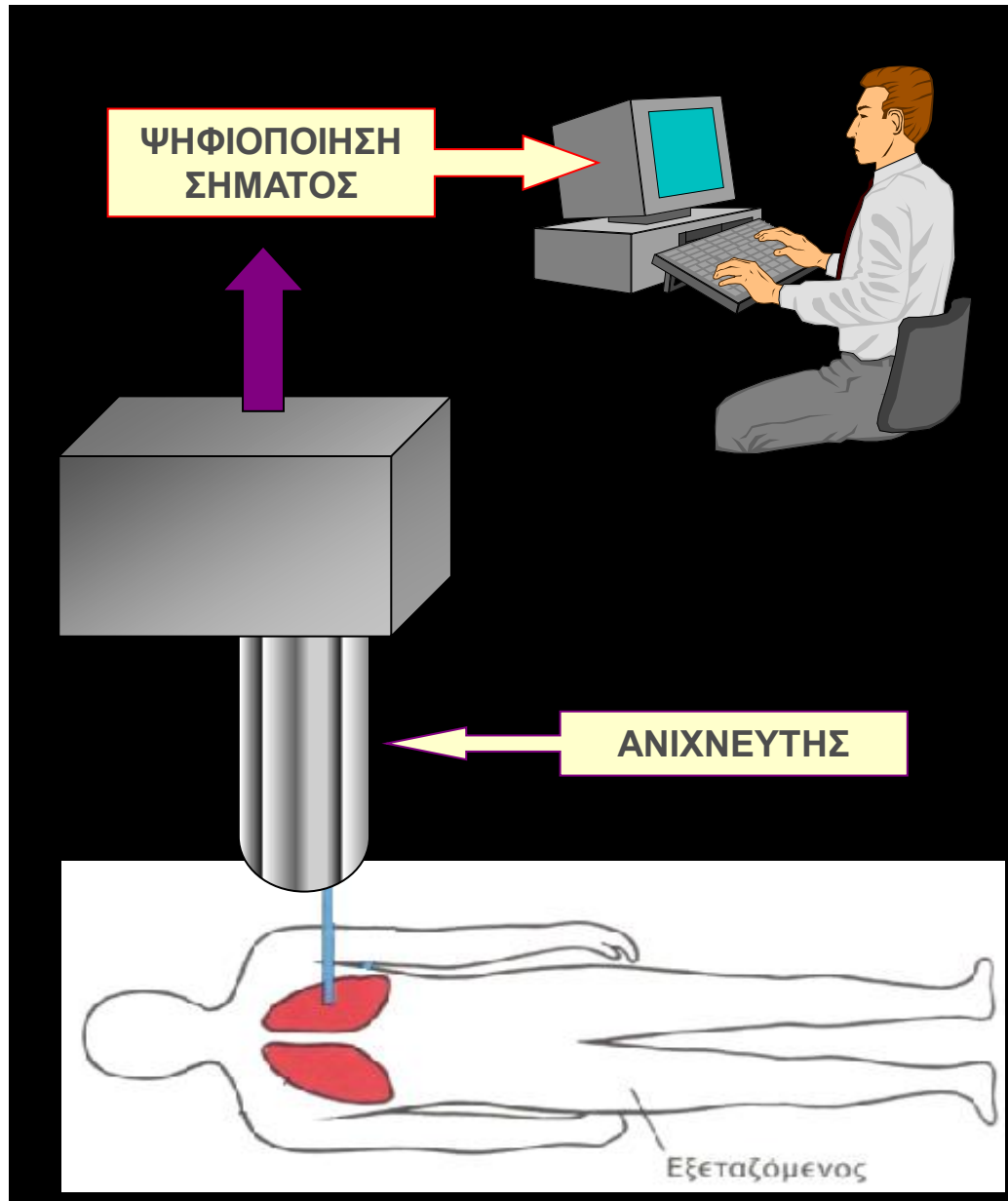
## Βασική Αρχή

Μετά από την χορήγηση του ραδιοφαρμάκου και αφού έχει περάσει αρκετός χρόνος για την φυσιολογική του κατανομή στον οργανισμό (βιοκατανομή), γίνεται ανίχνευση με ειδικά μηχανήματα και εντοπίζονται τα σημεία όπου υπάρχει αυξημένη (ή ελλειμματική) συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου.

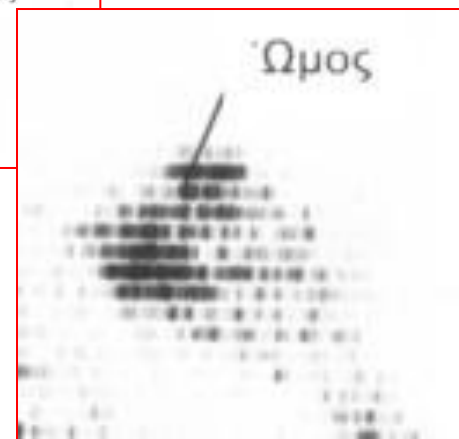
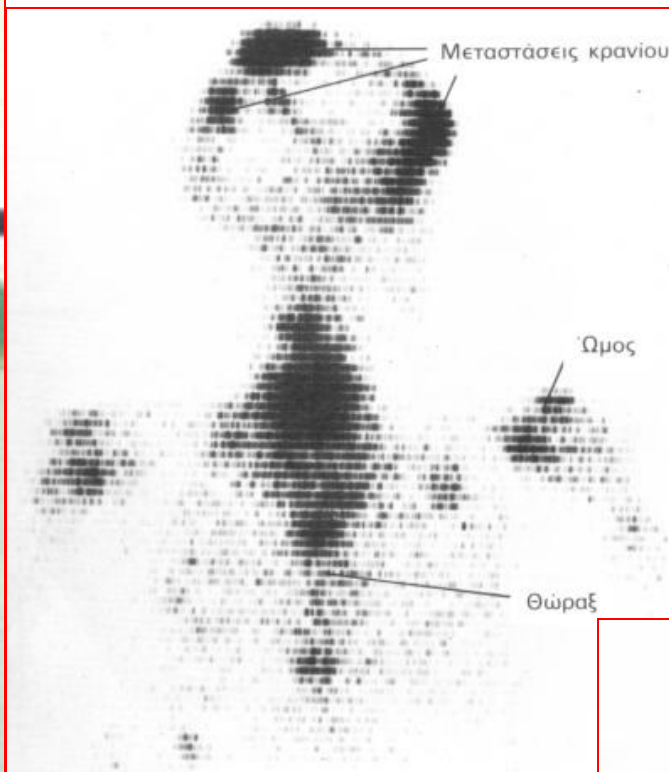


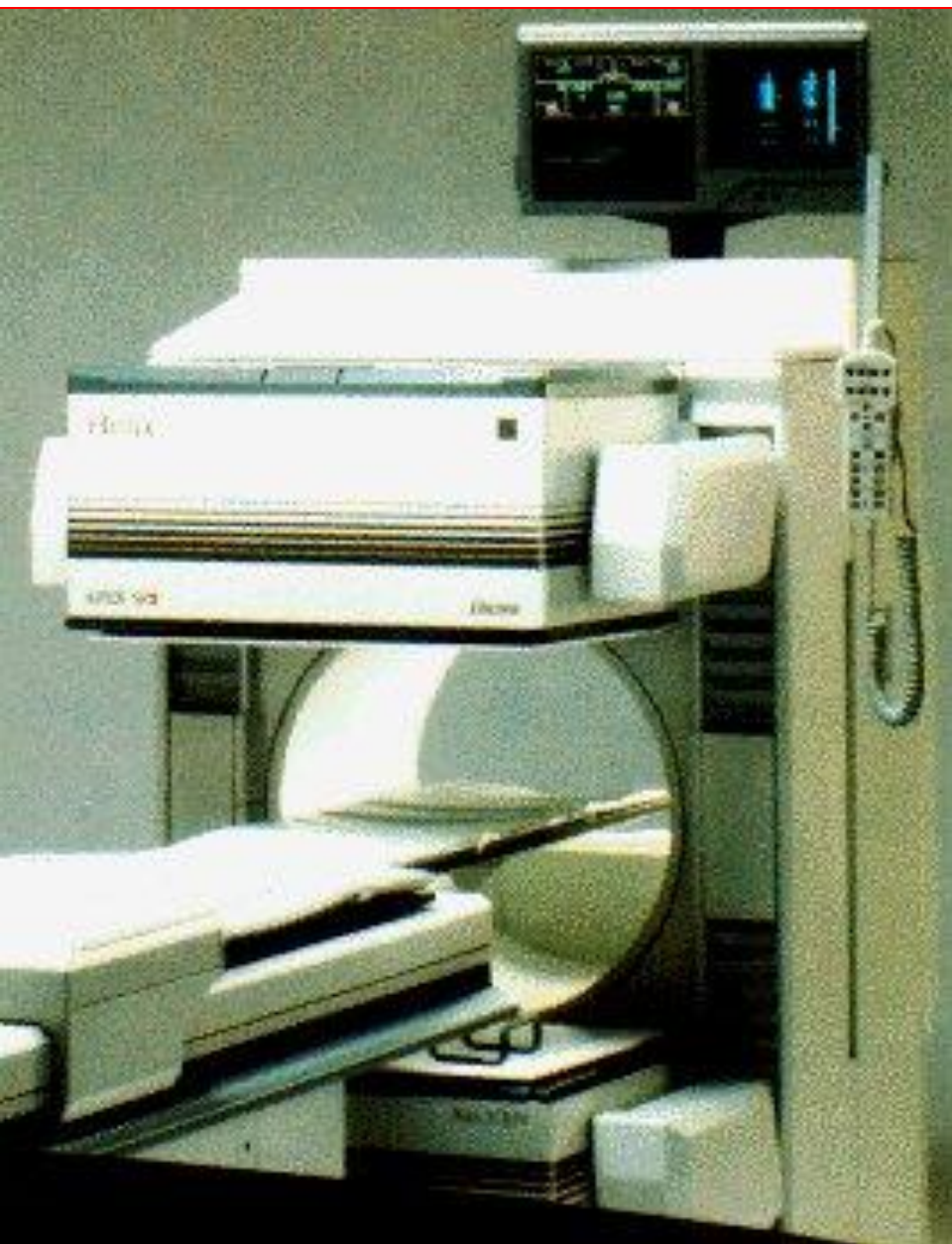
# Ευθύγραμμος (η γραμμικός) σπινθηρογράφος

