

Ραδιοϊσοτοπική Απεικόνιση:
Σχηματισμός και χαρακτηριστικά εικόνων
Πυρηνικής Ιατρικής

Κ. Δελήμπασης

Γενικά

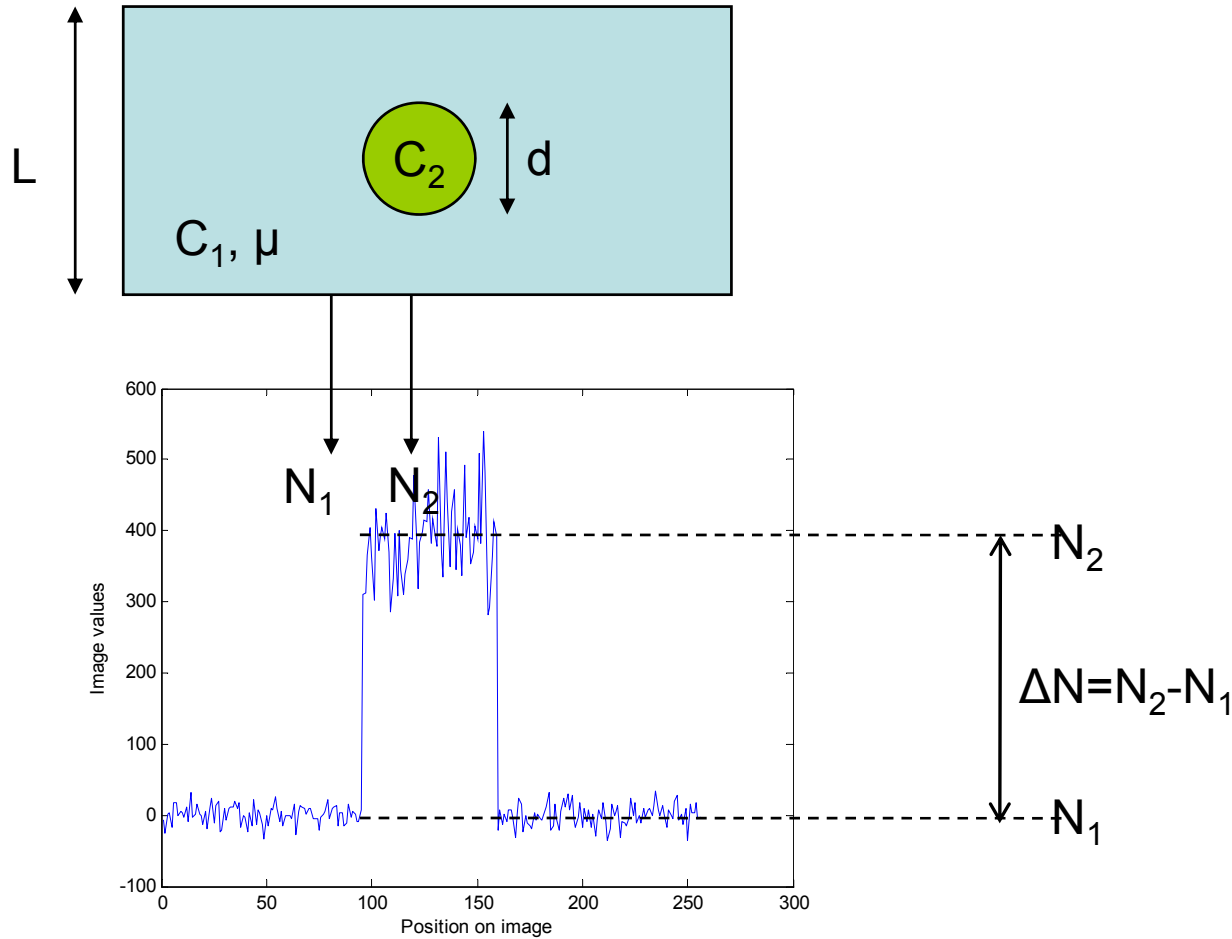
- Η Πυρηνική Ιατρική (Nuclear Medicine) μελετά την κατανομή ενός ραδιο-υλικού στο σώμα του ασθενή → *Η πηγή της ακτινοβολίας βρίσκεται εντός του ασθενή.*
- Η χωρική ανάλυση των εικόνων είναι χαμηλή (~cm)
- Σχεδόν όλα τα συστήματα του ανθρώπινου σώματος μπορούν να μελετηθούν
- Τα είδη των εικόνων που παράγονται είναι
 - 3D τομογραφίες (SPECT: Single Photon Emission Computer Tomography)
 - 2D επίπεδα σπινθηρογραφήματα
 - Δυναμικές μελέτες μεταβολής της κατανομής του ραδιοφαρμάκου με το χρόνο
- **Το κύριο απεικονιστικό όργανο είναι η γ-κάμερα**

Αρχές ραδιοϊσοτοπικής απεικόνισης

- Ας θεωρήσουμε το απλούστερο πρόβλημα ραδιοϊσοτοπικής απεικόνισης: μία σφαίρα διαμέτρου d με συγκέντρωση ραδιοφαρμάκου C_2 , η οποία βρίσκεται στο μέσον υλικού πάχους L με συγκέντρωση ραδιοφαρμάκου C_1 .
- Τα εκπεμπόμενα φωτόνια καταγράφονται από ένα εξωτερικό απεικονιστικό σύστημα και δημιουργούν την ραδιοϊσοτοπική εικόνα.
- Τόσο η σφαίρα, όσο και το υλικό στο οποίο βρίσκεται έχουν συντελεστή απορρόφησης μ (στην Ενέργεια εκπομπής του ραδιοφαρμάκου).
- Ποσοστό των εκπεμπόμενων φωτονίων απορροφώνται από το υλικό της σφαίρας ή και του υποβάθρου. Το φαινόμενο ονομάζεται αυτοαπορρόφηση και προκαλεί ανεπιθύμητα αποτελέσματα στην καταγραφόμενη εικόνα.
- Η απεικόνιση της σφαίρας είναι δυνατή μόνο όταν η συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου C_2 σε αυτή είναι σημαντικά διαφορετική αυτής στον υπόλοιπο ιστό C_1 .

Υπολογισμός της αντίθεσης και του σηματοθροβικού λόγου (SNR) της ραδιοισοτοπικής εικόνας

- jhgj



$$SNR = \frac{N_2 - N_1}{\sqrt{N_1}}$$

$$c = \frac{N_2 - N_1}{N_1}$$

- Ο αριθμός φωτονίων γ που καταγράφει ένας ανιχνευτής, με κατεύθυνση κάθετα στην επιφάνεια του ανά μονάδα επιφανείας, dN_1/dA είναι ανάλογος της συγκέντρωσης ραδιοφαρμάκου κατά μήκος της κάθετης στην στοιχειώδη επιφάνεια γραμμής.
- Εύκολα επιβεβαιώνεται ότι

$$\frac{dN_1}{dA} = k \int_0^L C_1 e^{-\mu z} dz = \frac{kC_1}{\mu} (1 - e^{-\mu L})$$

- Ο αριθμός dN_2/dA στην περίπτωση που η κάθετη γραμμή διέρχεται από τον σφαιρικό όγκο υπολογίζεται:

$$\frac{dN_2}{dA} = \frac{kC_1}{\mu} (1 - e^{-\mu L}) + \frac{kC_1}{\mu} \left(-e^{-\mu \left(\frac{L}{2} + \frac{d}{2} \right)} + e^{-\mu L} \right) + \frac{kC_2}{\mu} \left(e^{-\mu \left(\frac{L}{2} - \frac{d}{2} \right)} - e^{-\mu \left(\frac{L}{2} + \frac{d}{2} \right)} \right)$$

- Αν θεωρήσουμε επιφάνεια A η οποία εκτίθεται στην ακτινοβολία για χρόνο T , τότε το καταγραφόμενο σήμα στις παραπάνω περιπτώσεις θα είναι
- Ο σηματοθορυβικός λόγος (SNR) υπολογίζεται ως εξής (θυμηθείτε ότι το N –καταγραφόμενα φωτόνια σε εμβαδό A του ανιχνευτή, σε χρόνο T - ακολουθεί κατανομή Poisson):
- Μετά τις αντικαταστάσεις και τις πράξεις, προκύπτει ότι:

$$N = A.T. \frac{dN}{dA}$$

$$SNR = \frac{N_2 - N_1}{\sqrt{N_1}}$$

$$SNR \sim \sqrt{kTA} \frac{C_2 - C_1}{\sqrt{C_1}}$$

- Άρα, για να μεγιστοποιήσουμε το SNR πρέπει:
 - Να αυξήσουμε το k (ευαισθησία του ανιχνευτή)
 - Να αυξήσουμε το T (χρόνος έκθεσης)
 - Να αυξήσουμε το μέγεθος του στοιχειώδους ανιχνευτή → Να αυξήσουμε το pixel size
 - Να επιτύχουμε μεγάλη συγκέντρωση ραδιοφαρμάκου στη σφαίρα που θέλουμε να δούμε (C2) και μικρή συγκέντρωση οπουδήποτε αλλού (C1).

Συσχέτιση ραδιοϊσοτοπικής με ραδιογραφική απεικόνιση - συμπεράσματα

	Ραδιο-ισοτοπική απεικόνιση	Ραδιογραφική απεικόνιση
Γεωμετρία	Λήψη ραδιοφαρμάκου από τον ασθενή και απεικόνιση της κατανομής του.	Εξωτερική δέσμη ακτίνων Χ. Απορρόφηση δέσμης λόγω διαφορετικού συντελεστή απορρόφησης.
Χαρακτηριστικό μέγεθος	Διαφορά συγκέντρωσης ραδιοφαρμάκου. Το μ δεν απεικονίζεται.	Συντελεστής απορρόφησης μ .
Χωρική ανάλυση	~mm	~cm

Ραδιοφάρμακα

- Τα Ραδιοφάρμακα πρέπει
 - Να αποθέτουν ελάχιστη δόση στον ασθενή → εκπομπή γ με $E=50 \dots 511 \text{ keV}$
 - Μικρή $E \rightarrow$ μεγάλη δόση (διότι $\mu \sim E^{-3}$), καλύτερη χωρική ανάλυση εικόνων, λόγω αποτελεσματικότερου collimation, υψηλότερο SNR λόγω αποτελεσματικότερης ανίχνευσης από τον κρύσταλλο σπινθηρισμού
 - Μεγάλη $E \rightarrow$ μικρή δόση, χειρότερη χωρική ανάλυση εικόνων, λόγω αναποτελεσματικού collimation, χαμηλότερο SNR λόγω λιγότερο αποτελεσματικής ανίχνευσης από τον κρύσταλλο σπινθηρισμού
 - Χρόνος ημίσειας ζωής ($T_{1/2}$):
 - μεγάλος \rightarrow μεγάλη δόση ασθενούς,
 - μικρός \rightarrow παρασκευή on site, ακριβά Ραδιοφάρμακα
 - Έχει προταθεί το $T_{1/2}$ να είναι \sim συνολικής διάρκειας της εξέτασης

Παραδείγματα ραδιοφαρμάκων

- ^{87}Y γ 480 keV, 3,35d: απεικόνιση αδένων
 - Τα ισότοπα 90,91 εκπέμπουν β , το 89 είναι σταθερό, το 88 έχει γ 1830keV, $T=106,6\text{d}$
- ^{201}Tl γ 200keV, $T=3\text{d}$
- $^{99\text{m}}\text{Tc}$ γ 140keV, $T=6\text{h}$
 - ^{99}Tc : σχεδόν σταθερό (211000 y), β 294
- ^{131}I β 971keV, $T=8\text{d}$ (θεραπεία θυρεοειδούς)
 - ^{123}I : γ , $T=13\text{h}$ (απεικόνιση θυρεοειδούς)
- ^{111}In , γ , $T_{\alpha}=2,8\text{d}$
 - ^{113}In : σταθερό ($4,41 \cdot 10^{14}\text{ y}$)
- ^{127}Xe : γ 662keV (EC), $T=35\text{d}$
- ^{75}Se : γ 264 keV, $T=119\text{d}$

Τρόποι παρασκευής Ραδιοφαρμάκων

- Με αντιδραστήρα (υλικά σχάσης)
- Με κύκλοτρο / βήτατρο
- Με γεννήτρια: αποτελεί τον πλέον προσιτό και διαδεδομένο τρόπο. Χρησιμοποιείται για την Παρασκευή του ^{99m}Tc το οποίο χρησιμοποιείται στην πλειοψηφία των εξετάσεων πυρηνικής ιατρικής
- Αρχή λειτουργίας: η γεννήτρια γεμίζει με το ραδιενεργό $Y1$ υλικό με χρόνο ημιζωής T_1
- Καθώς το $Y1$ διασπάται παράγεται το θυγατρικό $Y2$, το οποίο διασπάται με χρόνο ημιζωής T_2 .
- Η συγκέντρωση του $Y2$ αυξάνει γρήγορα, φτάνει σε ένα μέγιστο και μετά μειώνεται με ρυθμό ίδιο με τη διάσπαση του $Y1$.

- Γεννήτρια $^{99}\text{Mo} \rightarrow ^{99\text{m}}\text{Tc}$
 - Υ1: ^{99}Mo λυβδένιο ($T_1=66,7$ ώρες)
 - Υ2: $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Τεχνητό Μετασταθές ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) ($T_1=6,07$ ώρες)
- Το ^{99}Mo απορροφάται σε αλουμίνα (Al_2O_3), ενώ το παραγόμενο $^{99\text{m}}\text{Tc}$ διαχωρίζεται εύκολα. Άντληση του $^{99\text{m}}\text{Tc}$ γίνεται κάθε μέρα, ενώ μετά 3-4 μέρες το Νοσοκομείο προμηθεύεται νέα γεμάτη γεννήτρια με ^{99}Mo .

Επισημάνση - Labeling

- Το ραδιοϊσότοπο από μόνο του είναι άχρηστο για διαγνωστική χρήση: πρέπει να συνδεθεί χημικά με μόρια, τα οποία:
 - Έχουν σαφή ρόλο στην ανθρώπινη φυσιολογία
 - Είναι αποστειρωμένα, μη τοξικά, έχουν κατάλληλο pH
 - Έχουν κατάλληλο μέγεθος για απεικόνιση του αντίστοιχου συστήματος.
- Το χημικό μόριο το οποίο έχει ραδιοεπισημανθεί με το ραδιοϊσότοπο θα καλείται ραδιοφάρμακο.

