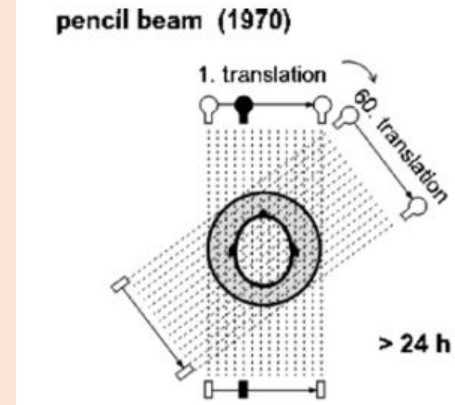
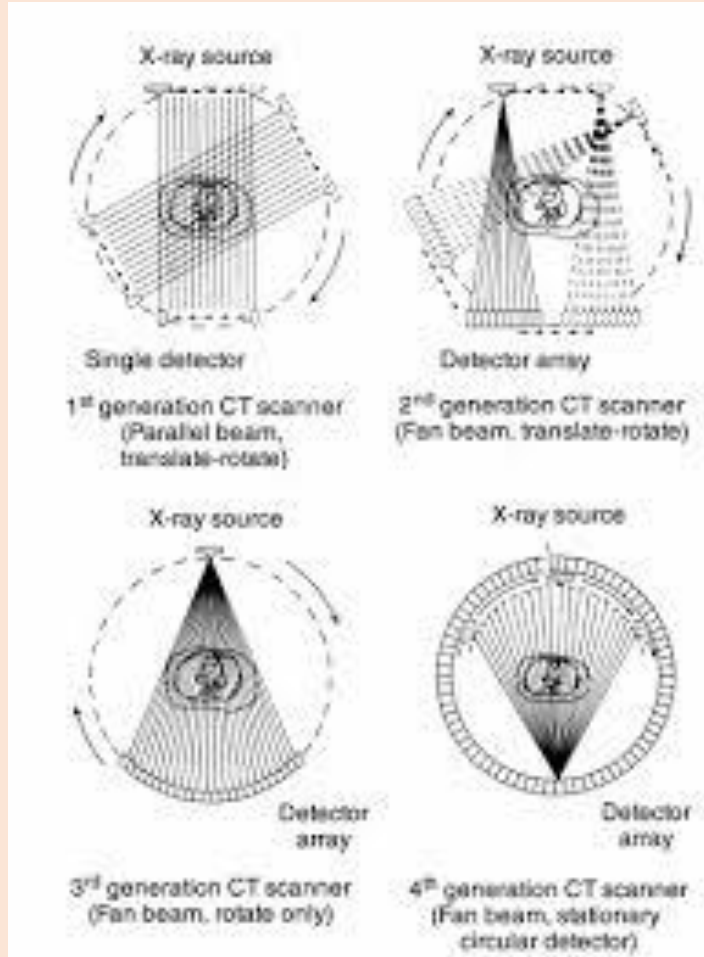


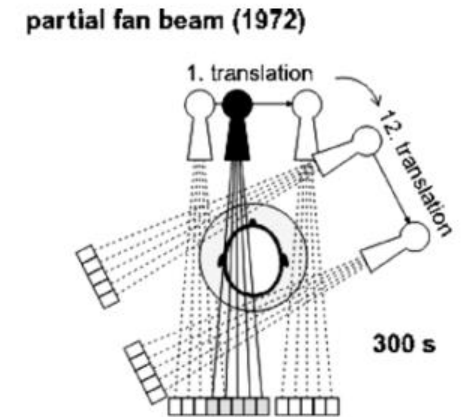
Σημαντικές χρονολογίες στην εξέλιξη της Υπολογιστικής Τομογραφίας

- 1924 - μαθηματική θεωρία τομογραφικής ανακατασκευής δεδομένων (Johann Radon)
- 1930 - κλασσική τομογραφία (A. Vallebona)
- 1963 - θεωρητική βάση της Υ.Τ. (A. McLeod Cormack)
- 1971 - 1^{ος} εμπορικός αξονικός τομογράφος – CT (Sir Godfrey Hounsfield)
- 1974 - 1^{ος} CT 3^{ης} γενεάς
- 1979 - Nobel price (Cormack & Hounsfield)
- 1989 - CT μονής τομής
- 1994 - διτομικός ελικοειδής CT
- 2001 - 16-τομών ελικοειδής CT
- 2007 - 320-τομών ελικοειδής CT

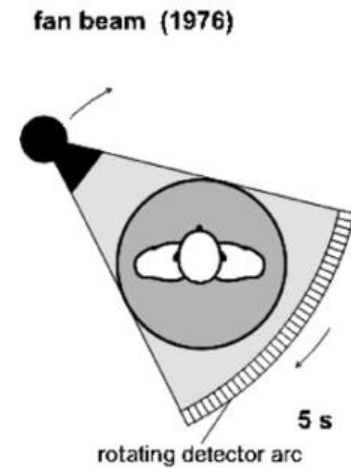
Γενεές αξονικών τομογράφων



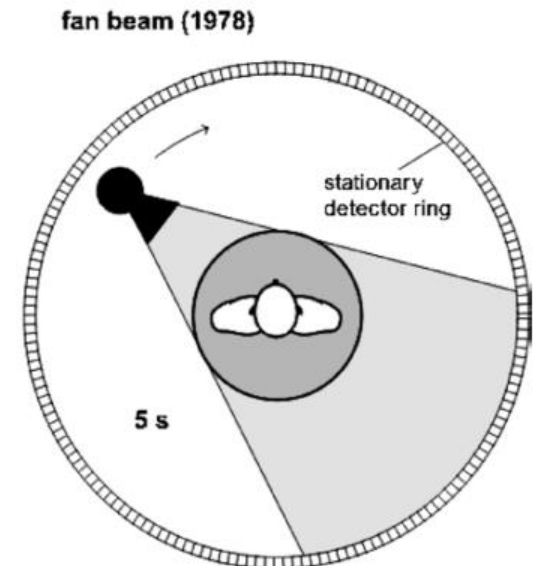
(a) 1st generation: translation/rotation



