

ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Παντελής Καραίσκος

Καθ. Ιατρικής Φυσικής

e-mail: pkaraisk@med.uoa.gr

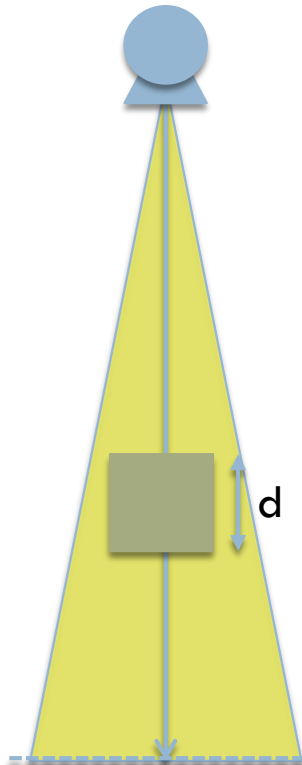
ΕΙΣΑΓΩΓΗ

- Η ακριβής και έγκαιρη διάγνωση, η εκτίμηση της πορείας μιας νόσου, αλλά και ο σχεδιασμός θεραπευτικών παρεμβάσεων βασίζονται σήμερα σε σημαντικό βαθμό σε τεχνικές ιατρικής απεικόνισης.
- Στην **ιατρική απεικόνιση** μελετάται η αλληλεπίδραση διαφόρων μορφών ενέργειας με τους βιολογικούς ιστούς και η ανάπτυξη της κατάλληλης τεχνολογίας για την εξαγωγή κλινικά χρήσιμης πληροφορίας από τις παρατηρήσεις αυτής της αλληλεπίδρασης.
- Η πληροφορία αυτή συνήθως αποδίδεται με την μορφή εικόνας – χαρτογράφηση μιας τομής (καταγραφή) των τιμών κάποιας ιδιότητας των ιστών.
- Έτσι οι ιατρικές εικόνες μπορεί να είναι είτε απλές, όπως είναι μία ακτινογραφία ακτίνων-Χ ή αρκετά πολύπλοκες όπως μία υπολογιστικά ανακατασκευασμένη εικόνα σαν αυτή που αναπαράγεται από έναν **υπολογιστικό τομογράφο** (CT) με χρήση των ακτίνων-Χ, ή έναν μαγνητικό τομογράφο με την βοήθεια του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (MRI) με τη χρήση μαγνητικών πεδίων.

ΕΚΘΕΤΙΚΗ ΕΞΑΣΘΕΝΗΣΗ

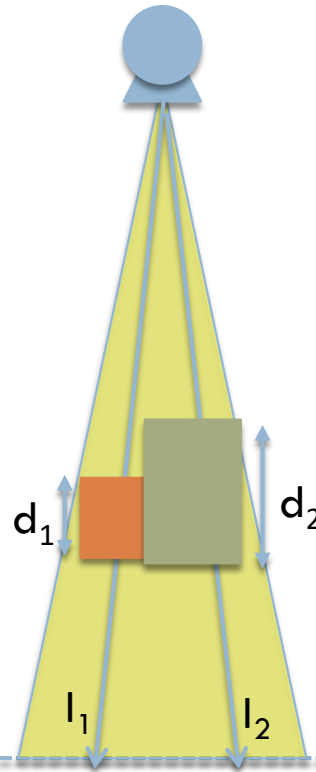
Απλή ακτινογραφία ακτίνων-x

Λυχνία Ακτίνων-x

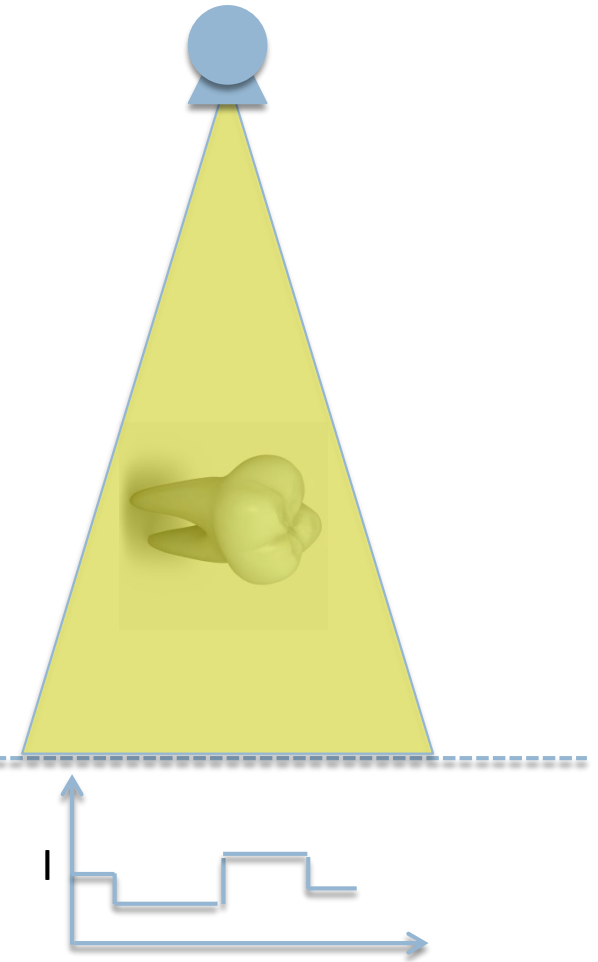


$$I = I_0 e^{-m(E,Z,r) \cdot d}$$

Λυχνία Ακτίνων-x



Λυχνία Ακτίνων-x



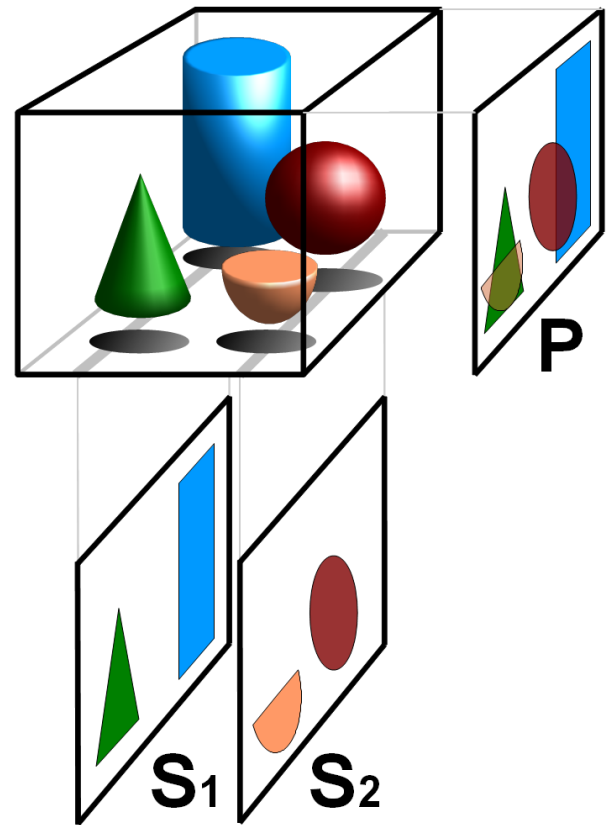
Απλή ακτινογραφία ακτίνων-χ

Τα βασικότερα μειονεκτήματα της μεθόδου της ακτινογραφίας είναι :