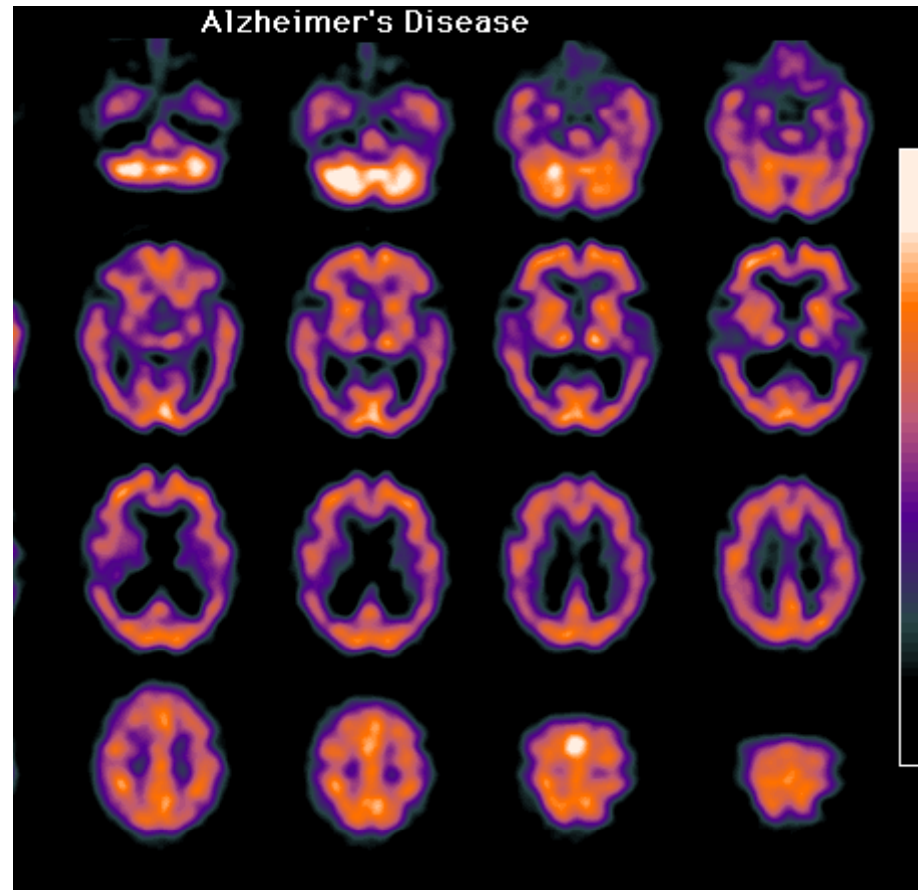
Παραδείγματα επισήμανσης και απορρόφησης από τους ιστούς

- Απεικόνιση αίματος (blood pool imaging):
 - Ανάλογα το είδος της μελέτης, εισάγεται ενδοφλέβια ένας «βώλος» (δηλ. μικρός όγκος διαλύματος υψηλής ραδιενεργού συγκέντρωσης) ενδοφλέβια
 - Αυτό περνά χωρίς να διαλυθεί από τους θαλάμους της καρδιάς και για ~30sec λαμβάνουμε μετρήσεις της λειτουργίας τους.
 - Επισήμανση ερυθρών αιμοσφαιρίων: μέσω ^{99m}Tc Pertechnetate, το οποίο προσδένεται στα ερυθρά αιμοσφαίρια μέσω άλλης χημικής ένωσης η οποία έχει εισαχθεί πριν το ^{99m}Tc . Με αυτό τον τρόπο απεικονίζεται η λειτουργία του μυοκαρδίου

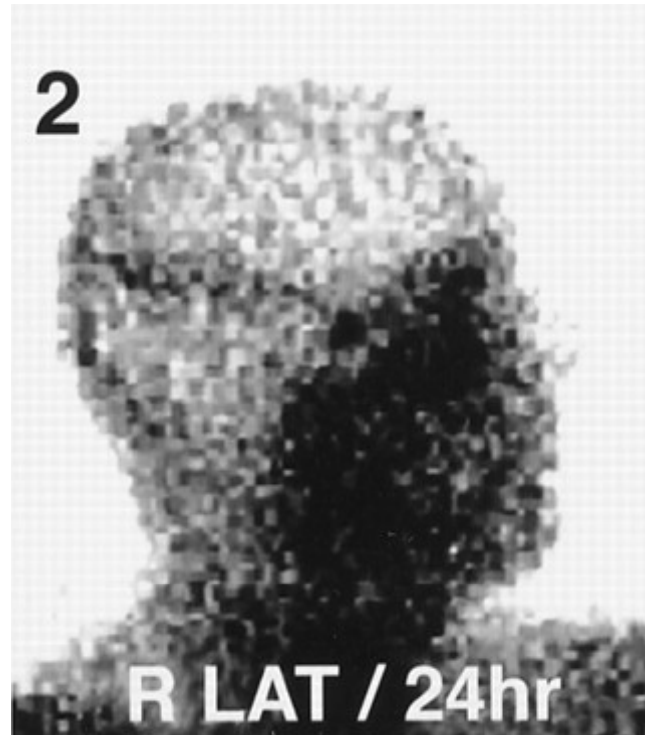
- Απεικόνιση μέσω ραδιο-επισημασμένων σωματιδίων (radiolabelled particles):
 - Χρησιμοποιείται για την απεικόνιση της κυκλοφορίας των πνευμόνων, ενδοθηλιακού ιστού σε ήπαρ σπλήνα και μυελό των οστών και του λεμφικού συστήματος
 - Χρησιμοποιούνται σωματίδια που ανάλογα με το μέγεθος τους χωρίζονται σε 4 κατηγορίες:
 - Μακροσύμπλοκα ~ 100μm
 - Μικροσφαίρες ~ 30 – 40μm (κυκλοφορία πνευμόνων)
 - Μικροσύμπλοκα ~ 1 μm (ενδοθηλιακό ιστό, μέσω φαγοκύττωσης)
 - Μιλιμικροσφαίρες ~ 1 μm

Άλλες διαδικασίες ενσωμάτωσης των ραδιοεπισημασμένων χημικών στην ανθρώπινη φυσιολογία

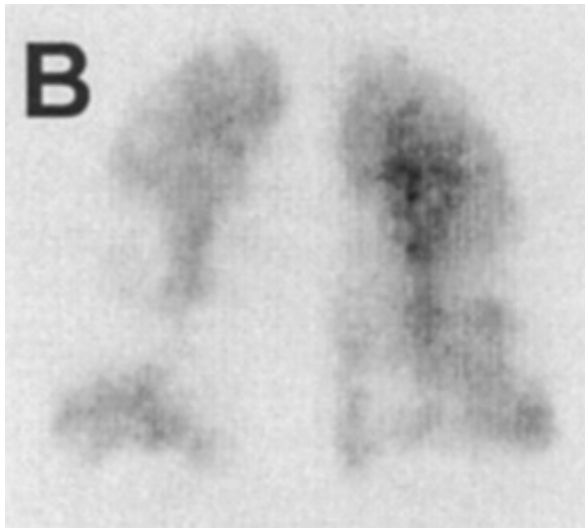
- Ανταλλαγή ιόντων (ion exchange)
 - Σύμπλοκα Φωσφόρου, επισημασμένα με Tc^{99m} για απεικόνιση οστών
 - $TlCl$ (χλωριούχο θάλλιο) επισημασμένο με Tl^{201} , για απεικόνιση του μυοκαρδίου
- Ενεργή μεταφορά (Active transport): ραδιοεπισημασμένα μόρια που προσλαμβάνονται επιλεκτικά από συγκεκριμένους ιστούς
 - I^{131} , I^{123} προσλαμβάνεται από το θυρεοειδή.
 - IDA σύμπλοκο ραδιοεπισημασμένο με Tc^{99m} , προσλαμβάνεται από τα πολυγωνικά κύτταρα του ήπατος και του χοληφόρου σωλήνα
 - Ιωδο-ιππουρικό οξύ (Ippourin) ραδιοεπισημασμένο με I^{123} κατακρατείται από τα νεφρά, κλπ
 - Επιλεκτική απορρόφηση από νεοπλάσματα: δεν έχει βρεθεί σύμπλοκο με επιλεκτική απορρόφηση από κάθε όγκο. Συχνά χρησιμοποιείται Ga^{67} .



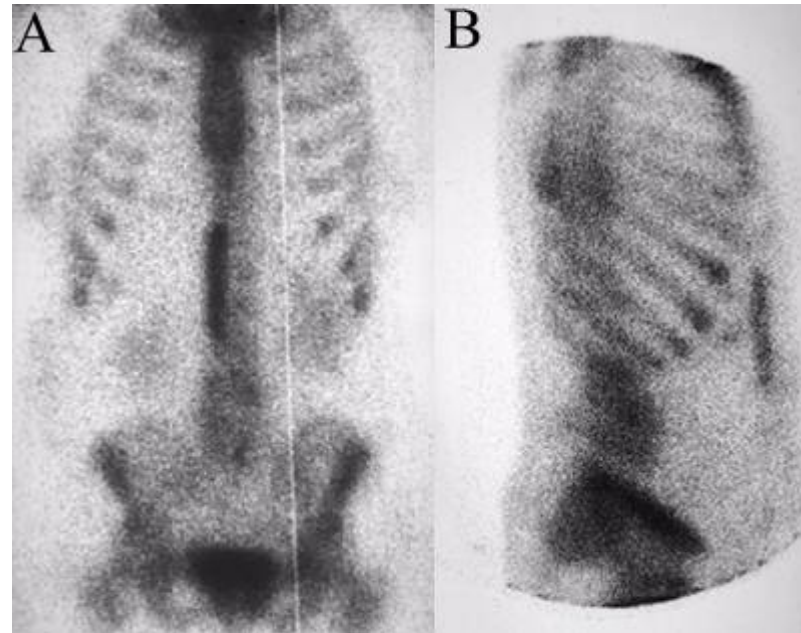
Αιμάτωση εγκεφάλου (Tc^{99m} ΗΜΡΑΟ).
Απεικονίζονται ένας αριθμός οριζόντιων τομών.



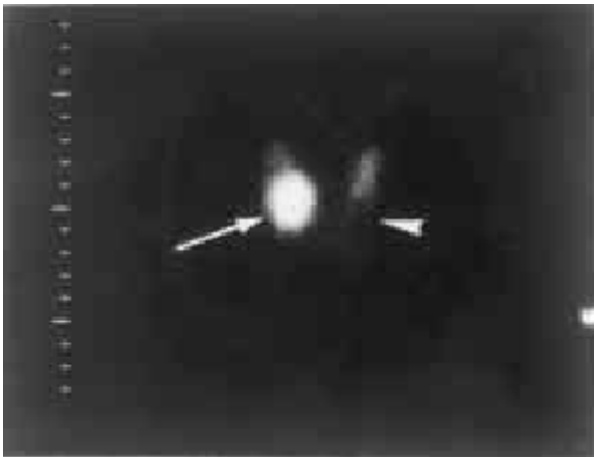
Επισήμανση συμπλόκου με In^{111} , το οποίο δεν διαπερνά τον αιματο-εγκεφαλικό φραγμό (AACR Journals)



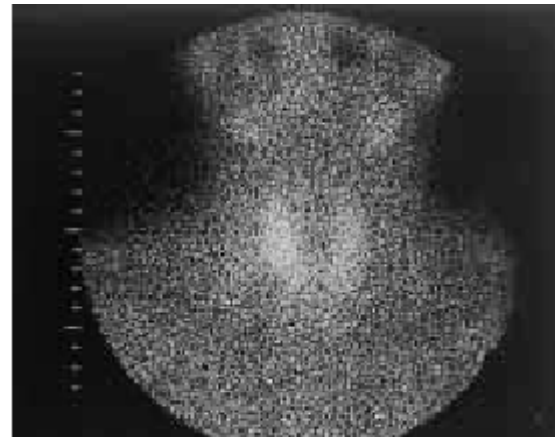
Αιμάτωση πνευμόνων
(μικροσφαίρες με Tc^{99m}).



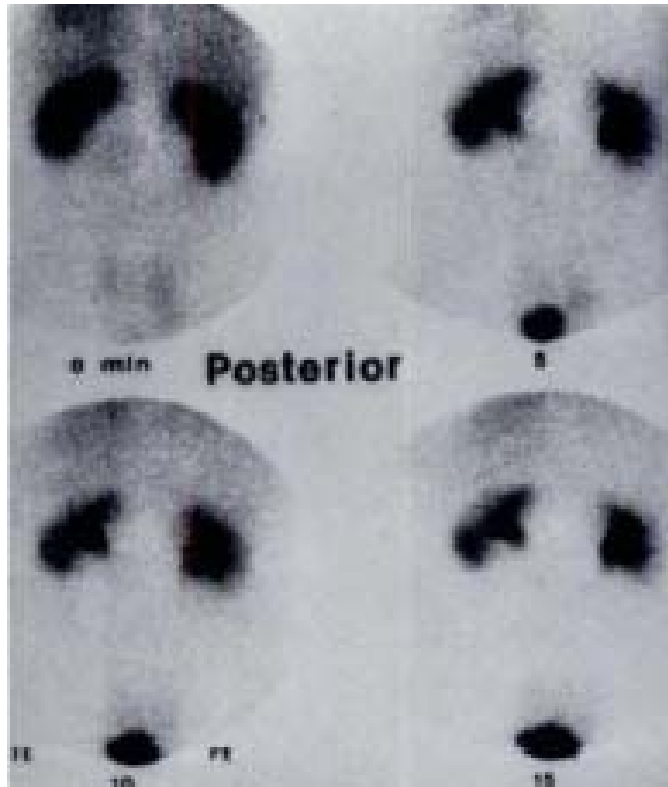
Σπινθηρογράφημα οστών
(σύμπλοκο Na με Tc^{99m}).



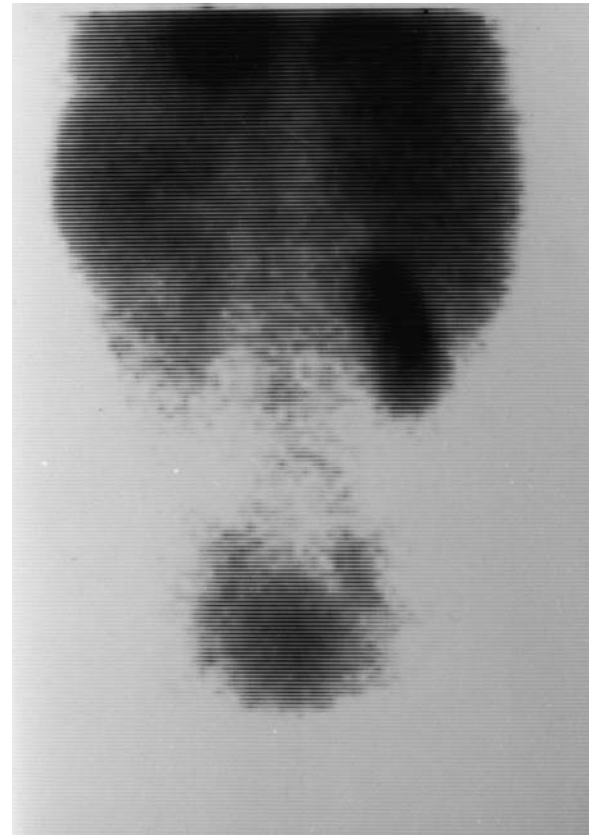
Σπινθηρογράφημα
θυρεοειδούς αδένος με ^{123}I .



Σπινθηρογράφημα
θυρεοειδούς αδένος με ^{201}Tl .



Σπινθηρογράφημα νεφρών,
 ^{131}I Hippuran.



Σπινθηρογράφημα νεφρών,
 $\text{Tc}^{99\text{m}}$ DTPA.

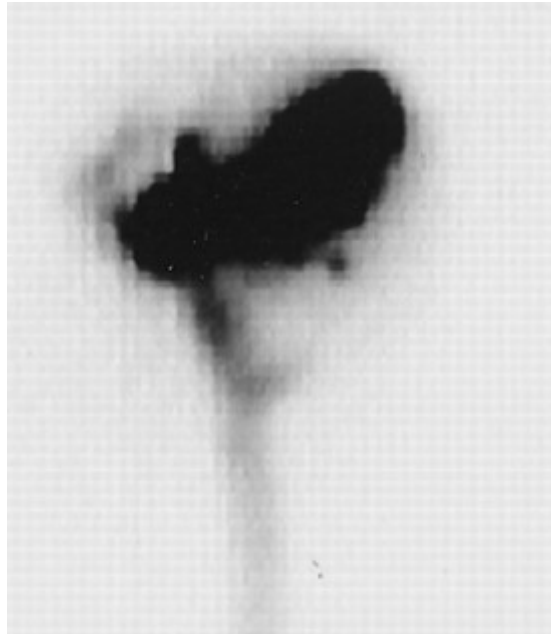
Παρατηρείστε τη διαφορά στην εκλεκτική απομάκρυνση μέσω των νεφρών

- Επιλεκτική απορρόφηση σε μολύνσεις (Infections): χρησιμοποιούνται επισημασμένα λευκοκύτταρα, που συγκεντρώνονται στο χώρο της μόλυνσης: πχ λευκοκύτταρα με ^{111}In δείχνουν μόλυνση στο κατιόν παχύ έντερο.