(b) 2nd generation: translation/rotation



(c) 3rd generation: continuous rotation

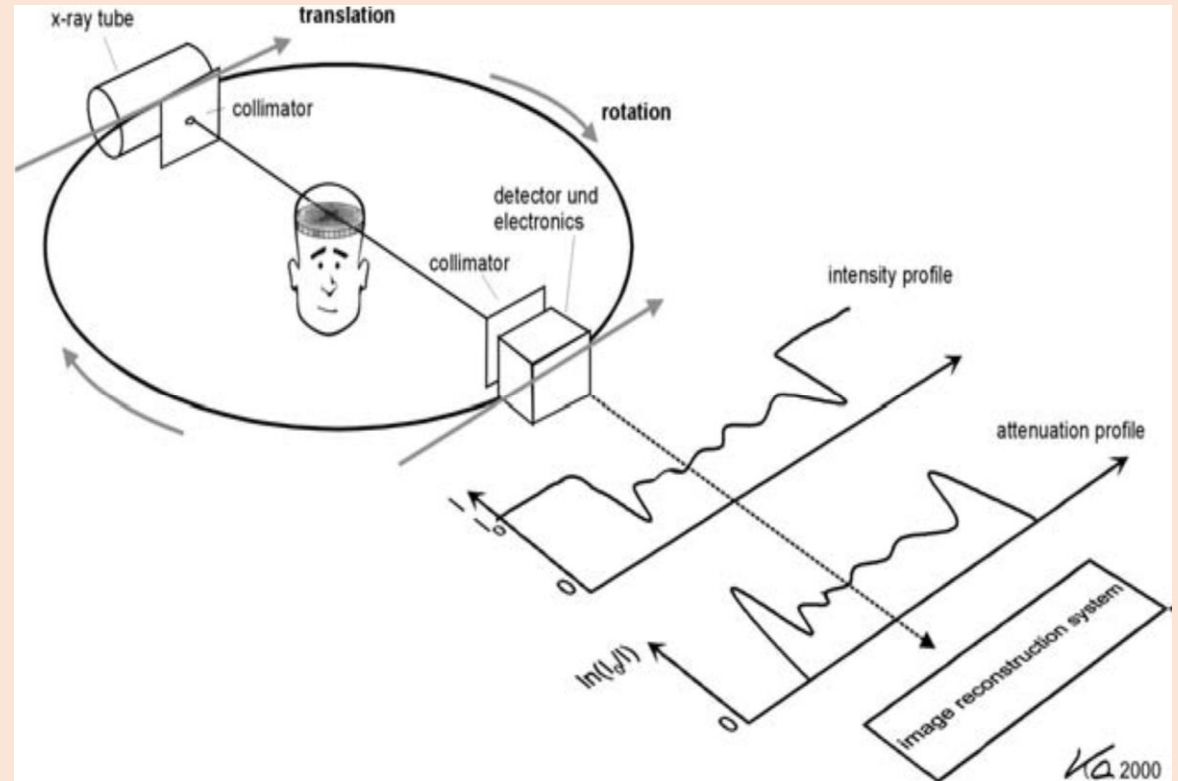


(d) 4th generation: continuous rotation

Αρχές λειτουργίας Αξονικού Τομογράφου

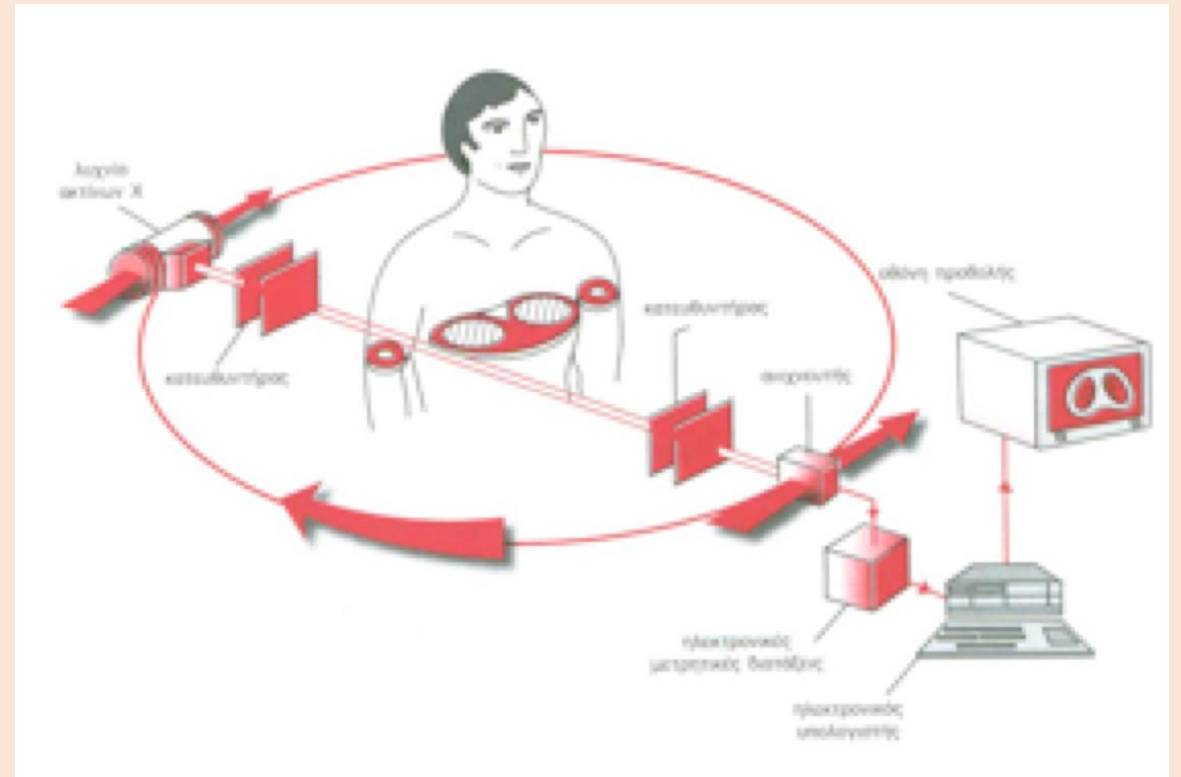
Αρχές λειτουργίας:

- Η λήψη εγκάρσιων διατομών της περιοχής του σώματος που ενδιαφέρει, μέσω της καταγραφής της εξασθένησης της δέσμης ακτίνων Χ που διαπερνά την περιοχή αυτή
- Καθώς η λυχνία ακτίνων Χ κινείται γύρω από το σώμα του ασθενή, ανά συγκεκριμένη γωνιακή απόσταση της τάξης της 1° (προβολική κατεύθυνση) εκπέμπει λεπτή δέσμη ακτινοβολίας.
- Η λεπτή αυτή δέσμη ακτινοβολίας, αφού διαπεράσει την εξεταζόμενη ανατομική περιοχή, εξέρχεται εξασθενημένη λόγω της απορρόφησης ενέργειας από τους διάφορους ιστούς του σώματος που παρεμβάλλονται στη διαδρομή της.



Αρχές λειτουργίας Αξονικού Τομογράφου

- Οι διάφορες τιμές εξασθένισης της ακτινοβολίας από κάθε προβολή καταγράφονται με τη βοήθεια ειδικών ανιχνευτών (detectors) που βρίσκονται σε διαμετρικά αντίθετη θέση με την εστία της ακτινολογικής λυχνίας.
- Οι ανιχνευτές μετατρέπουν τις ακτίνες X σε ηλεκτρικά σήματα τα οποία, μέσω ηλεκτρονικών διατάξεων, μεταφέρονται με κωδικοποιημένη μορφή στον Η/Υ όπου γίνεται η αποθήκευση, τομογραφική ανασύνθεση και επεξεργασία των πληροφοριών.
- Η εικόνα που ανασυντίθεται απεικονίζεται σε οθόνη για κλινική αξιολόγηση.



Εξασθένιση της έντασης της δέσμης

Θεωρούμε ότι μία νοητή τομή του ανθρωπίνου σώματος μπορεί να προσομοιωθεί από μία τετράγωνη διάταξη στοιχειωδών κύβων (μήτρα – matrix).

