

# Υπολογιστική Τομογραφία Ακτίνων-Χ (X-ray Computed Tomography, CT)

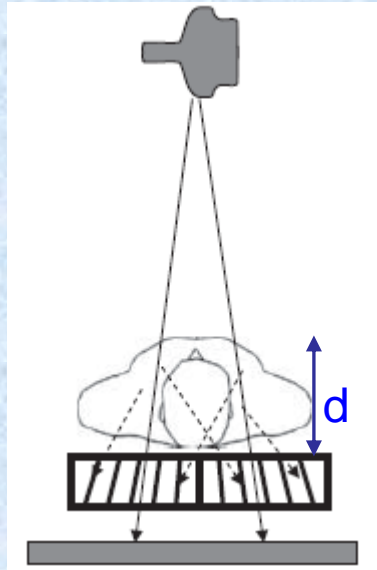
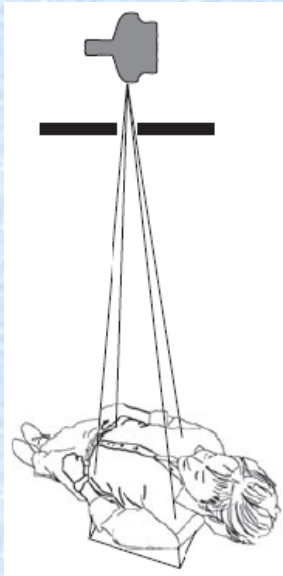
**Κωσταρίδου Ελένη**

Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Πατρών

Τελευταία ενημέρωση Δεκέμβριος 2020, Ε. Κωσταρίδου

# Προβολική Απεικόνιση Ακτίνων Χ (ακτινογράφιση)



Δισδιάστατη προβολική καταγραφή-Προβολική εικόνα

$$I_i = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu \cdot dx} = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

Κάθε εικονοστοιχείο αναπαριστά την εξασθένηση της δέσμης ακτίνων Χ, κατά μήκος του άξονα διάδοσής της, που προέρχεται από την **επιπροβολή** της εξασθένησης, λόγω όλων των επί μέρους δομών (ιστών) κατά μήκος της διαδρομής  $d$  της δέσμης στο σώμα του ασθενούς.

# Γραμμικός συντελεστής εξασθένησης ακτινοβολίας X: υλικό/πάχος υλικού

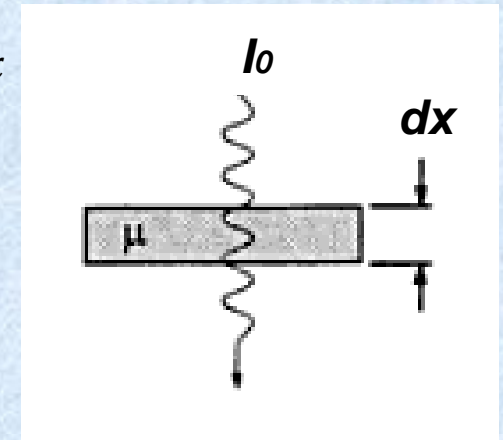
Οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτονίων X και ύλης σε επίπεδο ατόμου, είναι υπεύθυνοι για την μακροσκοπική εξασθένηση της έντασης της προσπίπτουσας δέσμης στο προς απεικόνιση αντικείμενο.

$$dI = -\mu I dx \implies \int_{I_0}^I \frac{dI}{I} = -\mu \int_0^d dx \implies \int_{I_0}^I \frac{dI}{I} = -\mu \int_0^d dx$$

$$\ln \frac{I}{I_0} = -\mu d \implies I = I_0 e^{-\mu d}$$

**$I_0$** : ένταση προσπίπτουσας δέσμης

**$d$** : συνολικό πάχος αντικείμενου κατά τη διεύθυνση διάδοσης της δέσμης



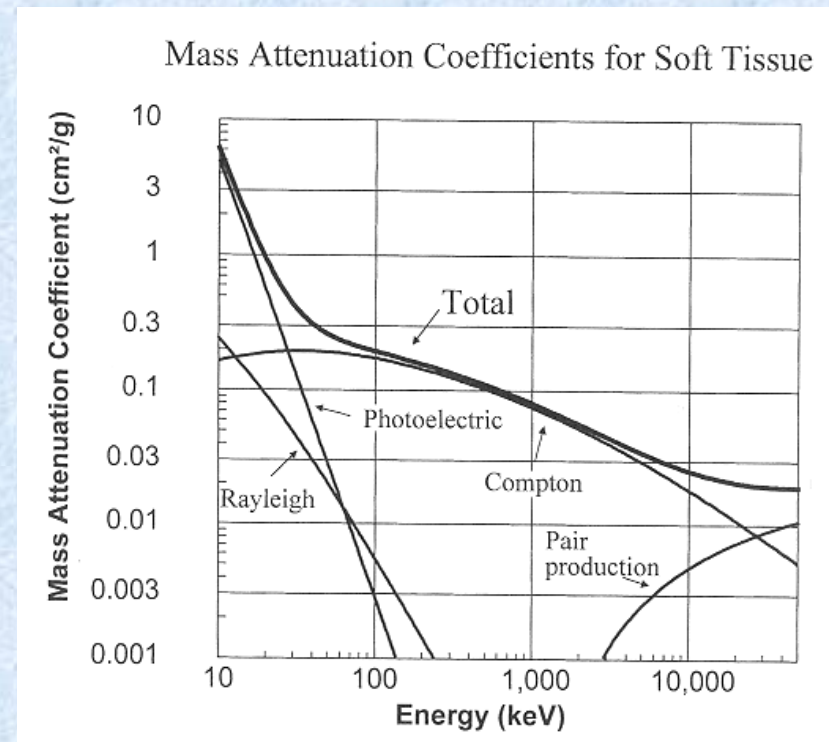
Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης  $\mu$  έχει μονάδες αντιστρόφου μήκους, και εκφράζει τη πιθανότητα εξασθένησης ενός φωτονίου X ανά μονάδα μήκους του υλικού. Στο εύρος ακτινοδιαγνωστικών ενεργειών (10-150 keV) οι μηχανισμοί που συμμετέχουν είναι το φωτοηλεκτρικό και σκέδαση Compton.

# Μαζικός συντελεστής εξασθένησης ( $\mu/\rho$ )

Το  $\mu$  είναι συνάρτηση του ατομικού αριθμού  $Z$ , της ηλεκτρονιακής πυκνότητας υλικού  $\rho_e$  καθώς και της ενέργειας  $E$  της προσπίπτουσας δέσμης ακτίνων Χ:  $\mu(Z, \rho_e, E)$

Διαίρεση του  $\mu$  με τη πυκνότητα παρέχει το μαζικό συντελεστή εξασθένησης με μονάδες  $\frac{[l^2]}{[m]}$

Και το  $\mu$  και το  $\mu/\rho$  εκφράζουν τη συνολική πιθανότητα εξασθένησης, που οφείλεται σε όλες τις επιμέρους αλληλεπιδράσεις.





# Προβολική Απεικόνιση- Ομοιογενές/Ανομοιογενές Αντικείμενο

$$I_i = I_0 \cdot e^{-\left[ \int_0^d \mu \cdot ds \right]} = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

$$\ln \frac{I_0}{I_i} = \mu \cdot d$$

$$\mu = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I_i}$$

Ομοιογενές αντικείμενο πάχους  $d$

$$I_i = I_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot x_1 - \mu_2 \cdot x_2 - \mu_3 \cdot x_3}$$

$$= I_0 \cdot e^{-\left[ \sum_{i=1}^3 \mu_i \cdot x_i \right]}$$

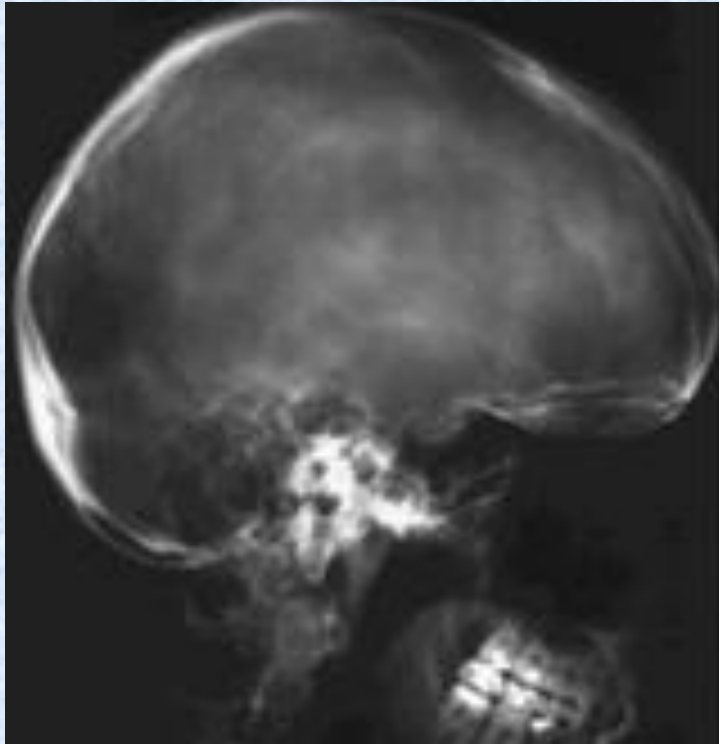
$$\ln \frac{I_0}{I_i} = \sum_{i=1}^3 \mu_i \cdot x_i$$

$$\mu_i = ;$$

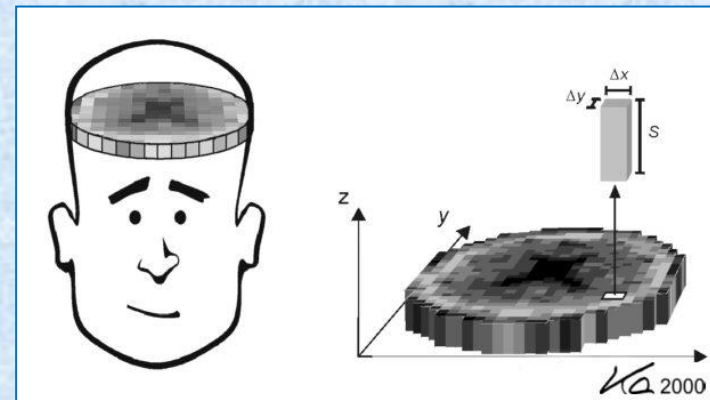
Αντικείμενο 3 συστατικών

$\mu_i, x_i$ : γραμμικοί συντελεστές εξασθένισης  
και παχη επιμέρους συστατικών  $i$

# Αντιμετώπιση Επιπροβολής-Τομογραφία (Απεικόνιση Τομών)



Ακτινογραφία κεφαλής –Πλάγια Λήψη



Καταγραφή εικόνων τομών  
του υπό εξέταση αντικειμένου.

# Τομογραφία Ακτίνων Χ:

## Αύξηση αντίθεσης

(α) Τομογραφική εικόνα.