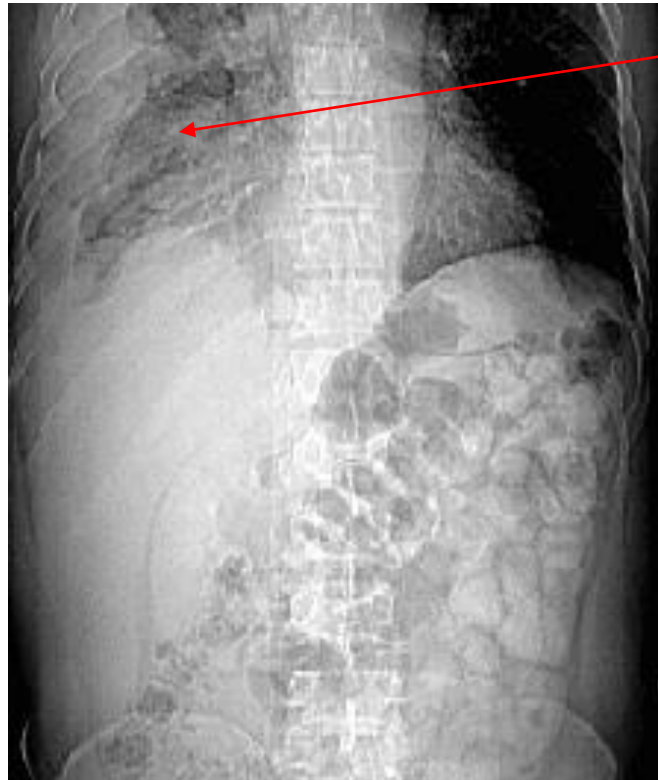
1. Απώλεια βάθους. Οι τρισδιάστατες δομές του σώματος προβάλλονται σε ένα επίπεδο δύο διαστάσεων.
2. Επιτρέπει το διαχωρισμό μεταξύ δύο δομών με τουλάχιστον 5% διαφορά σε αντίθεση μεταξύ τους (π.χ. δεν απεικονίζονται δομές όπως τα αγγεία ή ανατομικές λεπτομέρειες της καρδιάς κ.λ.π.)
3. Σε μία συνήθη ακτινογραφία οι ανατομικές δομές που βρίσκονται κατά μήκος μιας κατακόρυφης γραμμής επιπροβάλλονται στην ίδια περιοχή του ακτινογραφικού φιλμ. Αυτό έχει σαν συνέπεια την ασαφή απεικόνιση ανατομικών λεπτομερειών που μπορεί να παρουσιάζουν διαγνωστικό ενδιαφέρον.

Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

Το ανθρώπινο σώμα είναι μια τριδιάστατη δομή: Ανάγκη για ανάκτηση της πληροφορίας βάθους



Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση



Ακτινογραφία

Μάζα



Υπολογιστική Τομογραφία

Υπολογιστική Τομογραφία

Υπολογιστική Τομογραφία από τον διεθνή όρο Computed Tomography (CT)

ή Υπολογιστική Τομογραφία από τον όρο Computed Axial Tomography (CAT)

- ο Ο αρχικός όρος που χρησιμοποίησε ο Hounsfield ήταν “computerised transverse axial tomography”

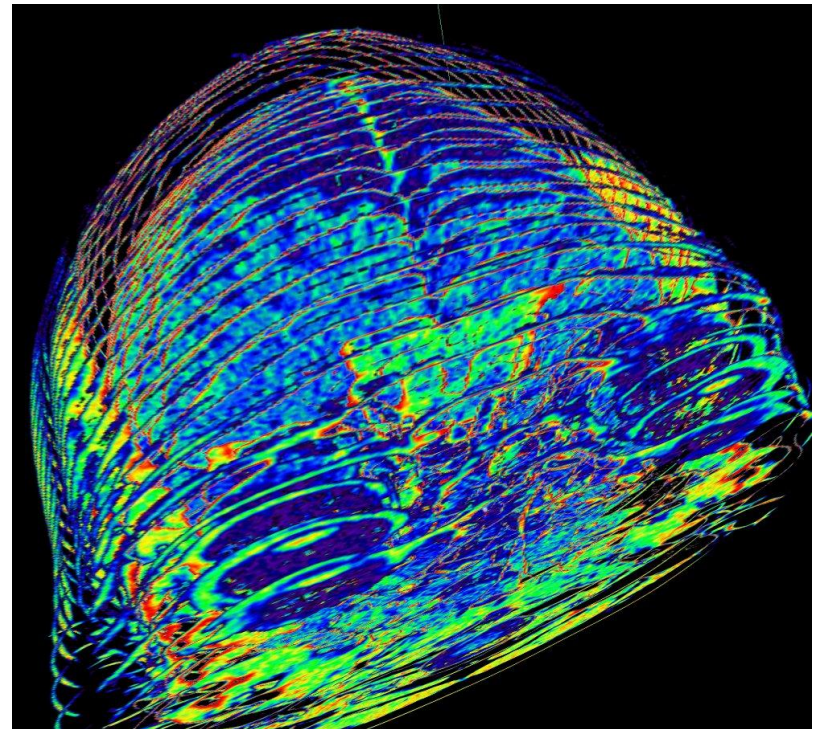
Στην Ελλάδα επικρατεί ο όρος Αξονική Τομογραφία...



Αξονική Τομογραφία

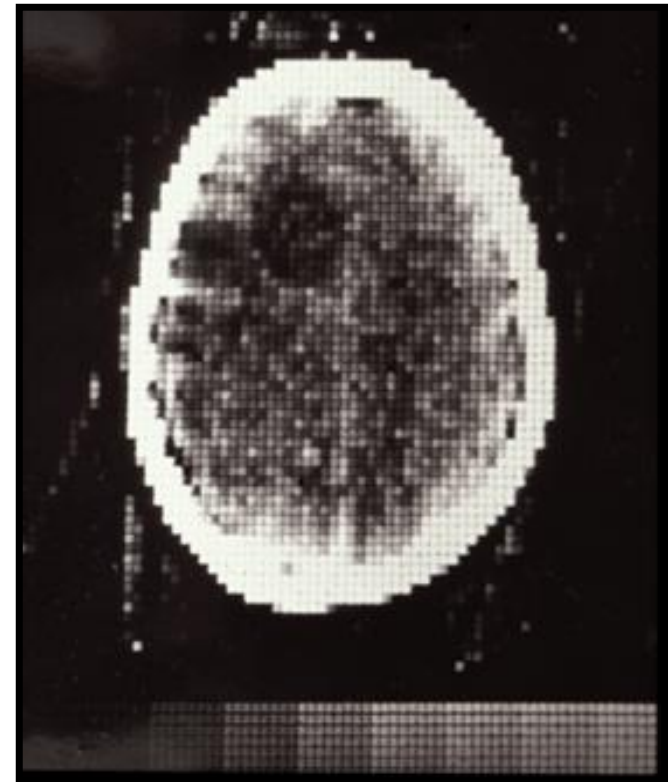
Αξονική: Κατά τον άξονα
Τομογραφία από «τόμος» και «γραφή»