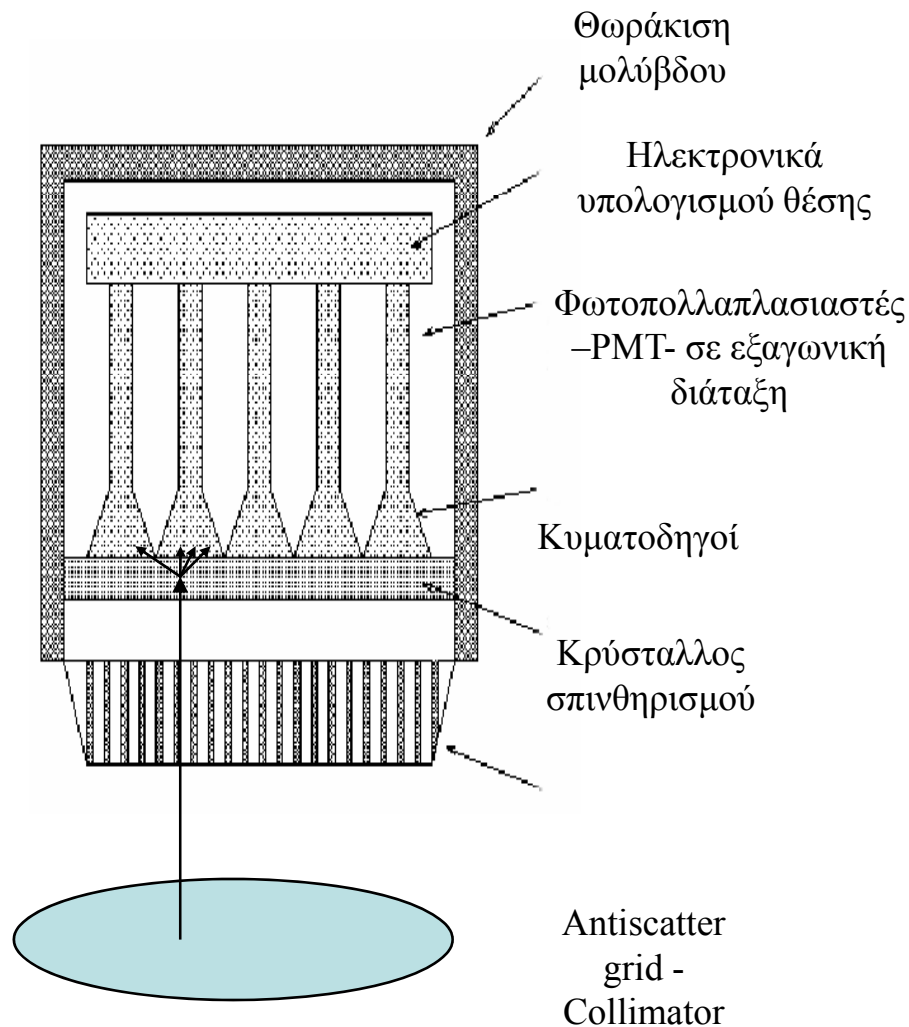
- Διαμερισματικός εντοπισμός ραδιοφαρμάκων: όταν το ραδιοεπισημασμένο σύμπλοκο εισαχθεί σε ένα κλειστό «διαμέρισμα» κανονικά δεν απομακρύνεται από αυτό.
 - Σύμπλοκο DTPA ραδιοεπισημασμένο με In^{111} , Yt^{169} , ή $\text{Tc}^{99\text{m}}$ εγχύεται στο εγκεφαλονωτιαίο υγρό με παρακέντηση της σπονδυλικής στήλης.
 - Χρήση αέριων ουσιών για μελέτη των αεραγωγών των πνευμόνων: $\text{Kr}^{81\text{m}}$ (παράγεται από γεννήτρια Rb-Kr), Xe^{133} , Xe^{127} κλπ.

- klfhkldj



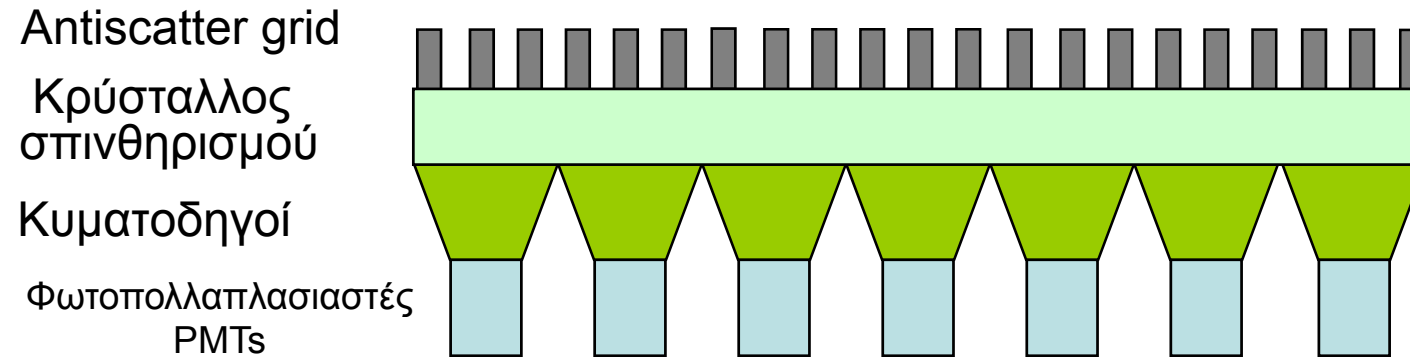
Έγχυση In^{111} στην σπονδυλική στήλη
και απεικόνιση του εγκεφαλονωτιαίου
υγρού (AACR Journals)

Σχηματική διάγραμμα γ-κάμερας



- Ένα φωτόνιο γ εκπέμπεται από τον ιστό.
- Αν είναι παράλληλο στο grid, περνά χωρίς να αλληλεπιδράσει και αλληλεπιδρά με τον κρύσταλλο σπινθηρισμού
- Παράγονται ορατά γ τα οποία συλλέγονται από κυματοδηγούς και κατευθύνονται στους φωτοπολλαπλασιαστές PMTs
- Υπολογίζεται η θέση και η ενέργεια του αρχικού φωτονίου

Το σύστημα συλλογής δεδομένων της γ-κάμερας

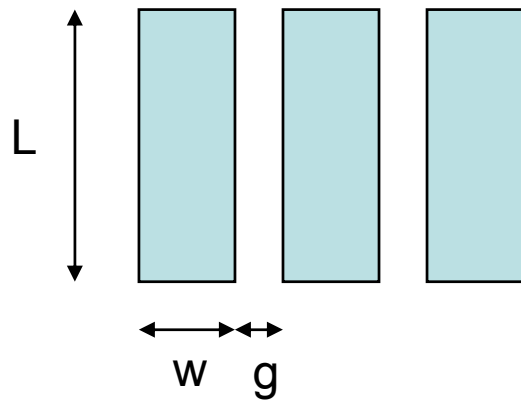


- Κύρια σημεία:
 - Οι οπές του grid είναι πολύ περισσότερες από τους PMTs
 - 1 φωτόνιο X παράγει ~1000 – 5000 φωτόνια στο ορατό – υπέρυθρο φάσμα τα οποία μοιράζονται στους γειτονικούς PMTs

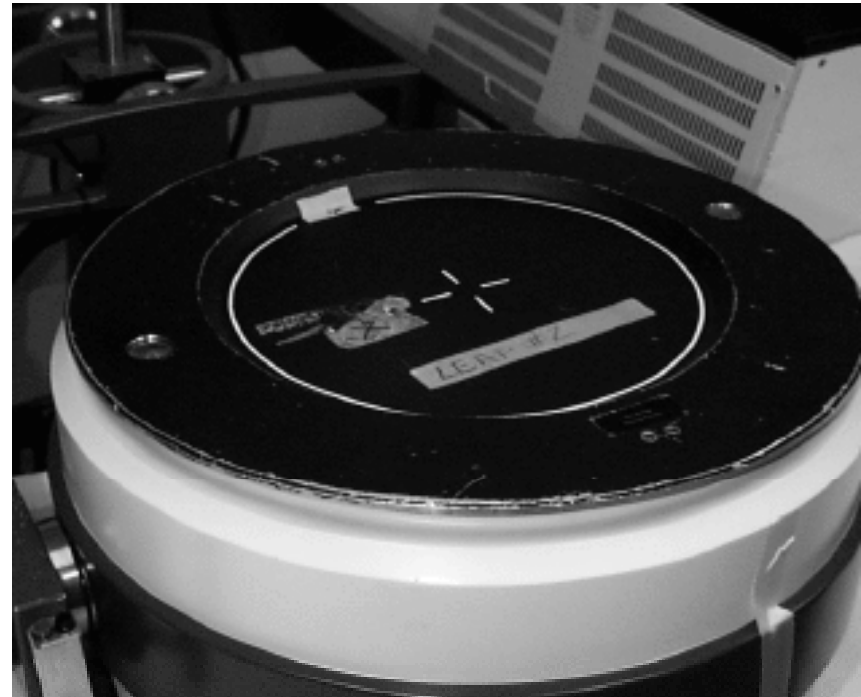
Σχάρα αντισκέδασης Antiscatter Grid

- **Σχάρα αντισκέδασης (antiscatter grid ή antiscatter collimator)**
 - Τοποθετείται ανάμεσα στον ασθενή και τον ανιχνευτή
 - Σκοπός: να απορροφά τα φωτόνια που προσπίπτουν όχι παράλληλα με τη γεωμετρία του grid, είτε λόγω σκέδασης Compton, είτε λόγω εκπομπής σε τυχαία κατεύθυνση.
 - Μειονέκτημα: απορρίπτει μεγάλο ποσοστό της ακτινοβολίας που εξέρχεται από τον ασθενή (90% - 95%) → αυξάνει η δόση του ασθενούς
 - Αποτελείται από ακτινοσκιερό υλικό (πχ Μόλυβδο – Pb) → αυξάνει πολύ το βάρος της κεφαλής της γ-κάμερα
 - $\text{grid ratio} = \frac{\text{μήκος οπής}}{\text{διάμετρος οπής}}$
 - μαστογραφία 8:1
 - ραδιογραφία 5:1

Τα χαρακτηριστικά του παράλληλου collimator

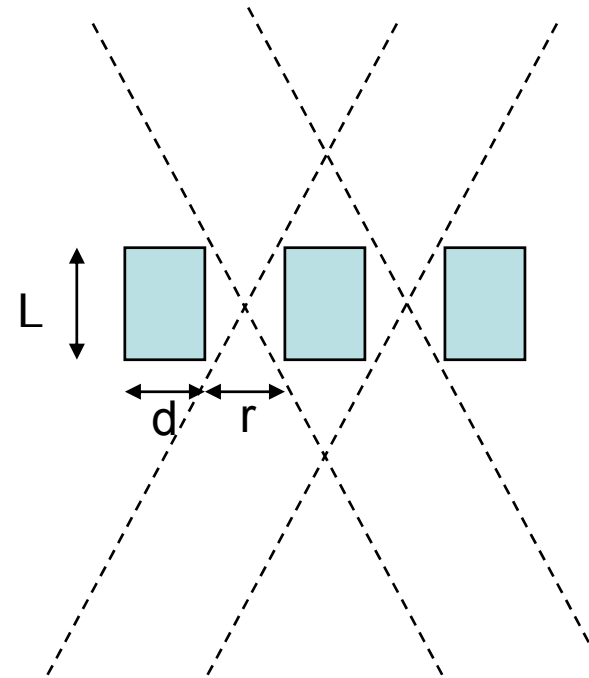


- w : Πάχος χωρισμάτων
- g : πλάτος κενού
- L : μήκος οπής



Παράλληλο antiscatter grid (Collimator)

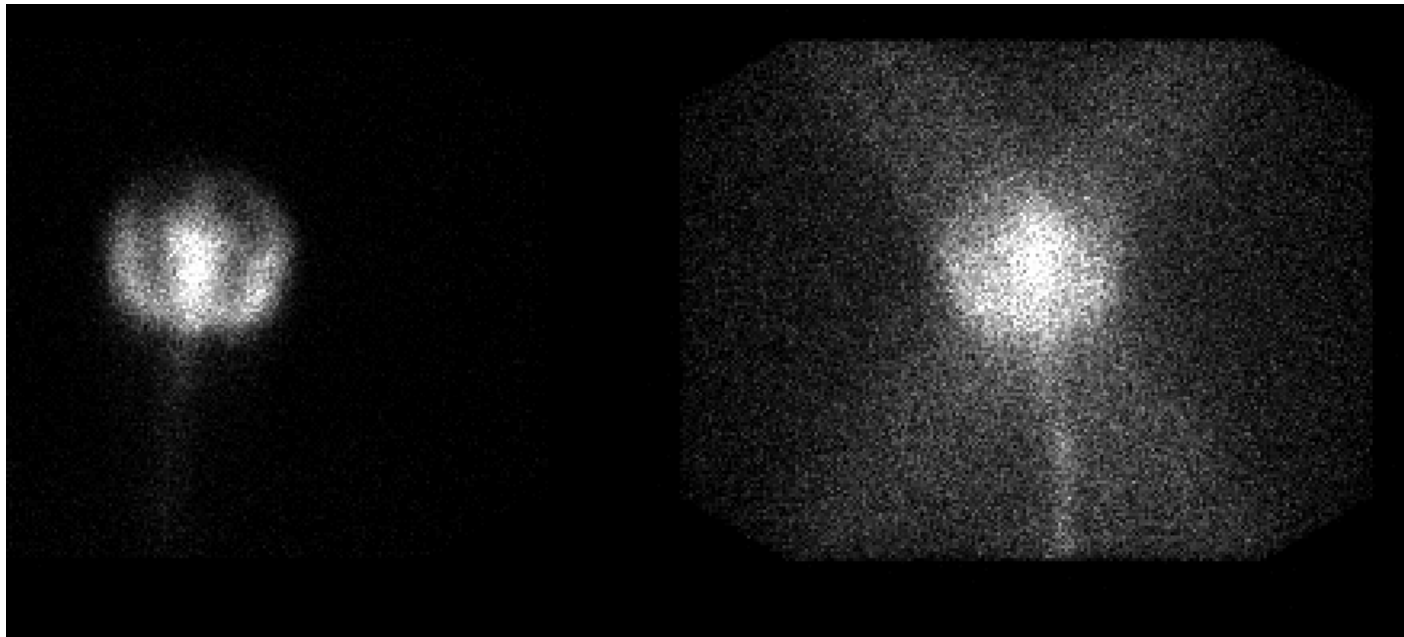
- Ορίζεται το grid του οποίου οι οπές έχουν παράλληλο άξονα
- Η χωρική ανάλυση της σχάρας αντισκέδασης είναι:
 - Ανάλογη της διαμέτρου της οπής
 - Αντιστρόφως ανάλογη του μήκους της οπής
 - Ανάλογη της απόστασης πηγής από grid



Αριθμητικά στοιχεία Collimators

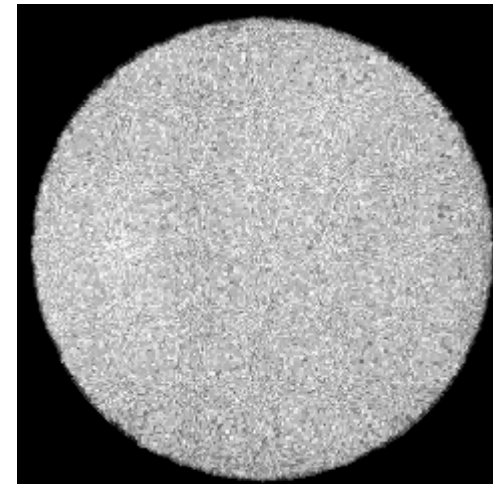
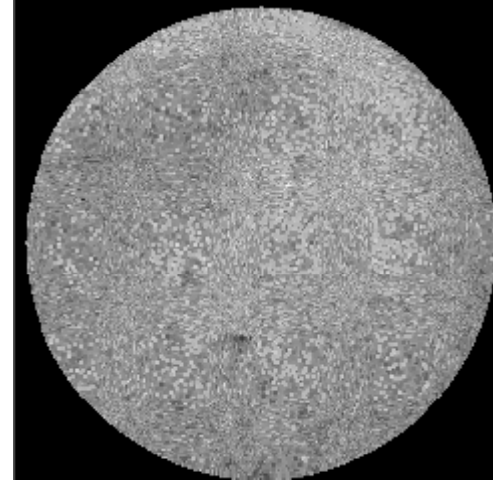
	R (διάμετρος οπών) (mm)	Πλήθος οπών	d Πάχος χωρισμάτων
Χαμηλής Ενέργειας, υψηλής ανάλυσης	1,8	30.000	0,3
Χαμηλής Ενέργειας, γενικής χρήσης	2,5	18.000	0,3
Χαμηλής Ενέργειας, υψηλής ευαισθησίας	3,4	9.000	0,3
Μεσαίας Ενέργειας, υψηλής ευαισθησίας	3,4	6.000	1,4

- Παράδειγμα σωστής και λανθασμένης επιλογής σχάρας αντισκέδασης (grid) για ^{111}In (αριστερά επιλέχθηκε σωστά σχάρα αντισκέδασης υψηλής ενέργειας, ενώ δεξιά επιλέχθηκε σχάρα αντισκέδασης χαμηλής ενέργειας).
- Δεξιά σημαντικό ποσοστό των φωτονίων διαπερνά τη σχάρα αντισκέδασης και καταγράφεται.