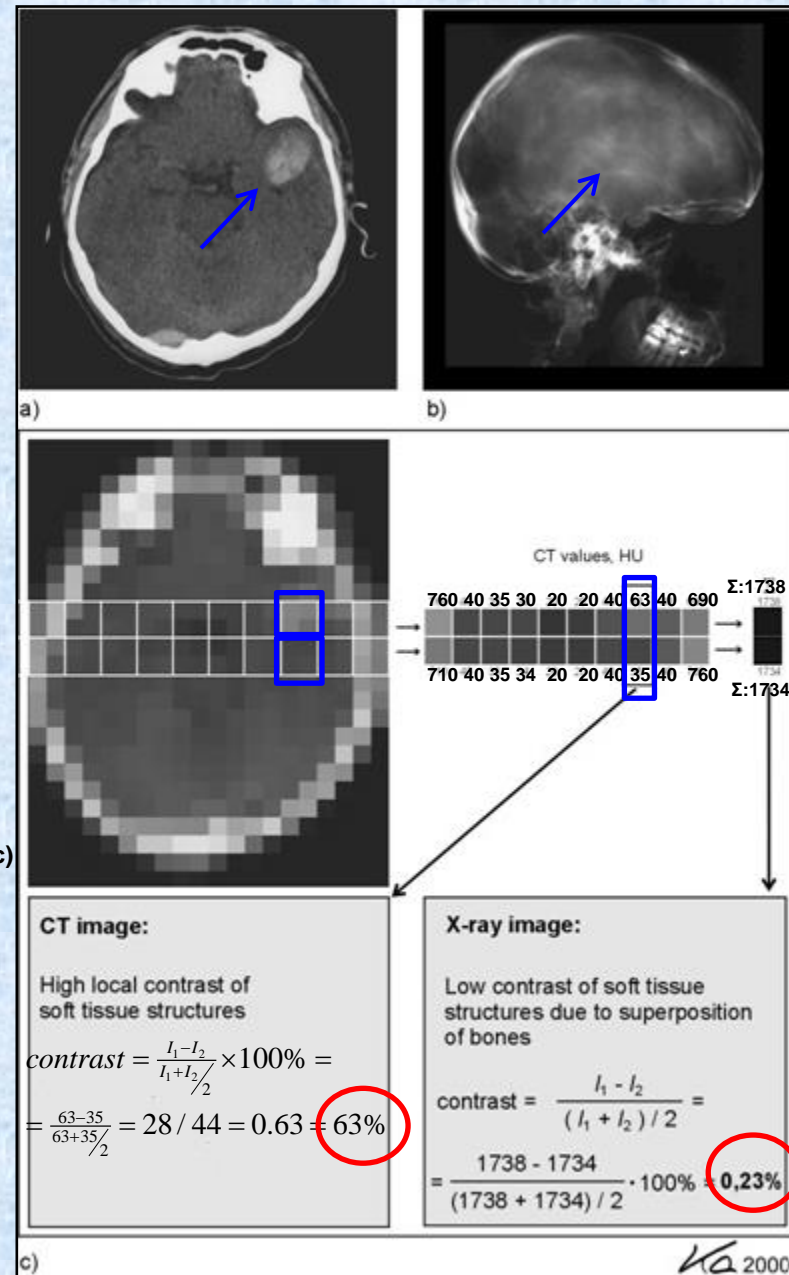
(β) προβολική εικόνα (πλάγια προβολική λήψη, οβελιαίο επίπεδο)

(c-d):

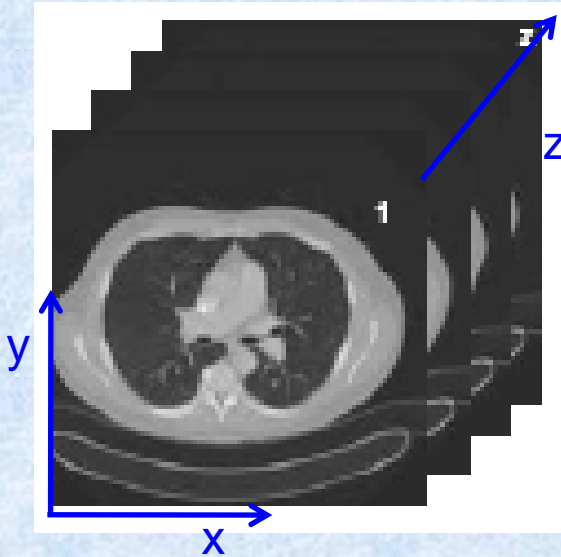
Αριθμητικό παράδειγμα υπολογισμού αντίθεσης για εικονοστοιχεία των (α) και (β) εικόνων (ανιχνευσιμότητα)

**Τοπική αντίθεση εικόνας CT:** διαφορές των τιμών έντασης (τόνοι του γκρι) γειτονικών εικονοστοιχείων.

Στην **προβολική** εικόνα (b) οι τιμές έντασης της εικόνας προκύπτουν από την **επιπροβολή (μέσο όρο)** των τιμών των γραμμικών συντελεστών εξασθένησης, όλων των επί μέρους ογκοστοιχείων κατά μήκος της διαδρομής της δέσμης. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη **σημαντική μείωση της αντίθεσης της αλλοίωσης**.



# 3-Διάστατη απεικόνιση



Με δεδομένες τις εικόνες τομών, η τρισδιάστατη απεικόνιση προκύπτει ως αποτέλεσμα επαλληλίας τομών κατά μήκος του άξονα z

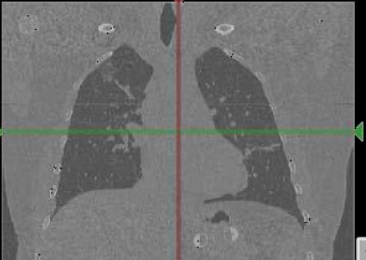

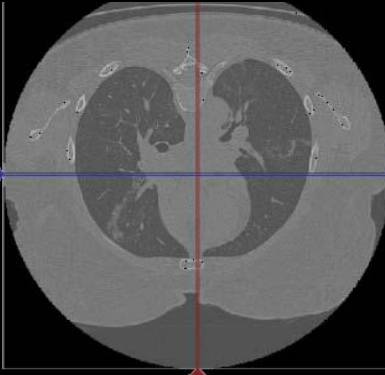
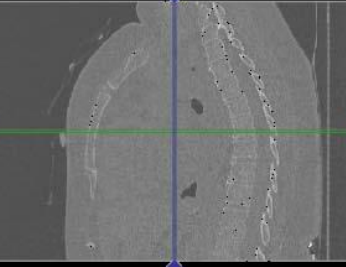




# Παράδειγμα Προβολικής-Τομογραφικής Απεικόνισης

Προβολική  
Απεικόνιση  
Θώρακος



<p>Στεφανιαίο επίπεδο</p> 	<p>Τρισ-διάστατη εικόνα</p> 
<p>Εγκάρσιο επίπεδο</p> 	<p>οβελιαίο επίπεδο</p> 

Υπολογιστική  
Τομογραφία  
Θώρακος

# Τομογραφική Απεικόνιση Ακτίνων Χ

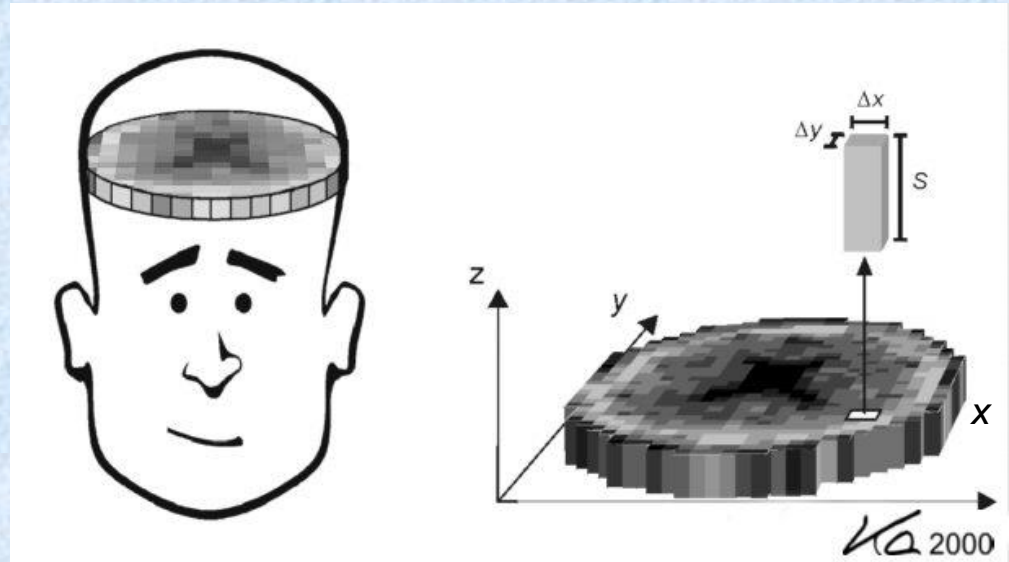
Χαρακτηριστικά:

Κατάλληλα διαμορφωμένη δέσμη ακτίνων-Χ (σάρωση εγκάρσιας τομής)

**δεδομένα προβολών τομής**

**Αλγόριθμος ανακατασκευής**

τομογραφικής εικόνας

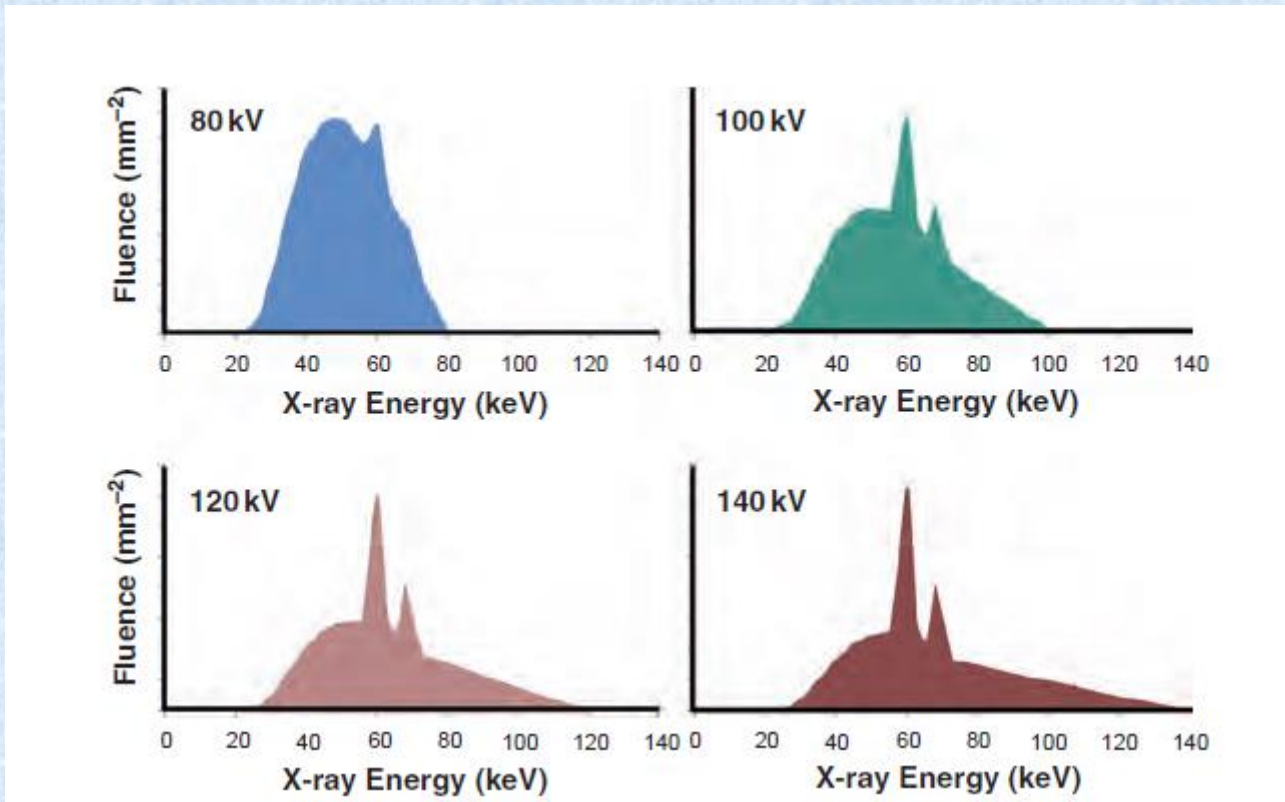


Η τομή αποτελείται από διακριτά στοιχεία όγκου (ογκοστοιχεία, voxels, που αναπαριστούν τους γραμμικούς συντελεστες εξασθένησης των υλικών της εγκάρσιας τομής).