Αναπαράσταση
τμήματος (του σώματος)
κατά μήκος του
(μεγάλου) άξονα



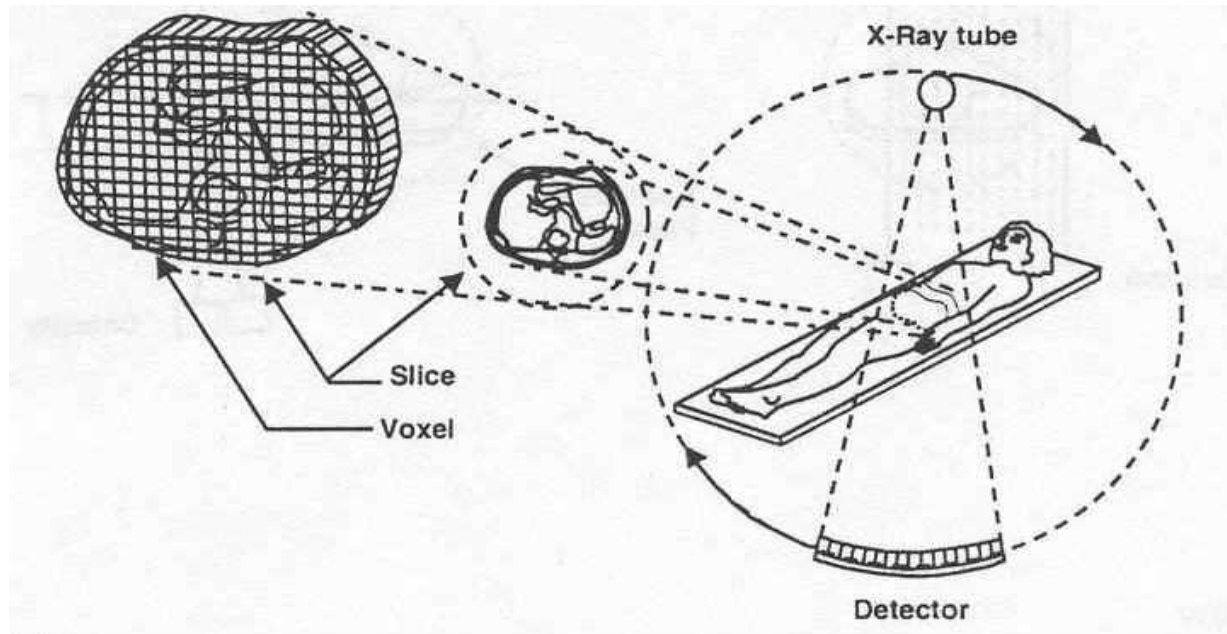
Υπολογιστική (Αξονική) τομογραφία

- 1917: ο Αυστριακός μαθηματικός J. Radon είχε αποδείξει αναλυτικά ότι είναι δυνατό να ανακατασκευαστούν αντικείμενα τριών διαστάσεων από πολλαπλές δυσδιάστατες προβολές τους
- 1961, 1963: οι Oldendorf και Cormack αντίστοιχα, κατασκεύασαν εργαστηριακά μοντέλα συστημάτων υπολογιστικής τομογραφίας για ιατρικές εφαρμογές, αλλά δεν προχώρησαν στην κατασκευή κλινικών συστημάτων.
- 1971: Η πρώτη μονάδα διαγνωστικής υπολογιστικής τομογραφίας σε κλινική χρήση. Σχεδιάστηκε από τον Godfrey N. Hounsfield.
- 1979: οι Hounsfield και Cormack κέρδισαν από κοινού το βραβείο Νόμπελ Ιατρικής «για την ανάπτυξη της υπολογιστικά υποβοηθούμενης τομογραφίας».

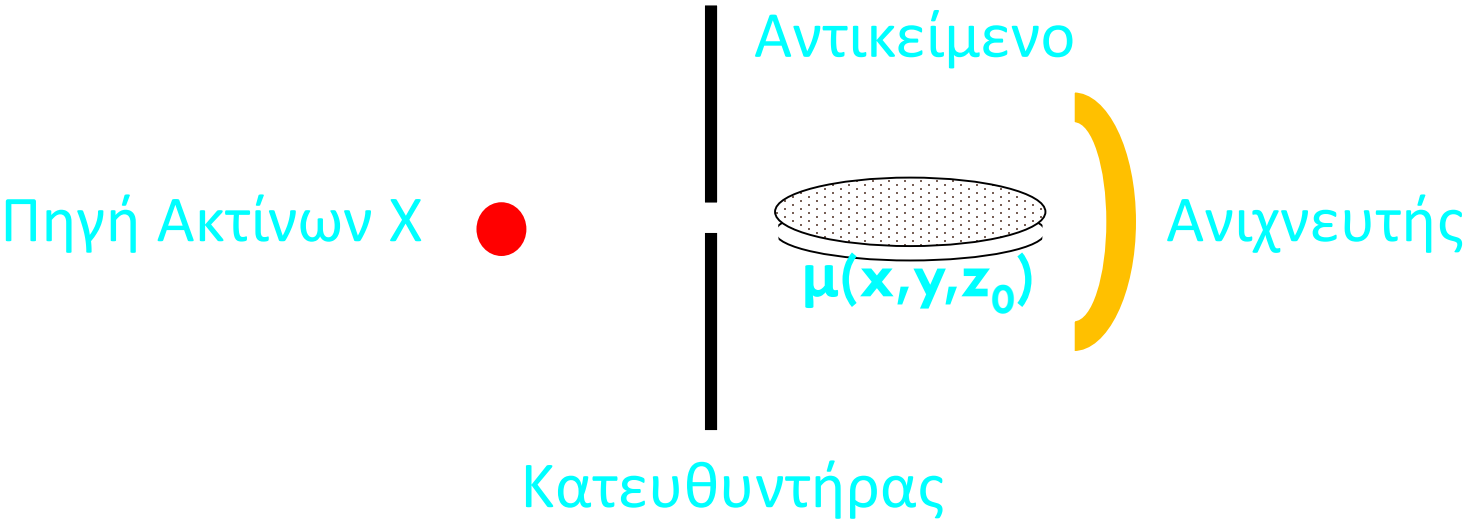


“Ορισμός” Υπολογιστικής Τομογραφίας

Τομογραφική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος μέσω της χαρτογράφησης χαρακτηριστικών εξασθένησης της ακτινοβολίας από αυτό



Βασικές Αρχές ΥΤ



- Χρήση λυχνίας ακτίνων Χ, αλλά η έκθεση περιορίζεται σε μία εγκάρσια τομή (ή μερικές τομές) λόγω της ύπαρξης κατευθυντήρα
- Η λυχνία και ο ανιχνευτής περιστρέφονται γύρω από το προς απεικόνιση αντικείμενο – λήψη μετρήσεων για πολλές γωνίες
- Η επιθυμητή εικόνα $I(x, y) = \mu(x, y, z_0)$ ανακατασκευάζεται από τις μετρήσεις

Βασικές Αρχές ΥΤ

Για λεπτή, μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων Χ που διαπερνά ένα ομοιογενές μέσο πάχους x με γραμμικό συντελεστή εξασθένησης μ , η εξασθένιση της πρωτογενούς δέσμης I_0 δίδεται από

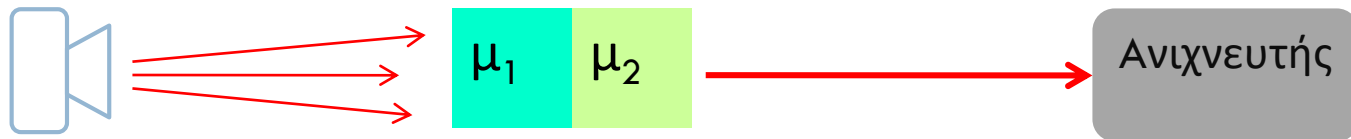
$$I = I_0 * \exp -(\mu x)$$



Βασικές Αρχές ΥΤ

Για λεπτή, μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων Χ που διαπερνά δύο περιοχές με πάχη x_1 & x_2 και συντελεστές εξασθένησης μ_1 & μ_2 , αντίστοιχα, η εξασθένηση της πρωτογενούς δέσμης I_0 δίδεται από

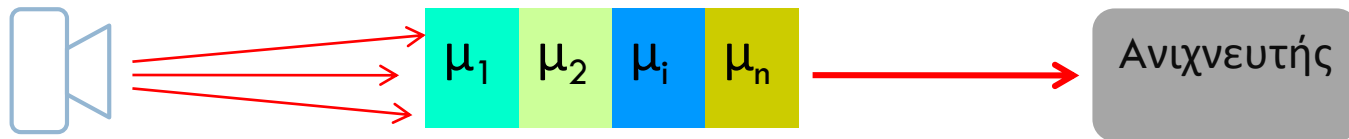
$$I = I_0 * \exp -(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)$$



Βασικές Αρχές ΥΤ

Αν έχουμε n τμήματα με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένισης το καθένα, τότε η ανιχνεύσιμη ένταση της ακτινοβολίας, I , δίδεται από

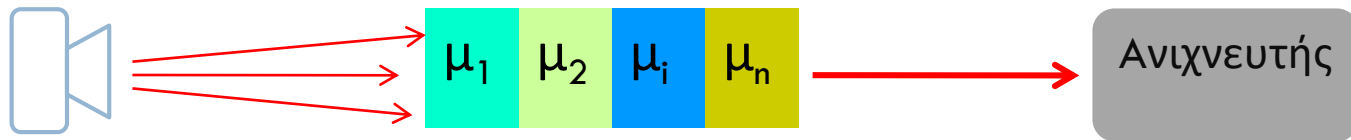
$$I(x) = I_0 * \exp -(\sum \mu_i x_i) \text{ για } i=1,2,3\dots n$$