Η εξασθένιση δέσμης ακτίνων Χ εκφράζεται από την εξίσωση: $I_1 = I_0 e^{-\Delta x \mu}$

Όπου

x το πάχος και μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του κύβου

I_0 η αρχική ένταση της ακτινοβολίας και

I η ένταση της εξασθενημένης ακτινοβολίας.



μ_1	μ_2	μ_3
μ_4	μ_5	μ_6
μ_7	μ_8	μ_9

Θεωρώντας ότι η δέσμη διαδίδεται κατά μήκος της πρώτης οριζόντιας σειράς κύβων, η εξίσωση της εξασθένησης γράφεται: $I_1 = I_0 e^{-\Delta x (\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)}$

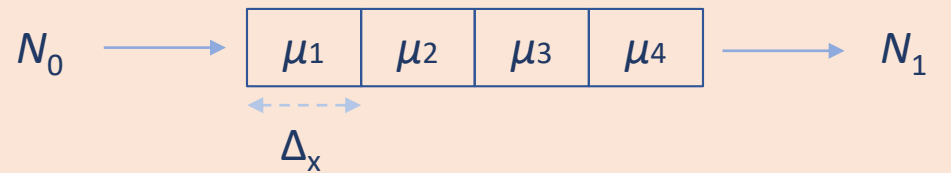
Δηλαδή στη θέση του συντελεστή μ υπάρχει το άθροισμα όλων των συντελεστών που αντιστοιχούν σε κάθε ξεχωριστό κύβο της πρώτης οριζόντιας σειράς. Στην ορολογία της Υ.Τ το άθροισμα αυτό ονομάζεται «ακτινικό άθροισμα» (Ray sum) ή ολοκλήρωμα γραμμής (line integral). Οι τιμές αυτών των αθροισμάτων μπορούν εύκολα να υπολογιστούν από τις εξισώσεις:

$$\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\sum_i \mu_i x \quad \frac{-1}{x} * \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\sum_i \mu_i$$

Εξασθένηση δέσμης ακτίνων Χ από τους ιστούς

Το φαινόμενο της εξασθένησης δέσμης ακτίνων Χ

- Βάσει του νόμου απορρόφησης του Beer για παράλληλη μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων Χ η οποία διέρχεται από υλικό με συντελεστή γραμμικής απορρόφησης μ (cm^{-1}), ισχύει:

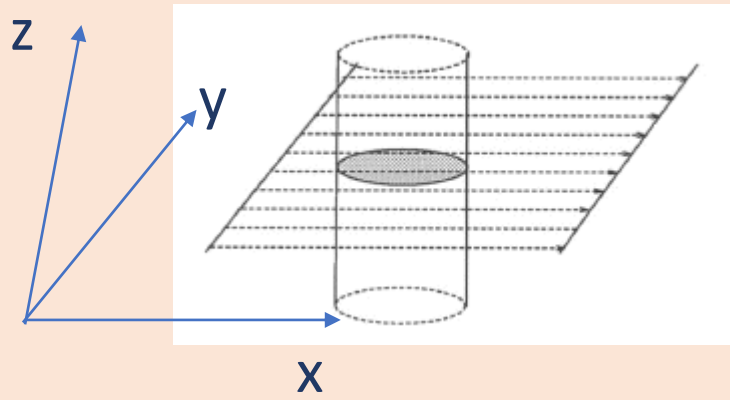
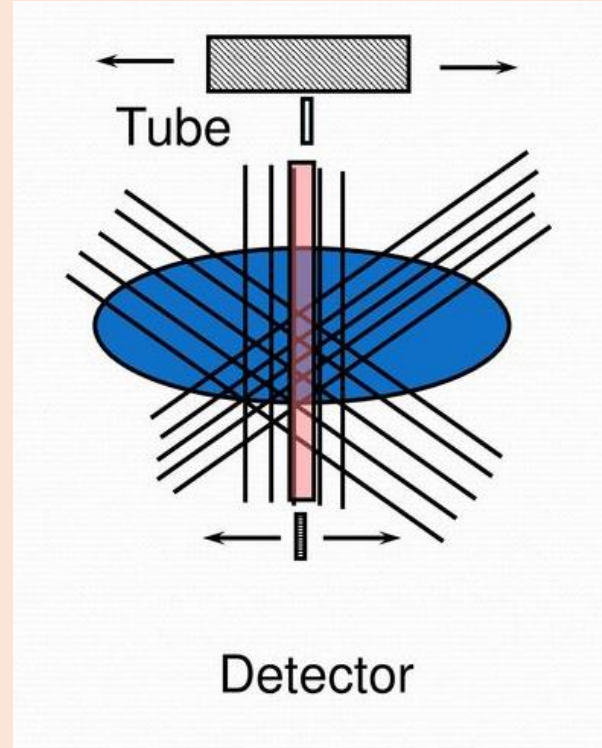
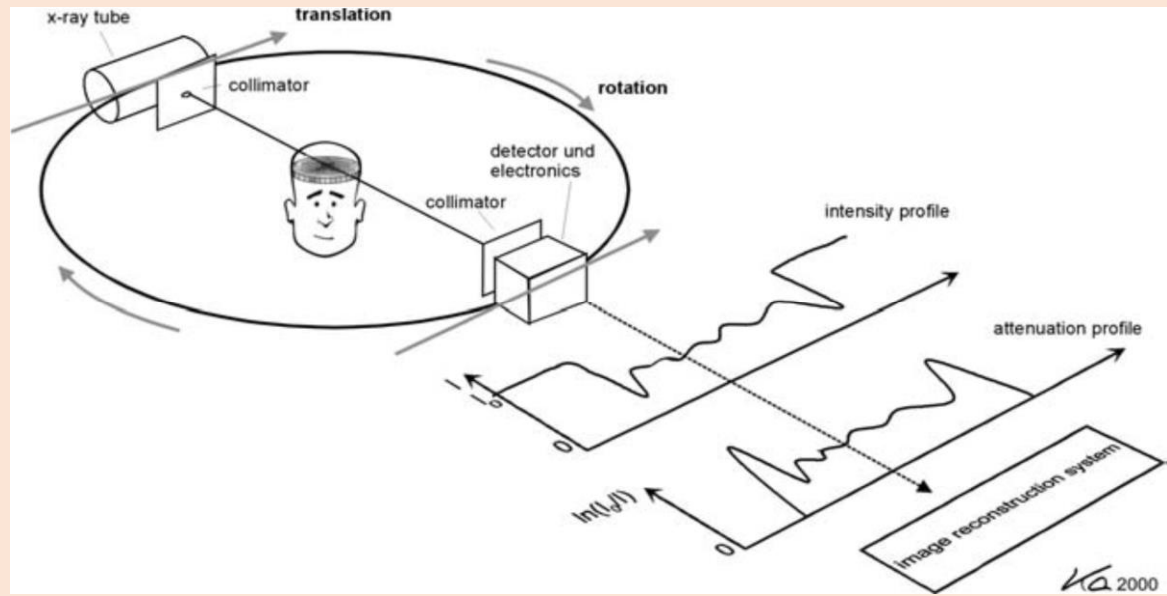


The diagram shows a horizontal beam of X-rays entering from the left, labeled N_0 . It passes through a rectangular block divided into four equal-width sections, each labeled with a linear absorption coefficient: μ_1 , μ_2 , μ_3 , and μ_4 from left to right. A dashed double-headed arrow below the block indicates its total thickness, labeled Δx . The beam exits the block on the right, labeled N_1 .

$$N_1 = N_0 e^{-\Delta x (\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)}$$

- Ισχύει :

- N_0, N_1 : το πλήθος των προσπίπτοντων και εξερχόμενων φωτονίων
- Δx : το στοιχειώδες μήκος κατά το οποίο θεωρείται ο συντελεστής μ σταθερός.