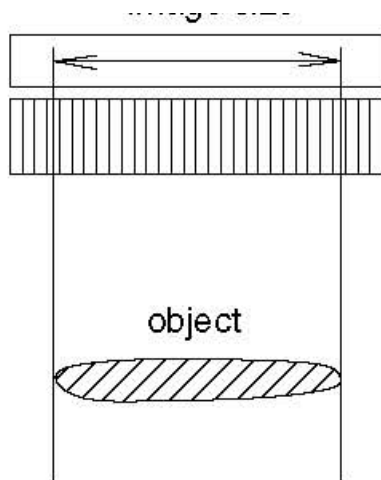


Παράδειγμα εικόνας λόγω ζημιάς στο antiscatter collimator

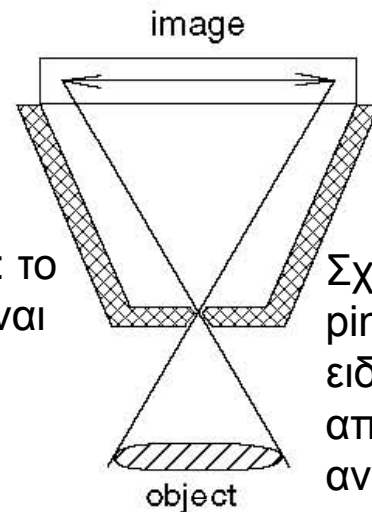
- VI;dkjvd;lkj



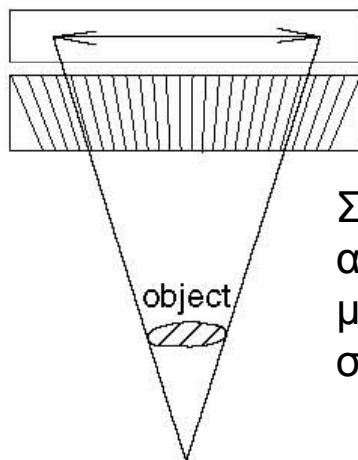
Άλλες γεωμετρίες σχάρας αντισκέδασης - grid



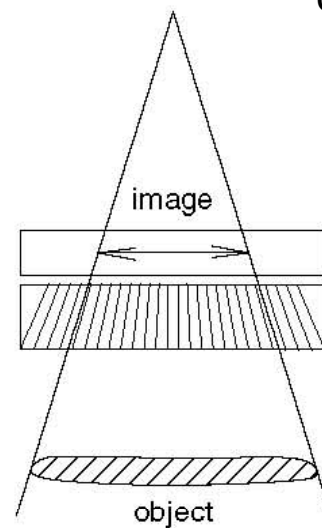
Παράλληλη γεωμετρία: το μέγεθος της εικόνας είναι ίσο με το μέγεθος του αντικειμένου



Σχάρα αντισκέδασης rinhole: μεγέθυνση του ειδώλου ανάλογα με την αποσταση του αντικείμενου από τη σχάρα.



Συγκλίνουσα σχάρα αντισκέδασης: μεγενθυμένο είδωλο σε σχέση με το αντικείμενο.

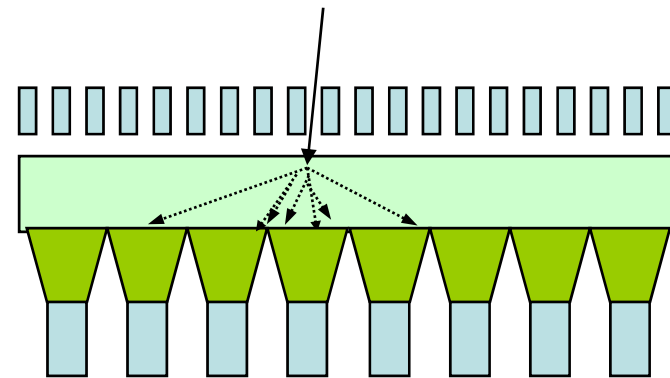
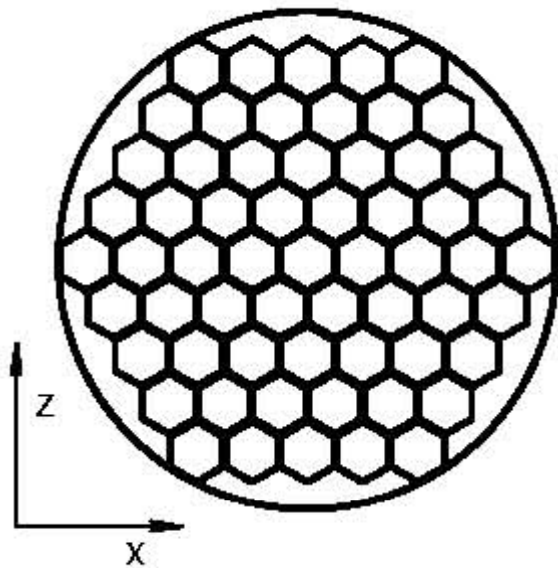


Αποκλίνουσα σχάρα αντισκέδασης: είδωλο σε σμίκρυνση σε σχέση με το αντικείμενο.

Κρύσταλλος σπινθηρισμού (Scintillation Crystal)

- Τα εισερχόμενα Χ, μετά το grid, προσπίπτουν στον κρύσταλλο σπινθηρισμού.
- Ο ρόλος του SC είναι να ανιχνεύει τα εισερχόμενα Χ, μετατρέποντας τα σε φωτόνια ορατού ή υπέρυθρου φάσματος. Κάθε φωτόνιο Χ που προσπίπτει στον SC παράγει χιλιάδες φωτόνια ορατού ή υπέρυθρου.
- Υλικό: NaI με προσμίξεις TI (θαλίου), ή Γερμανικό Βισμούθιο ($\text{BiGe}_4\text{O}_{12}$), Ιωδιούχο Κέσιο (CsI) κλπ.
- Συνήθως: NaI (TI), με ένα κρύσταλλο διαμέτρου 28 cm. Το πάχος 0.5" (1,2 cm) έως 2,5 cm.
- Ο κρύσταλλος είναι σφραγισμένος σε μεμβράνη από πλαστικό, ή αλουμίνιο (Al), ώστε να προστατεύεται από την υγρασία (αρκετοά είδη κρυστάλλων είναι υγροσκοπικοί) και να μην εισέρχεται φως από το περιβάλλον.
- Στην περίπτωση του $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ($E_\gamma=140\text{keV}$) ανιχνεύεται το 80% των γ . Όταν η E_γ αυξάνει, η ευαισθησία του κρυστάλλου μειώνεται ($E_\gamma=511\text{keV}\rightarrow$ ανιχνεύεται το 10% των γ).

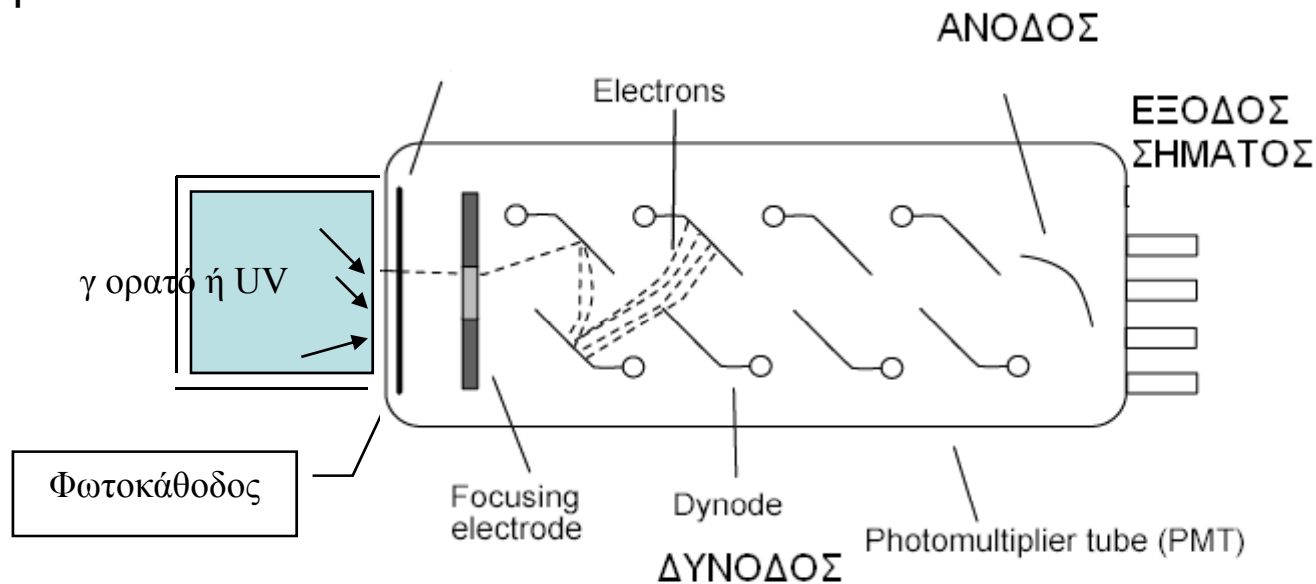
- Μετά από κάθε πρόσκρουση φωτονίου χ , τα παραγόμενα φωτόνια φθορισμού διασπείρονται σε μία επιφάνεια που αντιστοιχεί σε ένα αριθμό φωτοπολλαπλασιαστών.
- Τα φωτόνια φθορισμού οδηγούνται στους φωτοπολλαπλασιαστές μέσω κυματοδηγών.



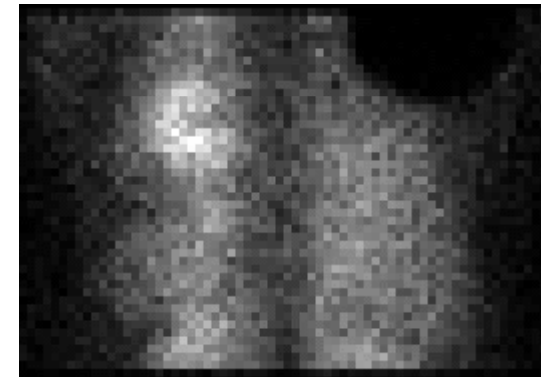
Η διδιάστατη κατανομή των PMTs στην επιφάνεια του κρυστάλλου.

Αρχή λειτουργίας του Φωτοπολλαπλασιαστή PMT

- Σωλήνας σε κενό αέρος, με φωτοκάθοδο στο ένα άκρο και άνοδο στο άλλο άκρο. Η μεταξύ τους διαφορά τάσης είναι $\sim 100\text{kV}$, που μοιράζεται σε μία σειρά 6-10 δυνόδους (δύνοδοι και άνοδος σε θετική τάση).
- Το εισερχόμενο φωτόνιο φθορισμού, προσκρούει στην φωτοκάθοδο και παράγει μικρό αριθμό ηλεκτρονίων e .
- Τα e επιταχύνονται προσκρούοντας από δύνοδο σε δύνοδο και κάθε φορά παράγονται δευτερογενή e .
- Το φαινόμενο είναι εκθετικό, με αποτέλεσμα στην άνοδο τελικά να προσκρούουν $\sim 10^6 e$.



- Ο PMT παρουσιάζει νεκρό χρόνο $\sim 1\mu\text{sec}$ μετά την καταγραφή κάποιου φωτονίου, κατά τη διάρκεια του οποίου δεν αντιλαμβάνεται την είσοδο νέου φωτονίου. Όπως θα δούμε αργότερα, αυτό επιδρά στην ποιότητα των ραδιϊσοτοπικών εικόνων.
- Στο διπλανό σχήμα βλέπουμε εικόνα αιμάτωσης πνευμόνων με 1 PMT να υπερλειτουργεί και ένα PMT να μην λειτουργεί.



Παράδειγμα
σπινθηρογραφήματος
με ελαττωματικό PMT

Υπολογισμός θέσης

- Ο πλέον διαδεδομένος και εύκολος τρόπος υπολογισμού της θέσης της αλληλεπίδρασης του φωτονίου γ με τον κρύσταλλο σπινθηρισμού, γίνεται με μέσο όρο των θέσεων του κάθε PMT, σταθμισμένο με την ισχύ του σήματος εξόδου τους:
 - $PMT(i)$: η ισχύς εξόδου κάθε PMT, $i=1\dots N$
 - x_i η υπολογιζόμενη θέση του φωτονίου στον κρύσταλλο

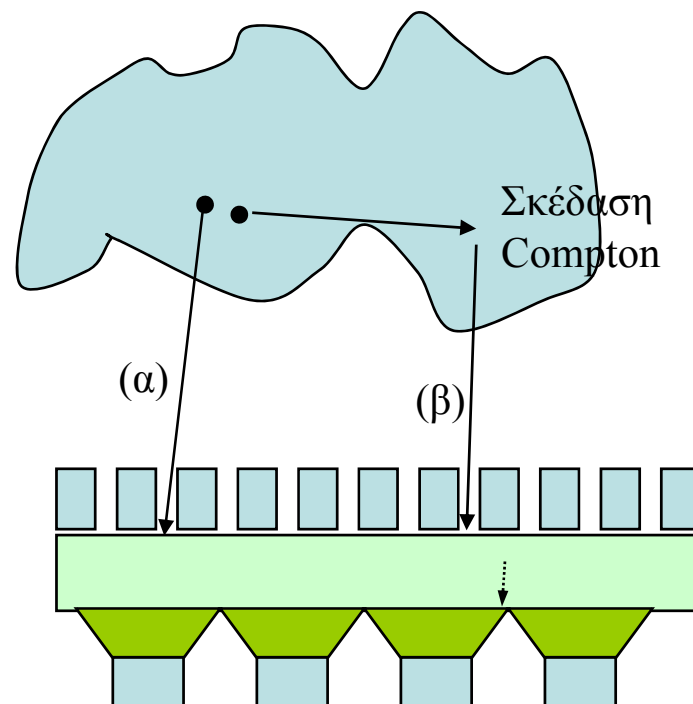
$$x = \sum_i x_i PMT(i)$$

- Πρέπει να σημειωθεί ότι ο υπολογισμός της θέσης απαιτεί να υπάρχει έξοδος από ένα αριθμό φωτοπολλαπλασιαστών. Μέσω αυτού του τρόπου είναι δυνατή η παραγωγή ραδιοισοτοπικών εικόνων με αριθμό pixels πολύ μεγαλύτερο από τον αριθμό των φωτοπολλαπλασιαστών της γ -κάμερας.

- Εναλλακτικά, ο υπολογισμός της θέσης της πηγής γίνεται με συνέλιξη του PMT σήματος με μία μάσκα m , που ορίζεται ως ακολούθως:
- Μήκος ίσο με τον αριθμό των PMTs. Το 1ο στοιχείο της μάσκας έχει τιμή -1, το τελευταίο έχει τιμή 1 και τα ενδιάμεσα στοιχεία κατανέμονται γραμμικά
- Η συνέλιξη της m με το PMT σήμα, αποτελεί τη σταθμισμένη παράγωγο του PMT σήματος, και η αλλαγή προσήμου της γίνεται στη θέση της πηγής.

Υπολογισμός ενέργειας εισερχόμενου φωτονίου X για απόριψη των σκεδασμένων

- Αρχή τόσο της ραδιοϊσοτοπικής, όσο και της ραδιογραφικής απεικόνισης, αποτελεί η καταγραφή φωτονίων που προσπίπτουν σύμφωνα με τη γεωμετρία της σχάρας αντισκέδασης.
- Στο σχήμα δίνεται παράδειγμα φωτονίου που καταγράφεται αφού υπέστη σκέδαση Compton, σε θέση του κρυστάλλου, η οποία δεν αντιστοιχεί στο σημείο έκπομπής του (περίπτωση β).
- Ο μόνος τρόπος να ανιχνευτούν αυτά τα σκεδασμένα φωτόνια, ώστε να μη συμμετάσχουν στην παραγωγή της ραδιοϊσοτοπικής εικόνας, είναι μέσω της ανίχνευσης τους βάσει της ενέργειάς τους που είναι μειωμένη λόγω της σκέδασης.



Υπολογισμός ενέργειας του εισερχόμενου φωτονίου X

- Το πλάτος του σήματος που παράγεται από τον PMT είναι ανάλογο της E του εισερχόμενου φωτονίου X.
- Η γ κάμερα αποκλείει τη συνεισφορά των εισερχόμενων φωτονίων με ενέργεια σημαντικά μικρότερη από αυτή της εκπομπής του ραδιοισοτόπου. Αυτό συμβαίνει, διότι εισερχόμενο φωτόνιο X με ενέργεια μικρότερη της ενέργειας εκπομπής του χρησιμοποιούμενου ραδιοισοτόπου συνεπάγεται ότι έχει υποστεί σκέδαση Compton.
- Αν λάβουμε υπόψη ότι το 25% των εισερχόμενων ορατών / υπέρυθρων γ στον PMT παράγουν ηλεκτρόνια, περιορίζεται η ικανότητα της γ κάμερας να διακρίνει φωτόνια διαφορετικής ενέργειας περίπου στο 10% της κύριας ενέργειας εκπομπής.

Η έννοια της χωρικής ανάλυσης -spatial resolution

- Η ικανότητα του απεικονιστικού συστήματος να διαχωρίζει (απεικονίζει ξεχωριστά) 2 σημεία του αντικειμένου.
- Η χωρική ανάλυση καθορίζεται από πολλούς παράγοντες, όπως:
 - Φυσικό μέγεθος pixel
 - Γεωμετρία antiscatter grid
 - Απόσταση αντικειμένου από ανιχνευτή
 - Πάχος κρυστάλλου ανιχνευτή
 - Ενέργεια ακτίνων X
 - κλπ.