## Βασική Αρχή



# Ευθύγραμμος (η γραμμικός) σπινθηρογράφος

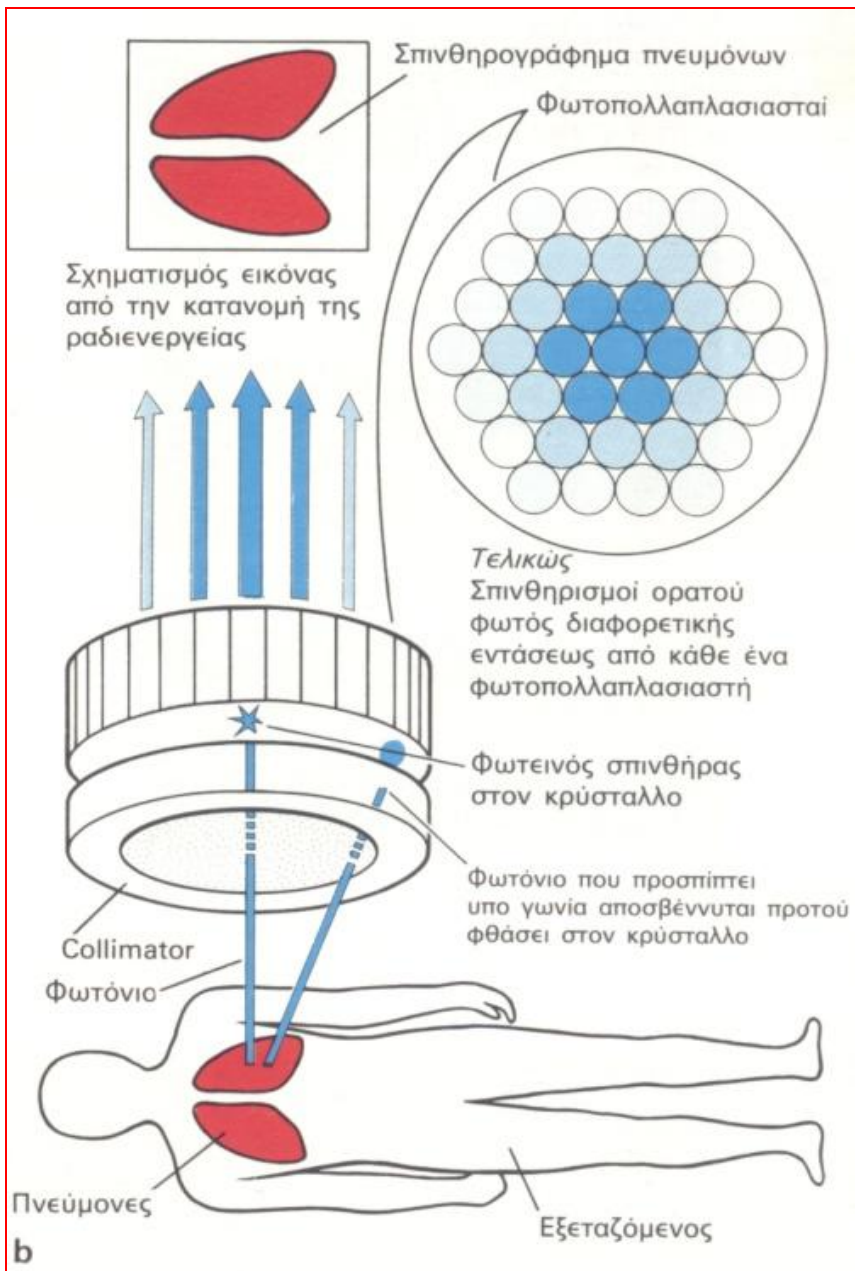




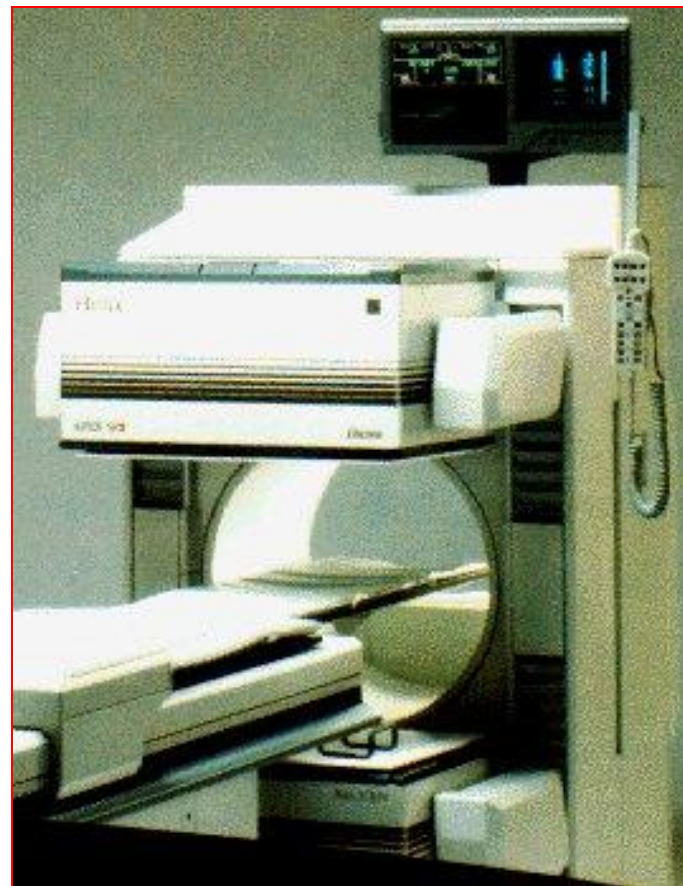
Η γ-Κάμερα (τύπου Anger)





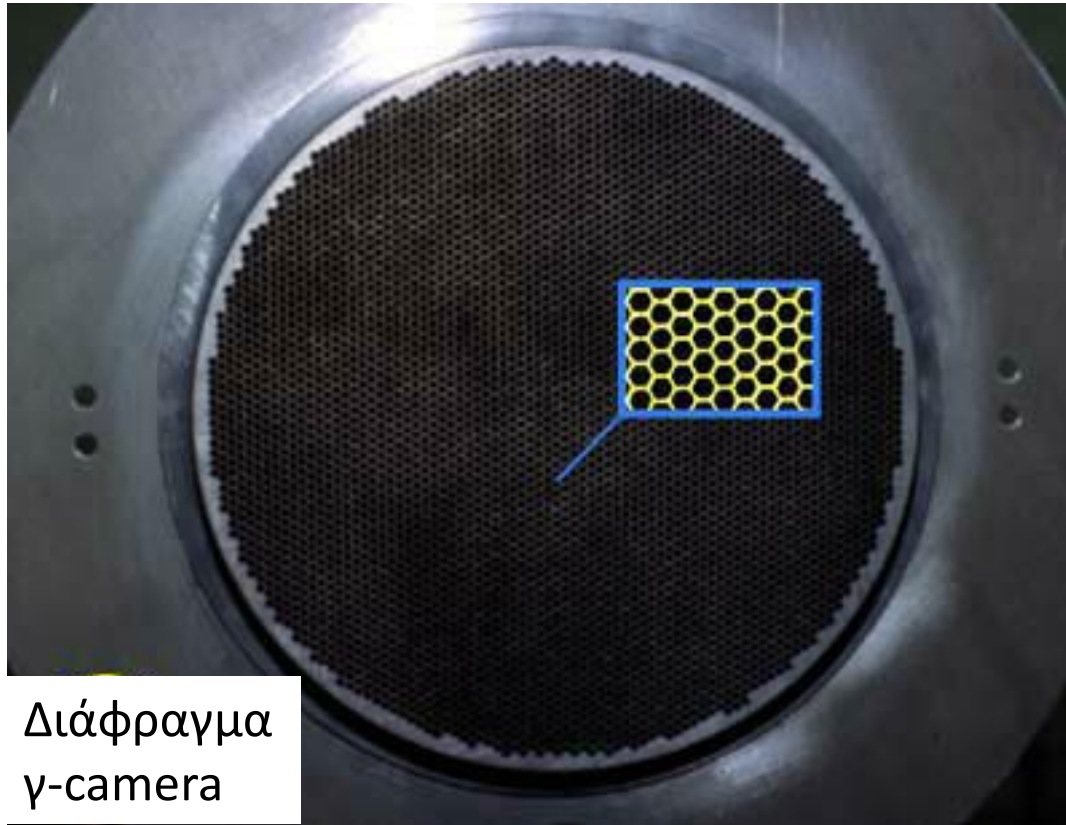


## Η γ-Κάμερα (τύπου Anger)



# Κατευθυντήρες

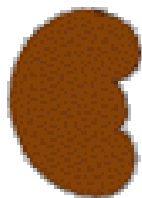
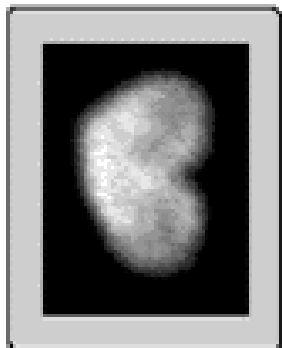
Οι κατευθυντήρες κατασκευάζονται απο μολύβδινο πλέγμα και πολύ συχνά έχουν εξάγωνες οπές. Το πάχος και η διάμετρος των οπών καθορίζει το εύρος ενεργειών και την διακριτική ικανότητα του κατευθυντήρα.



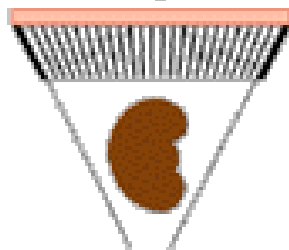
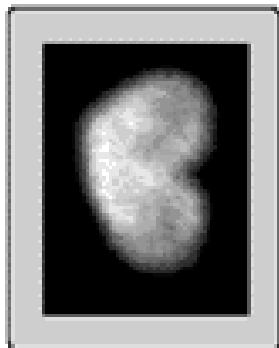
Διάφραγμα  
γ-camera

# Κατευθυντήρες

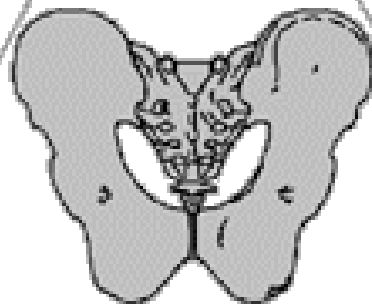
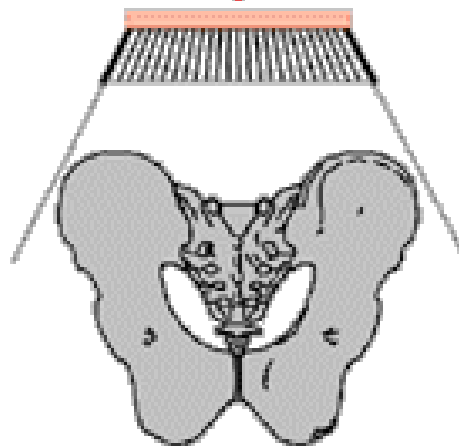
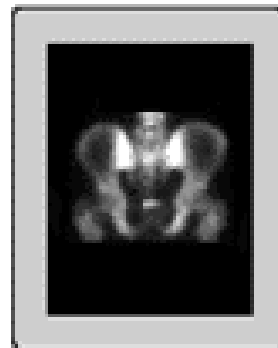
**PARALLEL-HOLE  
COLLIMATOR**



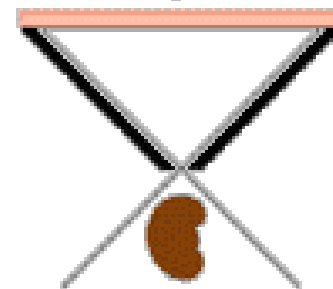
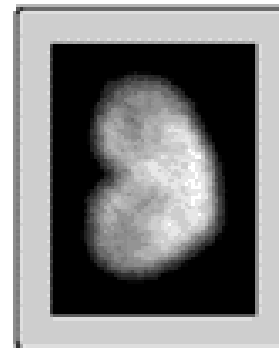
**CONVERGING  
COLLIMATOR**