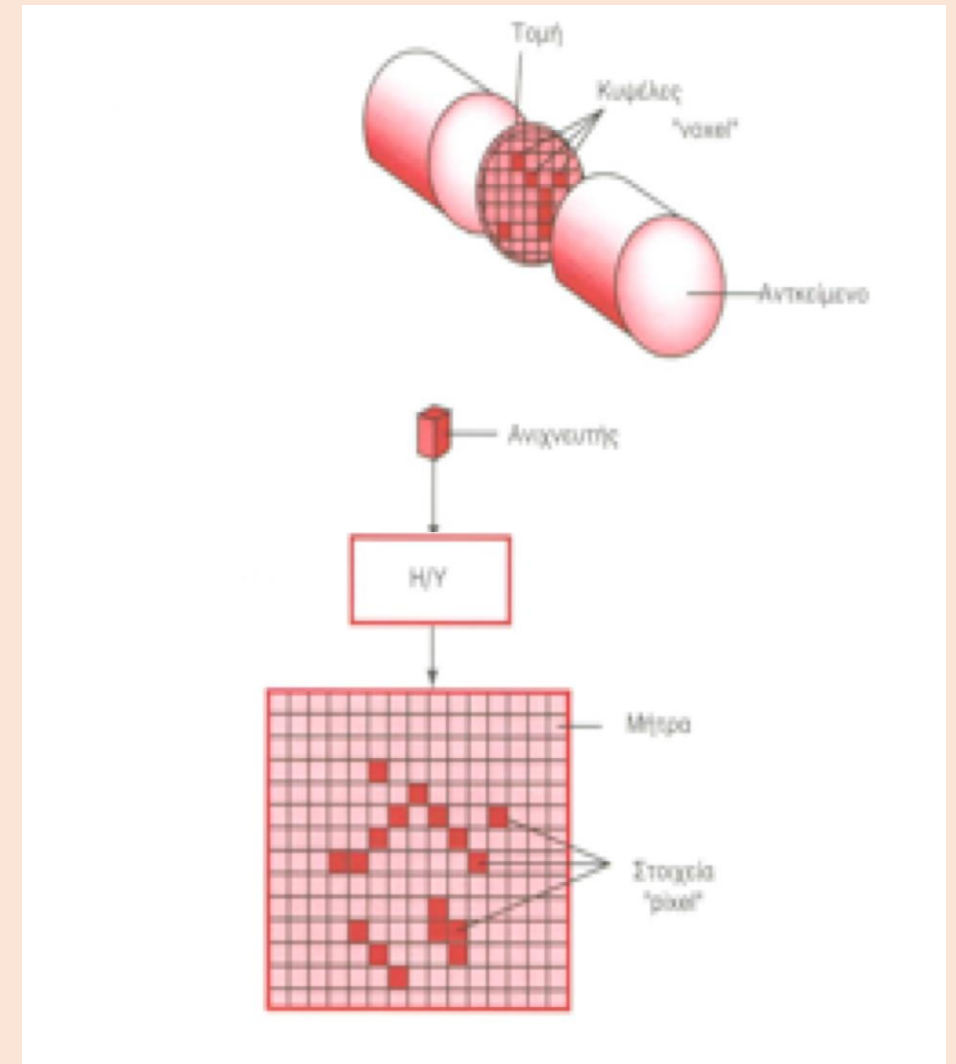
Τομογραφική Ανακατασκευή Εικόνας

Βασικές έννοιες της τομογραφικής ανακατασκευής

- Το απεικονιστικό σύστημα μετρά την τιμή μίας φυσικής ποσότητας, που είναι ο συντελεστής εξασθένιση μ ακτίνων X που διέρχονται από τους ιστούς
- Η μετρήσιμη ποσότητα μ παρουσιάζει χωρική κατανομή $\mu(x,y)$, αλλά η μέτρηση των τιμών της γίνεται έμμεσα, υπολογίζοντας το ολοκλήρωμα των τιμών κατά μήκος ευθύγραμμων τμημάτων
- Ανακατασκευή (reconstruction): ο υπολογισμός της αριθμητικής τιμής της φυσικής ποσότητας μ σε κάθε θέση (x,y) ενός επιλεγμένου επιπέδου («τομή»)
Η διαδικασία δημιουργίας της εικόνας από τις μετρούμενες προβολές του αντικειμένου
- Κάθε τομή ψηφιοποιείται σε μια μήτρα συντελεστών $\mu(i \cdot \Delta x, j \cdot \Delta y)$ που αντιστοιχούν στους διαφορετικούς ιστούς της τομής.
- Κάθε στοιχείο της μήτρας (με τυπικό μέγεθος $\Delta x \cdot \Delta y \sim 1 \times 1 \text{ mm}$) θεωρείται ότι παρουσιάζει σταθερό συντελεστή μ .