Βασικές Αρχές ΥΤ

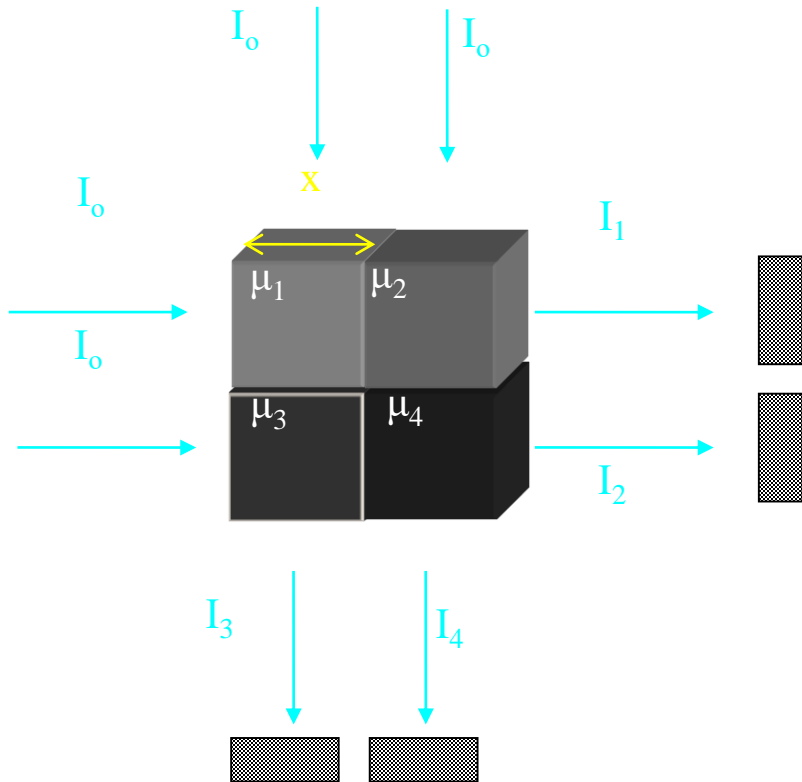
Αν έχουμε n τμήματα με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένισης το καθένα, τότε η ανιχνεύσιμη ένταση της ακτινοβολίας, I , δίδεται από

$$I(x) = I_0 * \exp -(\sum \mu_i x_i) \text{ για } i=1,2,3\dots n$$



Με μία μέτρηση (διέλευση) δεν μπορούμε να καθορίσουμε τους διάφορους συντελεστές μ_i : χρειάζονται πολλαπλές μετρήσεις στο ίδιο επίπεδο αλλά σε διαφορετικές διευθύνσεις

Βασικές Αρχές ΥΤ



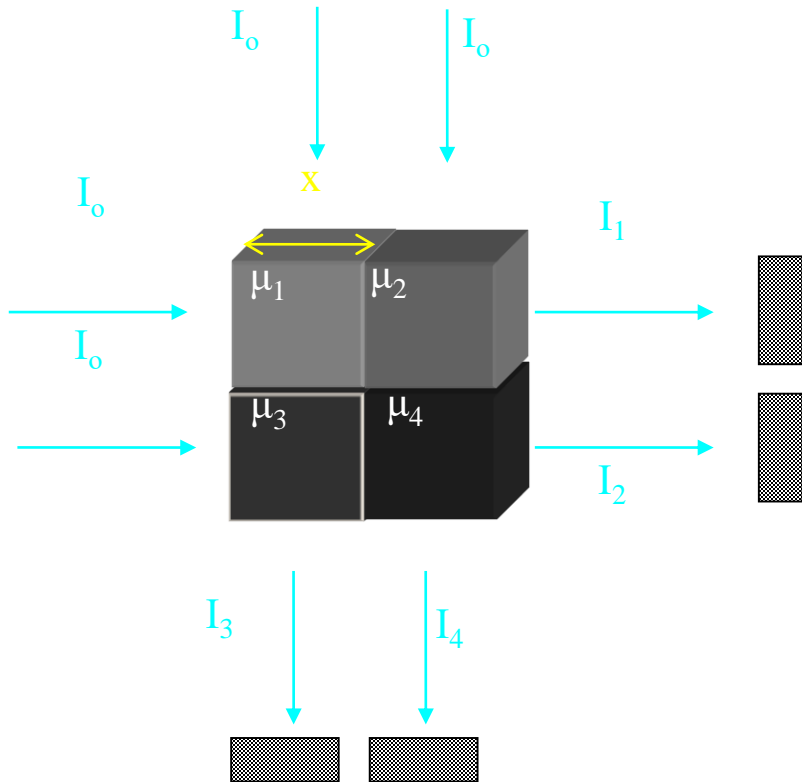
$$I_1 = I_0 e^{-(m_1 + m_2)x}$$

$$I_2 = I_0 e^{-(m_3 + m_4)x}$$

$$I_3 = I_0 e^{-(m_1 + m_3)x}$$

$$I_4 = I_0 e^{-(m_2 + m_4)x}$$

Βασικές Αρχές ΥΤ



$$m_1 + m_2 = -\frac{1}{x} \ln \left[\frac{I_1}{I_0} \right]$$

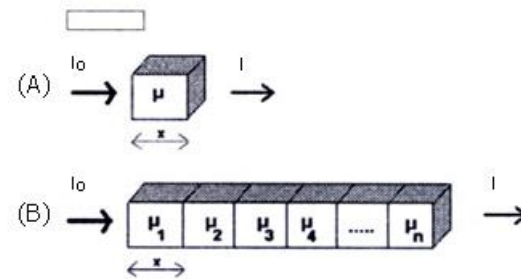
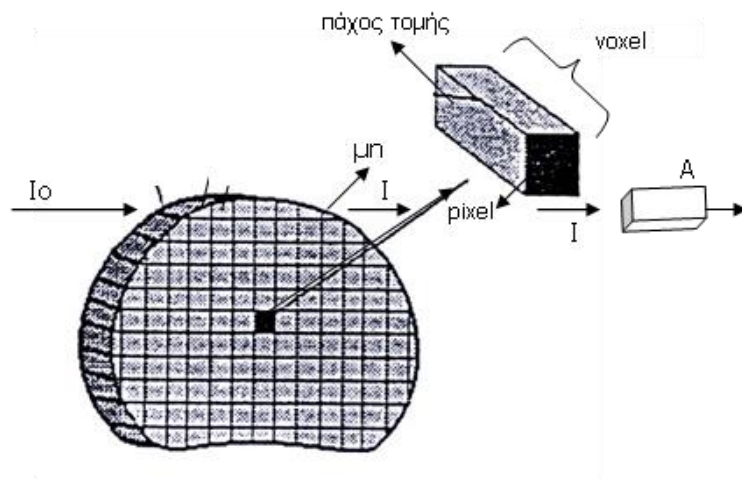
$$m_3 + m_4 = -\frac{1}{x} \ln \left[\frac{I_2}{I_0} \right]$$

$$m_1 + m_3 = -\frac{1}{x} \ln \left[\frac{I_3}{I_0} \right]$$

$$m_2 + m_4 = -\frac{1}{x} \ln \left[\frac{I_4}{I_0} \right]$$

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

□ ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΜΗΣ ΚΑΙ ΣΤΟΙΧΕΙΟΥ ΟΓΚΟΥ (voxel)

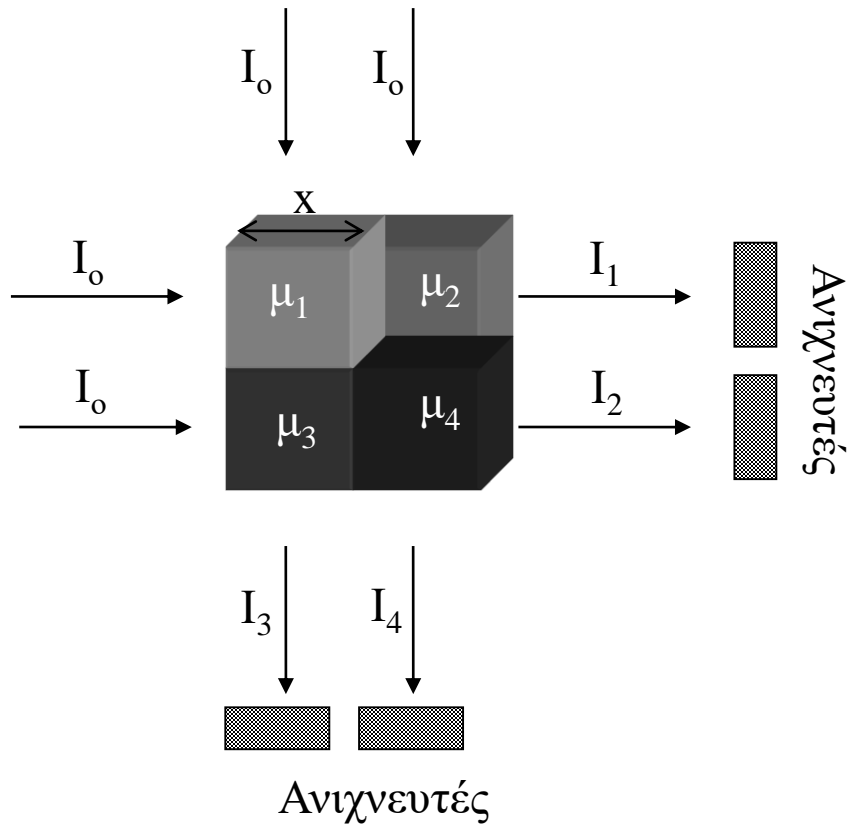


$$(A) I = I_0 e^{-\mu x}$$

$$(B) I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)x}$$

Εικόνα 2: Διερχόμενη δέσμη κατά μήκος της πρώτης οριζόντιας σειράς των στοιχειωδών όγκων τομής του ανθρώπινου σώματος.