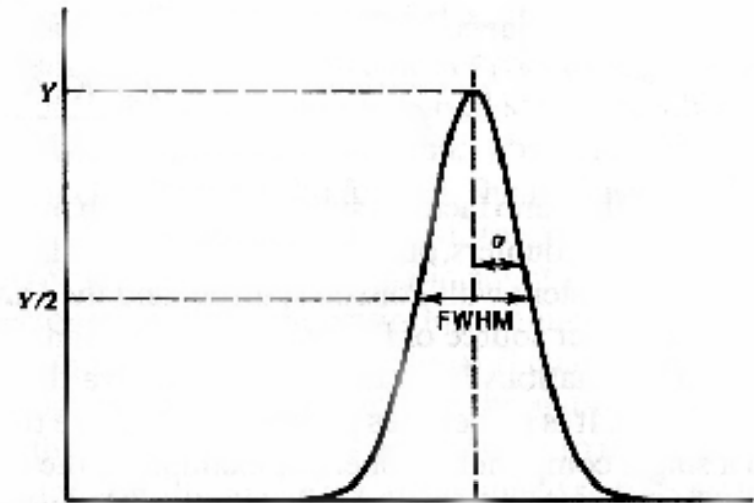
- ένα σημείο του αντικειμένου που αντινοβολεί θεωρείται συνάρτηση δ
- Το απεικονιστικό σύστημα (γ-κάμερα) θεωρείται γραμμικό σύστημα S
- Η έξοδος του συστήματος $S(\delta(x,y))$ για ένα σημείο δεν είναι σημειακή, αλλά εκτείνεται σε πολλά pixel
- Η παραπάνω έξοδος καλείται συνάρτηση διασποράς σημείου –Point Spread Function: PSF, σε πλήρη αναλογία με την κρουστική απόκριση του S :

$$- \text{PSF} = S(\delta(x,y))$$

- Ένα αντικείμενο A απεικονίζεται από το παραπάνω σύστημα σαν συνέλιξη του A με το PSF.
- Η PSF περιγράφεται από το πλάτος της στο μισό του ύψους (Full Width at Half Maximum – FWHM) της και από το πλάτος της στο 1/10 του ύψους της (Full Width at Tenth Maximum – FWTM).
- Ο παράγοντας FWTM χρησιμοποιείται διότι συχνά μία πηγή απεικονίζεται ως κατανομή με «ουρές» μικρού ύψους, λόγω της καταγραφής σκεδασμένων φωτινίων,

Όριο διακριτικότητας

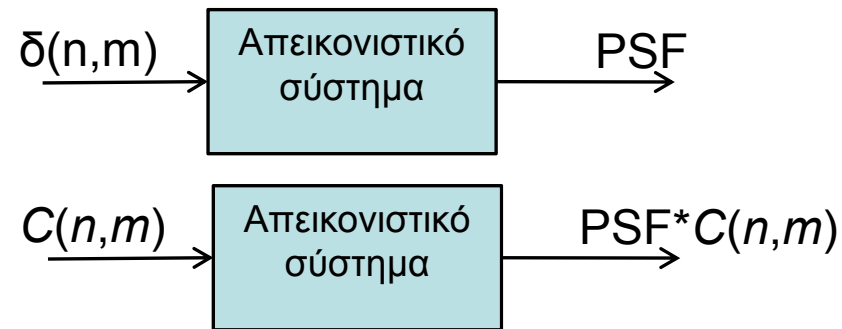
- Ως όριο διακριτικότητας ορίζεται η μικρότερη απόσταση κάτω από την οποία δύο σημεία του υπό απεικόνιση αντικειμένου απεικονίζονται σαν ένα.
- Η PSF ενός απεικονιστικού συστήματος συνήθως έχει τη μορφή μίας γκαουσιανής.
- Ως όριο της απόστασης δύο σημείων του αντικειμένου που απεικονίζεται από το σύστημα, κάτω από την οποία τα δύο σημεία απεικονίζονται σαν ένα, ενώ πάνω από την οποία διακρίνονται σαν δύο σημεία ορίζεται το πλάτος του PSF στο μισό του μέγιστου ύψους του (Full Width at Half Maximum – FWHM)



- Η χωρική ανάλυση της γ-κάμερας μπορεί να αναλυθεί σε δύο επιμέρους χωρικές αναλύσεις:
 - Την χωρική ανάλυση της σχάρας αντισκέδασης
 - Την εσωτερική χωρική ανάλυση (internal spatial resolution) που προέρχεται από τον τρόπο υπολογισμού της θέσης πρόσκρουσης των φωτονίων X με τον κρύσταλλο σπινθυρισμού, μέσω της εξόδου των φωτοπολλαπλασιαστών
- Στην περίπτωση της γ-κάμερας, η χωρική ανάλυση επηρεάζεται από:
 - Τη γεωμετρία του grid
 - Την απόσταση της πηγής από το grid.
 - Τη διάταξη των PMTs και τον τρόπο που μεταφέρονται σε αυτούς τα ορατά φωτόνια από τον κρύσταλλο

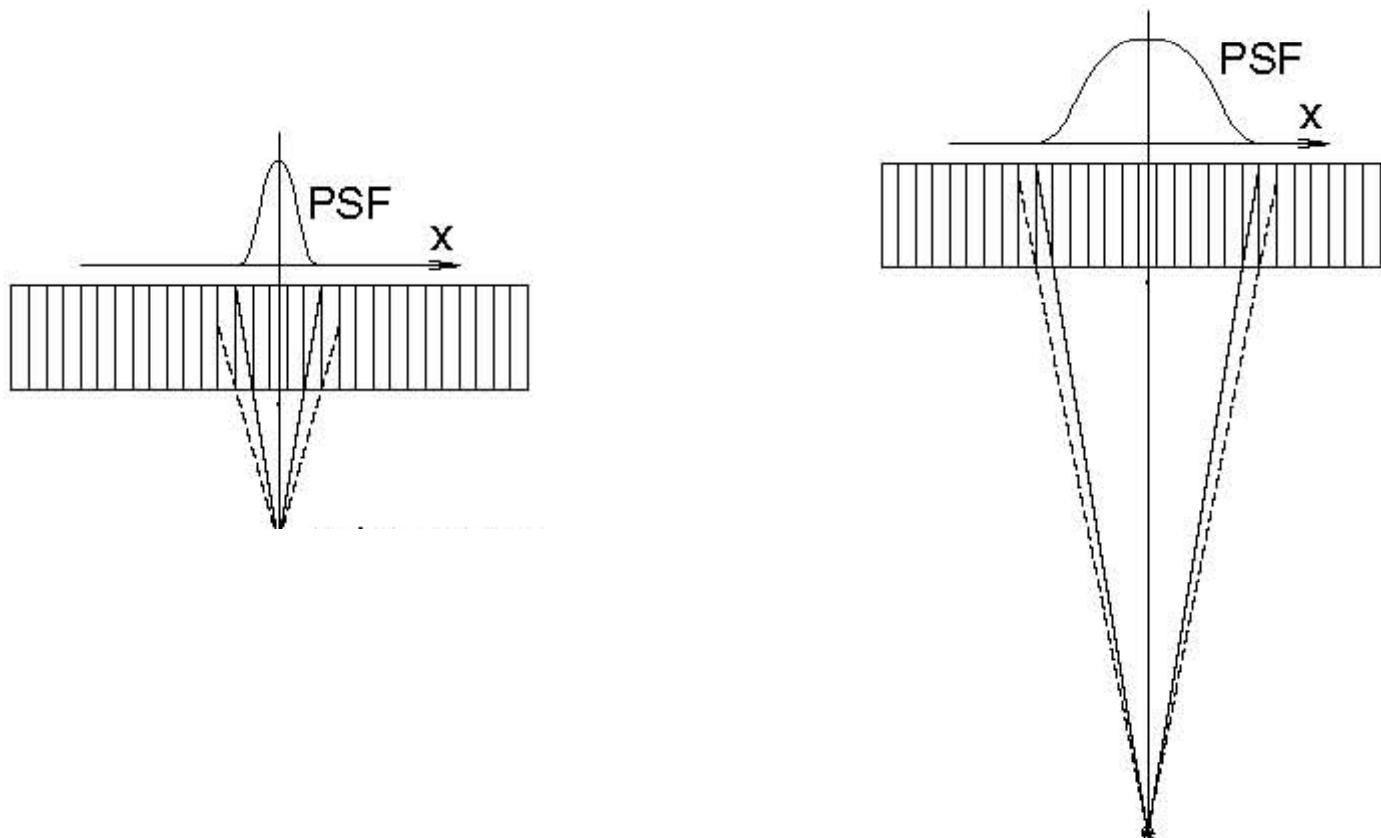
Το απεικονιστικό σύστημα ως γραμμικό σύστημα

- Σύμφωνα με τα προηγούμενα, αν το απεικονιστικό σύστημα απεικονίζει μία σημειακή ραδιενεργή πηγή σαν μία γκαουσιανή συνάρτηση PSF, τότε μπορεί να θεωρηθεί ως γραμμικό σύστημα με κρουστική απόκριση ίση με την PSF.

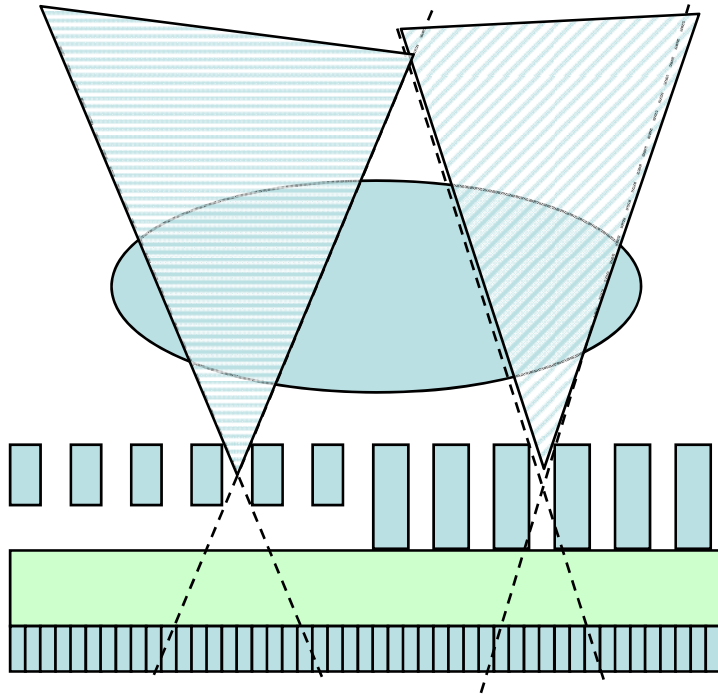


- Η Γ-κάμερα μπορεί να θεωρηθεί ως συνδυασμός 2 απεικονιστικών υποσυστημάτων συνδεδεμένα σε σειρά: της σχάρας αντισκέδασης και του υποσυστήματος υπολογισμού της θέσης κάθε φωτονίου X στον κρύσταλλο σπινθιρισμού:

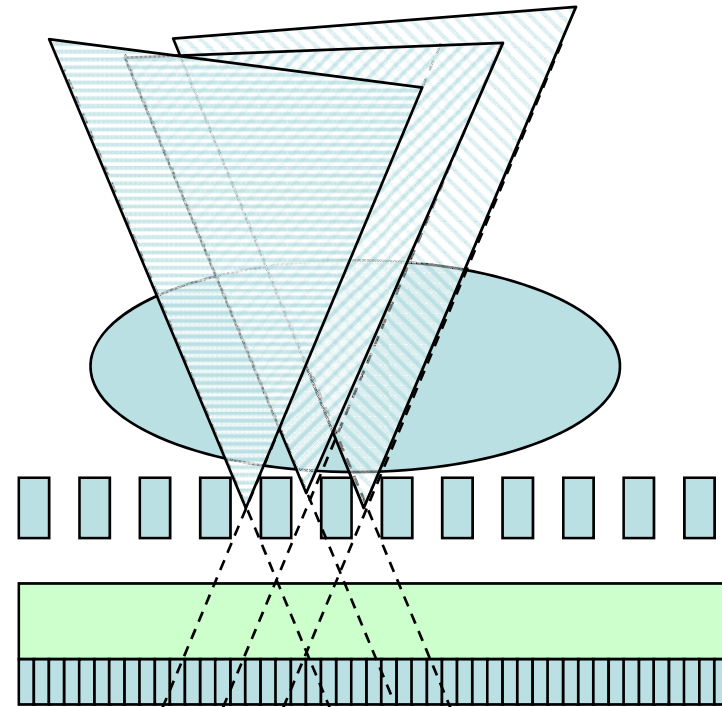




- Η επίδραση της απόστασης της πηγής στη χωρική ανάλυση της σχάρας αντισκέδασης (ισοδύναμα πλάτος του PSF_{GRID}).
- Μικρότερη απόσταση πηγής \rightarrow μεγαλύτερη περιοχή καταγράφεται από 1 μόνο οπή του grid
- Πρέπει να σημειωθεί ότι η απόσταση πηγής – grid δεν επηρεάζει την εσωτερική σωρική ανάλυση της γ -κάμερας.

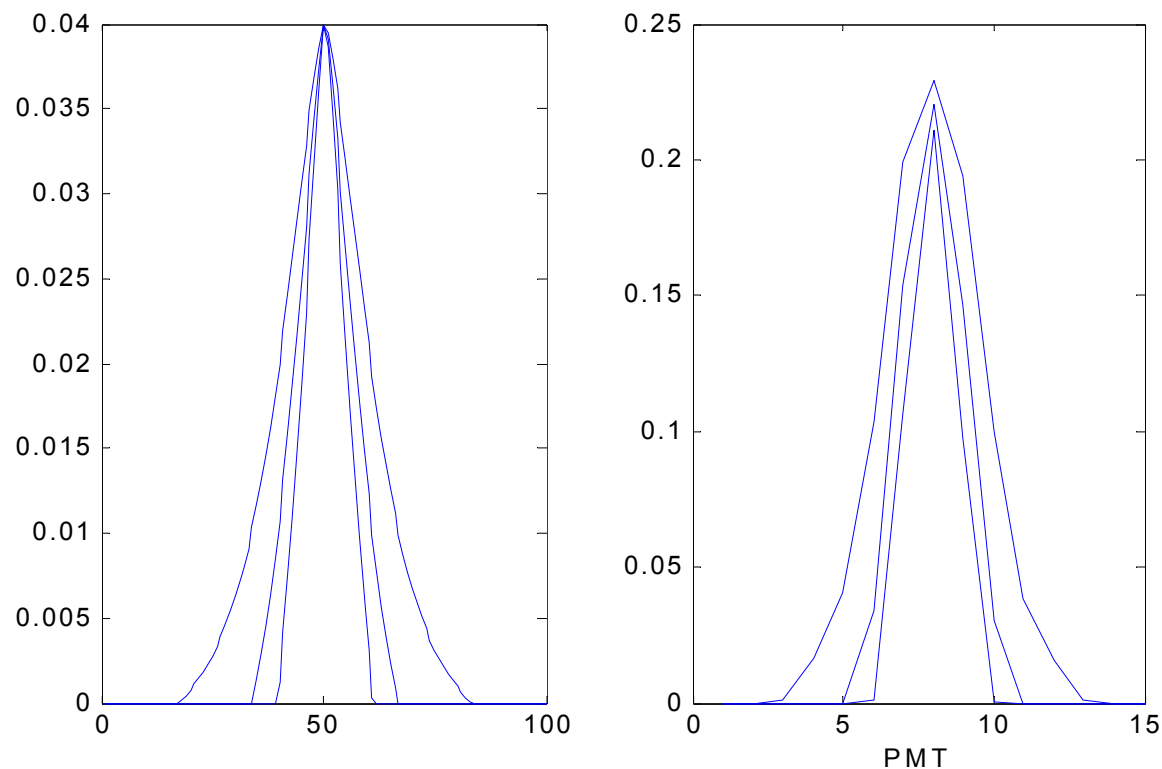


μεγαλύτερο το grid ratio μήκος/διάμετρο
 → μικρότερη η διασπορά των
 καταγραφόμενων γ στον κρύσταλλο
 σπινθηρισμού από συγκεκριμένη περιοχή
 του σώματος



Ανάλογα με την απόσταση από την
 σχάρα αντισκέδασης, υπάρχουν
 περιοχές του χώρου, που
 καταγράφονται από 1, 2, ή 3 οπές του
 grid.