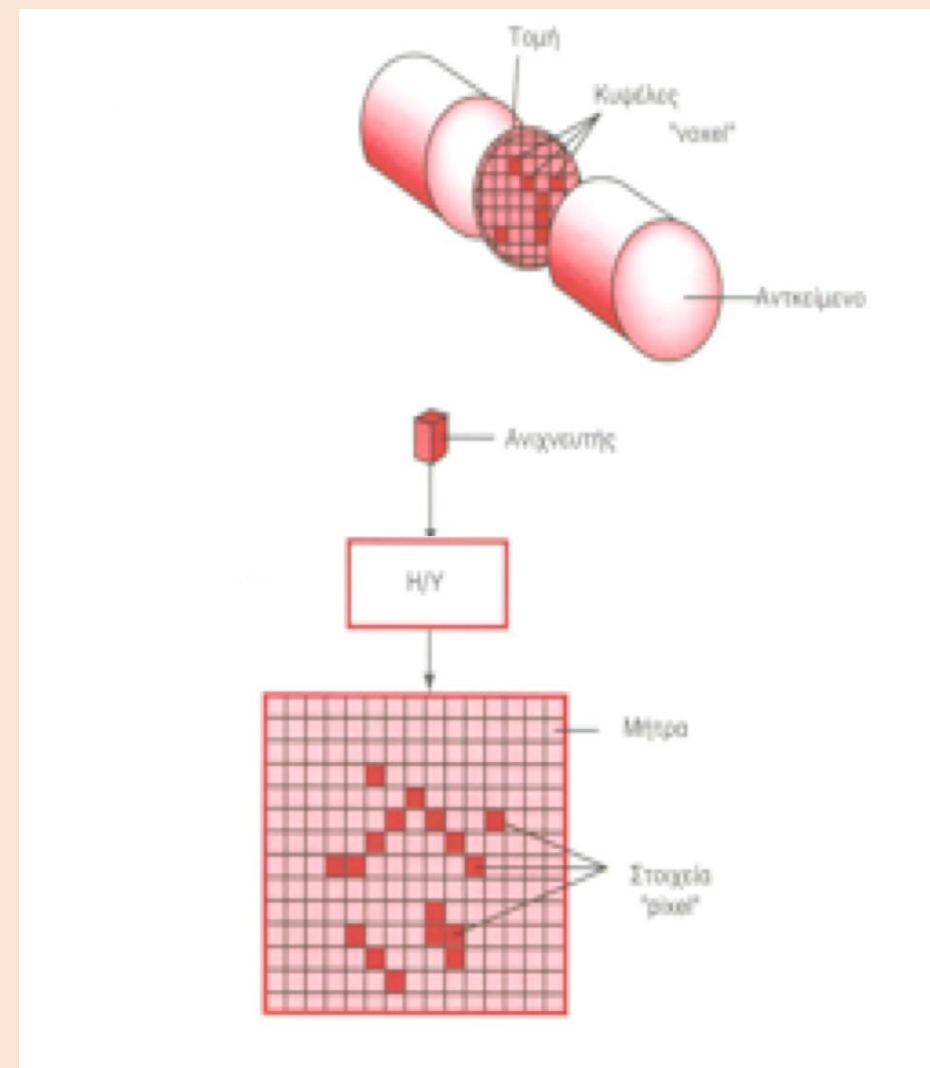
Τομογραφική Ανακατασκευή Εικόνας

- Για την ανακατασκευή της εικόνας απαιτείται ο υπολογισμός των συντελεστών εξασθένισης όλων των στοιχειωδών μονάδων (pixels) που αποτελούν κάθε τομή και η μαθηματική επεξεργασία της κατανομής τους (αλγόριθμος).
- Το σύνολο των στοιχειωδών μονάδων, όπως αυτές αποθηκεύονται στον Η/Υ ορίζει τη μήτρα ανακατασκευής της εικόνας (reconstruction matrix).
- Η βασική μονάδα σύνθεσης λοιπόν, είναι η στοιχειώδης κυψέλη (volume element – voxel).
- Πολλές στοιχειώδεις κυψέλες συνθέτουν την τομή (slice), που είναι το τομογραφικό επίπεδο του οργάνου που εξετάζεται.



Τομογραφική Ανακατασκευή Εικόνας

- Η τομή απεικονίζεται στην οθόνη σαν μια εικόνα δύο διαστάσεων σε επίπεδη επιφάνεια (μήτρα απεικόνισης-display matrix).
- Η απεικόνιση της τομής (εικόνας εμφανίζεται στην οθόνη με διαβαθμίσεις του γκρι, ανάλογα με την τιμή του συντελεστή εξασθένησης.
- Περιοχές του σώματος με υψηλό συντελεστή εξασθένησης, όπως τα οστά, εμφανίζονται λευκές, ενώ περιοχές με μικρότερο συντελεστή εξασθένησης, όπως οι μαλακοί ιστοί παρουσιάζονται γκριζες ή μαύρες.
- Π ρ έ π ε ι ν α τ ο ν ι σ τ ε ί ό τ ι , ενώ η ανακατασκευή της εικόνας και η απεικόνιση γίνονται σε δύο διαστάσεις, στην πραγματικότητα αντιπροσωπεύουν τρισδιάστατες δομές.