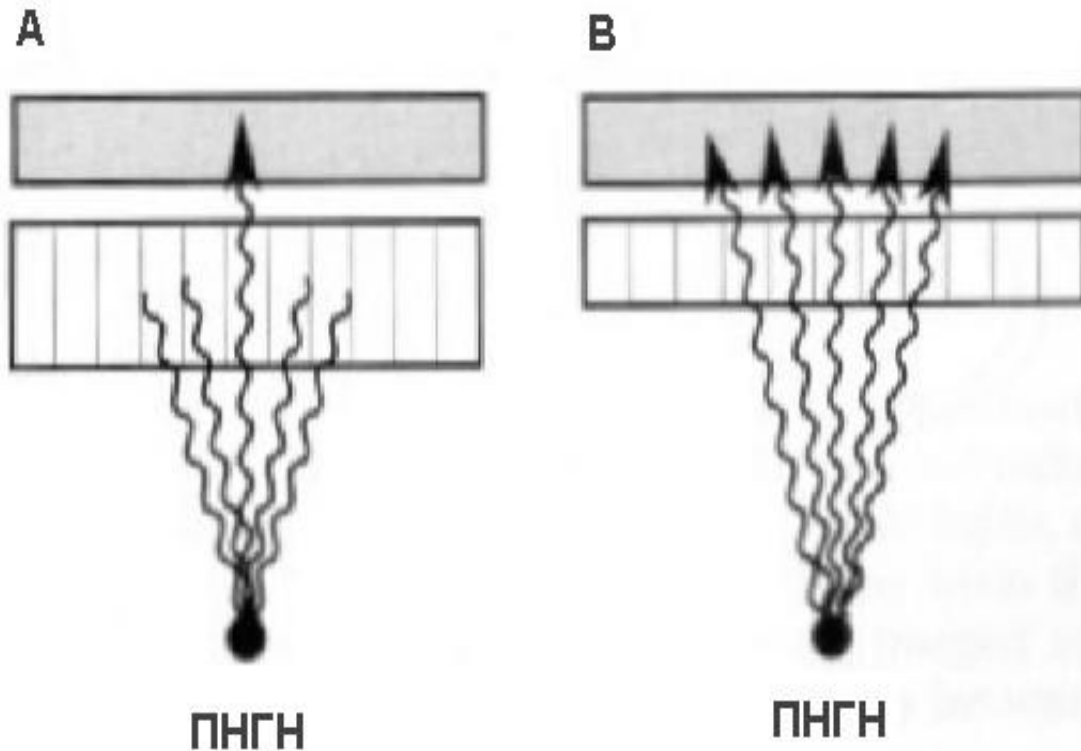
**DIVERGING  
COLLIMATOR**



**PIN-HOLE  
COLLIMATOR**



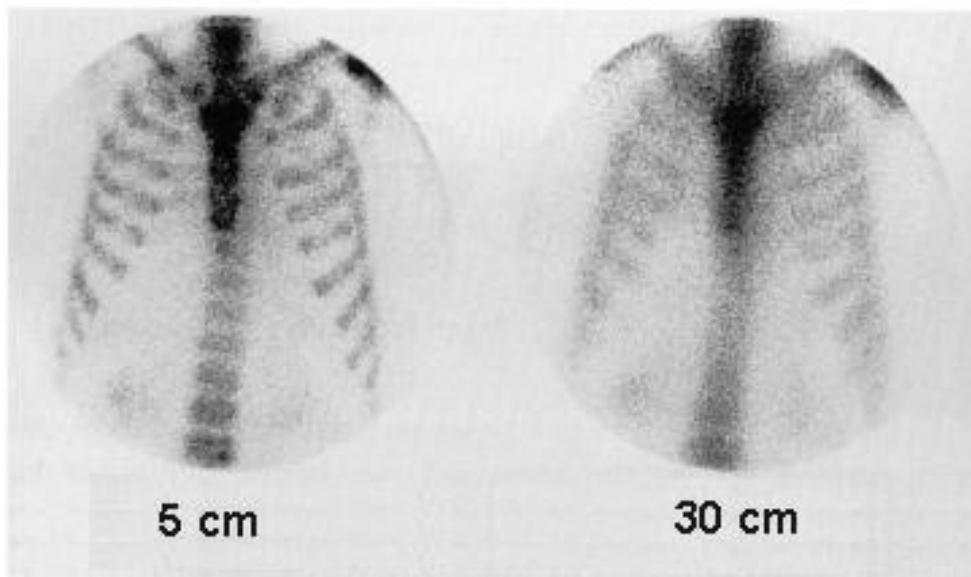
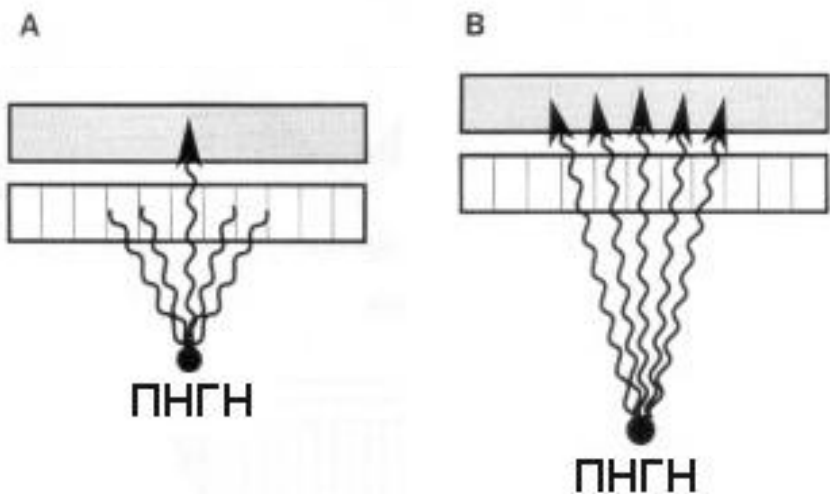
# Κατευθυντήρες



Η επίδραση του μήκους των διαφραγμάτων στην ευαισθησία και την διακριτική ικανότητα (ανάλυση) των κατευθυντήρων.

Μακρά διαφράγματα (A) αυξάνουν την διακριτική ικανότητα αλλά μειώνουν τον ρυθμό κρούσεων ενώ τα κοντά διαφράγματα (B) αυξάνουν τον ρυθμό αλλά με μείωση της διακριτικής ικανότητας.

# Κατευθυντήρες

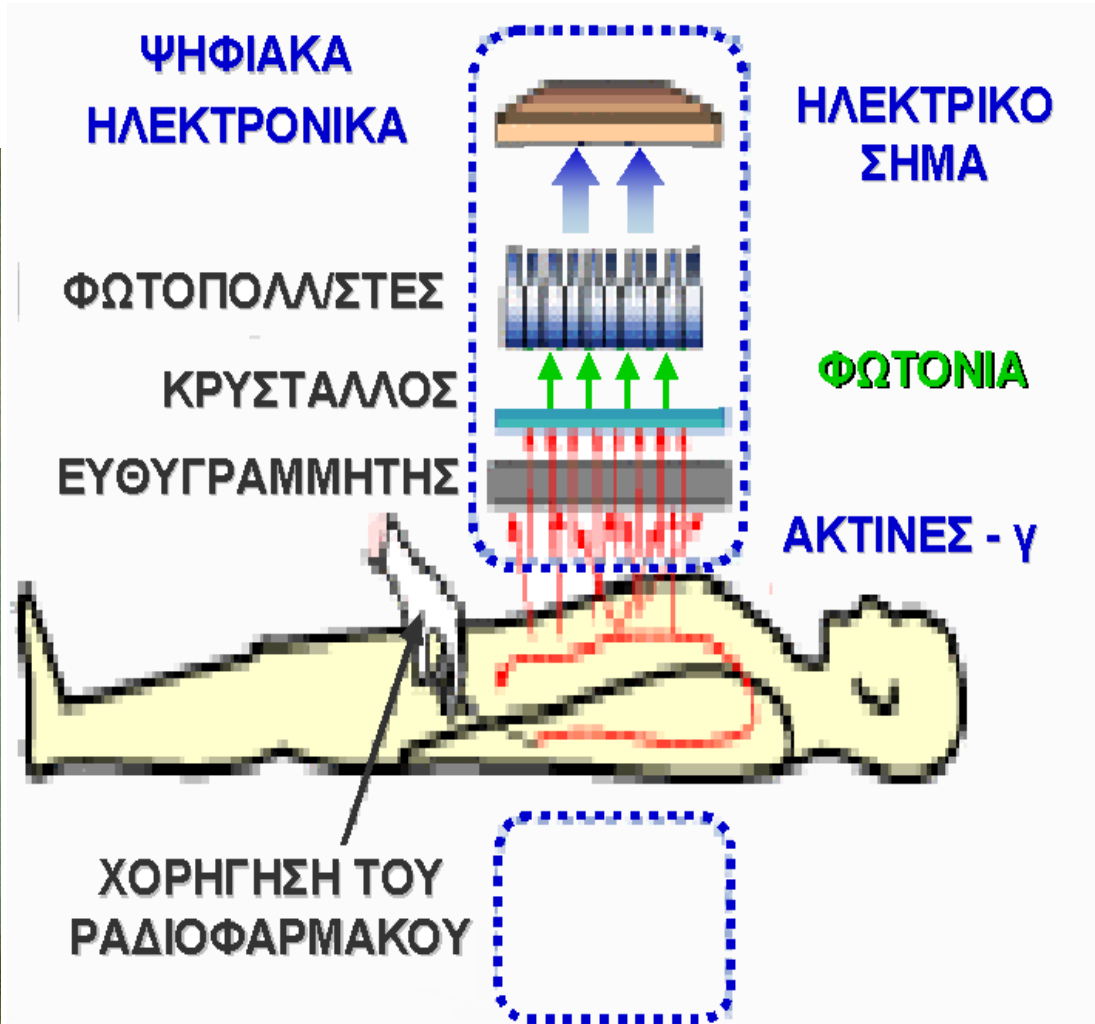
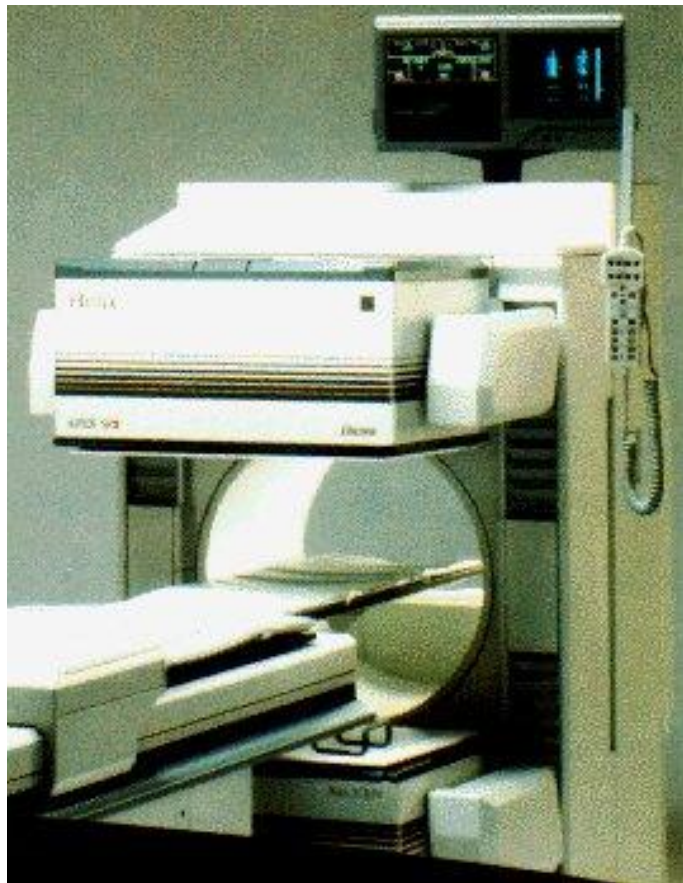


Η επίδραση της απόστασης της πηγής στην διακριτική ικανότητα (ανάλυση) των κατευθυντήρων:

Η αύξηση της απόστασης συνοδεύεται από μείωση της διακριτικής ικανότητας.