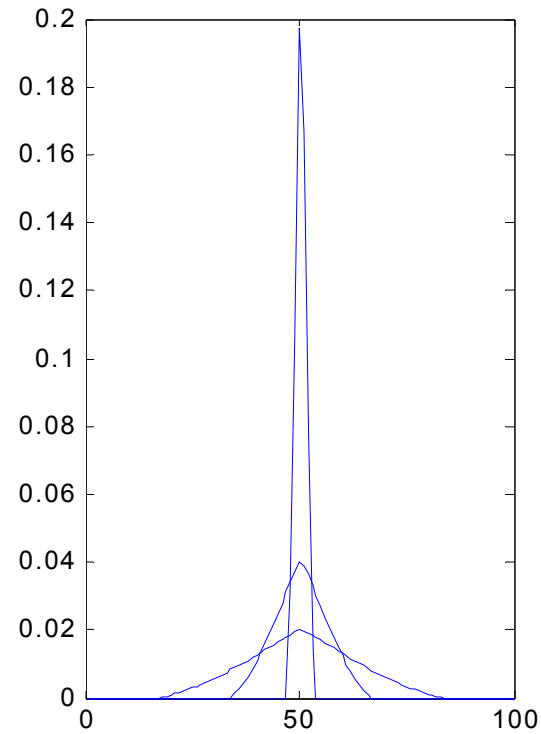
Τα χαρακτηριστικά του παράλληλου collimator: Παράδειγμα εξομοίωσης



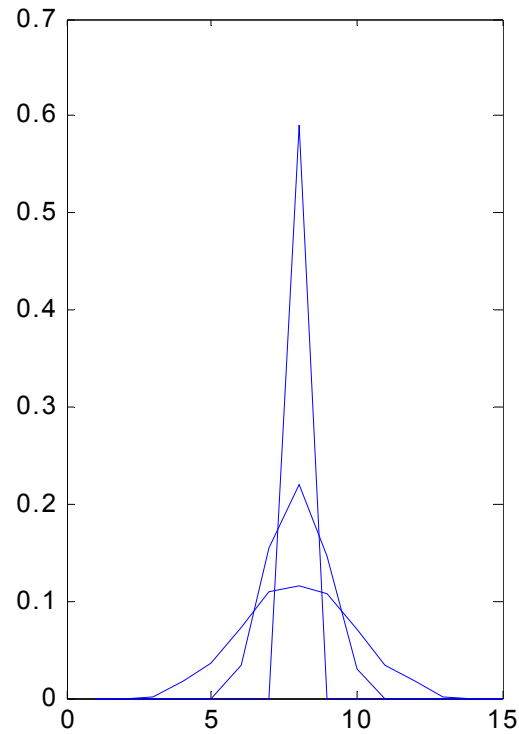
Σήμα συναρτήσεως του grid Σήμα συναρτήσεως των PMTs

Μεταβάλλοντας το μήκος οπής L ($L=1, L=2, L=3$), με σταθερό πάχος $g=2$ και διάμετρο οπής $w=1$.

Οι μονάδες δεν είναι πραγματικές και χρησιμοποιούνται για την εξομοίωση.



Σήμα συναρτήσεως του grid



Σήμα συναρτήσεως των PMTs

- Μεταβάλλοντας την απόσταση της πηγής από τον collimator: $d=10$, $d=50$, $d=100$.
- $L=1$, $g=2$, $w=1$.

Ορισμός του MTF και σχέση με το PSF

- Όπως είδαμε, το PSF συνήθως προσεγγίζεται από μία γκαουσιανή.

$$PSF(x, y) = e^{-a(x^2 + y^2)}$$

- Ο FT του PSF, κανονικοποιημένος ως προς το ολοκλήρωμα της PSF, καλείται συνάρτηση μεταφοράς του απεικονιστικού συστήματος (System Transfer Function –STF).

$$STF = A.FT(PSF), A = \left(\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF dx dy \right)^{-1} \Rightarrow$$

$$STF(u, v) = A \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \cos\left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{N}\right) dx dy - jA \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \sin\left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{N}\right) dx dy$$

- Το STF είναι μιγαδική συνάρτηση και μπορεί να αναλυθεί σε συνάρτηση πλάτους (η οποία καλείται Modulation Transfer Function –MTF) και σε συνάρτηση φάσης (η οποία καλείται Phase Transfer Function –PTF).

$$STF = A.FT(PSF), A = \left(\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF dx dy \right)^{-1} \Rightarrow$$

$$MTF(u, v) = A \left(\left(\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \cos\left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{N}\right) dx dy \right)^2 + \left(\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \sin\left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{N}\right) dx dy \right)^2 \right)^{\frac{1}{2}}$$

$$PTF = \tan^{-1} \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \sin\left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{N}\right) dx dy}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \cos\left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{N}\right) dx dy}$$

- Στις πιο πολλές πρακτικές εφαρμογές, η PSF παρουσιάζει μέγιστο στο 0 και είναι συμμετρική \rightarrow το γινόμενο της ημιτονικής συνάρτησης επί την PSF είναι γινόμενο άρτιας επί περιττή συνάρτηση \rightarrow 'το γινόμενο είναι περιττή συνάρτηση \rightarrow το γενικευμένο ολοκλήρωμα της είναι ίσο με το 0.

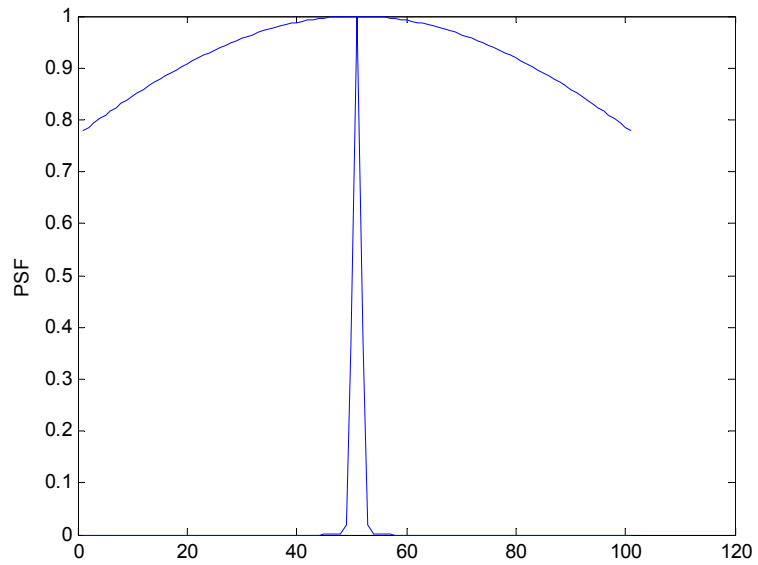
$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) \sin\left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{N}\right) dx dy = 0$$

- Κατά συνέπεια, η MTF είναι ίση με το πραγματικό μέρος της STF.

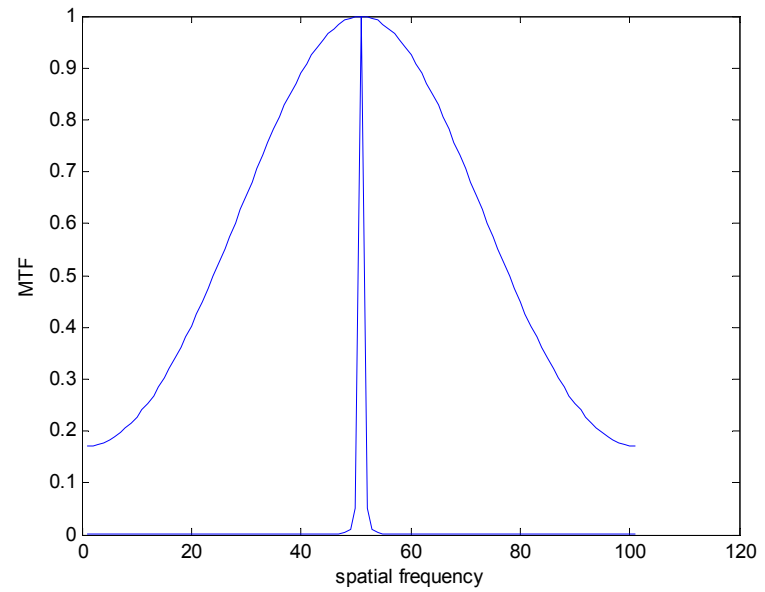
$$MTF = \text{Re}(STF) = \sqrt{|STF|^2}$$

- Η MTF δείχνει πόσο καλά το απεικονιστικό σύστημα μεταφέρει τις χωρικές συχνότητες.
- Αποδεικνύεται ότι ο FT μίας γκαουσιανής είναι επίσης γκαουσιανή με αντίστροφο σ. Σύστημα με υψηλή χωρική ανάλυση (δηλ PSF με a μικρό) έχει MTF με πλάτος μεγάλο \rightarrow μεταφέρει καλά και τις υψηλές συχνότητες και αντιστρόφως.

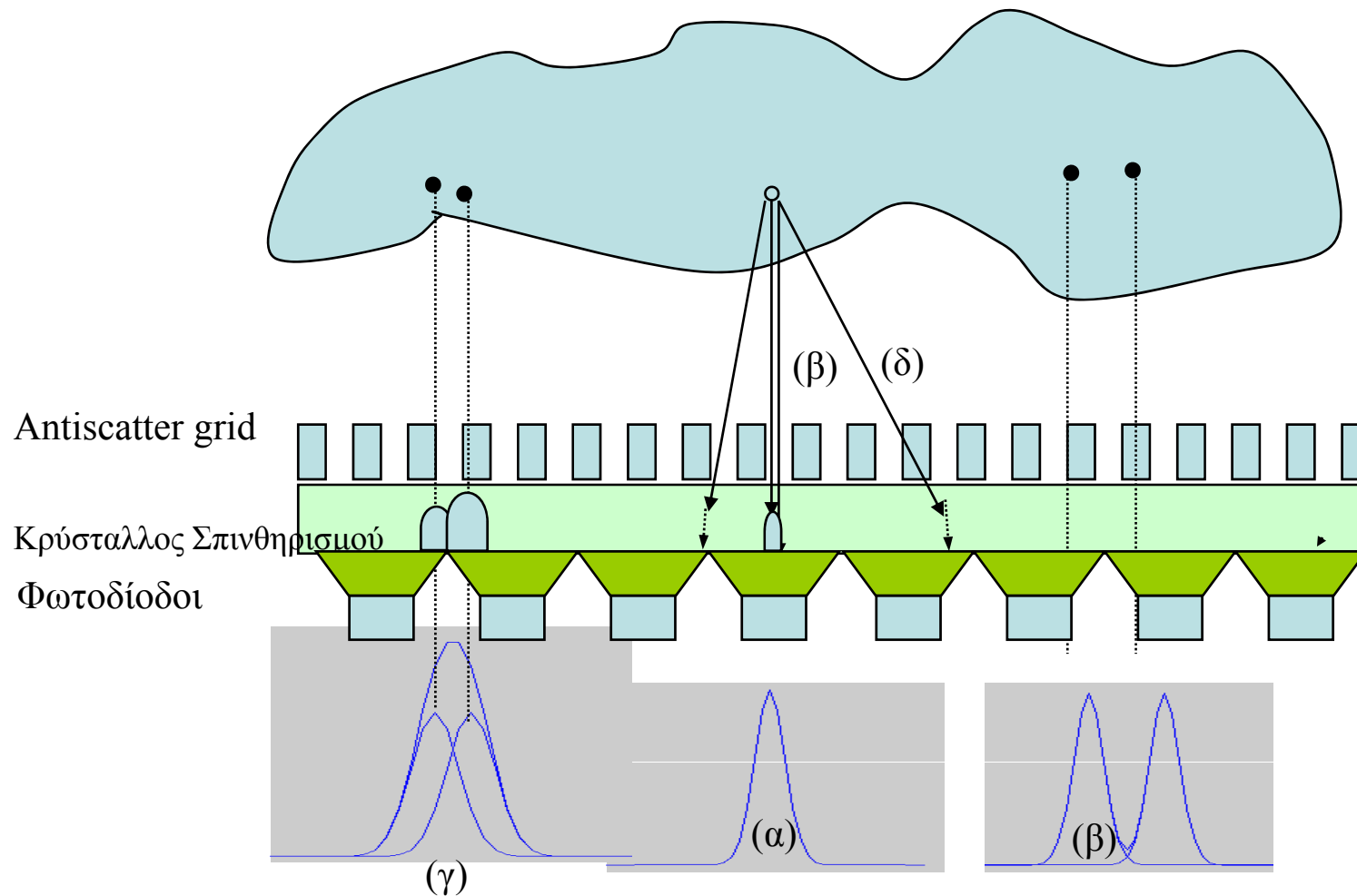
$$PSF = e^{-ax^2} \leftrightarrow FT(PSF) = \frac{1}{2a} e^{-\frac{w^2}{4a}}$$



(α) δύο PSF γκαουσιανές
με $\sigma=10$ και $\sigma=0.1$

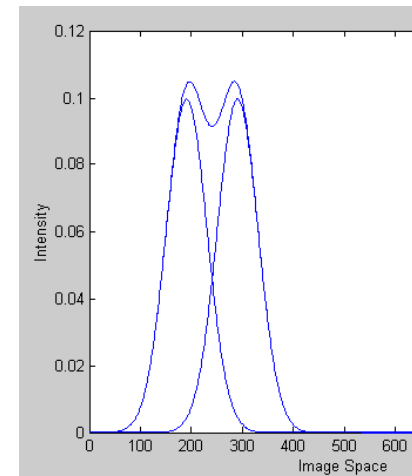


(β) Οι αντίστοιχες MTFs
συναρτήσσει της χωρικής
συχνότητας

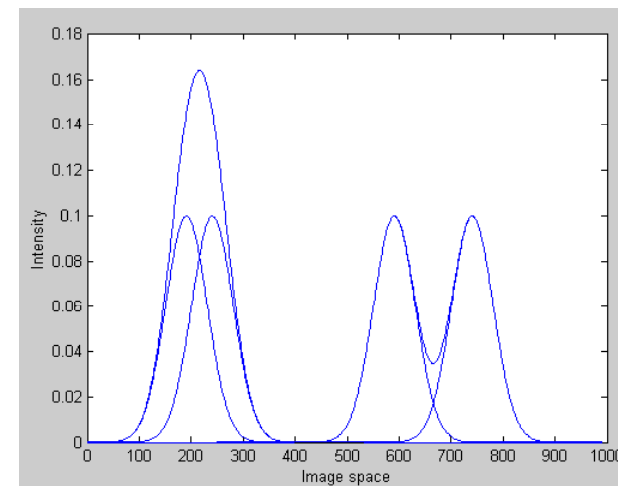


- (α) ένα σημείο του αντικειμένου απεικονίζεται σαν PSF (πχ $\sigma=4$)
- (β) 2 σημεία του αντικειμένου απεικονίζονται σαν PSF και το αποτέλεσμα αθροίζεται. Τα σημεία διακρίνονται
- (γ) 2 σημεία του αντικειμένου απεικονίζονται σαν PSF. Το αποτέλεσμα αθροίζεται και προκύπτει μία νέα PSF. Αρα το σύστημα δεν μπορεί να διακρίνει τα δύο αυτά σημεία, διότι δεν απέχουν αρκετά.

- Απεικόνιση δύο σημείων σε απόσταση = FWHF του PSF του απεικονιστικού συστήματος. Στην τελική εικόνα οριακά διακρίνονται (α).
- Απεικόνιση δύο σημείων σε απόσταση < FWHF του PSF. Στην τελική εικόνα δεν διακρίνονται (β).
- Απεικόνιση δύο σημείων σε απόσταση > FWHF του PSF. Στην τελική εικόνα διακρίνονται σαν δύο σημεία (γ).



(α)

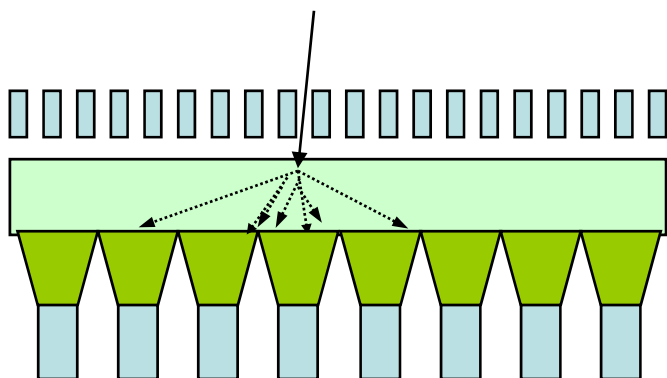


(β)

(γ)

Εσωτερική ανάλυση της γ κάμερας (intrinsic resolution)

- Ένα φωτόνιο X που αλληλεπιδρά με τον κρύσταλλο σπινθηρισμού, παράγει ένα αριθμό από γ (στο ορατό ή υπέρυθρο φάσμα).
- Τα παραγόμενα φωτόνια συλλέγονται από ένα αριθμό PMTs (και όχι μόνο από έναν).
- Έτσι το σήμα των PMTs δεν είναι μία συνάρτηση δ , αλλά έχει «ουρά» δεξιά και αριστερά, όπως μία γκαουσιανή.
- Το πλάτος του σήματος στο μισό του ύψους του FWHM και πλάτος του σήματος στο 1/10 του ύψους του FWTM ορίζει την εσωτερική ανάλυση της γ κάμερας



Κατά συνέπεια, η εσωτερική ανάλυση μετριέται χωρίς την ύπαρξη του grid.