Χωρική διακριτική ικανότητα στο επίπεδο  $x, y$ ; Μέγεθος εικονοστοιχείου ( $\Delta x, \Delta y$ )

Χωρική διακριτική κατά τον άξονα  $Z$  (πάχος τομής  $\delta$ )

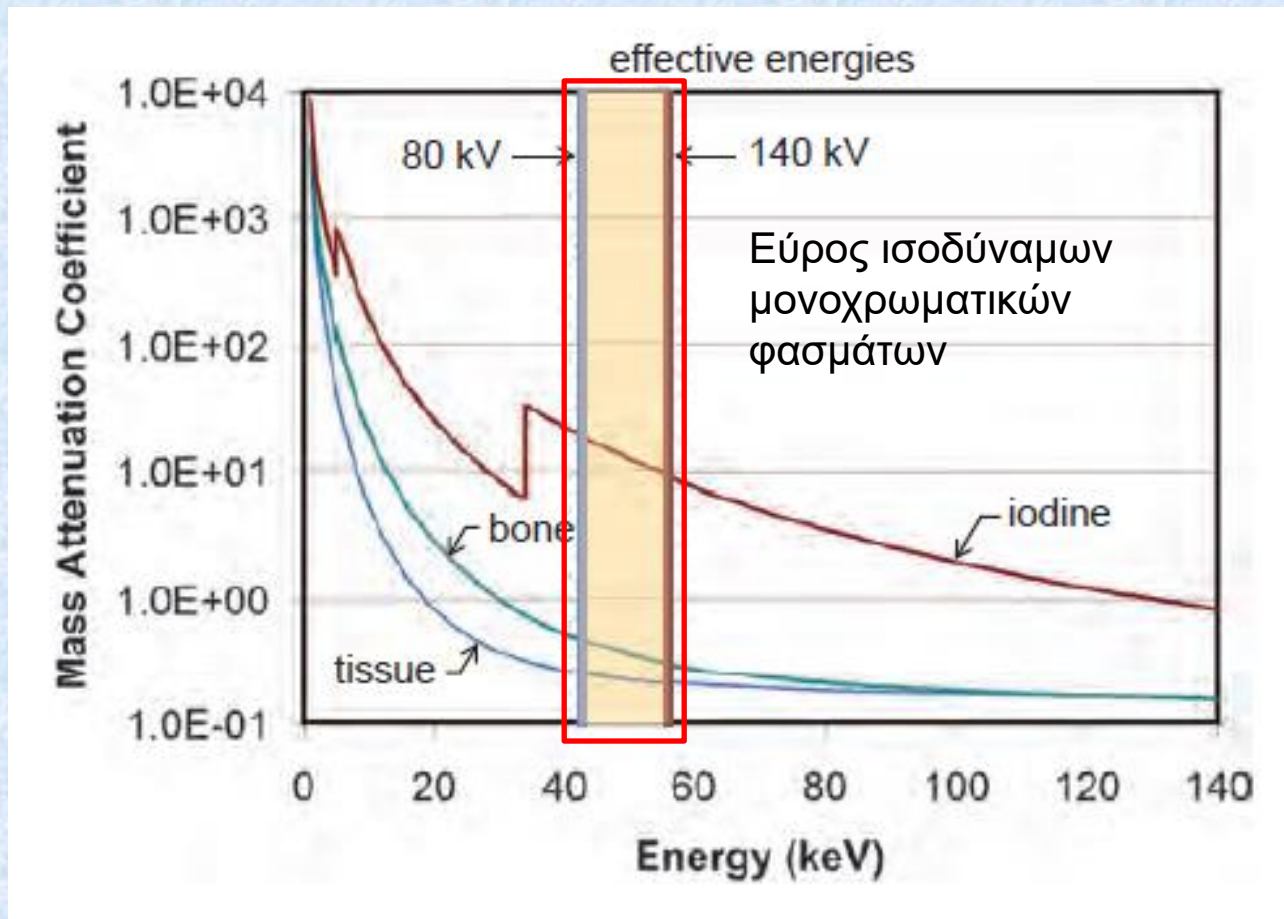
# Τυπικά φάσματα ακτίνων X υπολογιστικής τομογραφίας



Στην υπολογιστική τομογραφία ακτίνων X χρησιμοποιούνται φάσματα υψηλότερης ενέργειας: 80, 100, 120 και 140 keV. (Εύρος αντίστοιχων ισοδύναμων μονοχρωματικών φασμάτων: 40-60 keV)



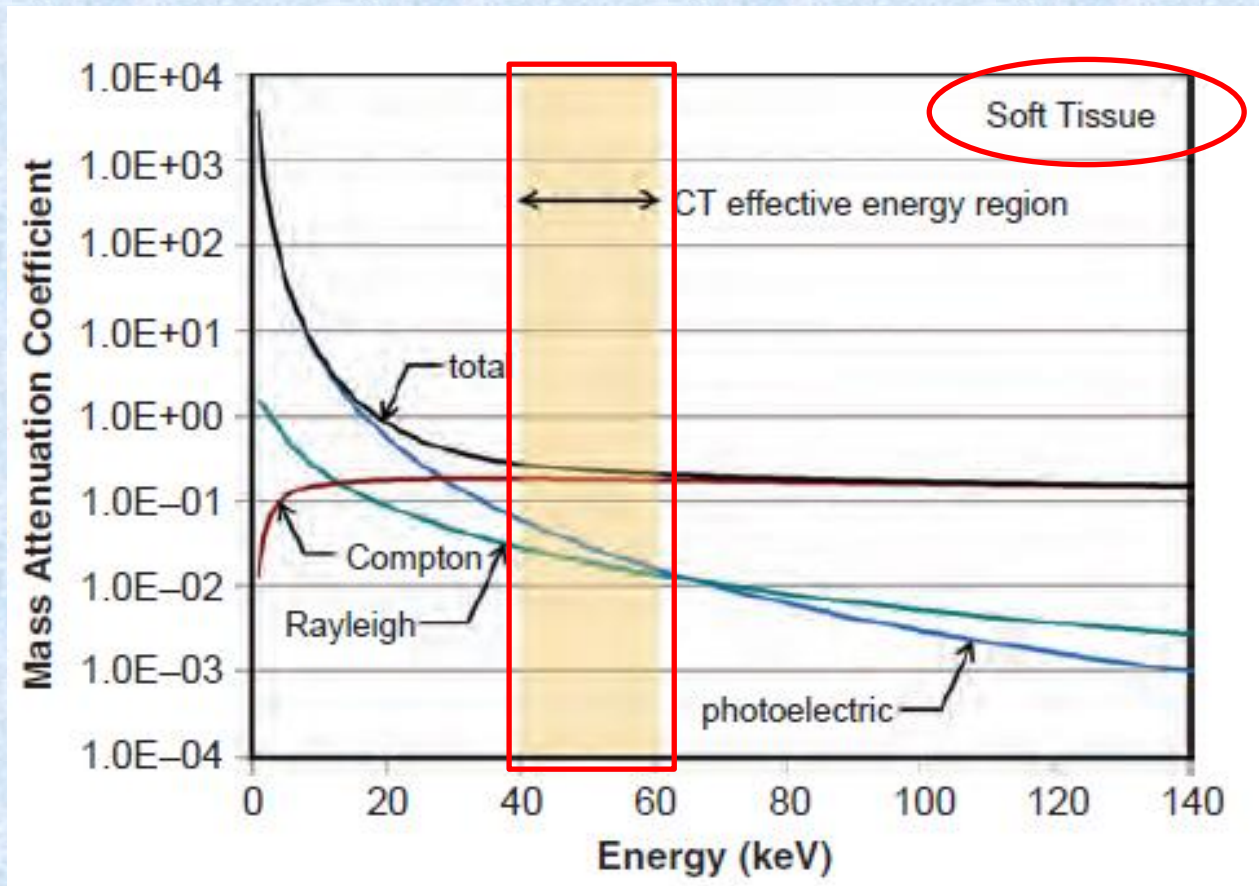
# Η αντίθεση θέματος στην Υπολογιστική Τομογραφία Ακτίνων Χ



Διαφορά Συντελεστών Εξασθένησης (αντίθεση) μεταξύ υλικών υψηλού-χαμηλού ατομικού αριθμού όπως οστά ή σκιαγραφικές ουσίες και μαλακοί ιστοί, λόγω φωτοηλεκτρικού φαινομένου.