# Βασικές Αρχές

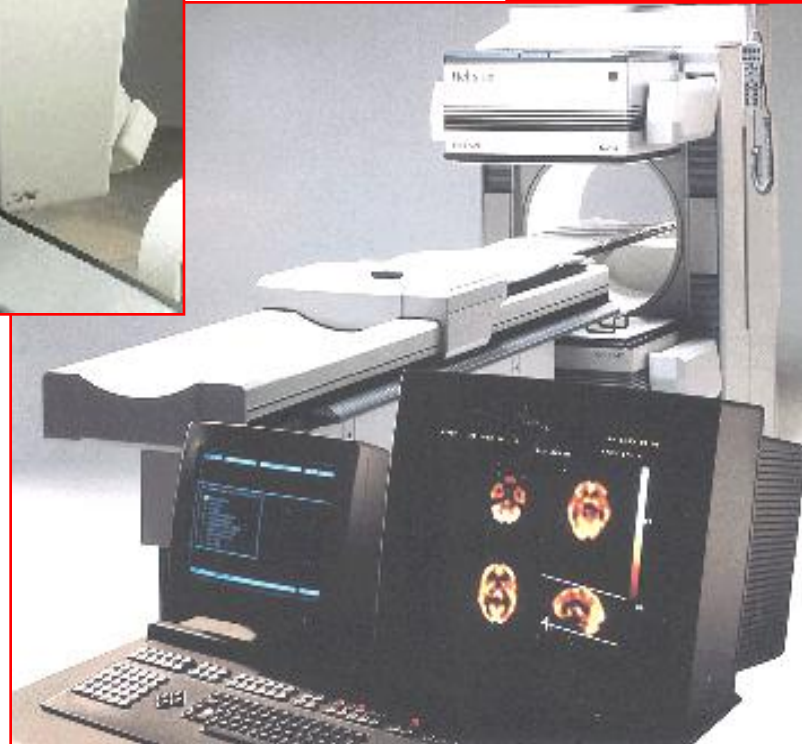


# γ-Κάμερα



Μεταβλητής γωνίας

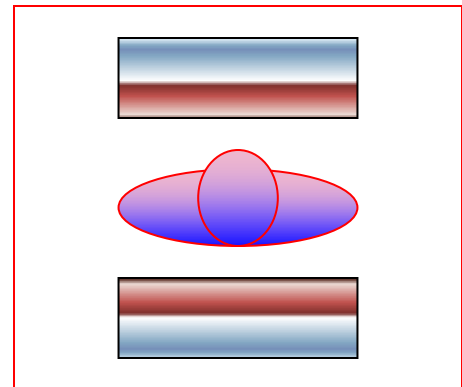
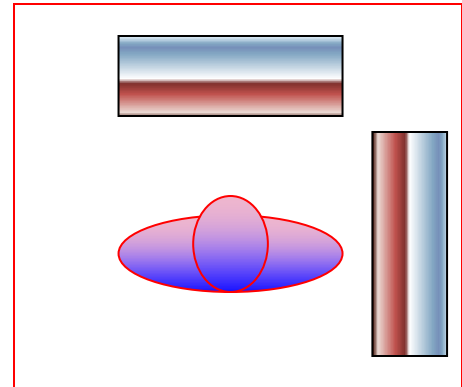
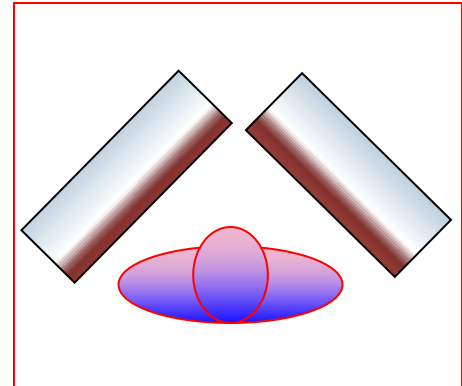
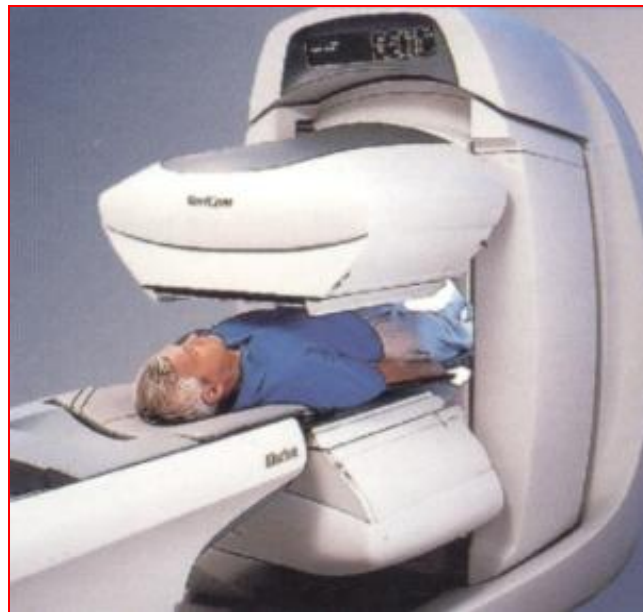
Ορθής γωνίας  
(Πυρηνικής  
καρδιολογίας)



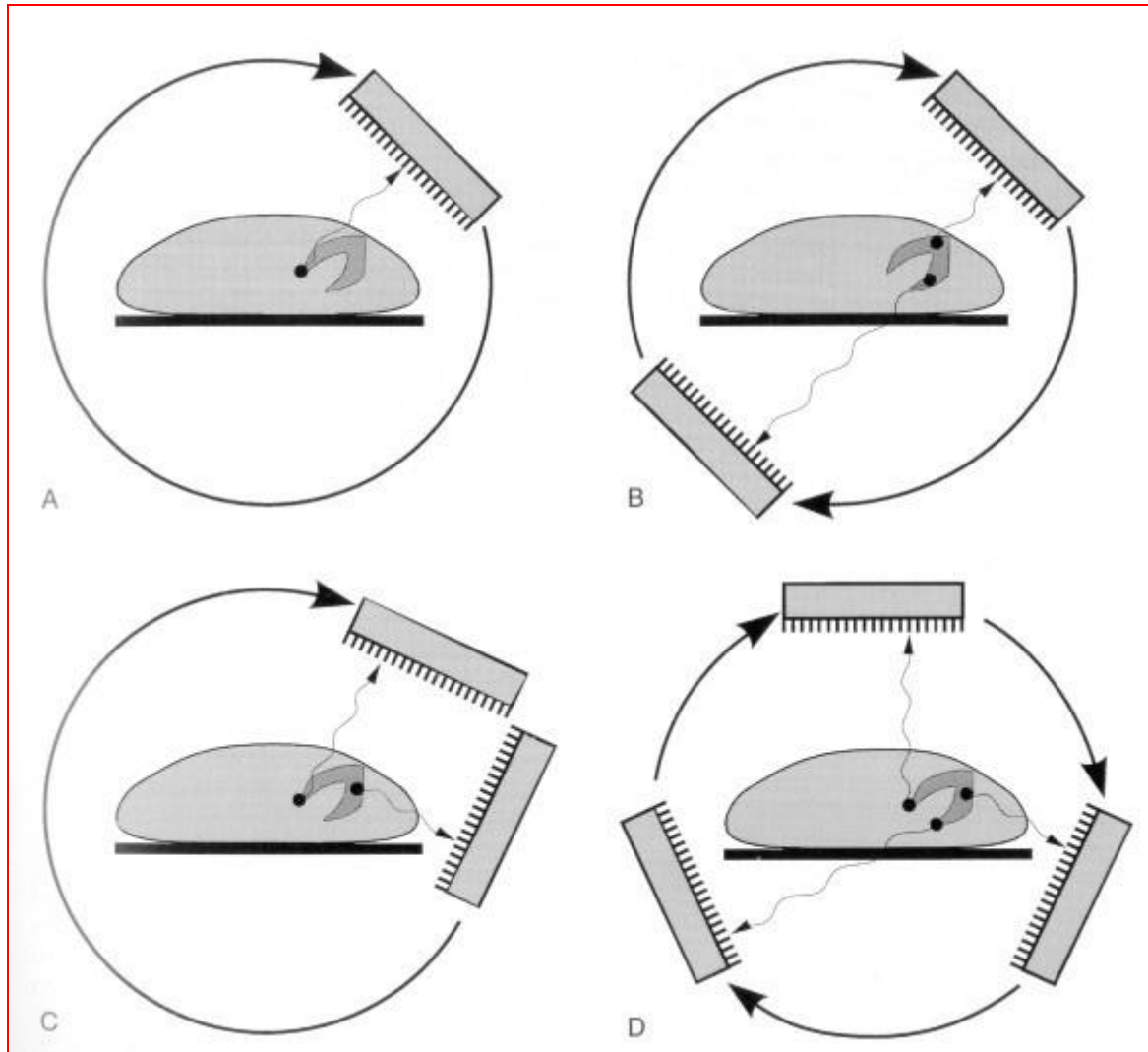
Παράλληλες  
κεφαλές

# γ-Κάμερα

Μεταβλητής γωνίας



# SPECT $\gamma$ -Κάμερα

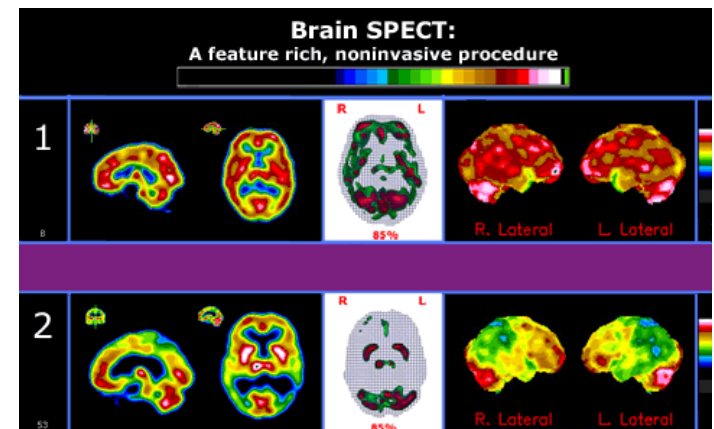
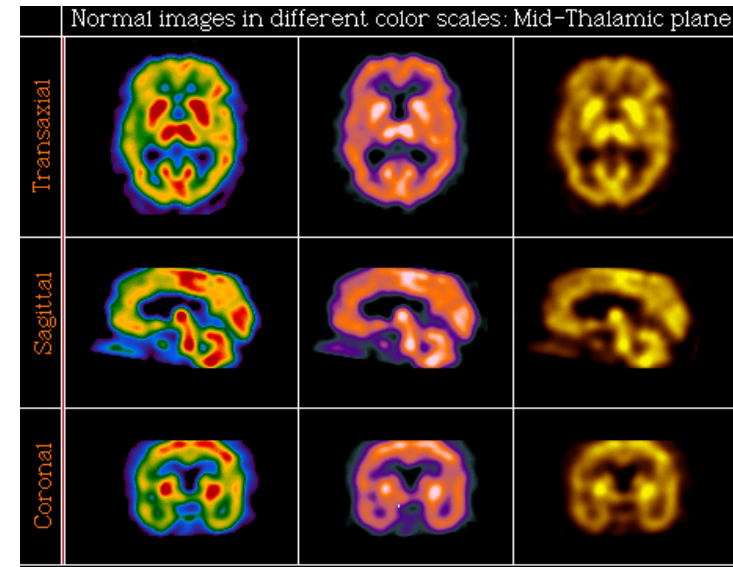