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ



$$I_1 = I_0 e^{-(m_1 + m_2) \cdot x}$$

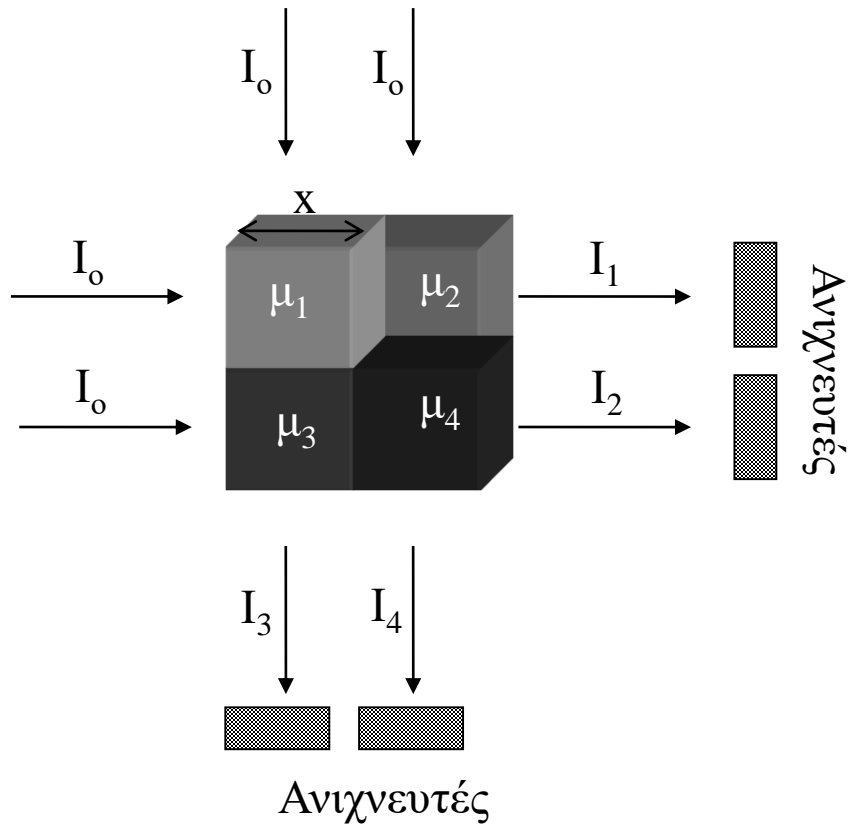
$$I_2 = I_0 e^{-(m_3 + m_4) \cdot x}$$

$$I_3 = I_0 e^{-(m_1 + m_3) \cdot x}$$

$$I_4 = I_0 e^{-(m_2 + m_4) \cdot x}$$

Σύστημα
εξισώσεων
4x4

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ



$$m_1 + m_2 = -\frac{1}{x} \ln \frac{I_1}{I_0}$$

$$m_3 + m_4 = -\frac{1}{x} \ln \frac{I_2}{I_0}$$

$$m_1 + m_3 = -\frac{1}{x} \ln \frac{I_3}{I_0}$$

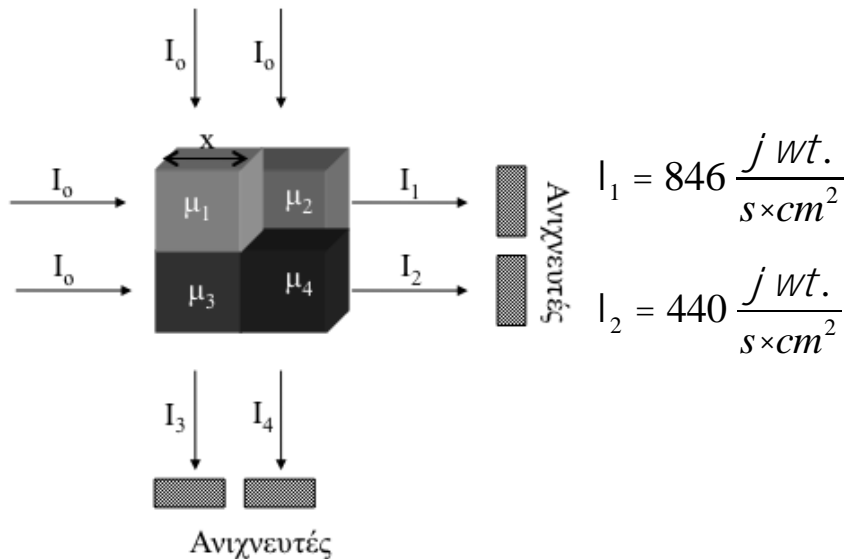
$$m_2 + m_4 = -\frac{1}{x} \ln \frac{I_4}{I_0}$$

Σύστημα
εξισώσεων
4x4

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

ΕΦΑΡΜΟΓΗ :

- Ενέργεια φωτονίων 100 keV
- Αρχική ενταση $I_0 = 1000$ φωτ/s cm^2
- Μέγεθος ογκοστοιχείου – voxel : $x=1$ cm



$$I_1 = 846 \frac{j \text{ wt.}}{s \times cm^2}$$

$$I_2 = 440 \frac{j \text{ wt.}}{s \times cm^2}$$

$$I_3 = 571 \frac{j \text{ wt.}}{s \times cm^2} \quad I_4 = 663 \frac{j \text{ wt.}}{s \times cm^2}$$

Το σύστημα των εξισώσεων γίνεται:

$$m_1 + m_2 = 0.167$$

$$m_3 + m_4 = 0.82$$

$$m_1 + m_3 = 0.56$$

$$m_2 + m_4 = 0.4101$$



$\mu_1 = 0.167 \text{ cm}^{-1}$ (για $E = 100$ keV, η τιμή αυτή είναι του νερού)

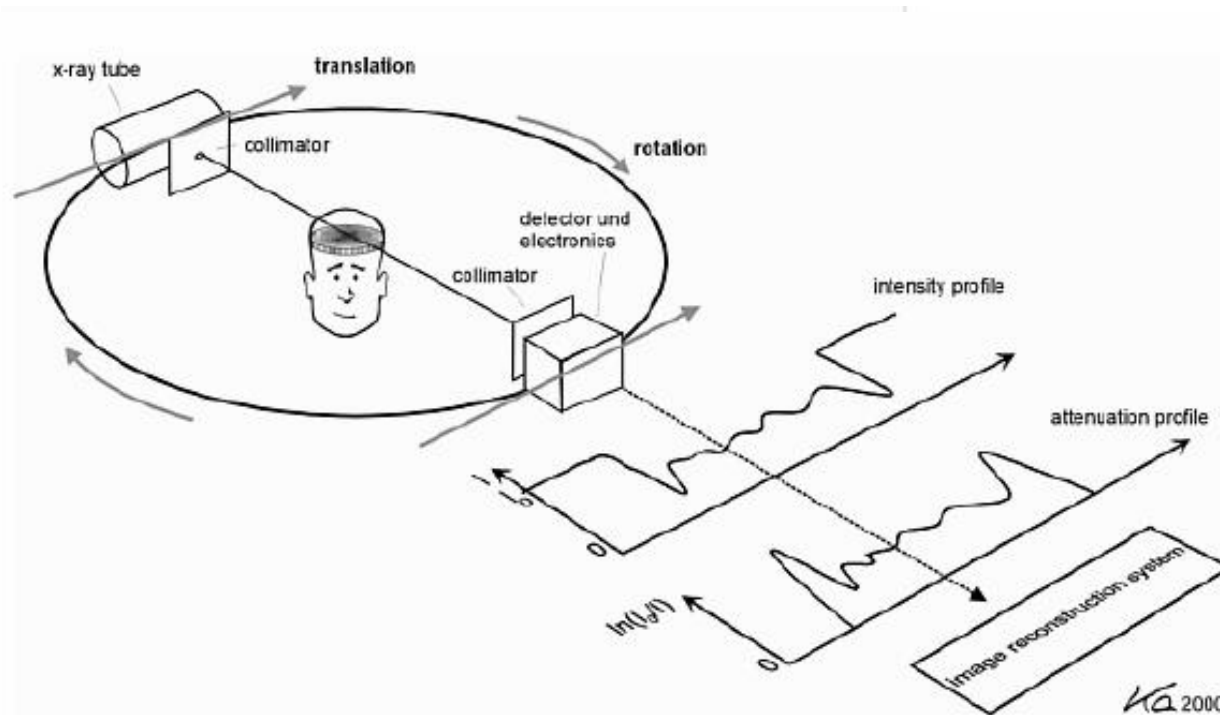
$\mu_2 = 1.9 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ (για $E = 100$ keV, η τιμή αυτή είναι του αέρα)