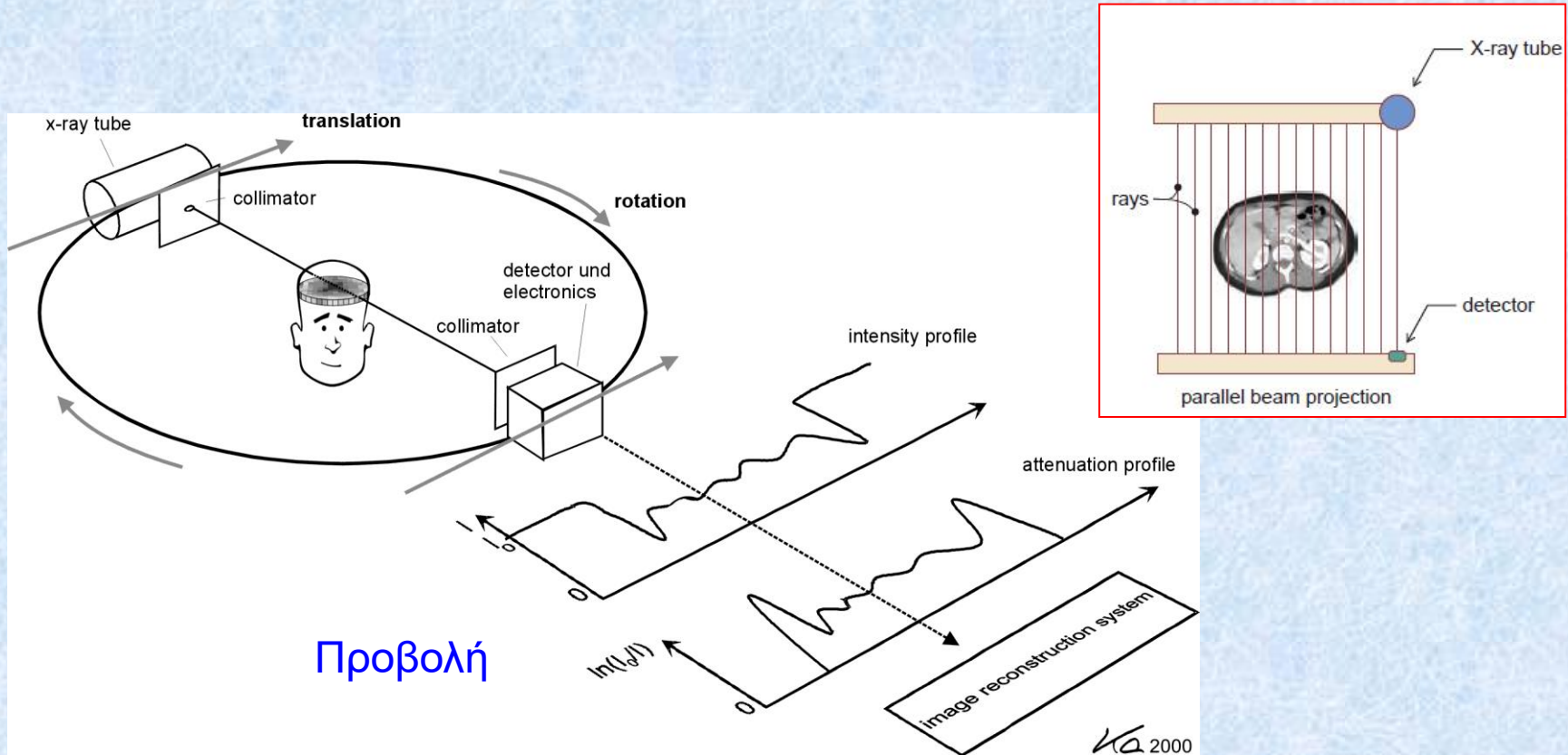


# Απεικόνιση Μαλακών Ιστών στην Υπολογιστική Τομογραφία Ακτίνων Χ



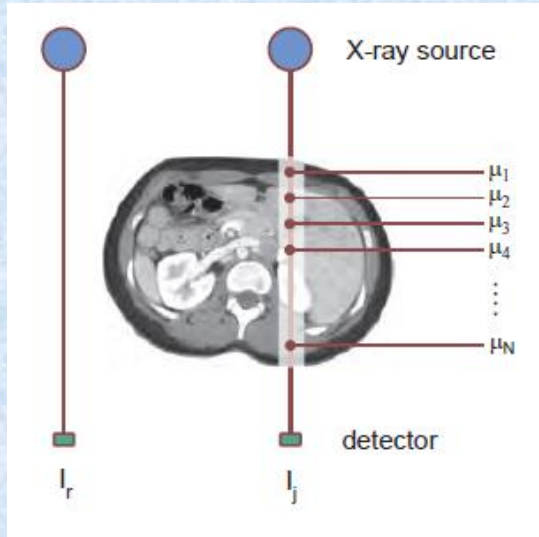
Λόγω διαφορετικής εξάρτησης των φαινομένων φωτοηλεκτρικού και Compton από την ενέργεια, οι διαφορές εξασθένισης των μαλακών ιστών οφείλονται κυρίως στην παράμετρο που επηρεάζει τη σκέδαση Compton, δηλ. απεικονίζουν διαφορές ηλεκτρονιακής πυκνότητας ( $\rho$ )

# Τομογραφική Λήψη: Καταγραφή Εξασθένησης Εγκάρσιων Τομών του Αντικειμένου- Γεωμετρία Παράλληλης Δέσμης



Γεωμετρία παράλληλης δέσμης: μετατόπιση/στροφή εστιακής δέσμης (pencil beam) (μέσω κατάλληλου εστιαστή δέσμης) για τη λήψη **προβολών** εγκάρσιων τομών του υπό εξέταση αντικειμένου

# Δεδομένα Προβολών



Reference  
detector

$$I_j = I_0 \cdot e^{-\left[\sum_{i=1}^N \mu_i \cdot x_i\right]}$$

$$\ln \frac{I_0}{I_i} = \sum_{i=1}^N \mu_i \cdot x_i$$

Τα δεδομένα κάθε προβολής ( $I_j$ ,  $j=1, \dots, N$ ) που καταγράφονται από τα στοιχεία του ανιχνευτή για συγκεκριμένη γωνία λήψης ( $\theta$ ), διορθώνονται από ανιχνευτή αναφοράς ( $I_r$ ), που καταγράφει την πρωτογενή ακτινοβολία  $I_0$  εκτός του πεδίου του ασθενούς.

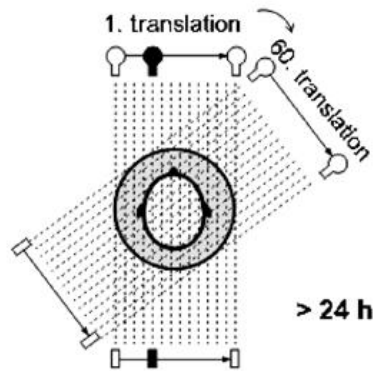
Τα δεδομένα αυτά καταγραφουν τους επιμέρους γραμμικούς συντελεστές εξασθένησης ( $\mu_j$ ) των ογκοστοιχείων κατά μήκος της ακτίνας  $j$ .

Ενώ η εξασθένηση των ακτίνων X είναι εκθετική, η λογαριθμική μετατροπή επιτρέπει κάθε μέτρηση του ανιχνευτή να αντιστοιχεί στη μέση τιμή των συντελεστών γραμμικής εξασθένησης.



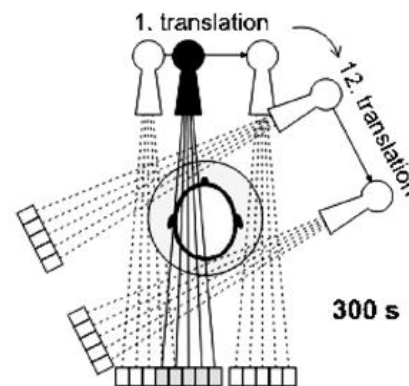
# Η εξέλιξη της γεωμετρίας λήψης

**pencil beam (1970)**



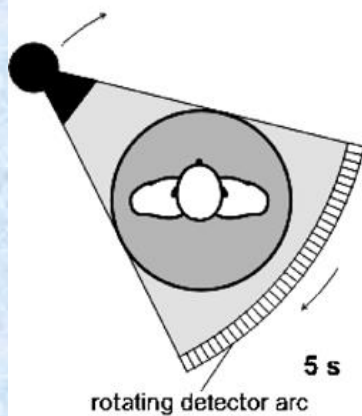
a) 1<sup>st</sup> generation: translation/rotation

**partial fan beam (1972)**



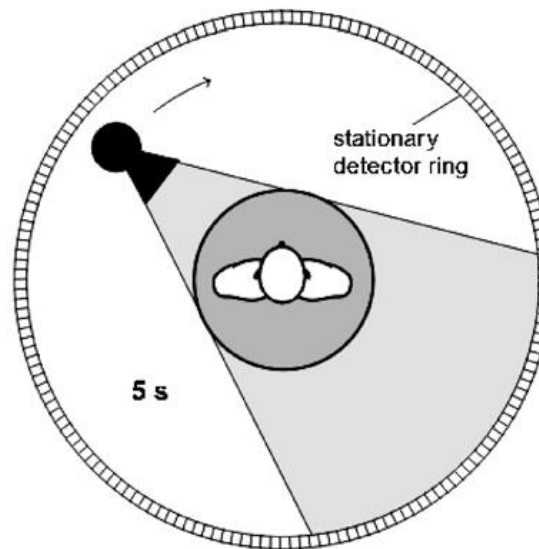
b) 2<sup>nd</sup> generation: translation/rotation

**fan beam (1976)**



c) 3<sup>rd</sup> generation: continuous rotation

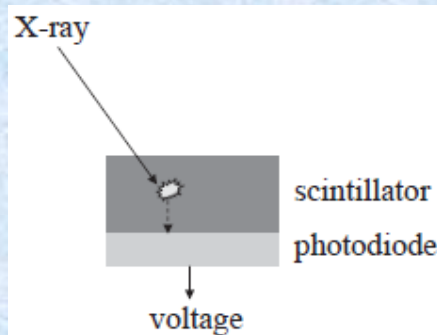
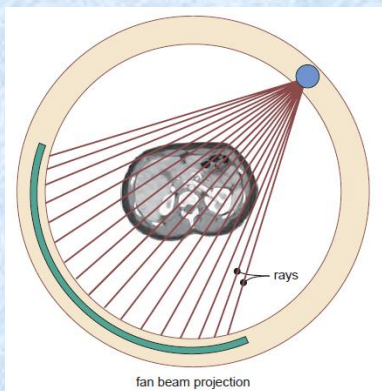
**fan beam (1978)**



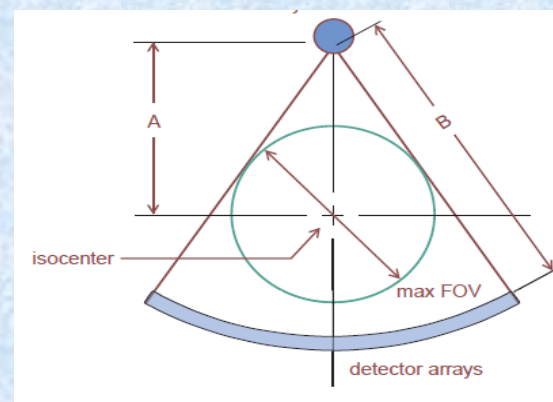
d) 4<sup>th</sup> generation: continuous rotation



# Δέσμη γεωμετρίας τύπου βεντάλιας



Ανιχνευτικό στοιχείο στερεάς κατάστασης.

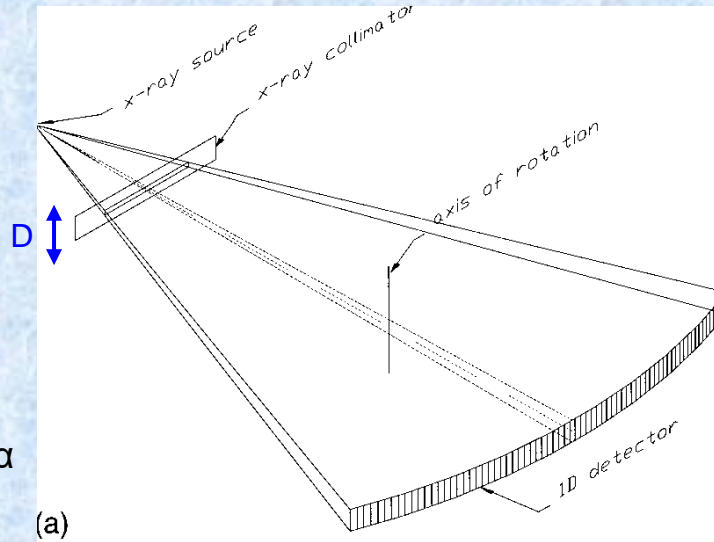


A: απόσταση εστίας της λυχνίας ακτίνων X από το ισόκεντρο

B: : απόσταση εστίας της λυχνίας ακτίνων X από τον ανιχνευτή

B/A: μεγέθυνση στο ισόκεντρο.