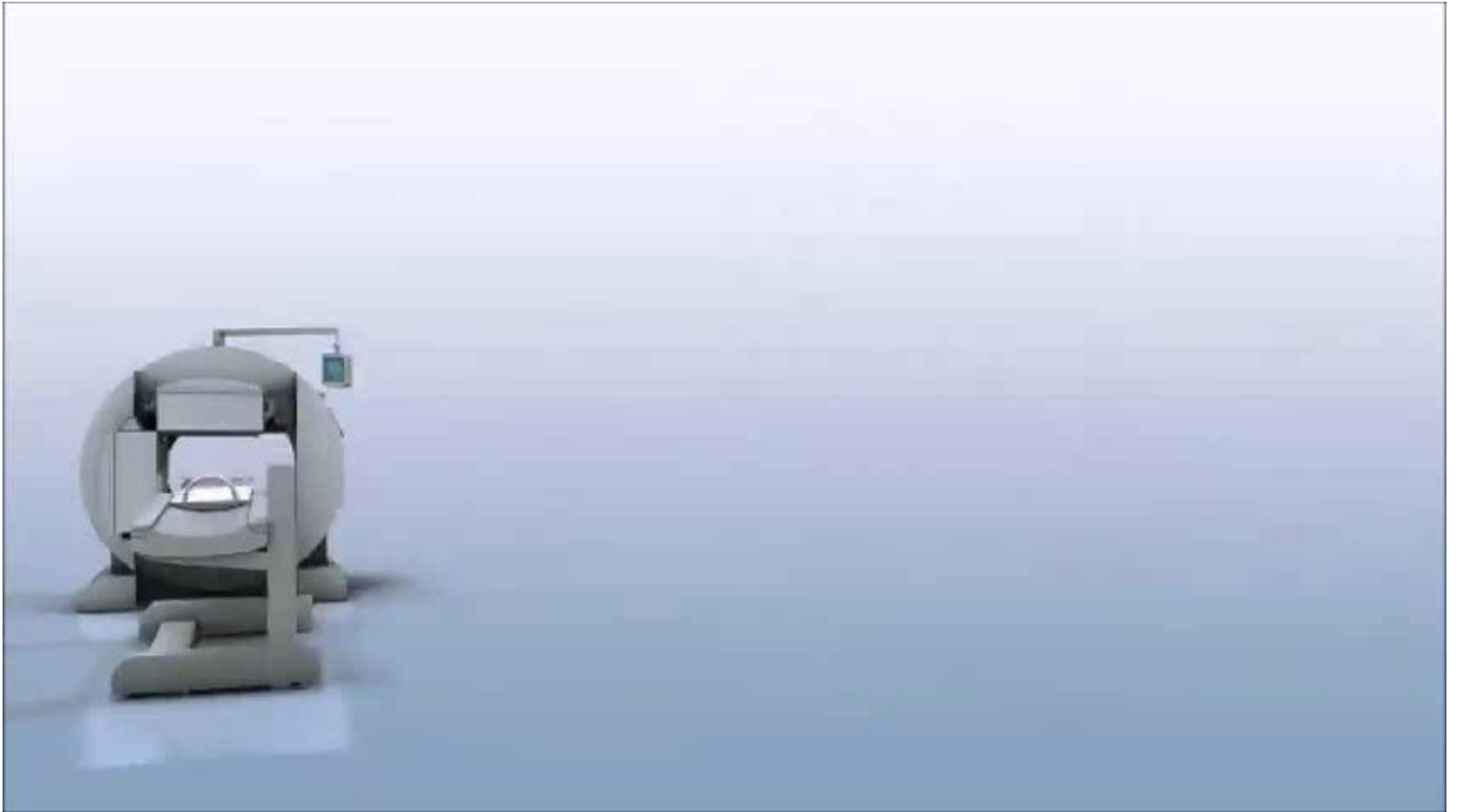
Διαφορετικοί τύποι  
συστημάτων  $\gamma$ -camera με  
δυνατότητα μελετών  
SPECT.



# γ-CAMERA

- Anger (1958).
- Συμβατική γ-camera  
(απεικόνιση σε δύο διαστάσεις).
- Τομογραφική γ-camera
- **(Single Photon Emission Computed Tomography)**
  - περιστροφή της μίας (ή περισσότερων) ανιχνευτικών κεφαλών γύρω από το εξεταζόμενο όργανο (180° ή 360°)
  - σύνθεση της εικόνας στους τρεις άξονες (εγκάρσιο, οβελιαίο, επιμήκη).









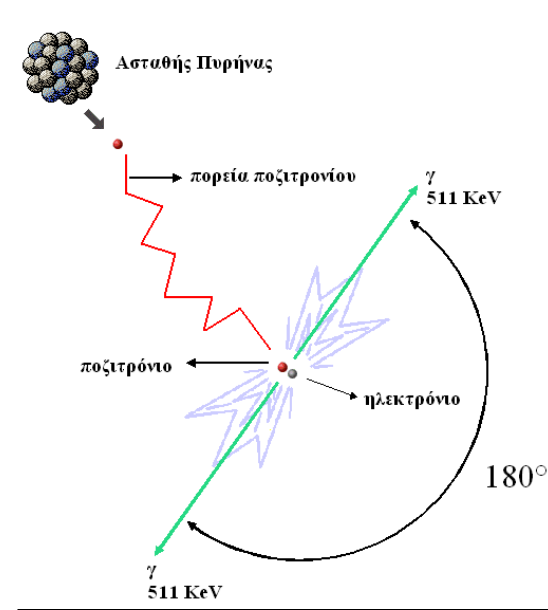


## ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ SPECT ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

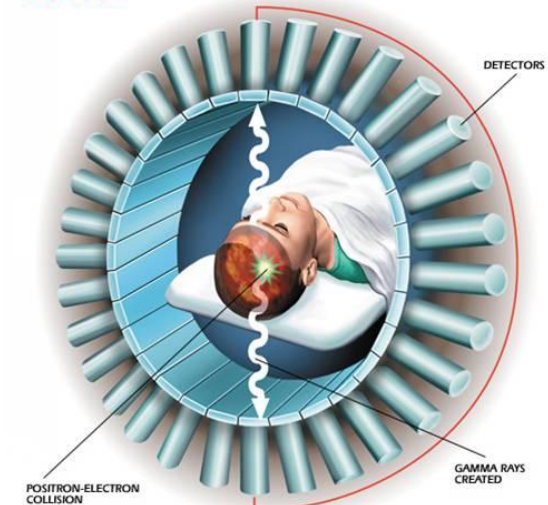
- Λήψη πληροφοριών για το εξεταζόμενο όργανο σε τρεις διαστάσεις, που παρέχει τη δυνατότητα καλύτερου και ακριβέστερου εντοπισμού των «βλαβών» - εκτίμηση του όγκου.
- Μικρότερη επίπτωση της ακτινοβολίας των παρακείμενων ιστών και οργάνων (background).
- Δυνατότητα διόρθωσης των εικόνων για εξασθένιση της ακτινοβολίας (attenuation correction) και την κίνηση του ασθενή (motion correction).
- Μεγαλύτερη δυνατότητα ημιποσοτικών υπολογισμών.

# CAMERA ΕΚΠΟΜΠΗΣ ΠΟΖΙΤΡΟΝΙΩΝ (PET)

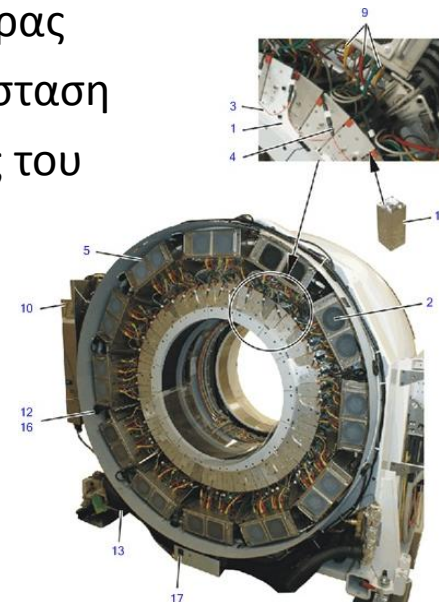
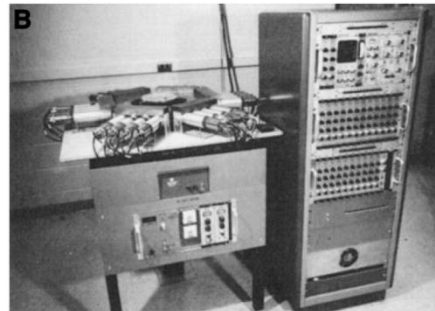
- ✓ **Ταυτόχρονη ανίχνευση** των ζευγών φωτονίων **511 keV** που προκύπτουν από την αλληλοεξουδετέρωση των **ποζιτρονίων** (εκπέμπονται από τα χορηγούμενα ραδιοϊσότοπα) με γειτονικά ηλεκτρόνια.
- ✓ Στα συστήματα PET χρησιμοποιούνται εκατοντάδες έως χιλιάδες ανιχνευτές, σε κυκλικούς, εξαγωνικούς ή οκταγωνικούς δακτύλιους και σε αντιδιαμετρική σύνδεση μεταξύ τους.
- ✓ **Συστήματα PET – CT (fusion).**



**PET Scan**



- Τα συστήματα PET αποτελούν τον διάδοχο της κάμερας Anger (γ-κάμερα, μονοφωτονιακής εκπομπής)
- Πλεονεκτούν λόγω της απεικόνισης της μεταβολικής δραστηριότητας των ιστών έναντι της ανατομικής απεικόνισης των συστημάτων CT
- Πρωτοεμφανίσθηκαν μέσα της δεκαετίας του 1970 (Townsend *et al*<sup>1</sup>)
- Πλεονεκτούν λόγω καλύτερων χαρακτηριστικών διακριτικής ικανότητας και ποιότητας εικόνας έναντι της γ-κάμερας
- Σταδιακή απόσυρση συστημάτων PET και αντικατάσταση τους με συστήματα PET/CT στις αρχές της δεκαετίας του 2000 (Nutt *et al*<sup>2</sup>)



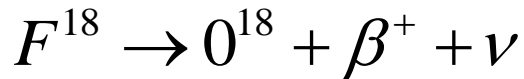
1. Ter-Pogossian MM, Phelps ME, Hoffman EJ, Mullani NA. A positron-emission transaxial tomograph for nuclear imaging (PET). *Radiology*. 1975;114:89–98.
2. Thomas Beyer, David W. Townsend, Tony Brun, Paul E. Kinahan, Martin Charron, Raymond Roddy, Jeff Jerin, John Young, Larry Byars, and Ronald Nutt, A combined PET/CT scanner for clinical oncology, *J Nucl Med* August 1, 2000 vol. 41 no. 8 1369-1379