$\mu_3 = 0.41 \text{ cm}^{-1}$ (για $E = 100$ keV, η τιμή αυτή είναι του οστού)

$\mu_4 = 0.41 \text{ cm}^{-1}$ (για $E = 100$ keV, η τιμή αυτή είναι του οστού)

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

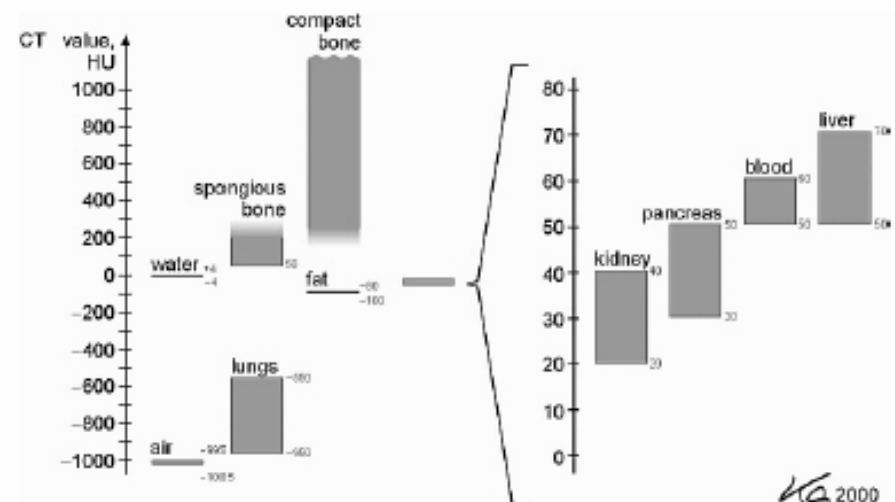
- Συλλογή μετρήσεων – Η έννοια της προβολής



ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

- Πρόβλημα ανακατασκευής εικόνας = Ο υπολογισμός των συντελεστών εξασθένισης κάθε στοιχείου όγκου της τομής από τις προβολές.
 - Αριθμός voxel κάθε τομής = 512 x 512 (συνήθως)
 - Αριθμός αγνώστων : 512x512= 262144
 - Αριθμός προβολών ανά τομή > 360 (τουλάχιστον κάθε 1°)
 - Αριθμός μετρήσεων ανά προβολή > 700
 - Στην πράξη δεν υπολογίζεται ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης κάθε voxel αλλά η παράμετρος :

$$\text{αριθμος CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_{\text{νερου}}}{\mu_{\text{νερου}}}$$



ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

- Ανακατασκευή εικόνας
 - ▣ Μέθοδοι ανακατασκευής
 - Οπισθοπροβολής (Backprojection)
 - Αναλυτικές
 - Επαναληπτικές

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

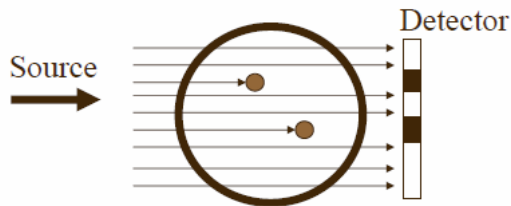
□ Ανακατασκευή εικόνας

□ Μέθοδος οπισθοπροβολής (Backprojection)

Δημιουργείται ένας πίνακας, κάθε τετράγωνο του οποίου περιέχει το άθροισμα των μετρήσεων που διασταυρώνονται σε αυτό

□ Η κύρια μέθοδος ανακατασκευής εικόνων – πολύ γρήγορη

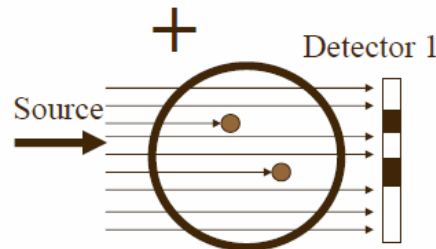
1 προβολή



inverse = 1 back projection

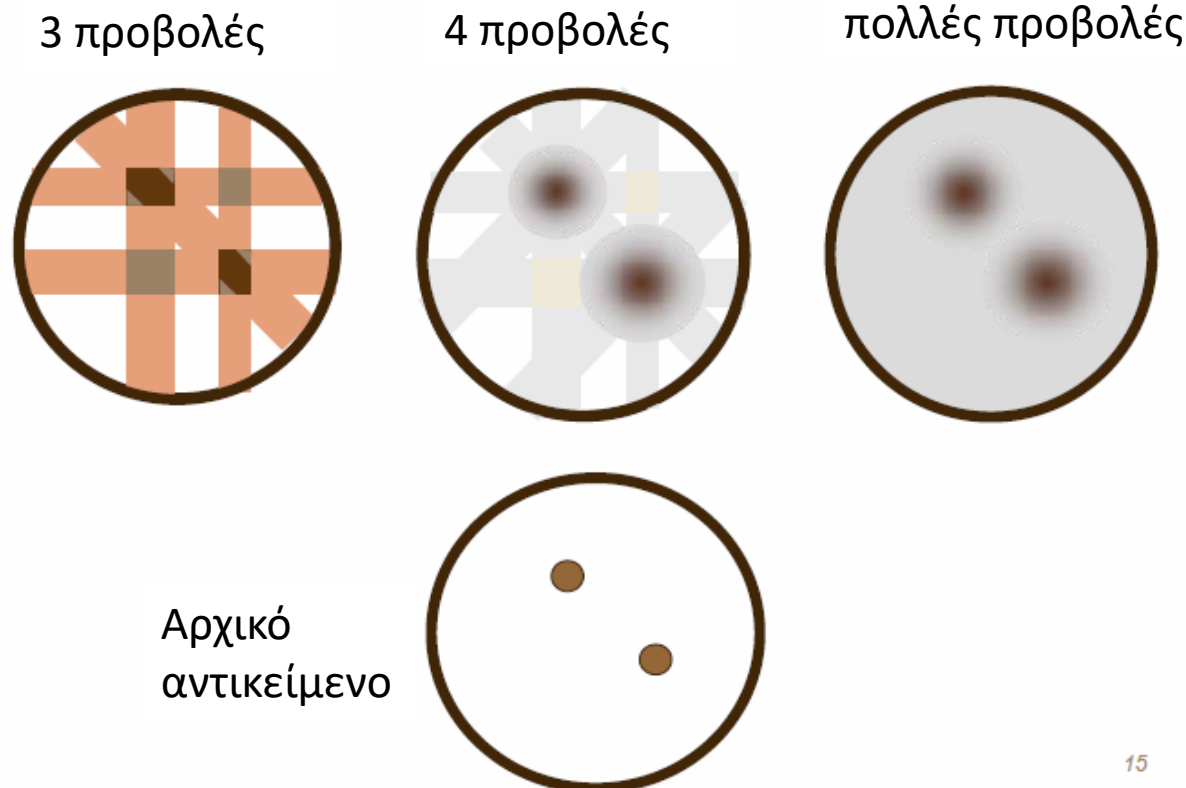


2 προβολές



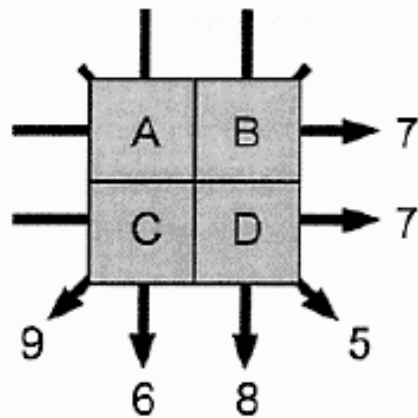
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