- Αφαιρείται το antiscatter grid
- Τοποθετείται μία ακτινοσκοιερή πλάκα στον κρύσταλλο, με μία σχισμή
- Η πλάκα με τη σχισμή ακτινοβολούνται εξωτερικά και λαμβάνεται η εικόνα της σχισμής

Χωρική γραμμικότητα – Spatial Linearity

- Αν επαναλάβουμε τον υπολογισμό θέσης αλληλεπίδρασης ενός φωτονίου X με τον κρύσταλλο θα υπολογίσουμε ελαφρώς διαφορετική θέση \rightarrow μία γραμμή (όπως περιγράφηκε κατά τη μέτρηση της εσωτερικής ανάλυσης) δεν απεικονίζεται σαν ευθεία γραμμή.
- Το φαινόμενο αυτό καλείται χωρική μη γραμμικότητα (spatial non linearity).
- Η χωρική (μη) γραμμικότητα γίνεται αντιληπτή αν το σφάλμα στον υπολογισμό θέσης της αλληλεπίδρασης X με κρύσταλλο είναι μεγαλύτερο από το FWHM της εσωτερική χωρικής ανάλυσης της κάμερας

Ομοιογένεια πεδίου - Uniformity

- Θεωρητικά, αν τοποθετήσουμε ένα δίσκο με ομοιογενώς κατανομημένο ραδιενεργό υλικό, πάνω στο Grid και τον κρύσταλλο της γ κάμερας, πρέπει να πάρουμε μία εικόνα με όλα τα Pixel να έχουν την ίδια τιμή.
- Πρέπει να συλλέξουμε αρκετά φωτόνια ανά pixel της εικόνας, ώστε το σφάλμα λόγω της στατιστικής Poisson να είναι μικρό (για σφάλμα 1% απαιτούνται 5.000 – 10.000 φωτόνια / pixel). Γιατί ?
- Αν τα μετρούμενα φωτόνια παρουσιάζουν διακυμάνσεις μεγαλύτερες από αυτές που δικαιολογούνται από την κατανομή Poisson, τότε παρατηρείται Ανομοιογένεια πεδίου (Non Uniformity)
- Η ομοιογένεια πεδίου είναι απαραίτητο να μετράται και να λαμβάνεται υπόψη, ώστε να μην οδηγήσει σε λανθασμένες διαγνώσεις.

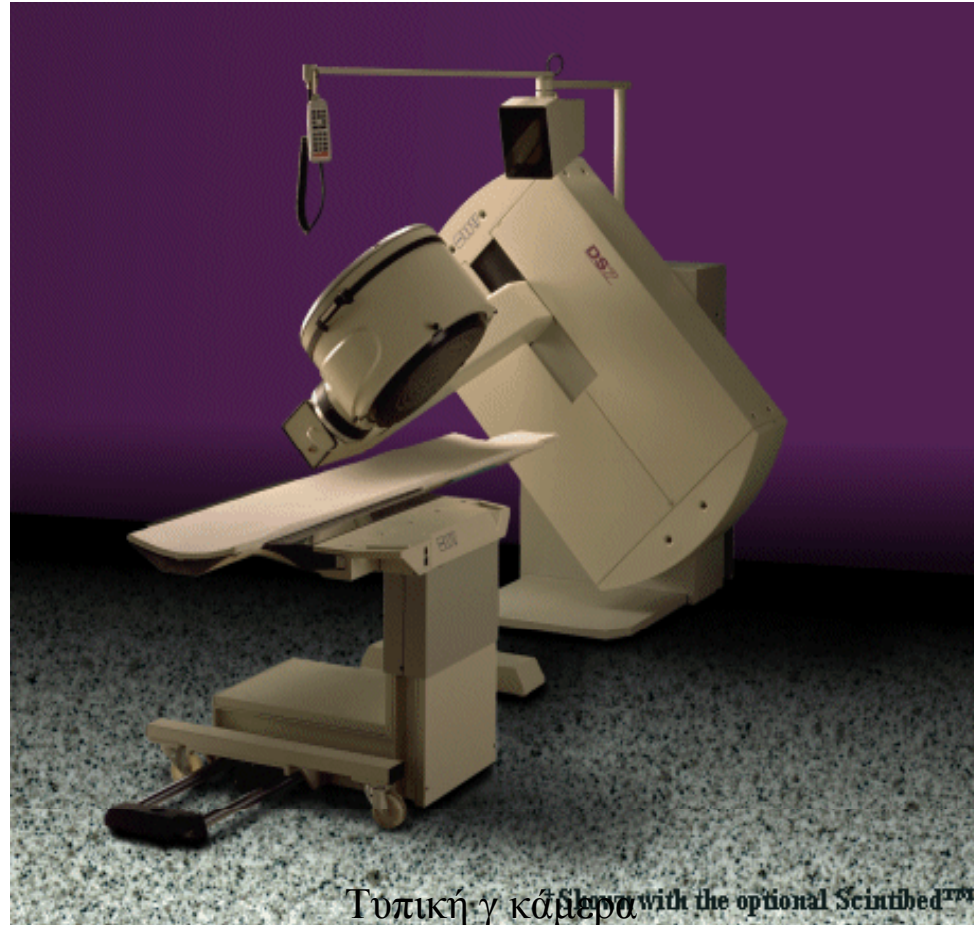
Ποιότητα της ραδιοϊσοτοπικής εικόνας

- Οι 4 παράγοντες που αναλύθηκαν προηγούμενα αποτελούν μέτρο της ποιότητας της ραδιοϊσοτοπικής εικόνας:
 - Χωρική ανάλυση -spatial resolution
 - Εσωτερική ανάλυση της γ κάμερας (intrinsic resolution)
 - Χωρική γραμμικότητα – Spatial Linearity
 - Ομοιογένεια πεδίου - Uniformity

	Χωρική ανάλυση	Εσωτερική ανάλυση	Χωρική γραμμικότητα	Ομοιογένεια πεδίου	Δόση ασθενούς	SNR
Μεγάλη Ενέργεια	Χειρότερη	Καλύτερη	Καλύτερη		Μικρότερη	Χειρότερο
Μεγάλο Πάχος κρυστάλ.	-	Καλύτερη	Καλύτερη	Καλύτερη	-	Χειρότερο
Μεγάλο grid ratio	Καλύτερη	-	-	-	Μεγαλύτερη	Καλύτερο

Κορεσμός PMT και λειτουργία γ-κάμερας σε υψηλό ρυθμό καταγραφής

- Συνολικός χρόνος εξόδου σήματος PMT: 1 μsec
- Ρυθμός καταγραφής φωτονίων στο PMT: μετριέται σε $\text{kcounts / sec} \rightarrow \text{kcps}$
- Σε 70 $\text{kcps} \rightarrow 5 - 15\%$ των εισερχόμενων γ ταυτίζονται χρονικά \rightarrow
 - γ μικρότερης ενέργειας (πχ Compton) αθροίζονται και θεωρούνται ως γ της δέσμης
 - γ της δέσμης που λόγω συγχρονισμού θεωρούνται σαν ένα γ μεγαλύτερης ενέργειας, το οποίο απορρίπτεται από το κύκλωμα ελέγχου της ενέργειας της κάμερας



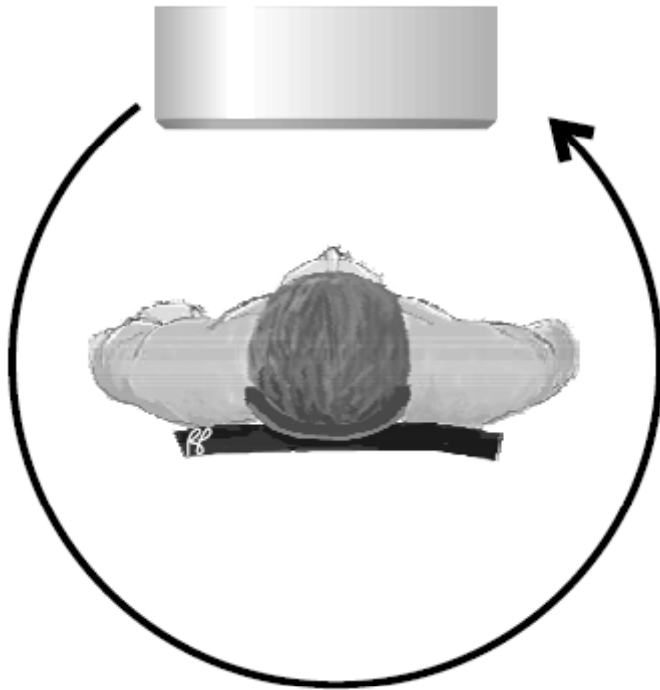
Τοπική γ κάμερα with the optional ScintimedTM

Είδη εικόνων γ κάμερας και σχετική πληροφορία

- *Εικόνα -επίπεδα σπινθηρογραφήματα*: καταγράφει τον αριθμό των φωτονίων που καταγράφονται σε κάθε θέση (pixel)
 - Χωρική ανάλυση εικόνας: καθορίζεται από το FWHM του PSF της γ κάμερας (\sim cm)
 - Διαστάσεις εικόνας 256x256 (τυπική τιμή) x 8bit / pixel
- *Τομογραφικές εικόνες* (Single Photon Emission Tomography –SPECT)
- *Δυναμικές μελέτες* (Dynamic Studies)

Μονοφωτονιακές Τομογραφικές εικόνες (Single Photon Emission Tomography –SPECT)

- Τα δεδομένα για την μονοφωτονιακή τομογραφία συλλέγονται σε παράλληλες προβολές και εφαρμόζεται η μέθοδος της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (όπως στο CT)



- Η κύρια διαφορά είναι η αντιμετώπιση του προβλήματος της αυτοαπορρόφησης (self-attenuation). Ο εκθετικός συντελεστής της αυτοαπορρόφησης $\exp(-\mu l_{ij}^\theta)$ υπεισέρχεται στον υπολογισμό των προβολών, όπου $\exp(-\mu l_{ij}^\theta)$ η απόσταση του σημείου (x,y) από τον ανιχνευτή, όπου θ η γωνία μεταξύ του άξονα t της προβολής και του x .

$$P_\theta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-\mu l_{xy}^\theta} dt = \sum_t f(x, y) e^{-\mu l_{xy}^\theta}$$

- Αν η συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου και ο συντελεστής απορρόφησης μ είναι σταθερά (τετριμένη περίπτωση), τότε ο συντελεστής διόρθωσης υπολογίζεται εύκολα:

$$f(x, y) = f \Rightarrow P_\theta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-\mu l_{xy}^\theta} dt = \frac{1}{\mu} (1 - e^{-\mu L}) f$$

- Αν η συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου είναι συνάρτηση της θέσης, τότε υπολογίζεται η προβολή σε γωνία θ και επανυπολογίζεται σε γωνία $\pi+\theta$.
- Ο συντελεστής διόρθωσης των προβολών, αποδεικνύεται ότι είναι:

$$CF = \frac{1}{2} \frac{\mu L e^{\frac{1}{2}\mu L}}{\sinh\left(\frac{1}{2}\mu L\right)}$$

- όπου το μ είναι ανεξάρτητο της θέσης (σώμα με ομοιογενή απορρόφηση), και L το μήκος του απεικονιζόμενου υλικού σε παράλληλα στον άξονα προβολής που σχηματίζει γωνία θ με τον άξονα X (για οποιαδήποτε κατανομή της συγκέντρωσης του ραδιενεργού υλικού).
- Αλλιώς ($\mu=\mu(x,y)$), ο συντελεστής διόρθωσης είναι πολύ δύσκολο να βρεθεί αναλυτικά

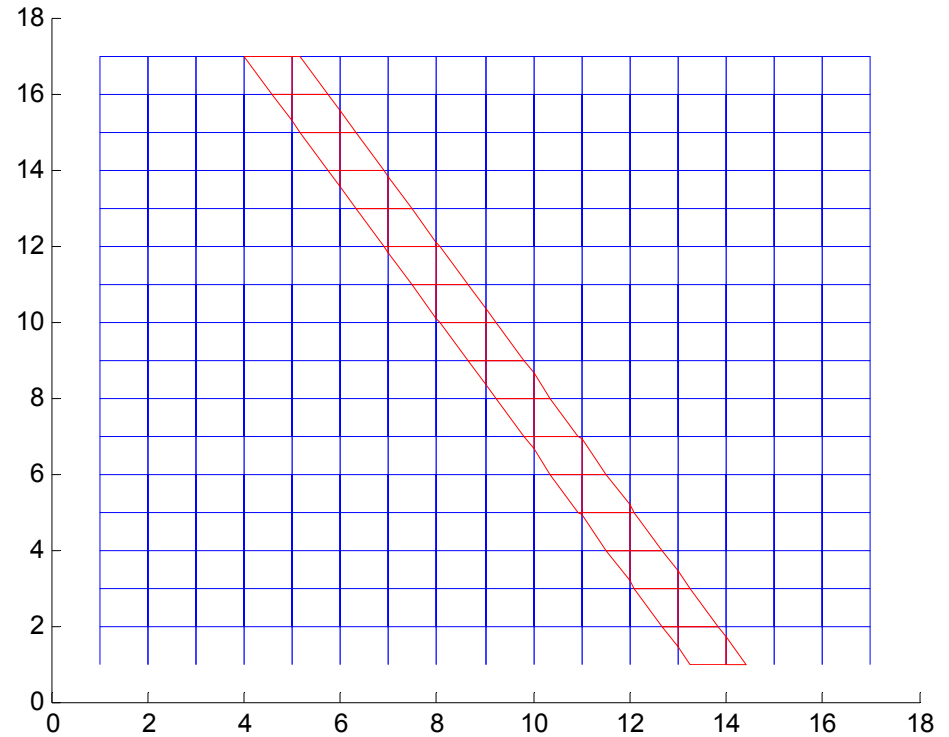
Επαναληπτικές μέθοδοι ανακατασκευής εικόνας – Η ανακατασκευή σαν αλγεβρικό πρόβλημα

- Εστω η συνάρτηση $f(x,y)=C(x,y)$ η οποία πρέπει να ανακατασκευαστεί και η οποία αντιστοιχεί στην άγνωστη χωρική κατανομή της συγκέντρωσης του ραδιοφαρμάκου.
- Χωρίζουμε την $f(x,y)$ σε ισομεγέθη pixels με συνολικό αριθμό N .
- Θεωρούμε ότι ο ανιχνευτής και το grid που υπάρχει μπροστά του καθορίζουν δέσμη (beam) με πλάτος όσο και ένα pixel της $f(x,y)$.
- Θεωρούμε D ανιχνευτές ανά προβολή και N_θ προβολές.
- Υπολογίζουμε την μέτρηση p_j κάθε ανιχνευτή για κάθε προβολή, $j=1,2,\dots,N_\theta D$.

$$p_j = \sum_{i=1}^N w_{ij} f(i, j) e^{-ml_{ij}^\theta}$$

- όπου $i=1,2,\dots,N$ ο συνολικός αριθμός των pixel
 - $j=1,2,\dots,N_\theta D$, ο συνολικός αριθμός των ανιχνευτών για κάθε προβολή N_θ .
- Οι συντελεστές w_{ij} υπολογίζονται ως το κλάσμα του εμβαδού του pixel i το οποίο βρίσκεται εντός της δέσμης j .