## PET = Positron Emission Tomography

1. Με τη βοήθεια του κυκλότρου παράγεται το ραδιονουκλίδιο  $F^{18}$

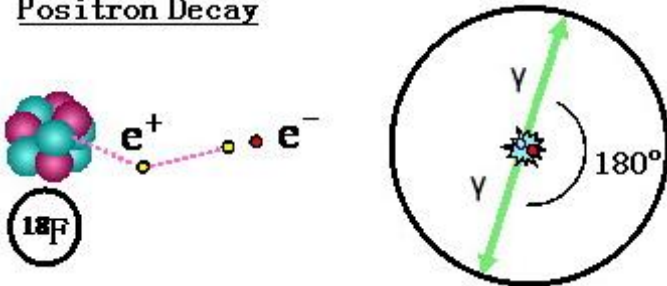


2. Το  $F^{18}$  είναι ασταθές ραδιονουκλίδιο το οποίο εκπέμπει ποζιτρόνια ( $\beta^+$  decay)



3. Το ποζιτρόνιο  $\beta^+$  αφού διανύσει μικρή απόσταση (<2mm) βρίσκει ένα ηλεκτρόνιο  $e^-$  και εξαυλώνεται παράγοντας 2 ακτίνες  $\gamma$  ενέργειας 511 keV γωνίας  $180^\circ$  μεταξύ τους (annihilation)

### Positron Decay

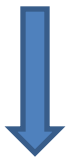


4. Μόριο γλυκόζης επισημαίνεται με το  $F^{18}$  και μετά από επεξεργασία παράγεται το ραδιοφάρμακο FDG (2-fluoro-deoxy-glucose)

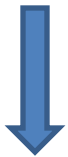
5. Τα κακοήθη κύτταρα εμφανίζουν αυξημένη κατανάλωση γλυκόζης

Άρα,

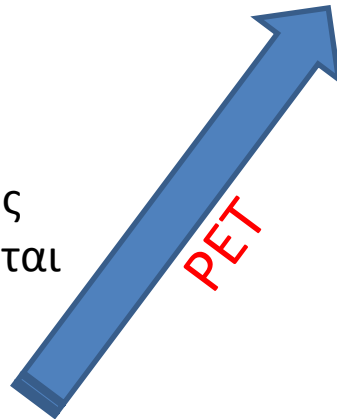
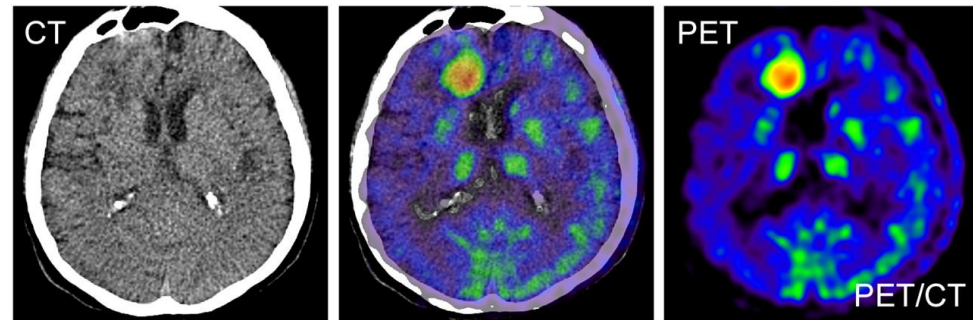
Χορηγούμε ενέσιμα FDG στον ασθενή και τοποθετείται εντός του PET



Τα κακοήθη κύτταρα προσλαμβάνουν το FDG



Στο σημείο του ανθρώπινου σώματος που προσλαμβάνεται FDG εκπέμπονται 2 ακτίνες  $\gamma$  (511 keV)



Τελικά:

**1**

Το σύστημα PET απεικονίζει **πόσα** ζεύγη ακτινών γ εκπέμπονται (emission) από τον ασθενή αλλά και από **πού** εκπέμπονται αυτά

**2**

Αλλιώς:

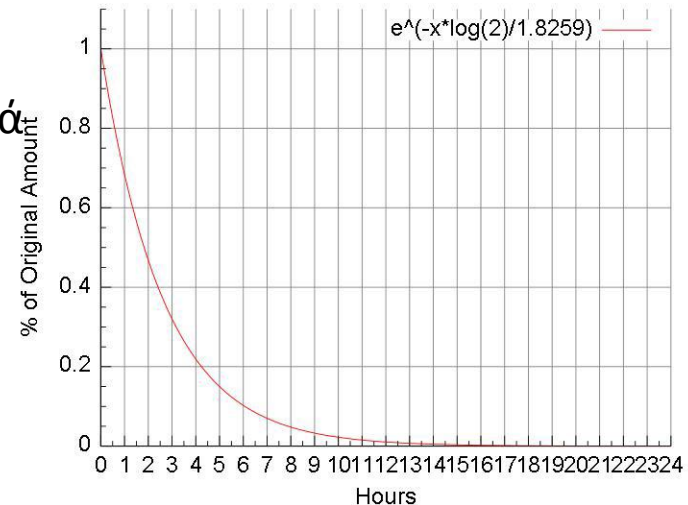
Η κάμερα τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων απεικονίζει την **τριδιάστατη ποσοτική κατανομή** κατάλληλου ραδιοφαρμάκου στους ιστούς των οργάνων υπό μελέτη

- 1**
- ποσότητα FDG που εγχύεται (10 mCi)
  - χρόνος που διέρχεται από την έγχυση

**Παράδειγμα:** Ασθενής χορηγείται με 10 mCi FDG ( $t=0$ ) και τοποθετείται στο PET 60 min μετά την χορήγηση ( $t_1$ ). Πόσα ζεύγη ακτινών γ παράγονται τη χρονική στιγμή  $t_1$  ;

**Λύση:** ( $t=0$ )  $A_0 = 10\text{mCi} = 10 \times 37 \text{ MBq} = 370\text{MBq} = 37 \times 10^7$  διασπ/δευτ ( $I_0$ )  
 ( $t=1$ )  $A_1 = 0.68 \times A_0 = 25.81 \times 10^7$  (διασπ/δευτ)

$$F^{18} : t^{1/2} \approx 110 \text{ min}$$

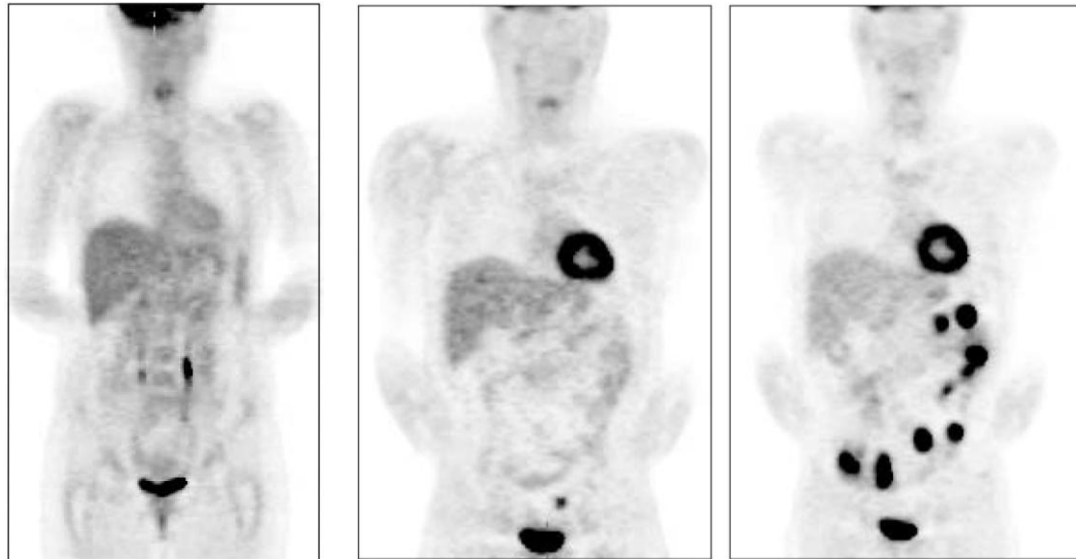




**2** Υπάρχουν όργανα στο αναθρώπινο σώμα που η πρόσληψη FDG είναι φυσιολογική:

- ✓εγκέφαλος
- ✓καρδιά
- ✓κύστη
- ✓νεφρά
- ✓κ.τ.λ

**Οτιδήποτε άλλο κρίνεται διαγνωστικά**

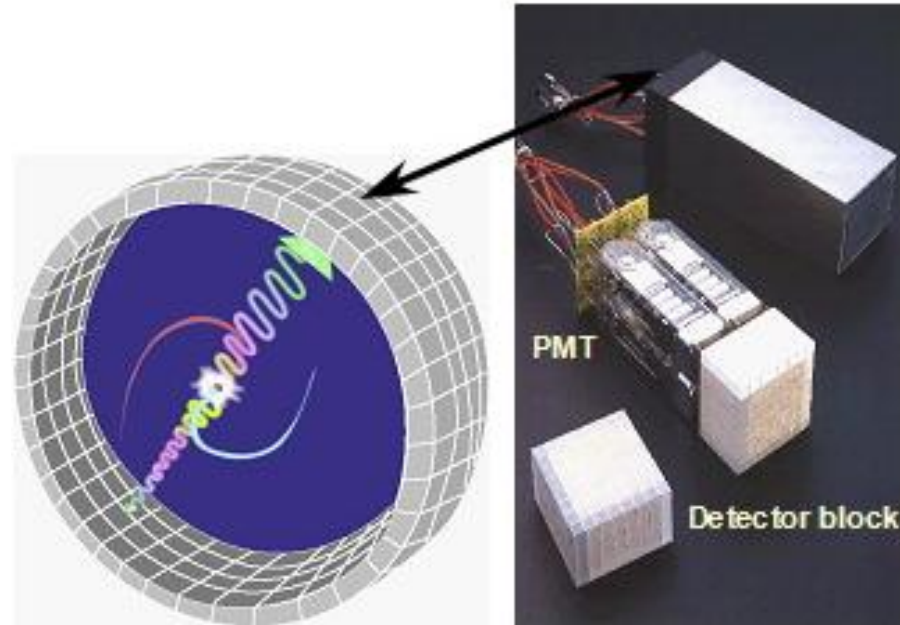


## Ανίχνευση ακτίνων $\gamma$ (511 keV)

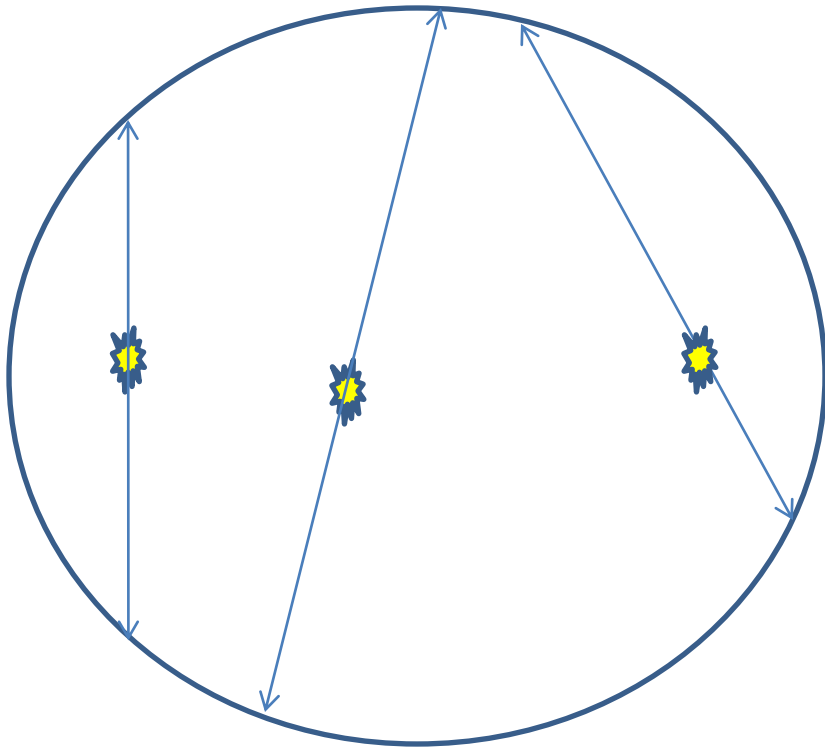
Μετατροπή των ακτίνων  $\gamma$  σε ηλεκτρικό σήμα (παλμό)