- Ανακατασκευή εικόνας
 - ▣ Μέθοδος οπισθοπροβολής (Backprojection)



ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

- Αναλυτικές μέθοδοι = επίλυση του συστήματος των αγνώστων



problem

$$\begin{aligned} A + B &= 7 \\ A + C &= 6 \\ A + D &= 5 \\ B + C &= 9 \\ B + D &= 8 \\ C + D &= 7 \end{aligned}$$

method

2	5
4	3

solution

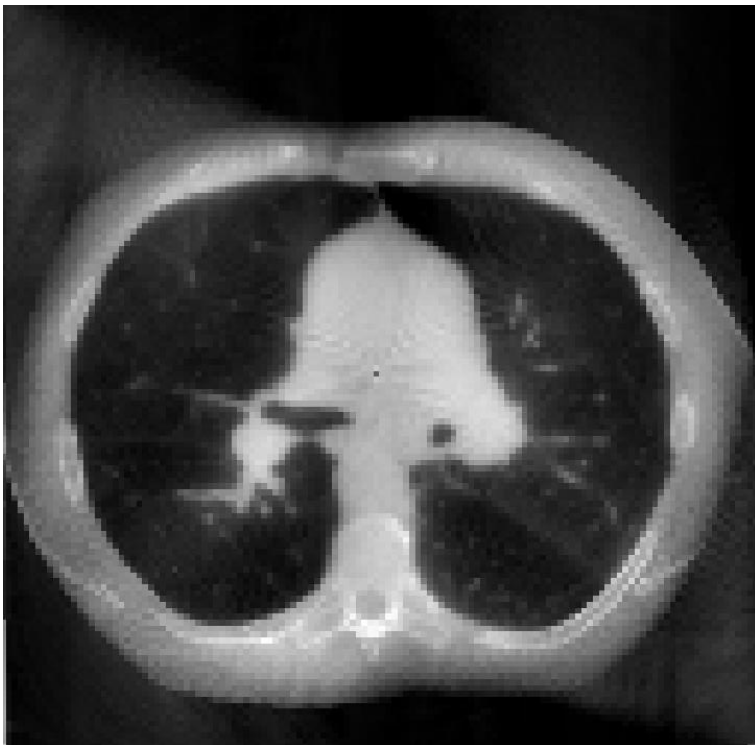
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

- Επαναληπτικές μέθοδοι :
 - ▣ Ξεκίνα από μια αρχική εικόνα θεωρώντας ότι όλα τα pixels έχουν την ίδια τιμή π.χ. 1
 - ▣ Υπολόγισε τις προβολές αυτής της εικόνας
 - ▣ Υπολόγισε τις διαφορές
 - ▣ Διόρθωσε την εικόνα με βάση τις διαφορές που βρήκες
 - ▣ Επανάλαβε μέχρι το αποτέλεσμα να είναι ικανοποιητικό

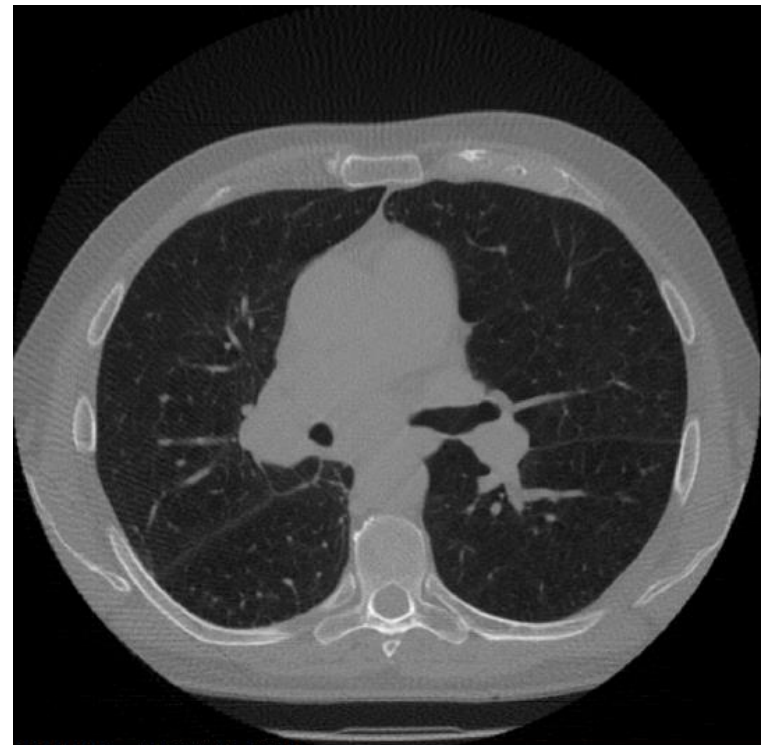
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