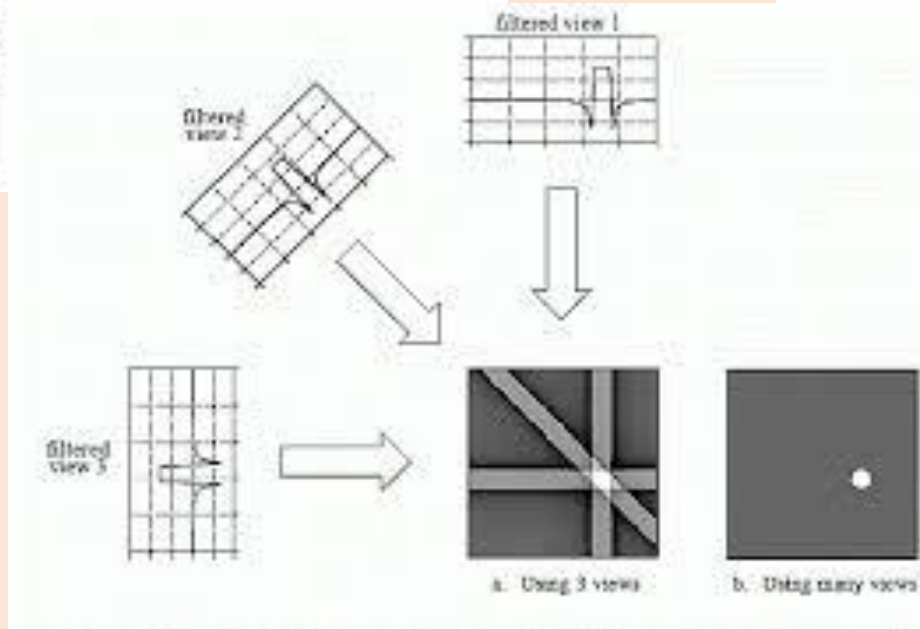
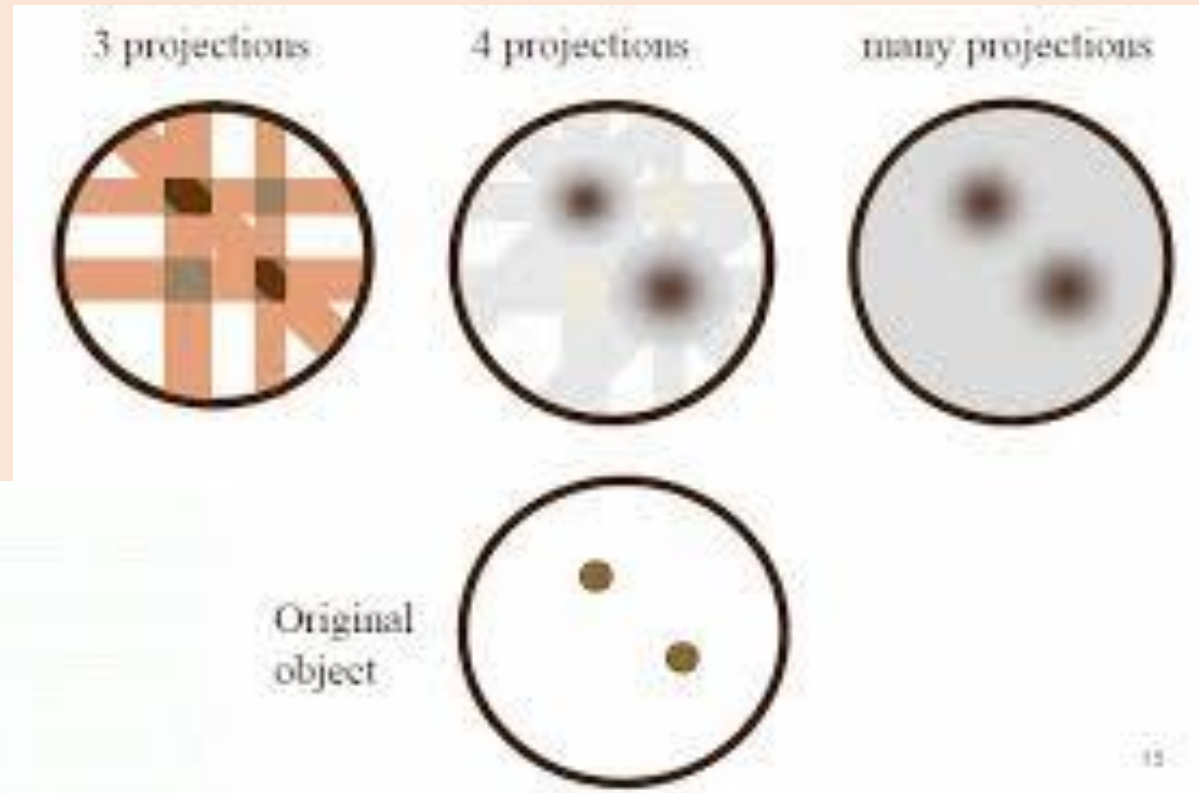
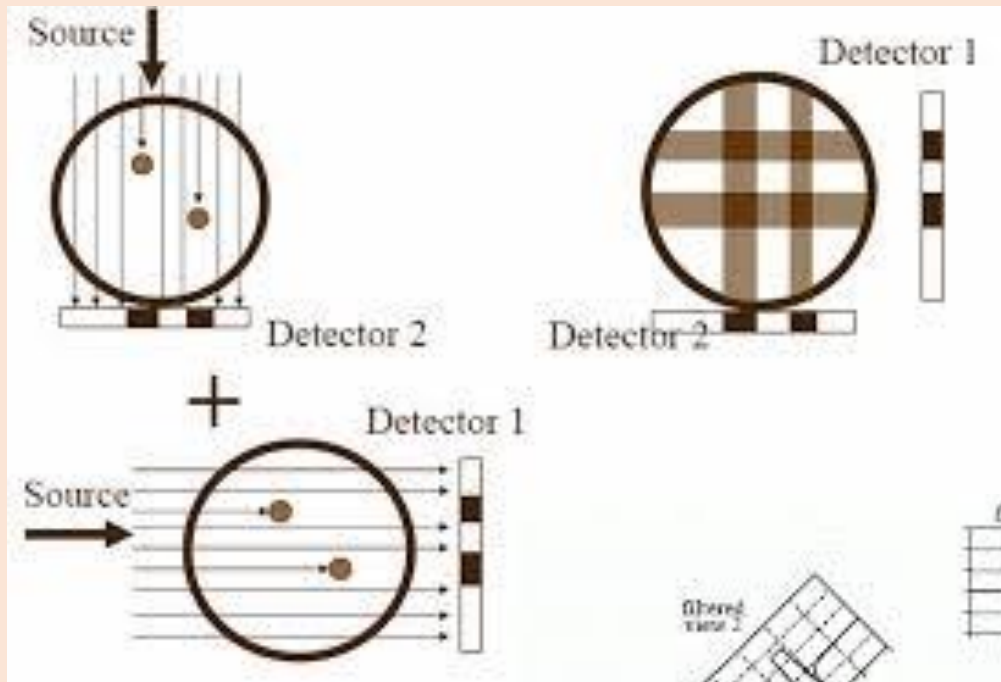
Μέθοδοι Ανακατασκευής Εικόνας

- Μέθοδοι Οπισθοπροβολής (BackProjection)
- Αλγεβρικές μέθοδοι
- Επαναληπτικές μέθοδοι (Iterative)

Ο μετασχηματισμός Radon (από τον Αυστριακό μαθηματικό Johann Radon), που αποτελεί τη βάση των αναλυτικών μεθόδων ανακατασκευής, συσχετίζει μια δισδιάστατη συνάρτηση με το σύνολο των επικαμπύλιων ολοκληρωμάτων της συνάρτησης αυτής. Συστήματα τομογραφίας με εκπομπή (όπως PET και SPECT) ή με μετάδοση (όπως η αξονική τομογραφία) λαμβάνουν μετρήσεις που μοιάζουν με θολά επικαμπύλια ολοκληρώματα, οπότε το παραπάνω μοντέλο μετασχηματισμού αποτελεί μια εξιδανίκευση τέτοιων συστημάτων. [14]

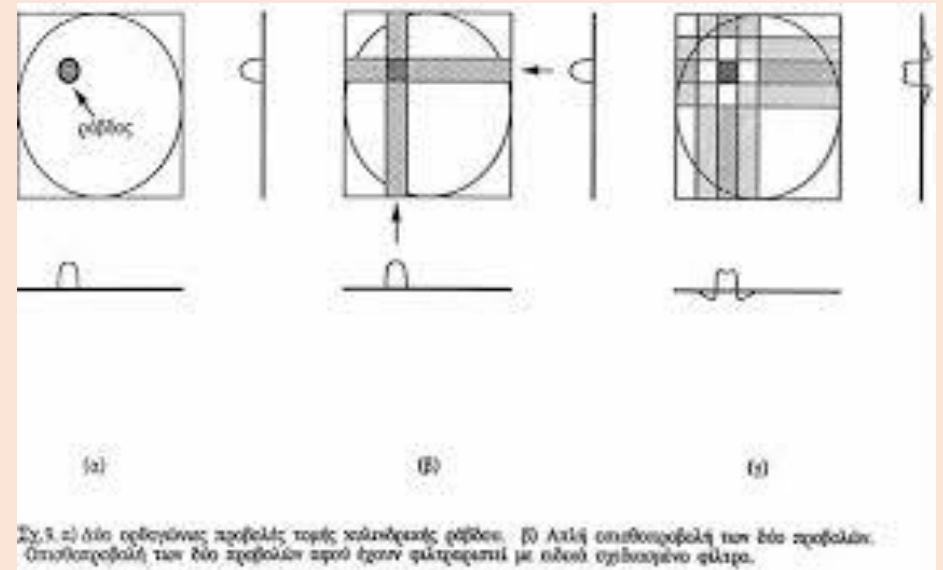
Η εφαρμογή του μετασχηματισμού Radon σε μια εικόνα για ένα δεδομένο σύνολο γωνιών μπορεί να θεωρηθεί ως ο υπολογισμός της προβολής της εικόνας κατά μήκος αυτών των γωνιών. Η προκύπτουσα προβολή είναι το άθροισμα της φωτεινότητας των pixel σε κάθε κατεύθυνση, δηλαδή ένα επικαμπύλιο ολοκλήρωμα. Το αποτέλεσμα είναι μια νέα εικόνα $R(\rho, \theta)$. Αυτό μπορεί να γραφεί μαθηματικά ορίζοντας