Βήματα

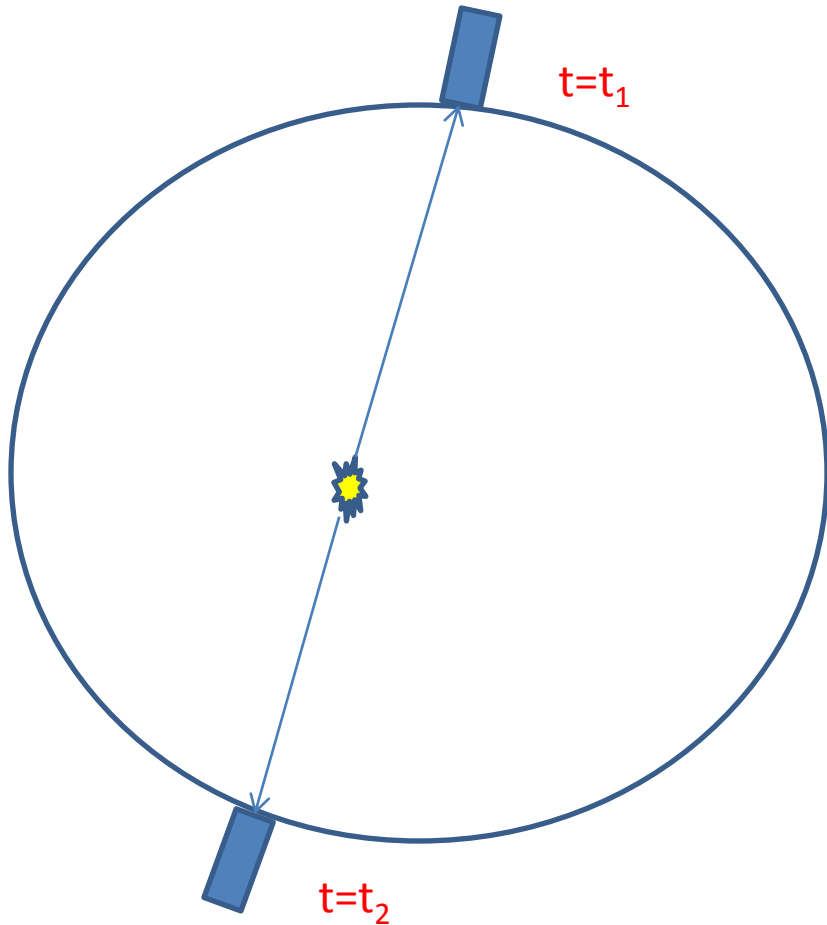
1. Πρόσκρουση (κρούση) ακτίνας  $\gamma$  σε υλικό σπινθηριστή (scintillator) (BGO, LSO)
2. Μετατροπή της σε οπτικό φως
3. Οδήγηση του φωτός σε φωτοευαίσθητη επιφάνεια του φωτοπολλαπλασιαστή (photomultiplier-PMT)
4. Μετατροπή οπτικού σήματος σε ηλεκτρικό ( $\mu\text{A}$ )
5. Προενίσχυση του ηλεκτρικού σήματος (δύνοδοι του PMT)
6. Τελική ενίσχυση του αναλογικού ηλεκτρικού σήματος και μετατροπή της σε ψηφιακό (ADC)



Το κάθε ζεύγος κρούσεων ορίζει μια γραμμή σύμπτωσης (Line of Response, LOR)



Η έννοια της αληθινής σύμπτωσης (true coincidence)

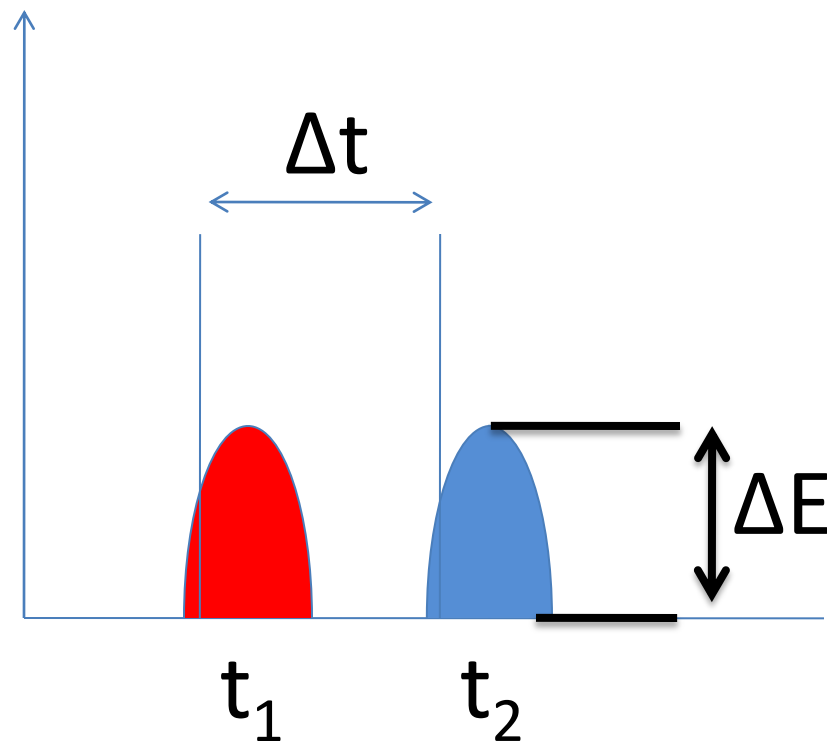
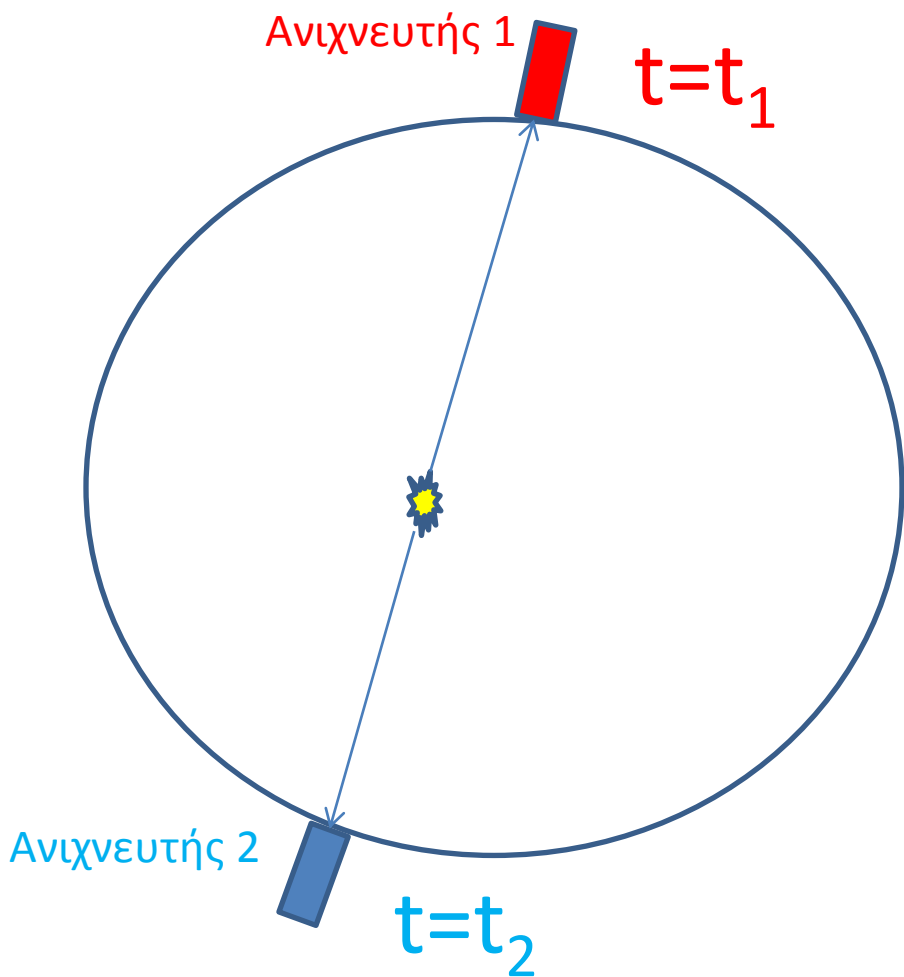


Αν,  $|t_2 - t_1| \leq \tau_{\text{coinc}}$  τότε το συμβάν ικανοποιεί το κριτήριο 1

$$\tau_{\text{coinc}} = 4.5 \text{ nsec}$$

$$S = u \times t = 2 * 10^8 \text{ m/sec} \times 4.5 * 10^{-9} = 90 \text{ cm}$$

**Κριτήριο 1**



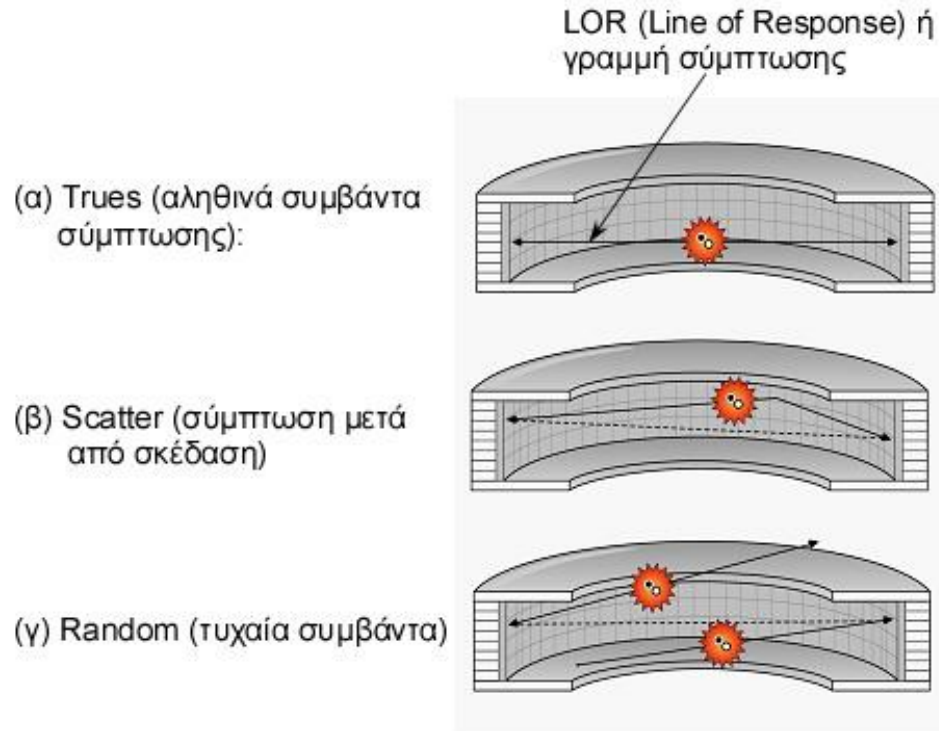
Το ύψος του παλμού είναι ανάλογο με την ενέργεια του φωτονίου που προσέκρουσε στον ανιχνευτή  
**(Κριτήριο 2)**

**Άρα,**

1. Ο κάθε παλμός ελέγχεται αν έχει το επιτρεπόμενο «ύψος» και αν ναι,
2. Ελέγχεται αν είναι σε σύμπτωση με κάποιον άλλον.