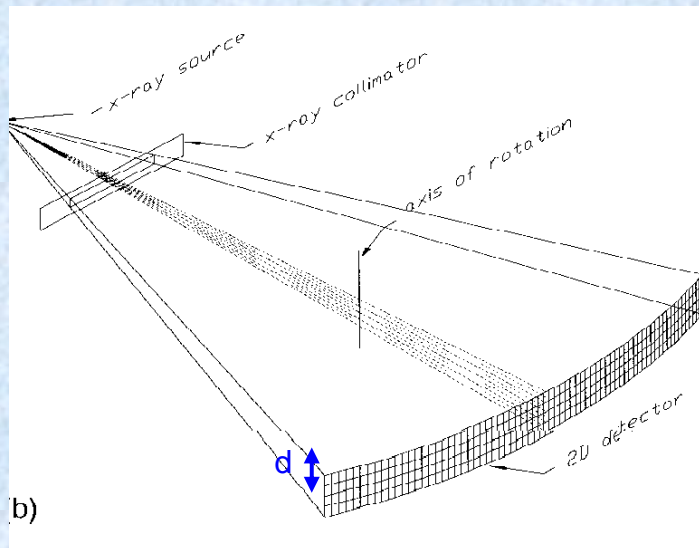
# Πάχος Τομής: Τομογραφία Μονής Τομής και Πολλαπλών Ανιχνευτών



Τομογραφία Μονής Τομής

(a)

D: πάχος τομής (εστιαστής: πάχοςδέσμης,  $nxd$ )



Τομογραφία 4 ανιχνευτών

b)

d: πάχος τομής (πάχος ανιχνευτικού στοιχείου)

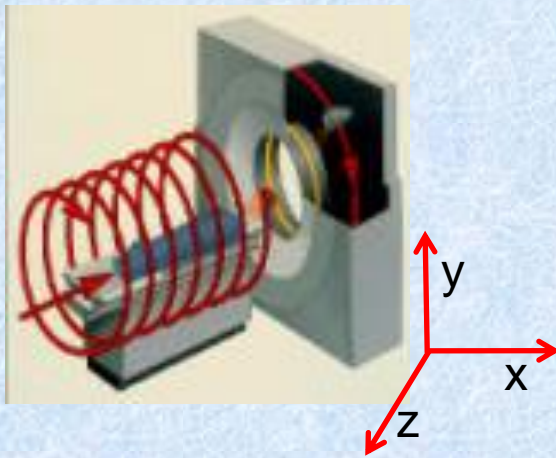
$$D(\text{mm}) = nxd(\text{mm})$$

# Ελλεικοειδής Σάρωση Εγκάρσιων Τομών

## Σειριακή σάρωση:

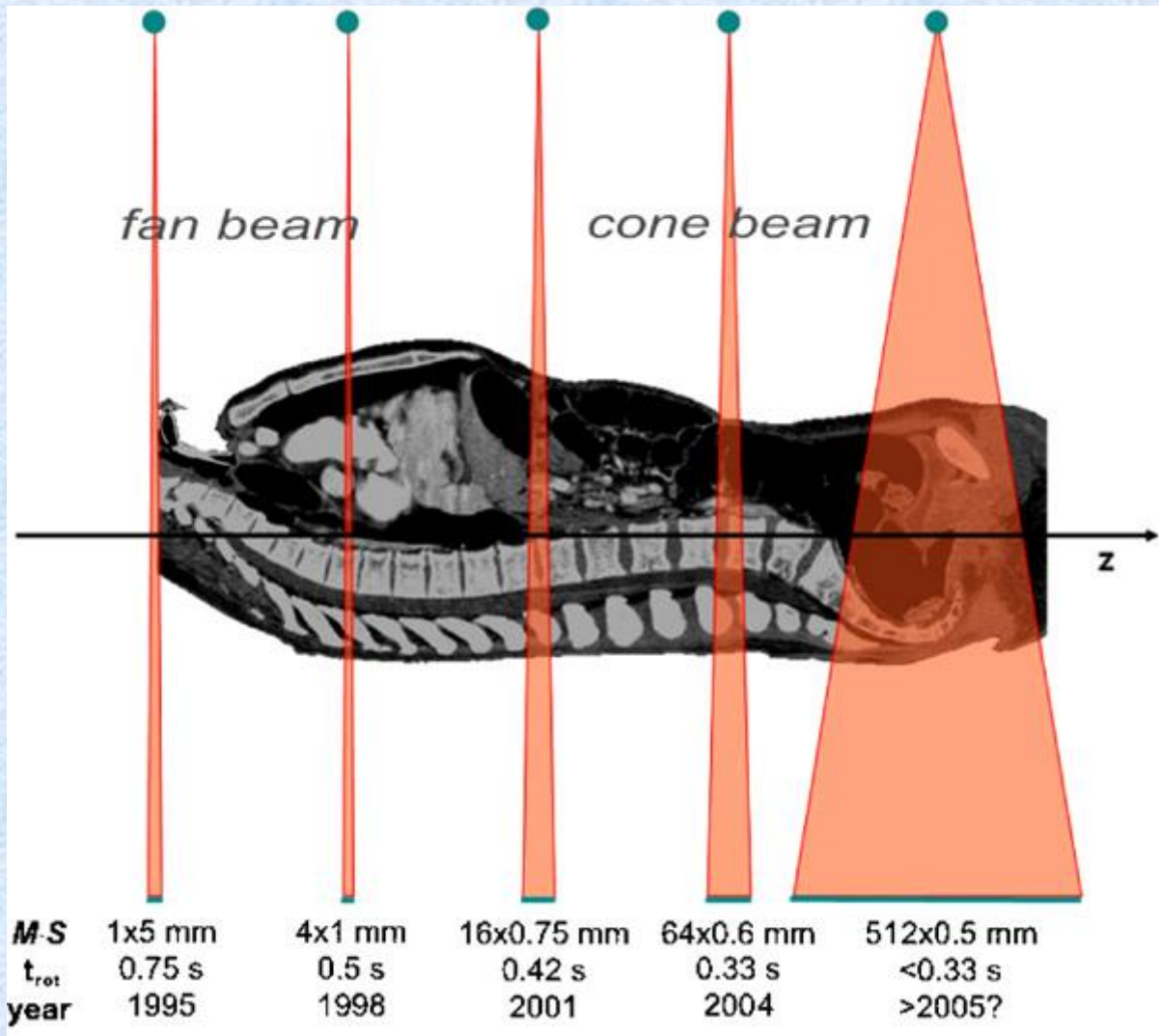
Πλήρης περιστροφή λυχνίας ανιχνευτή για την καταγραφή γωνιακών προβολών τομών του αντικειμένου που αντιστοιχούν σε μία θέση του άξονα Z (διαμήκης άξονας ασθενούς).

Μετά την ολοκλήρωση μίας πλήρους περιστροφής η ακτινολογική τράπεζα μετατοπίζεται σε νέα θέση στον άξονα Z όπου και επαναλαμβάνεται το προηγούμενο βήμα.



**Ελλεικοειδής συνεχής σάρωση:** Συνδυασμός της κυκλικής κίνησης λυχνίας-ανιχνευτή στο εγκάρσιο επίπεδο  $x, y$  με τη γραμμική μετακίνηση της ακτινολογικής τράπεζας κατά το ίδιο χρονικό διάστημα στη διεύθυνση  $z$  επέφερε σημαντική μείωση του χρόνου σάρωσης.

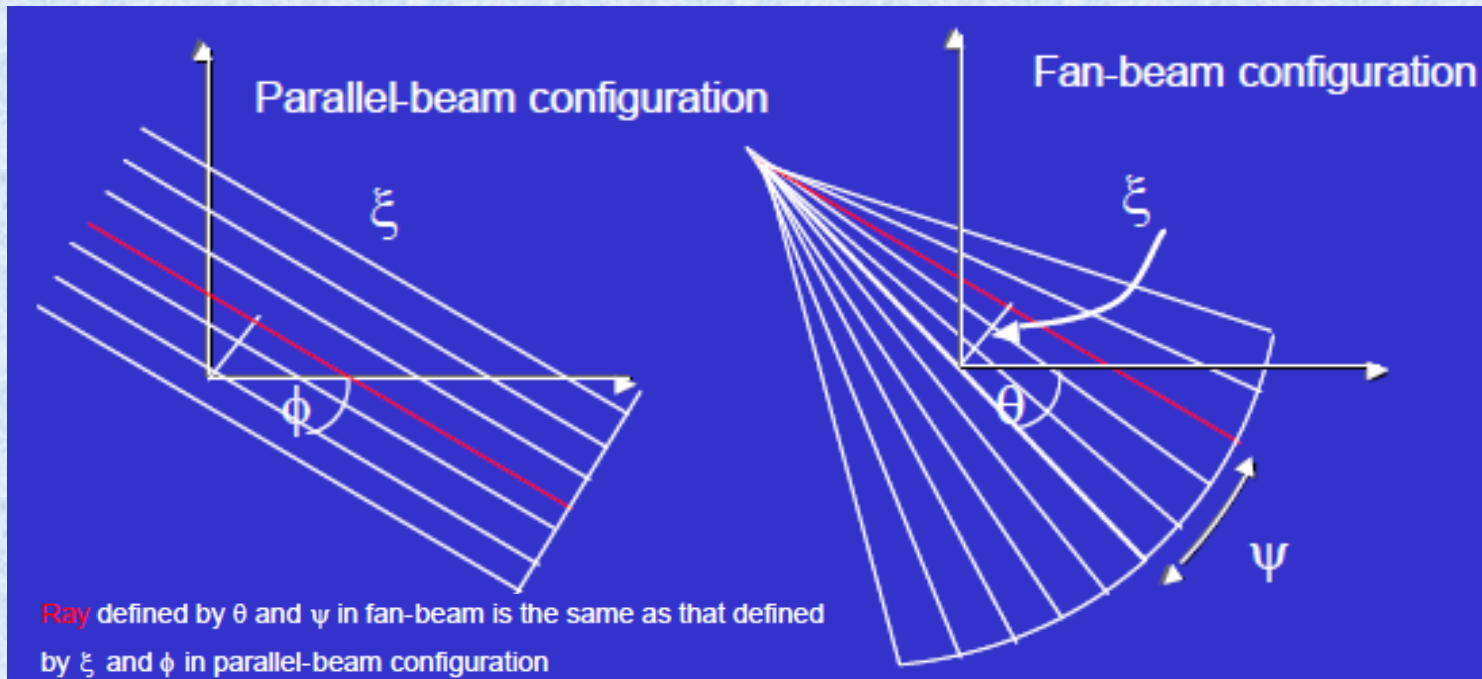
# Υπολογιστική Τομογραφία: “Ο αγώνας της Τομής”





# Ανακατασκευή Εικόνας

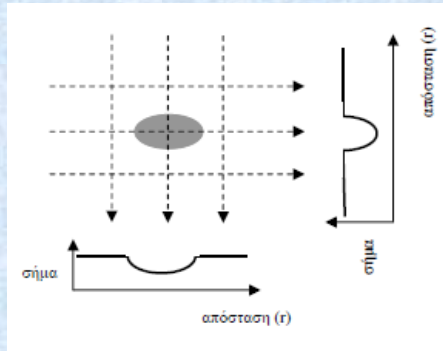
# Παράλληλη-Αποκλίνουσα Δέσμη



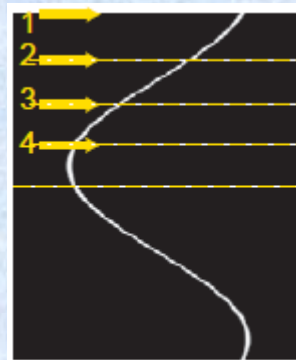
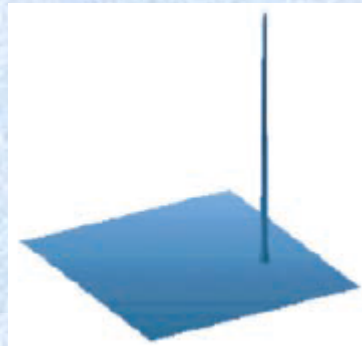
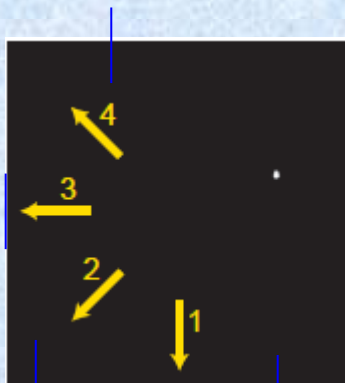
Η γεωμετρία παράλληλης δέσμης είναι χρήσιμη για την κατανόηση των βασικών εννοιών της ανακατασκευής εικόνας, και συχνά αποτελεί τη γεωμετρία στην οποία μετατρέπονται τα δεδομένα δέσμης τύπου «βεντάλιας» με μετατροπή των δεδομένων προβολών αποκλίνουσας δέσμης σε παράλληλης δέσμης, μέσω εντοπισμού αντίστοιχων ακτίνων μεταξύ των 2 γεωμετριών.