Μέθοδος Οπισθοπροβολής (Back-Projection)



Μέθοδος Οπισθοπροβολής (Back-Projection)

- Για κάθε προβολή, δηλαδή ουσιαστικά μέτρηση της εξασθένισης κατά μήκος μίας ακτίνας, δεν έχουμε συγκεκριμένη πληροφορία για τις διακυμάνσεις της πυκνότητας, αλλά μόνο το μέσο όρο.
- Κάθε μη μηδενική τιμή της κάθε προβολής μοιράζεται εξ ίσου (οπισθοπροβολή) μεταξύ όλων των στοιχείων της τομής που βρίσκονται πάνω στην ευθεία προβολής, και σε κάθε σημείο της τομής προστίθενται οι στοιχειώδεις επιδράσεις από όλες τις προβολές.
- Η τελική εικόνα που παίρνουμε με τη μέθοδο απλής οπισθοπροβολής δεν είναι καθαρή, αφού κάθε σημείο απεικονίζεται σαν ένα άστρο που επεκτείνεται πάνω σ' όλη την εικόνα και του οποίου η ένταση είναι μέγιστη στο κέντρο και εξασθενεί καθώς απομακρυνόμαστε από αυτό.
- Η ένταση όλων των άλλων σημείων της εικόνας θα είναι μη μηδενική και αντιστρόφως ανάλογη της απόστασης από το κέντρο της ράβδου.
- Για να διορθωθεί το σφάλμα, πρέπει να φιλτράρονται οι προβολές, πριν την οπισθοπροβολή.
- Αν στο σχήμα αυτό προσθέσουμε όλες τις προβολές, τότε η ένταση της εικόνας θα μηδενισθεί σε όλα τα σημεία εκτός από εκείνα της ράβδου

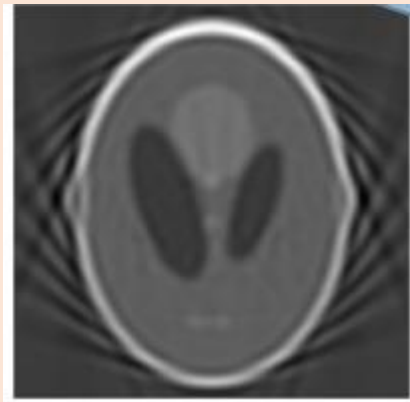
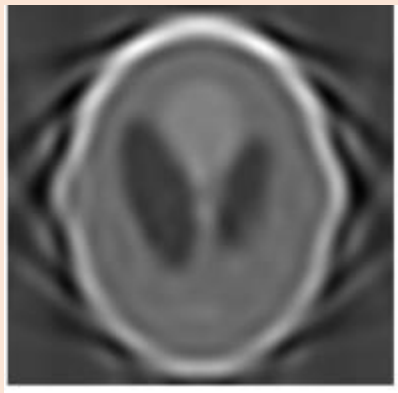


Μέθοδος Οπισθοπροβολής (Back-Projection)

Η ποιότητα της ανακατασκευασμένης εικόνας με τη μέθοδο της οπισθοπροβολής εξαρτάται από :

- **Το μέγεθος των ανιχνευτών.** Η μείωση του μεγέθους των ανιχνευτών συνεπάγεται συλλογή περισσότερων προβολών και συνεπώς αύξηση της διακριτικής ικανότητας.

Όμως, μείωση του μεγέθους των ανιχνευτών συνεπάγεται και μείωση του σήματος ανά ανιχνευτή , άρα αύξηση του θορύβου και μείωση της διακριτικής ικανότητας.

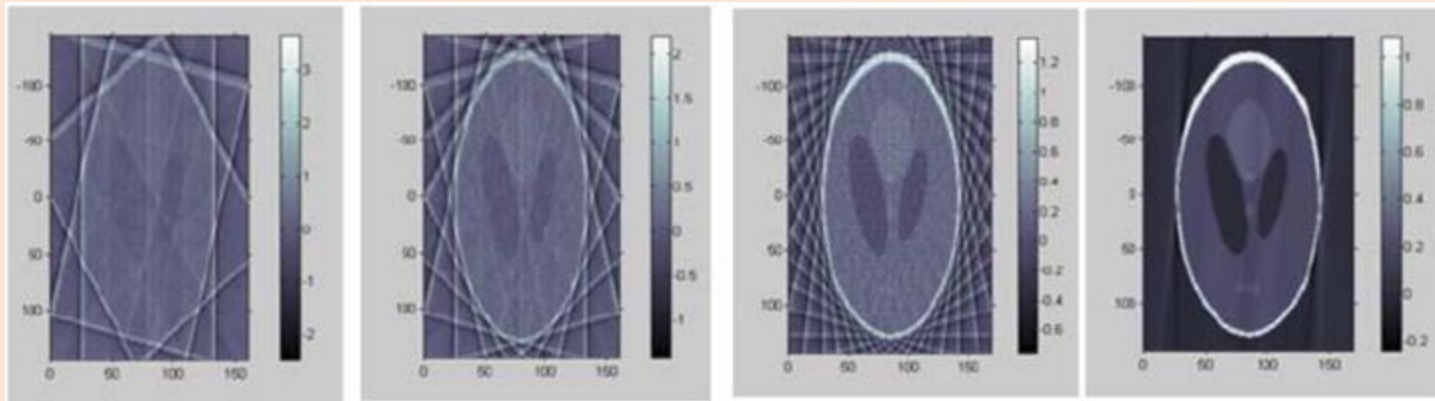


Μείωση του μεγέθους των ανιχνευτών

Μέθοδος Οπισθοπροβολής (Back-Projection)

Η ποιότητα της ανακατασκευασμένης εικόνας με τη μέθοδο της οπισθοπροβολής εξαρτάται από :