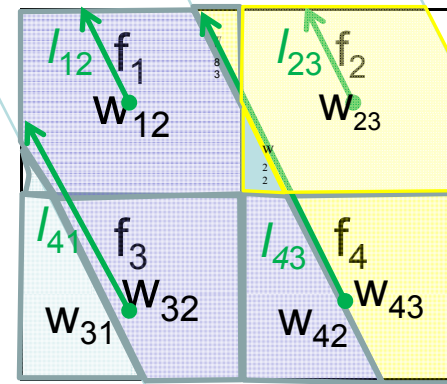
- Ο εκθετικός όρος $\exp(-\mu l_{ij}^\theta)$ υπολογίζει την αυτοαπορρόφηση για μ σταθερό και μήκος την απόσταση του κέντρου του pixel i από τα όρια του αντικειμένου σύμφωνα με τη γωνία της προβολής j .
- Ο εκθετικός όρος $\exp(-\mu l_{ij}^\theta)$ υπολογίζεται με διάφορους τρόπους:
 - Είναι δυνατό να θεωρήσουμε το περίγραμμα του απεικονιζόμενου αντικειμένου ότι ακολουθεί γεωμετρικόσχήμα (πχ για άνθρωπο μπορεί να θεωρηθεί μία έλλειψη). Η προσέγγιση δεν είναι ακριβής.
 - Ακριβέστερη προσέγγιση: εφαρμόζουμε την αλγεβρική μέθοδο ανακατασκευής, χωρίς να λαμβάνουμε υπόψη τον εκθετικό όρο της απορρόφησης $\exp(-\mu l_{ij}^\theta)$. Το ανακατασκευασθέν αντικείμενο χρησιμοποιείται για να καθοριστούν τα όρια του με μία μέθοδο ανεύρεσης ακμών. Στη συνέχεια υπολογίζεται ο εκθετικός όρος της απορρόφησης $\exp(-\mu l_{ij}^\theta)$ και ο αλγόριθμος επαναλαμβάνεται για τον τελικό υπολογισμό της κατανομής $f(x,y)$, λαμβάνοντας υπόψη και τον εκθετικό όρο της απορρόφησης $\exp(-\mu l_{ij}^\theta)$.



Με κόκκινο μία δέσμη πλατους τ που διέρχεται από 32x32 pixel με γωνία θ . Διακρίνονται διαφορετικές περιπτώσεις pixel που ανήκουν ολόκληρα ή εν μέρει στην δέσμη.

- Η προηγούμενη εξίσωση αποτελεί σύστημα γραμμικών εξισώσεων με άγνωστους τις ζητούμενες τιμές $f(i,j)$.
- Η επίλυση του συστήματος δεν είναι πρακτική, διότι, ο πίνακας w έχει πολύ μεγάλες διαστάσεις: για μία εικόνα 256×256 με 256 ανιχνευτές και 256 προβολές, ο w είναι 65535×65536 και δεν είναι δυνατή η αντιστροφή του.
- Για μικρότερες εικόνες, το σύστημα συνήθως είναι υπερκαθορισμένο ($N_\theta D > N$) και το μεγάλο μέγεθος του δεν επιτρέπει την επίλυση με μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων.

Εφαρμογή της προηγούμενης
μεθόδου για μία συνάρτηση
μεγέθους 3x3.

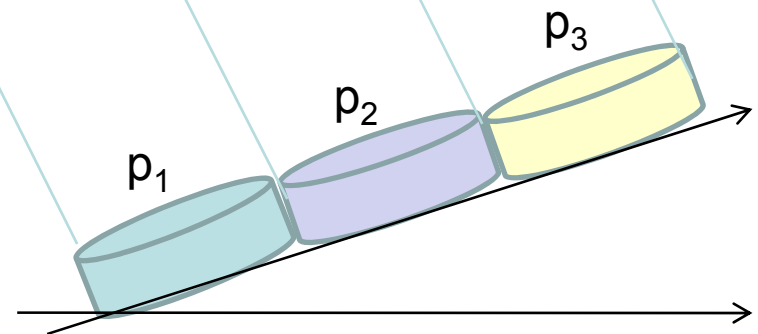


$$p_1 = w_{11}f_1e^{-\mu_{11}} + \underbrace{w_{21}f_2e^{-\mu_{21}}}_0 + \underbrace{w_{31}f_3e^{-\mu_{31}}}_0 + \underbrace{w_{41}f_4e^{-\mu_{41}}}_0$$

$$p_2 = w_{12}f_1e^{-\mu_{21}} + w_{22}f_2e^{-\mu_{22}} + w_{32}f_3e^{-\mu_{32}} + w_{42}f_4e^{-\mu_{42}}$$

$$p_3 = \underbrace{w_{13}f_1}_0 + w_{23}f_2e^{-\mu_{23}} + \underbrace{w_{33}f_3e^{-\mu_{33}}}_0 + w_{43}f_4e^{-\mu_{43}}$$

... = ...



Επαναληπτικός τύπος ανακατασκευής

- Εστω w_{ij} το ποσοστό του pixel i που είναι ορατό από τη δέσμη j .
- Ο δείκτης j αποτελεί συνδυασμό του ανιχνευτή D και της προβολής κατά γωνία θ .

$$f^i = f^{i-1} - \frac{\vec{f}^{i-1} \cdot \vec{w}_i - d_i}{\vec{w}_i \cdot \vec{w}_i} \vec{w}_i$$

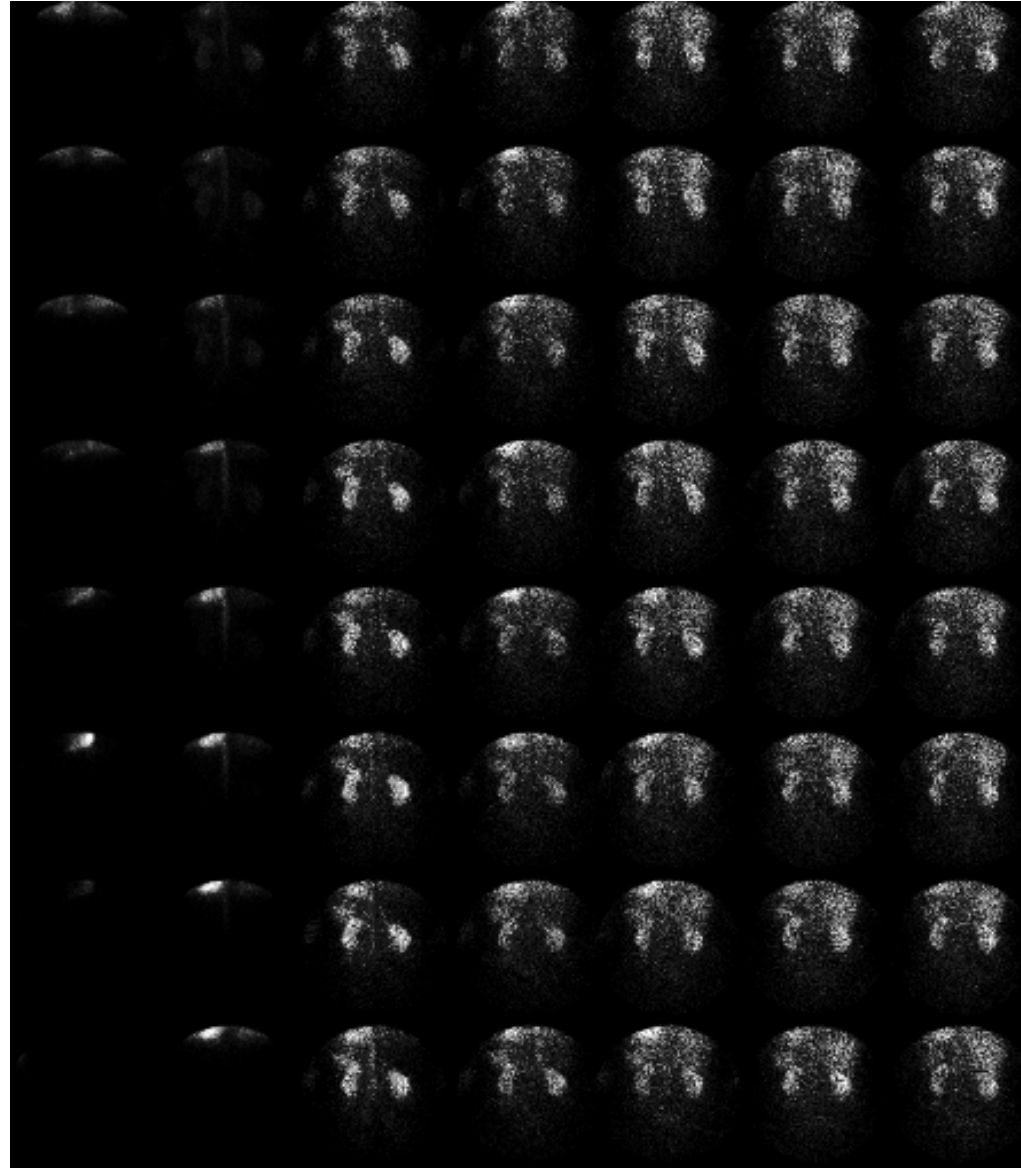
- $i=1,2,\dots, N_\theta D$, ο συνολικός αριθμός των ανιχνευτών για κάθε προβολή N_θ .
- f, w_i είναι διανύσματα με μήκος ίσο με το συνολικό αριθμό pixel, d_i είναι βαθμωτό μέγεθος.

Η έννοια της ραδιοϊσοτοπικής απεικόνισης σα συνάρτηση του χρόνου -temporal imaging: Δυναμικές μελέτες

- Η πυρηνική ιατρική συχνά χρησιμοποιείται για παρακολούθηση φυσιολογικών μεταβολών (functional imaging).
- Λαμβάνεται μία εικόνα ανά τακτά χρονικά διαστήματα. Άρα καταλήγουμε με μία σειρά εικόνων που δεν αποτελούν διαφορετικά επίπεδα στο σώμα του ασθενούς, αλλά απεικονίζουν την ίδια περιοχή σε διαφορετικές χρονικές στιγμές (temporal imaging):

$$I(x, y, t_k), \quad \forall (x, y) \in I, \quad k = 0 \dots t_{\max}$$

- Τα δεδομένα της μορφής $I(x, y, t_k)$ καλούνται δυναμική μελέτη (dynamic study).
- Παράδειγμα δυναμικής μελέτης νεφρών (νεφρόγραμμα –renogram) δίνεται στην εικόνα που ακολουθεί.



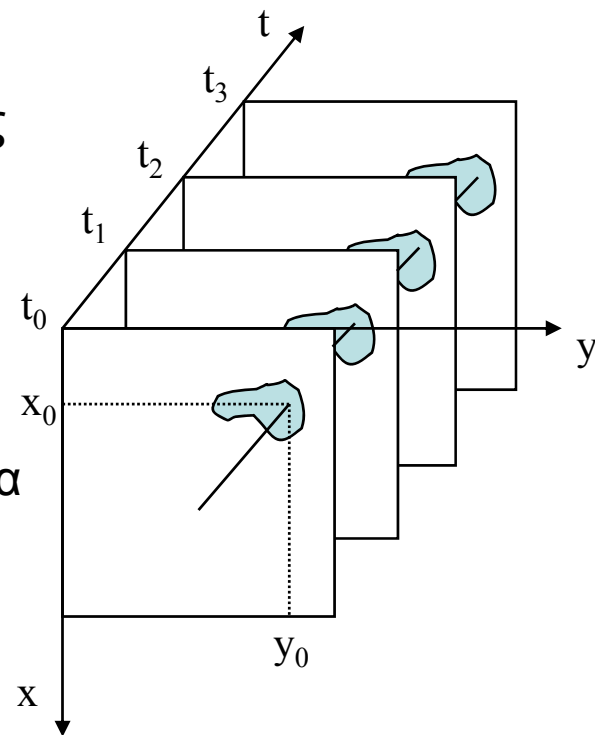
Παράδειγμα εικόνων δυναμικής μελέτης λειτουργίας νεφρών.

Τυπική επεξεργασία δυναμικής μελέτης

- Ορίζουμε μία **περιοχή ενδιαφέροντος –Region of Interest -ROI**
- Συνήθως εξάγεται η πληροφορία της χρονικής μεταβολής της συνολικής έντασης της εικόνας μίας περιοχής ενδιαφέροντος

$$A(t) = \sum_{(x,y) \in ROI} I(x,y,t)$$

- Το $A(t)$ καλείται καμπύλη ενεργότητας και μας δείχνει το συνολικό αριθμό φωτονίων X (ισοδύναμα διασπάσεων) που προήλθαν από την περιοχή ενδιαφέροντος.
- Το $A(t)$ έχει μεγάλη διαγνωστική αξία για την παθολογία του ασθενούς
- Το διορθώνεται, υπολογίζοντας την καμπύλη ενεργότητας σε μία ακόμη περιοχή που αντιστοιχεί στο υπόβαθρο, ώστε να αφαιρεθούν φωτόνια που προστίθενται στην καμπύλη ενεργότητας $A(t)$ λόγω σκέδασης ή αναπαρκούς εντοπισμού του ραδιοφαρμάκου.



Βήματα διαδικασίας

- Ο χρήστης επιλέγει μία εικόνα (frame) και οριοθετεί το όργανο ενδιαφέροντος, δηλ σχεδιάζει το περιγράμμα του. Η σχεδίαση του περιγράμματος μπορεί να γίνει είτε με το χέρι (free hand), είτε ο χρήστης να διορθώσει / συμπληρώσει το αποτέλεσμα της ανίχνευσης ακμών.
- Για κάθε χρονική στιγμή k
 - $A(k)=0$
 - Για κάθε pixel (i,j) της εικόνας I_k
 - Αν το pixel (i,j) ανήκει (βρίσκεται εντός) της περιοχής ενδιαφέροντος ROI $\rightarrow A(k)=A(k)+I_k(i,j)$

*Βάσει του παραπάνω αλγόριθμου, χρειάζεται μία συνάρτηση για να υπολογίζει αν ένα pixel (σημείο) (x_0,y_0) βρίσκεται εντός ενός περιγράμματος (θα το καλούμε *contour*).*

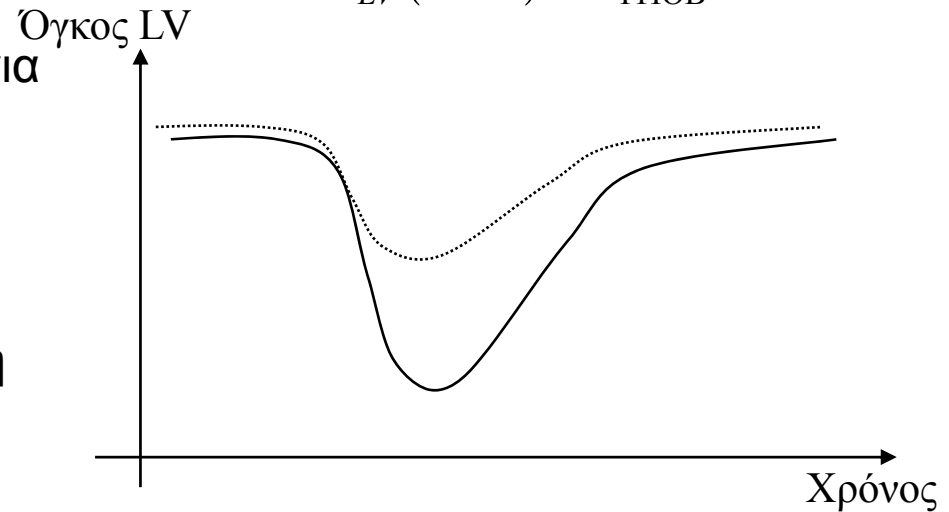
Εφαρμογή δυναμικής μελέτης στην καρδιολογία: υπολογισμός του κλάσματος εξώθησης: *ejection fraction* - *EF*

- Το κλάσμα εξώθησης –EF- αποτελεί ένδειξη καρδιακής λειτουργίας. Υπολογίζεται σαν
 - $EF = (\text{Όγκος διαστολής} - \text{Όγκος συστολής}) / \text{Όγκος διαστολής}$
- Το EF υπολογίζεται σε κάθε καρδιακό θάλαμο, αλλά μας ενδιαφέρει πρωτίστως στην αριστερή κοιλία (Left Ventricle -LV).
- Τα ερυθρά αιμοσφαίρια επισημαίνονται με Tc99m
- Ζωγραφίζεται μία περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) που περικλείει την αριστερή κοιλία
- Θεωρείται ότι:
 - Όγκος διαστολής: ανάλογος του αθροίσματος των τιμών των Pixel της εικόνας εντός του ROI της αριστερής κοιλίας (left ventricle –LV) του frame που αντιστοιχεί στη διαστολή
 - Ομοίως για τον όγκο της συστολής
- Σε κάθε μέτρηση ζωγραφίζεται και ένα νέο ROI κοντά στο ROI LV, ώστε να καταγράφεται η επίδραση του υποβάθρου και να αφαιρείται.
 - Οφείλεται σε σκεδασμένα γ ή σε ραδιοφάρμακο που δε δεσμεύθηκε εκεί που έπρεπε και διαχύθηκε.

- Το EF υπολογίζεται ως

$$EF = \frac{A_{LV}(diast) - A_{LV}(syst)}{A_{LV}(diast) - A_{\text{ΥΠΙΟΒ}}}$$

- Η γραφική παράσταση του A(t) για όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου φαίνεται δίπλα:



- $EF > 65\%$ θεωρείται κανονική τιμή

———— Κανονική καρδιακή λειτουργία

..... Μειωμένη καρδιακή λειτουργία