Εναλλακτικά, τα μαθηματικά της ανακατασκευής πρέπει να τροποποιηθούν για ακτίνες με αποκλίνουσα γεωμετρία

# Παραδείγματα Προβολών



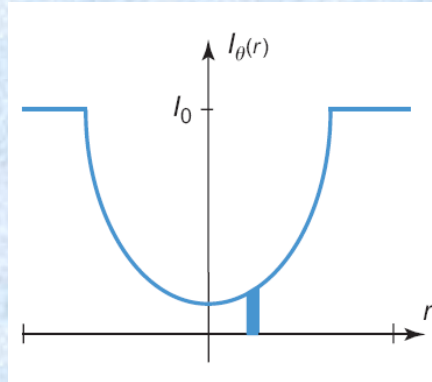
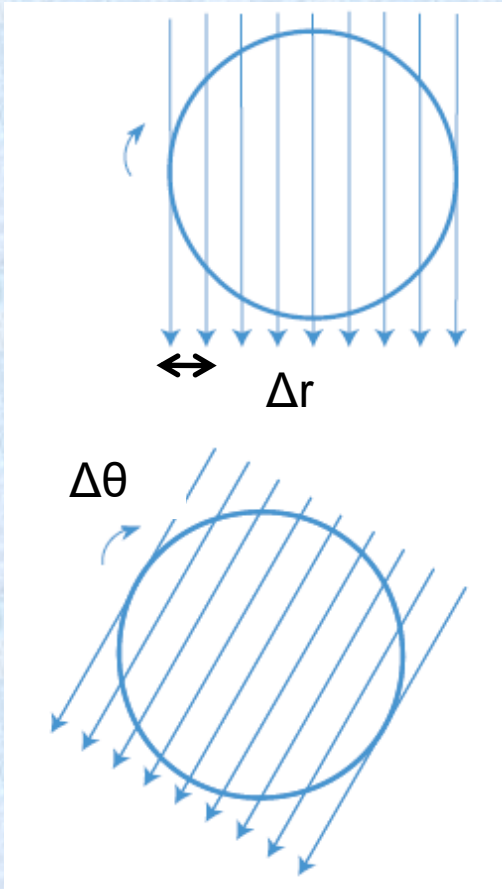
Δύο ορθογώνιες προβολές  
αντικειμένου ελλειπτικού σχήματος



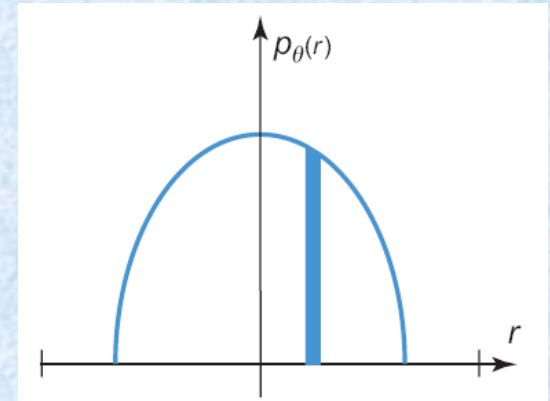
Προβολές σημειακού  
αντικειμένου τομής  
για 4 τυχαίες γωνίες  $\theta$   
(ημιτονοειδής μετακίνηση  
της θέσης του σημειακού  
αντικειμένου στις γωνιακές  
προβολές)

Θέση σημείου

# Παραμετροποίηση Προβολών



Προβολή ( $I_\theta(r)$ ,  $\theta=0$ )



Εξασθένηση  $P(r)=n(I_0/I_\theta(r))$ ,  $\theta=0$

Καταγραφή ψηφιακού σήματος προβολής  $I_\theta(r)$  με βήμα δειγματοληψίας  $\Delta r$  (αντιστοιχεί στο πλάτος στοιχείου του ανιχνευτή).

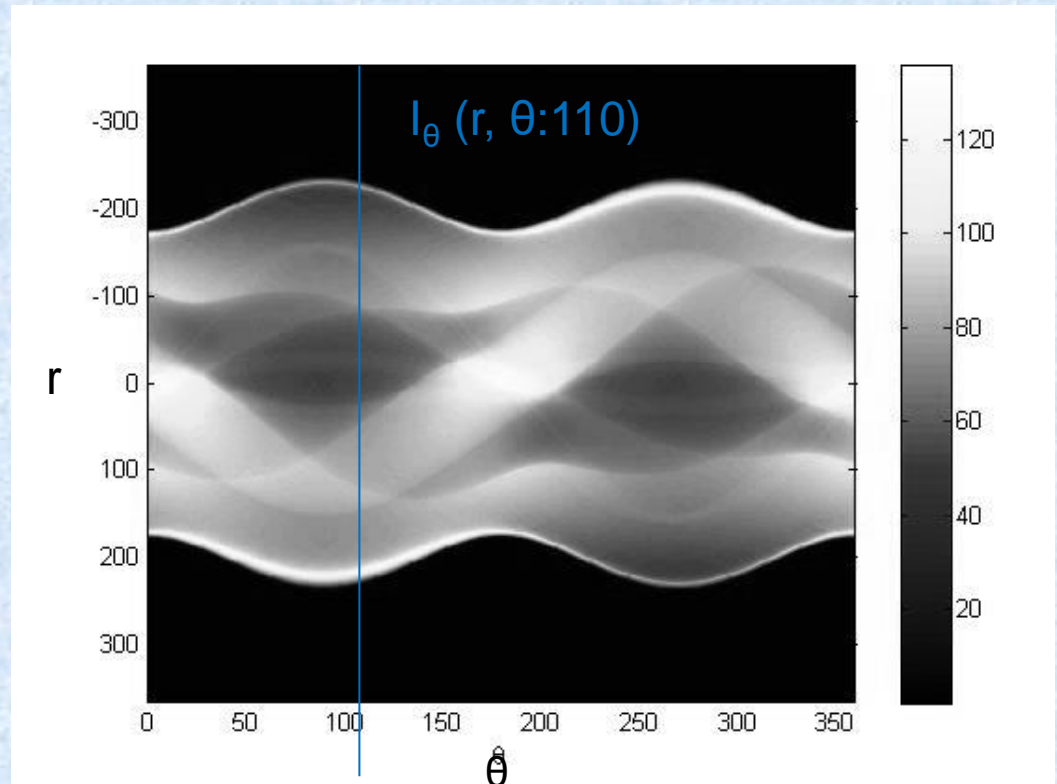
Βήμα γωνιακής δειγματοληψίας  $\Delta\theta$ .



# Ημιτονόγραμμα-Τα δεδομένα της Υπολογιστικής Τομογραφίας



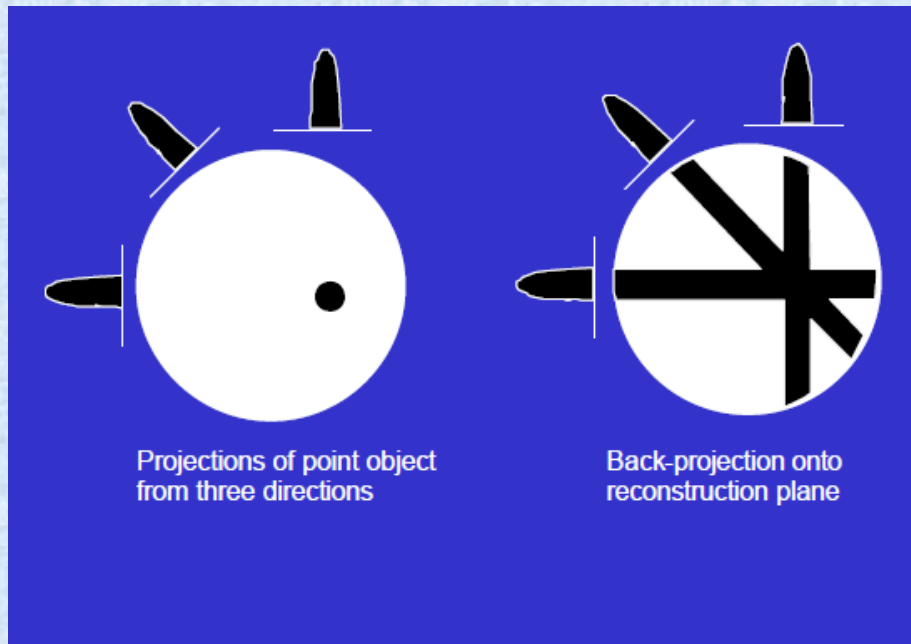
Τομή: Ψηφιακό ομοίωμα Shepp-Logan



Ημιτονόγραμμα  $\rho(r, \theta)$  του ομοιώματος Shepp-Logan

Ημιτονόγραμμα: δισ-διάστατος πίνακας  $M$  γραμμών και  $N$  στηλών ( $P(N\Delta r \times M\Delta\theta)$ ); όπου οι στήλες αντιστοιχούν σε προβολές για διαφορετικές γωνίες λήψης.

# Οπισθοπροβολή : Πώς ανακατασκευάζουμε μια τομογραφική εικόνα από τις προβολές?



συνάρτηση ασάφειας ( $1/r$ )

Οπισθοπροβολή: η διαδικασία ανάθεσης των τιμών των προβολών σε όλες τις στήλες της ίδιας διεύθυνσης της προς ανακατασκευή εικόνας τομής και επανάληψη της της διαδικασίας για όλες τις διευθύνσεις των γωνιακών λήψεων, μέσω υπολογισμού του αθροίσματος των τιμών των προβολών στις αντίστοιχες συντεταγμένες, σε κάθε βήμα γωνιακής σάρωσης. Λόγω της διαδικασίας αυτής η ανακατασκευασμένη εικόνα χαρακτηρίζεται από ασάφεια.