**Παρόλα αυτά, ζεύγη κρούσεων που ικανοποιούν τα 2 παραπάνω κριτήρια μπορεί να μην είναι αληθινά (trues)!**





Στην ιδανική περίπτωση θα είχαμε μόνο trues. Τα υπόλοιπα διορθώνονται.

**1. SCATTER CORRECTION**

**2. RANDOMS CORRECTION**

**3. ATTENUATION CORRECTION**

## Χαρακτηριστικά PET- ραδιονουκλιδίων

Ραδιονουκλίδιο	Χρόνος Υποδιπλασιασμού
$^{11}\text{C}$	20,4 min
$^{13}\text{N}$	10 min
$^{15}\text{O}$	2 min
$^{18}\text{F}$	110 min
$^{68}\text{Ga}$	68 min
$^{82}\text{Rb}$	75 sec

## ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ PET

➤ Καλύτερα χαρακτηριστικά των ραδιοφαρμάκων που χρησιμοποιούνται στις μελέτες «PET», ιδιαίτερα όσον αφορά τη *δυνατότητα επισήμανσης μεταβολιτών και παρακολούθησης μεταβολικών οδών.*

Καλύτερη ευαισθησία και διακριτική ικανότητα.

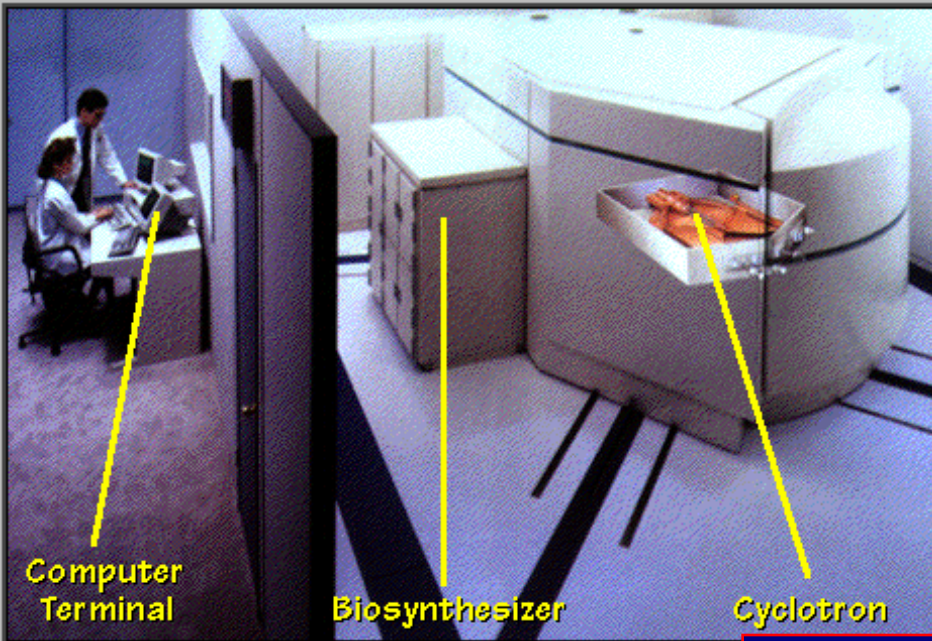
Ακριβέστερη διόρθωση για την εξασθένηση της ακτινοβολίας (attenuation correction).

Ασύγκριτη δυνατότητα ημιποσοτικών / ποσοτικών αναλύσεων

➤ ιδιαίτερα χρήσιμος είναι ο υπολογισμός του **SUV (ή SUVmax)**.

$$SUV = \frac{\text{Συγκέντρωση ραδιενέργειας (Bq)/g ιστού}}{\text{Χορηγηθείσα δόση (Bq)/ βάρος σώματος (g)}}$$

➤ Τιμές  $SUV > 1$  χαρακτηρίζουν την αυξημένη συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου



**PET Camera**





**Discovery\* PET/CT**  
Motion Management

\* Discovery is a trademark of General Electric Company

## Σύγκριση PET vs SPECT

### Μειονεκτήματα (?)

- απαραίτητη η ύπαρξη κυκλοτρονίου.
- υψηλό κόστος παραγωγής ραδιοεπισημασμένων βιομορίων.
- υψηλό κόστος προμήθειας και λειτουργίας
- μεγάλη εξειδίκευση.



## ΚΟΙΝΩΝΙΚΟ – ΟΙΚΟΝΟΜΙΚΟ ΟΦΕΛΟΣ

- ✓ Η ποζιτρονική απεικόνιση, οδηγεί σε **εξοικονόμηση χρημάτων** (κυρίως σε ογκολογικούς ασθενείς), παρά το γεγονός ότι το κόστος της εξέτασης είναι σχετικά υψηλό
- ✓ Η **εξοικονόμηση δαπανών**, που σε ορισμένες περιπτώσεις **υπερβαίνει τα 5000\$** ανά ασθενή (2100\$ σε ασθενείς με καρκίνο παχέως εντέρου), οφείλεται στην καθοριστική συμβολή της μεθόδου στην **ορθή διάγνωση, θεραπεία και παρακολούθηση των ασθενών**
- ✓ **Η αποφυγή περιττών διαγνωστικών εξετάσεων και θεραπευτικών πράξεων**, πέρα από οικονομικό όφελος έχει ανεκτίμητη αξία για την υγεία (συχνά και τη ζωή) του ασθενούς, ενώ απελευθερώνει υγειονομικές υπηρεσίες για εκείνους που έχουν πραγματική ανάγκη

# ΟΙΚΟΝΟΜΟΤΕΧΝΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ

## ΔΕΔΟΜΕΝΑ

- ✓ Από τα στατιστικά δεδομένα της Ελλάδας η χρήση της τεχνολογίας αφορά 20000-25000 ασθενείς ετησίως.
- ✓ Για την Περιφέρεια Θεσσαλίας υπολογίζονται σε περίπου 2000 οι ογκολογικοί ασθενείς που χρήζουν εξέτασης PET-CT ετησίως.
- ✓ Η εξέταση έχει κοστολογηθεί από το ΚΕΣΥ στα 900 Ευρώ (το φάρμακο κοστολογείται επιπλέον 600 Ευρώ).
- ✓ 1 εξέταση ημερησίως καλύπτει όλα τα λειτουργικά έξοδα.
- ✓ 3-4 εξετάσεις ημερησίως καλύπτουν και το κόστος της επένδυσης.

***Δεν υπάρχει μονάδα PET-CT στην Ελλάδα εκτός Αθηνών!!!***

**PET versus SPECT: strengths, limitations and challenges**Arman Rahmim<sup>a</sup> and Habib Zaidi<sup>b</sup>

The recent introduction of high-resolution molecular imaging technology is considered by many experts as a major breakthrough that will potentially lead to a revolutionary paradigm shift in health care and revolutionize clinical practice. This paper intends to balance the capabilities of the two major molecular imaging modalities used in nuclear medicine, namely positron emission tomography (PET) and single photon emission computed tomography (SPECT). The motivations are many-fold: (1) to gain a better understanding of the strengths and limitations of the two imaging modalities in the context of recent and ongoing developments in hardware and software design; (2) to emphasize that certain issues, historically and commonly thought as limitations of one technology, may now instead be viewed as challenges that can be addressed; (3) to point out that current state of the art PET and SPECT scanners can (greatly) benefit from improvements in innovative image reconstruction algorithms; and (4) to identify important areas of research in PET and SPECT imaging that will be

instrumental to further improvements in the two modalities. Both technologies are poised to advance molecular imaging and have a direct impact on clinical and research practice to influence the future of molecular medicine. *Nucl Med Commun* 29:193–207 © 2008 Wolters Kluwer Health | Lippincott Williams & Wilkins.

*Nuclear Medicine Communications* 2008, 29:193–207

**Keywords:** molecular imaging, PET, SPECT, sensitivity, spatial resolution, temporal resolution

<sup>a</sup>Department of Radiology, Johns Hopkins Medical Institutions, Baltimore, Maryland, USA and <sup>b</sup>Division of Nuclear Medicine, Geneva University Hospital, Geneva, Switzerland

Correspondence to Dr Habib Zaidi, Division of Nuclear Medicine, Geneva University Hospital, CH-1211 Geneva 4, Switzerland  
Tel: +41 22 372 7258; fax: +41 22 372 7169;  
e-mail: habib.zaidi@hcuge.ch

Received 7 September 2007 Accepted 13 October 2007

**NEUROSCIENCE FOR NEUROLOGISTS****Applications of positron emission tomography (PET) in neurology**

Y F Tai, P Piccini

*J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2004;75:669–676. doi: 10.1136/jnnp.2003.028175

Positron emission tomography (PET) is a powerful imaging technique which enables in vivo examination of brain functions. It allows non-invasive quantification of cerebral blood flow, metabolism, and receptor binding. In the past PET has been employed mainly in the research setting due to the relatively high costs and complexity of the support infrastructure, such as cyclotrons, PET scanners, and radiochemistry laboratories. In recent years, because of advancements in technology and proliferation of PET scanners, PET is being increasingly used in clinical neurology to improve our understanding of disease pathogenesis, to aid with diagnosis, and to monitor disease progression and response to treatment. This article aims to provide an overview of the principles of PET and its applications to clinical neurology.

photons produced from a single annihilation will register almost simultaneously on opposing pairs of BGO detectors as a "coincidence event". The paths of these two photons, called lines of response (LORs), can thus be traced (fig 1). The rings of BGO detectors register thousands of coincidence events emitted from the subject per second. The data gathered from the coincidence events and LORs are used to determine the source of positron annihilation at a given time. These are then converted into a tomographic image using standard reconstruction software.<sup>1</sup>

Acquisition of data in the three dimensional mode using a state-of-the-art scanner greatly increases the spatial resolution of PET images.<sup>2</sup> The improved signal-to-noise ratio and the accompanying enhanced sensitivity of three dimensional scanners also allow a lower effective dose of radiation to be administered to subjects (typically 1–5 mSv per scan at our centre

Το μέλλον..?