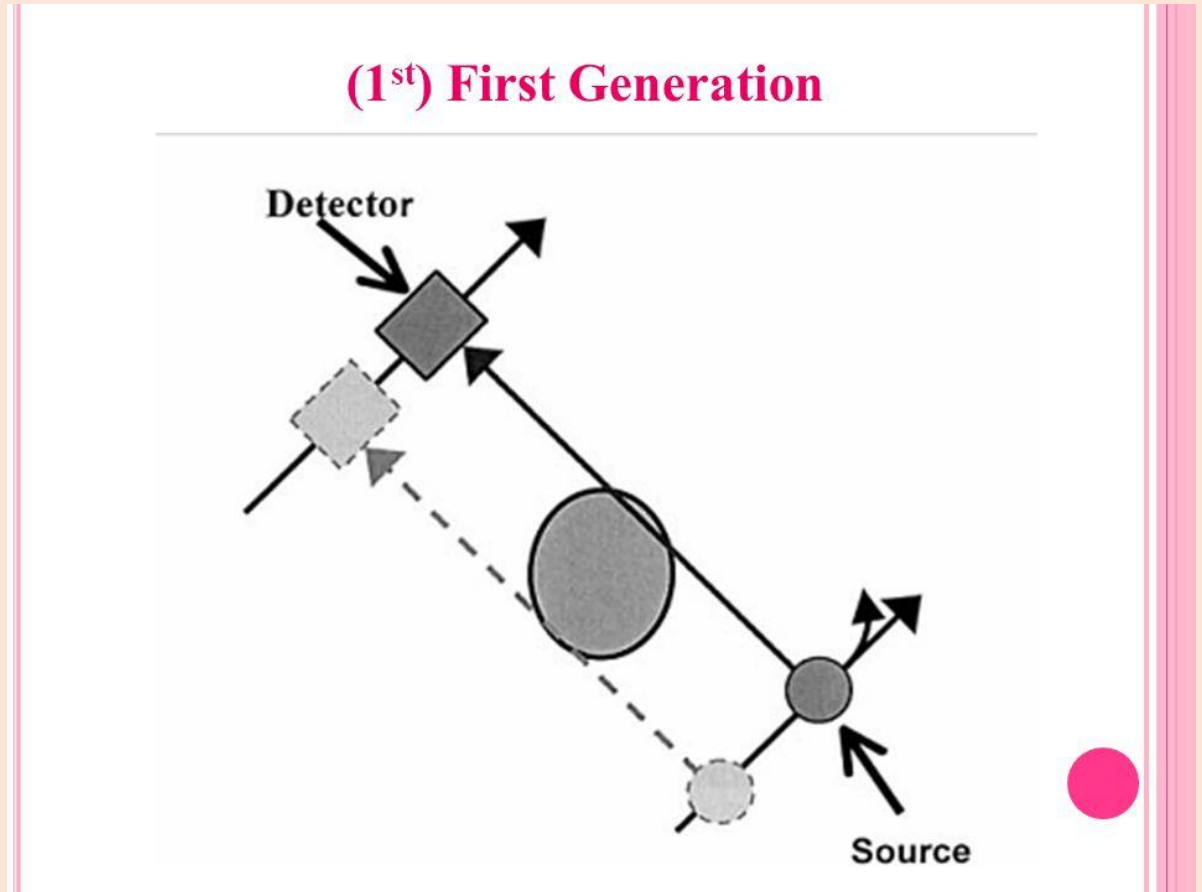
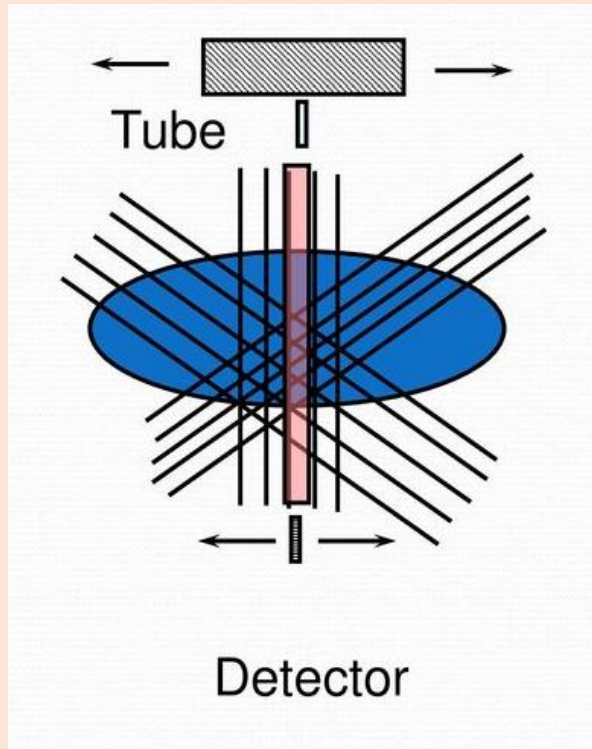
- **Τον αριθμό των προβολών.** Η αύξηση του αριθμού των προβολών συνεπάγεται αύξηση της καταγραφόμενης πληροφορίας, μείωση του θορύβου και αύξηση της διακριτικής ικανότητας



- **Το μέγεθος της μήτρας ανακατασκευής.** Η αύξηση του μεγέθους της μήτρας (π.χ. 256x256 σε 512x512) συνεπάγεται αύξηση της διακριτικής ικανότητας.

CT 1^{ης} γενεάς (μετατόπιση – περιστροφή)

Εγκάρσια εικόνα ανακατασκευασμένη από πολλαπλές γραμμικές μετρήσεις διέλευσης ακτινοβολίας λαμβανόμενες από πολλαπλές διευθύνσεις.





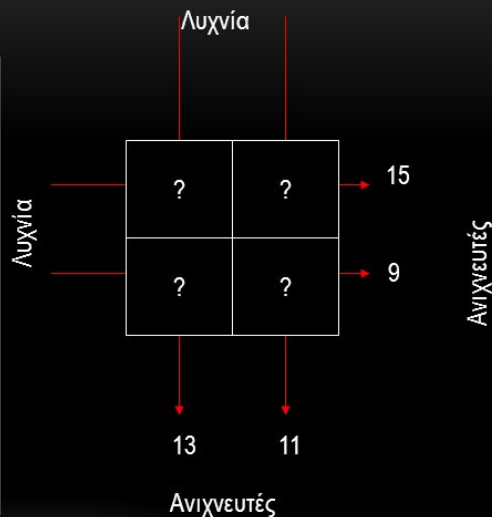
ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Υπόθεση:

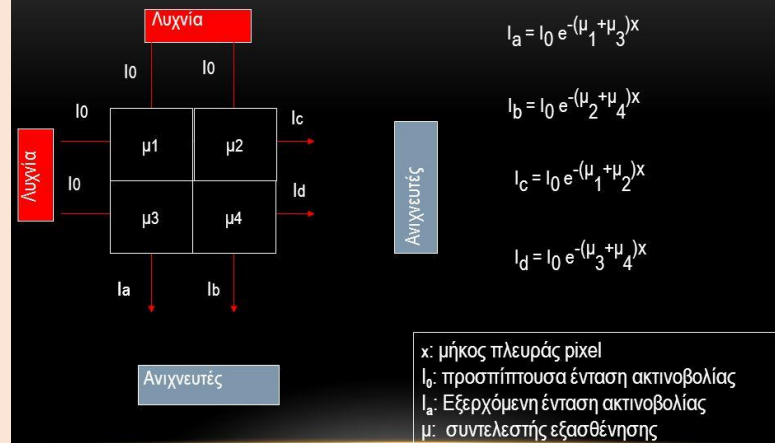
Ο ασθενής αποτελείται από 4 pixels μόνο.

Αν οι ακτίνες σάρωσης είναι 4 (2 κάθετες και 2 οριζόντιες) τότε μετρούμε ότι οι εξερχόμενες εντάσεις είναι π.χ. (αυθαίρετες τιμές) 15, 9, 13, 11.

Ερώτηση: Είναι αρκετές αυτές οι 4 τιμές να προσδιορίσουν έναν και μοναδικό ασθενή ή χρειάζονται και άλλες μετρήσεις (σάρωσεις);



ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ



ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