# Οπισθοπροβολή (Παράδειγμα)

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} 1 & 2 \\ 3 & 4 \end{bmatrix}$$

αρχική

0	0
0	0

Αρχικοποίηση  
Ανακατασκευασμένης  
εικόνας

4 ↓	6 ↓
0	0
0	0

Οπισθοπροβολή  
της προβολής  
των  $0^\circ$  (4,6)

1 ↙	5 ↘
4	6
4	6

Οπισθοπροβολή  
και άθροισμα της  
προβολής των  
 $45^\circ$  (1,5,4)

5	11
9	10

Οπισθοπροβολή  
και άθροισμα της  
προβολής των  
 $90^\circ$  (3,7)

8	14
16	17

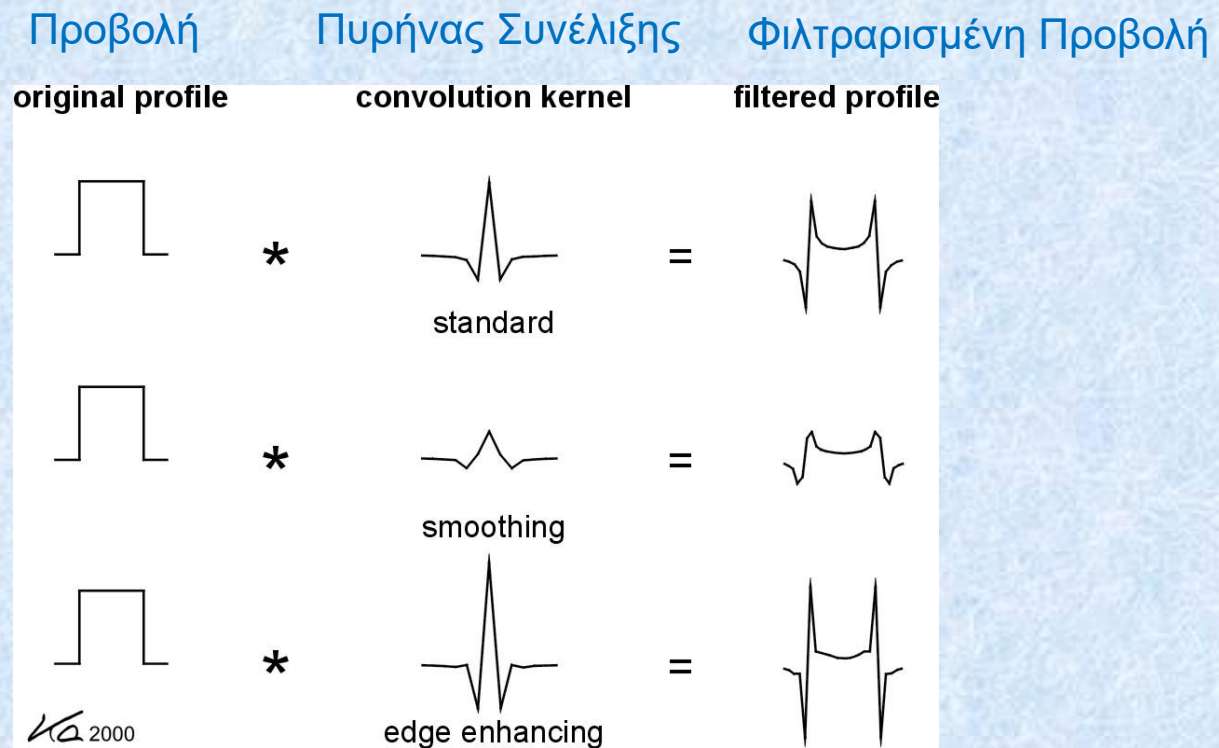
Οπισθοπροβολή  
και άθροισμα της  
προβολής των  
 $135^\circ$  (3,5,2)

13	16
19	22

Ανακατασκευασμένη  
εικόνα τομής (τελική)

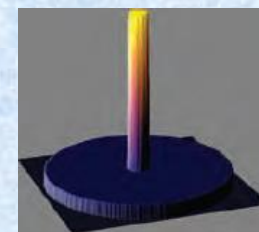
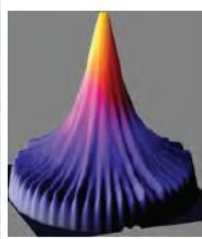
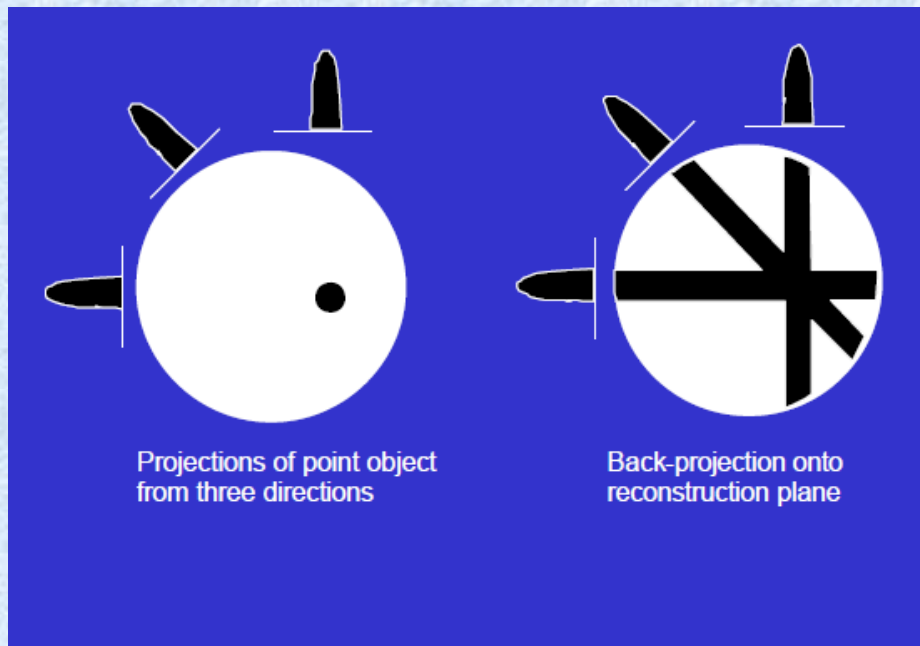
# Φιλτράρισμα Προβολών

Για τη διόρθωση της ασάφειας αξιοποιούνται ψηφιακές τεχνικές μετεπεξεργασίας εικόνας (όπως φιλτράρισμα των προβολών μέσω συναρτήσεων/πυρήνων συνέλιξης που εισάγουν θετικούς και αρνητικούς λωβούς στα δεδομένα, ώστε όταν οι τιμές των προβολών αθροίζονται κατά τη διαδικασία της οπισθοπροβολής, αυτές που συμβάλουν στην ασάφεια να αλληλοαναιρούνται).





# Μείωση Ασάφειας με Φιλτράρισμα Προβολών



Adapted from T. Peters, AAPM Annual Meeting, 2002, Motreal, Canada

# Φιλτραρισμένη Οπισθοπροβολή (Παράδειγμα συνέλιξης)

Πυρήνας Συνέλιξης

f (n)	
4	6

Προβολή

h (m)		
$-\frac{1}{2}$	1	$-\frac{1}{2}$

4	6
---	---

$-\frac{1}{2}$	1	$-\frac{1}{2}$
----------------	---	----------------

4	6
---	---

$-\frac{1}{2}$	1	$-\frac{1}{2}$
----------------	---	----------------

4	6
---	---

$-\frac{1}{2}$	1	$-\frac{1}{2}$
----------------	---	----------------

4	6
---	---

$-\frac{1}{2}$	1	$-\frac{1}{2}$
----------------	---	----------------

1. Αναδίπλωση ή Αντικατοπτρισμός της  $h(m)$  γύρω από το δείγμα:  $h(-m)$ .

2. Ολίσθηση της  $h(-m)$  από αριστερά προς τα δεξιά, με βήμα 1, και υπολογισμός του αθροίσματος των επιμέρους γινομένων ((κοινών όρων).

back-projection

-2	1	4	-3
----	---	---	----

3. Το αποτέλεσμα της συνέλιξης (ακολουθία εξόδου) έχει:  $n + m - 1 = 4$  δείγματα.

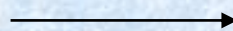
# Φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (Παράδειγμα)

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} 1 & 2 \\ 3 & 4 \end{bmatrix}$$

αρχική

0	0
0	0

αρχικοποίηση



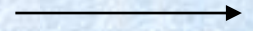
4 ↓	6 ↓
0	0
0	0

Οπισθοπροβολή της  
φιλτραρισμένης  
προβολής των 00  
(-2,1,4,-3)



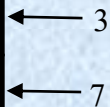
	5 ↙
1	4
1	4

Οπισθοπροβολή  
και άθροισμα της  
φιλτραρισμένης  
προβολής των  
45° (-5/2,5,-5/2)



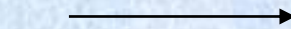
-3/2	9
6	3/2

Οπισθοπροβολή και  
άθροισμα της  
φιλτραρισμένης  
προβολής των 90°  
(-3/2,-1/2,11/2,-7/2)



-2	17/2
23/2	7

Οπισθοπροβολή και  
άθροισμα της  
φιλτραρισμένης  
προβολής των  
135° (-5/2,5,-5/2)



3	6
9	12

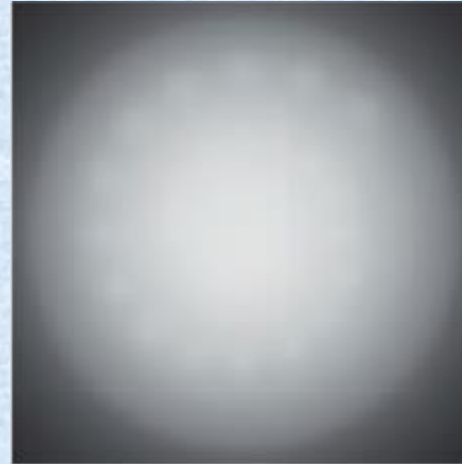
Ανακατασκευασμένη  
εικόνα τομής (τελική)

# Μείωση Ασάφειας με Φιλτράρισμα Προβολών

Ημιτονόγραμμα



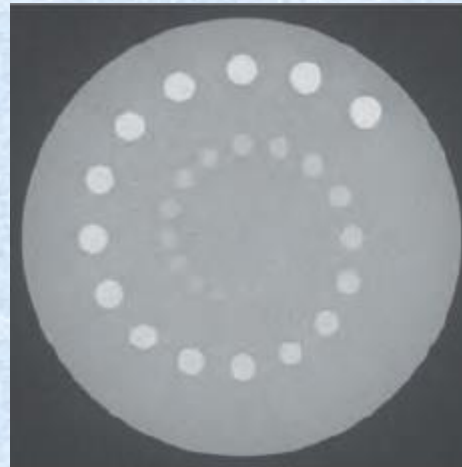
Απλη  
Οπισθοπροβολή



Φιλτταρισμένο  
Ημιτονόγραμμα



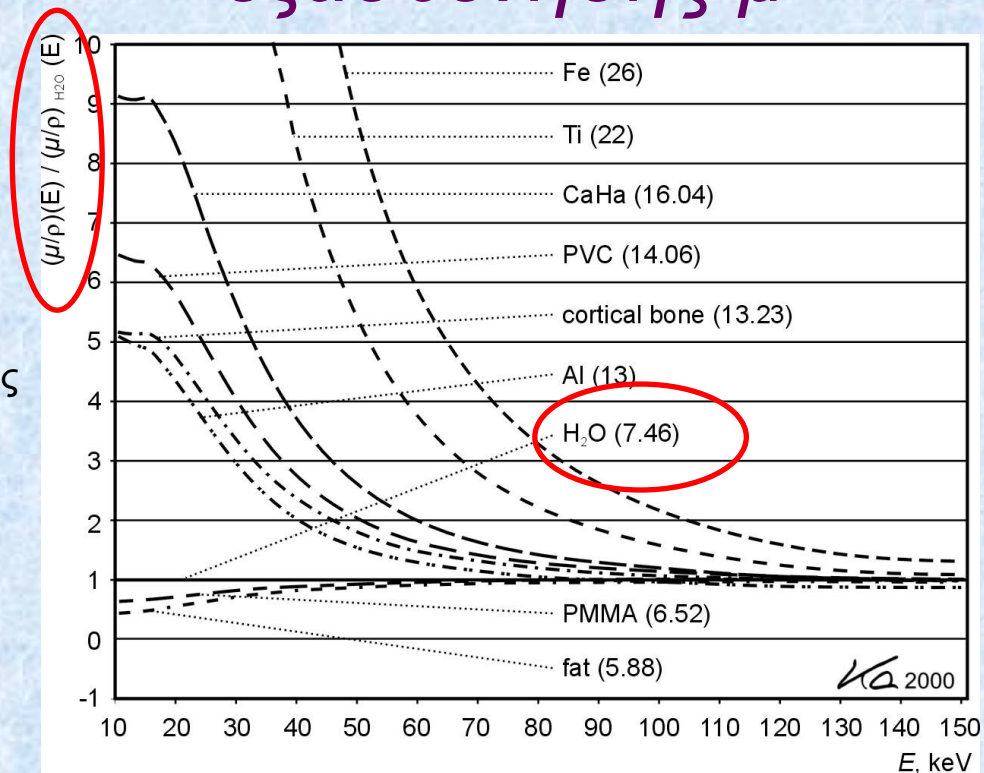
Φιλτταρισμένη  
Οπισθοπροβολή





# Ο σχετικός γραμμικός συντελεστής εξασθένησης $\mu$

Σχετικός μαζικός  
συντελεστής  
εξασθένησης



Ο **σχετικός μαζικός συντελεστής εξασθένησης διάφορων υλικών**, σε σχέση προς το μαζικό συντελεστή εξασθένησης του νερού ως συνάρτηση της ενέργειας ( $E$ ). Η τιμή του «σχετικού» μαζικού συντελεστή εξασθένησης αυξάνει με αύξηση του ατομικού αριθμού (στην παρένθεση ο ενεργός ατομικός αριθμός συγκεκριμένων υλικών).

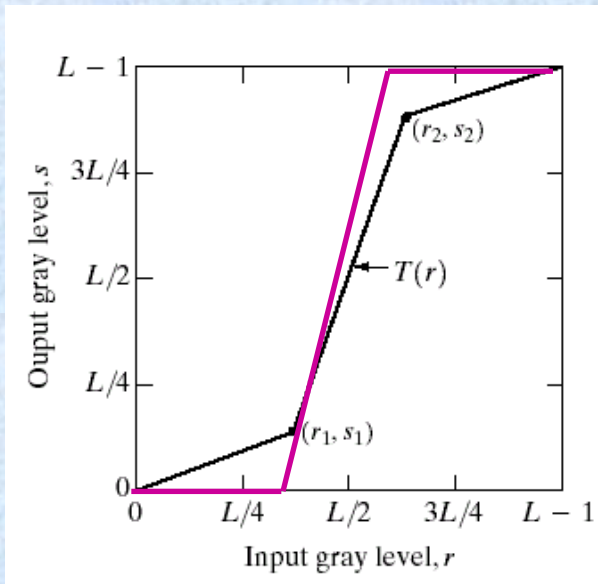
# Η κλίμακα Hounsfield

Η κλίμακα Hounsfield αφορά το γραμμικό μετασχηματισμό των γραμμικών συντελεστών εξασθένησης σε τιμές Hounsfield (καθαροί αριθμοί) για τη διευκόλυνση της διασύγκρισης. Εξ ορισμού στην κλίμακα αυτή, η τιμή **0** αντιστοιχεί στο γραμμικό συντελεστή εξασθένησης απεσταγμένου **νερού**, υπό κανονικές συνθήκες πίεσης και θερμοκρασίας, ενώ η τιμή Hounsfield για τον **ατμοσφαιρικό αέρα** υπό κανονικές συνθήκες πίεσης και θερμοκρασίας **-1000**, θεωρώντας το γραμμικό συντελεστή εξασθένησης  $\mu_{air}=0$ .

Ο υπολογισμός της τιμής Hounsfield (Hounsfield Unit, HU) υλικού  $x$  με γραμμικό συντελεστή εξασθένησης  $\mu_x$ :

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_{water}}{\mu_{water}} \times 1000$$

# Αύξηση Αντίθεσης στη CT: Τεχνική Παραθύρου (window/level)



Η συνάρτηση παραθύρου αντιστοιχεί ένα τμήμα του εύρους τιμών μιας εικόνας (εύρος τιμών εισόδου:  $(w_{max}-w_{min})$  στο διαθέσιμο εύρος εξόδου (οθόνης παρουσίασης):

$I_{max}: (L - 1) - I_{min}: (0)$

Η κλίση καθορίζει το βαθμό ενίσχυσης.

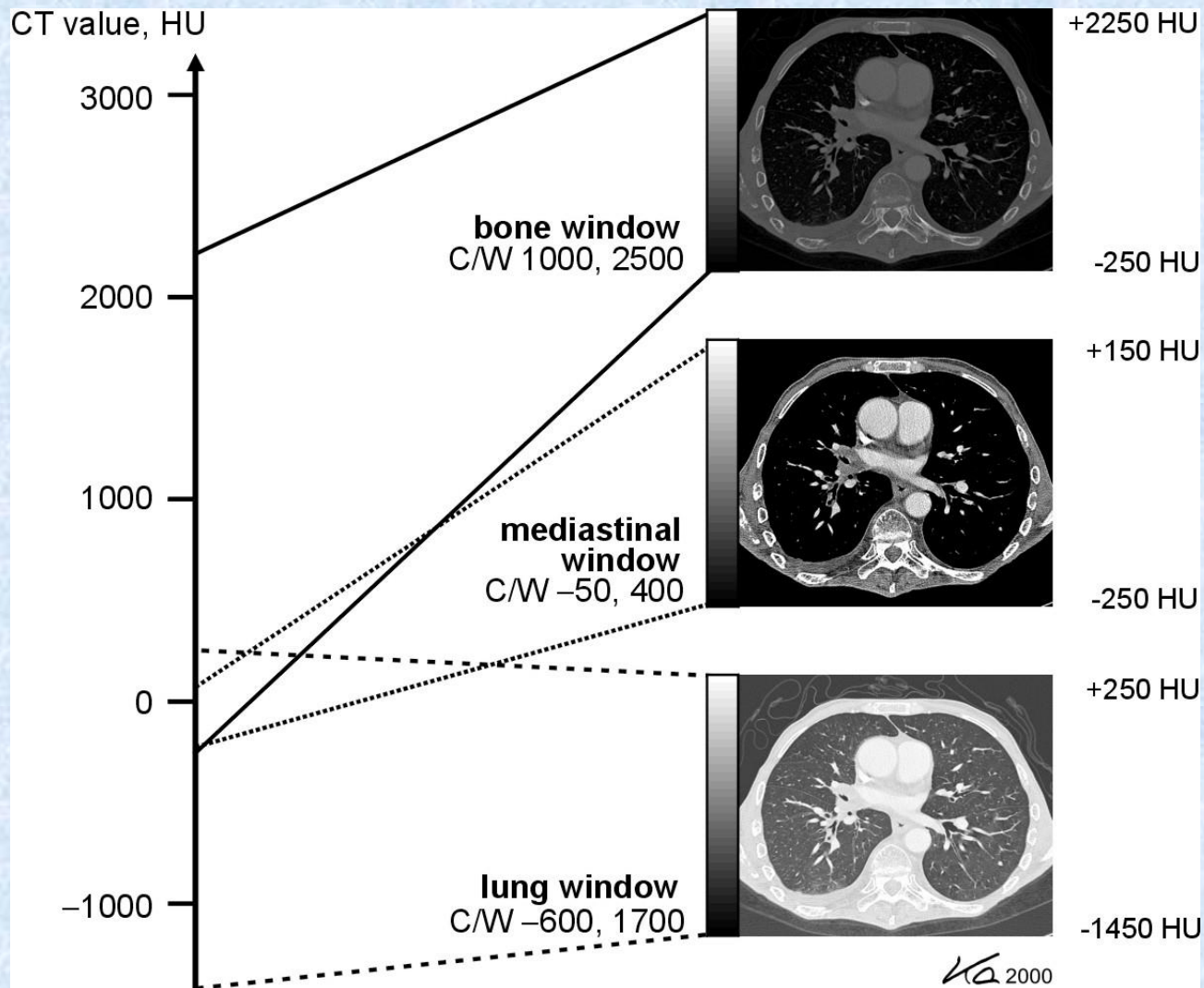
Παράμετροι συνάρτησης:

Εύρος:  $w_{max}-w_{min}$

Στάθμη:  $(w_{max}-w_{min})/2$

$$g(i, j) = \begin{cases} I_{min}, & \text{if } f(i, j) < w_{min}, \\ (f(i, j) - w_{min}) \frac{I_{max} - I_{min}}{w_{max} - w_{min}} + I_{min}, & \text{if } w_{min} \leq f(i, j) \leq w_{max}, \\ I_{max}, & \text{if } f(i, j) > w_{max}. \end{cases}$$

# Παράδειγμα Τεχνικής Παραθύρου στην Υπολογιστική Τομογραφία Θώρακος CT





# Βιβλιογραφία

1. Hui Hu. Multi-slice helical CT: Scan and Reconstruction. *Med .Phys.* 26(1), 1999; 5-18.
2. Willi A. Kalender. Chapter 1: Principles of Computed Tomography. *Computed Tomography*. Publicis MDC Verlag, 2000, Munich, Germany.
3. David J. Goodenough, Chapter 8: Tomographic Imaging, *In Handbook of Medical Imaging* Vol.1. Physics and Psychophysics, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, SPIE, Press, 2000, Bellingham, Washington, USA.
4. Mahadevappa Mahesh, The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Search for Isotropic Resolution in CT from Conventional through Multiple-Row Detector. *RadioGraphics* 2002; 22:949–962
5. Dianna D. Cody, Mahadevappa Mahesh, AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Technologic Advances in Multidetector CT with Focus on Cardiac Imaging. *RadioGraphics* 2007; 27:1829–1837.
6. Flohr et al, Multi-Detector Row CT Systems and Image-Reconstruction Techniques. *Radiology* 2005; 235:756–773.
7. Paul Suetens. Chapter 3: X-ray Computed Tomography. *Fundamentals of Medical Imaging*. Cambridge University Press, second ed. 2009, New York, USA.
8. Willi A Kalender, X-ray computed tomography (Review). *Phys. Med. Biol.* 51 (2006) R29–R43.
9. Philippe Cattin, *Computed Tomography: Principles of Medical Imaging*, 2013.