□ Επαναληπτικές μέθοδοι - Παράδειγμα

5 Επαναλήψεις



50 Επαναλήψεις



Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

Ο πρώτος υπολογιστικός τομογράφος

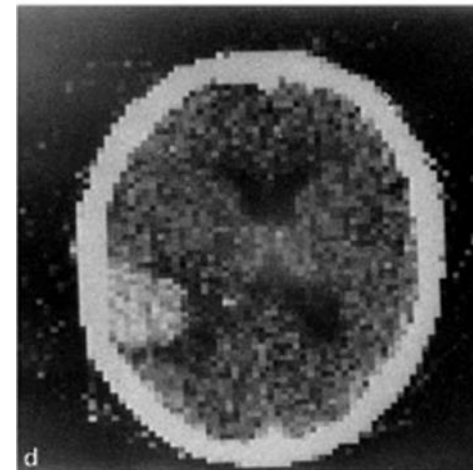


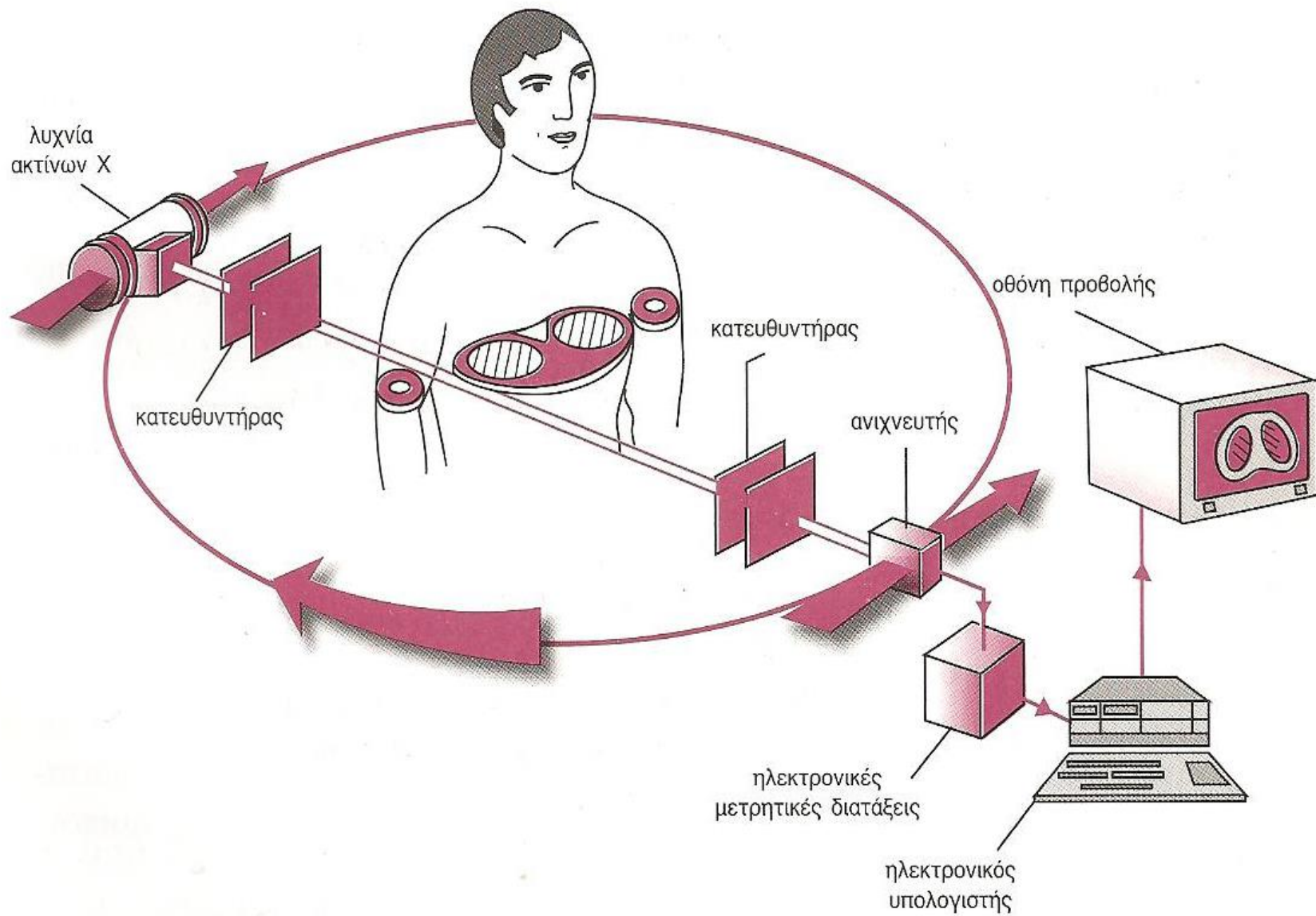
Fig. 3.5. The first head scanner was built in the EMI Central Research Laboratories in London. Courtesy of General Electric Medical Systems

Σύγχρονος υπολογιστικός τομογράφος



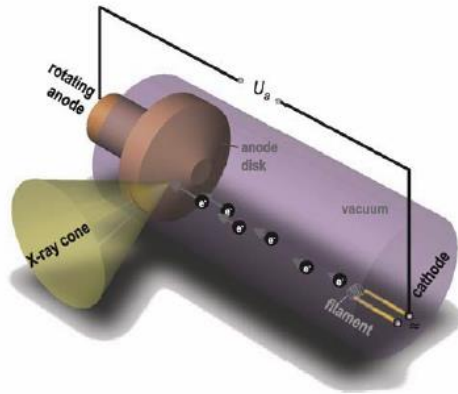
Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

- Τα βασικά μέρη που αποτελούν ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας είναι
 - ▣ Η λυχνία παραγωγής ακτίνων – x
 - ▣ Οι κατευθυντήρες
 - ▣ Οι ανιχνευτές
 - ▣ Το σύστημα απόκτησης δεδομένων και ανακατασκευής των εικόνων
 - ▣ Ένας Η/Υ για τον έλεγχο της διαδικασίας και παρουσίαση των ανακατασκευασμένων εικόνων
 - ▣ Εξεταστική κλίνη



Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

□ Η λυχνία παραγωγής ακτίνων – x

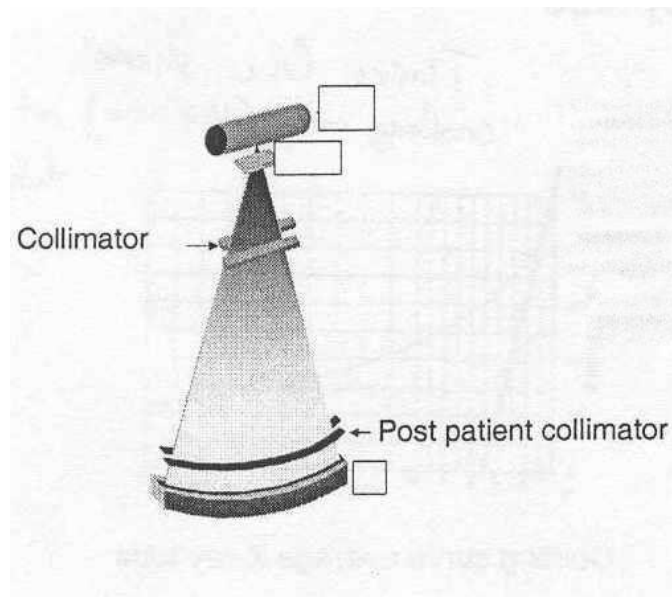


1. Πολυενεργειακό φάσμα ακτίνων-x
2. Μεγάλο θερμικό φορτίο
 - Άνοδος από κράμα βολφραμίου-ρηνίου
 - Περιστρεφόμενη άνοδος για καλύτερη απαγωγή της θερμότητας
3. Σταθερή ένταση δέσμης ακτινοβολίας x και σταθερότητα υψηλής τάσης επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων.
4. Τυπικές υψηλές τάσεις λειτουργίας 80 έως 140 kVp

Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

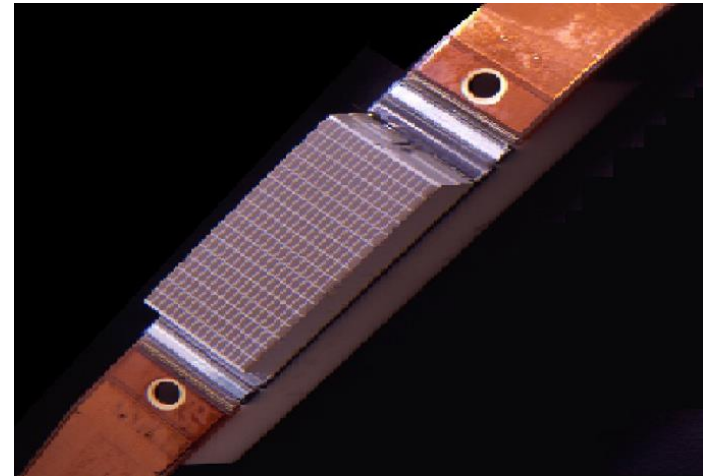
□ Κατευθυντήρες

- Ο πρώτος στην κεφαλή ορίζει τις διαστάσεις της δέσμης των ακτίνων—x
- Ο δεύτερος πάνω από τους ανιχνευτές απορροφά την σκεδαζόμενη ακτινοβολία από τον ασθενή που κατευθύνεται προς τους ανιχνευτές
- Οι κατευθυντήρες μαζί με τις διαστάσεις των ανιχνευτών ορίζουν το πάχος των τομών



Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

- Ανιχνευτές
 - ▣ Ανιχνευτές ιοντισμού
 - ▣ Ανιχνευτές σπινθηρισμών
- Χαρακτηριστικά ανιχνευτών
 - ▣ Υψηλή απόδοση
 - ▣ Σταθερότητα λειτουργίας
 - ▣ Να μην είναι ευαίσθητοι στις μεταβολές της θερμοκρασίας
 - ▣ Μικρό χρόνο απόκρισης (της τάξεως των μs)
 - ▣ Γραμμική απόκριση (linear response) σε μεγάλο φάσμα ενεργειών
 - ▣ Χαμηλό θόρυβο
 - ▣ Χαμηλό κόστος



Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

- εκτός από την υποκειμενική εκτίμηση της ποιότητας μιας διαγνωστικής εικόνας μπορεί να γίνει και αντικειμενική εκτίμηση.
- Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση ορισμένων παραμέτρων όπως ο **θόρυβος**, η **διακριτική ικανότητα** και η **ασάφεια**.

Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

□ Θόρυβος

- ▣ Αβεβαιότητα στις μετρούμενες τιμές του αριθμού CT
- ▣ Οφείλεται :
 - στον στατιστικό (τυχαίο) χαρακτήρα της εκπομπής των φωτονίων από τη λυχνία των ακτίνων-x (κβαντικός θόρυβος)
 - στην αβεβαιότητα του συστήματος ανίχνευσης στην μέτρηση της έντασης της ακτινοβολίας x που διέρχεται από τον εξεταζόμενο
- ▣ Στην απεικόνιση CT η σημαντικότερη πηγή θορύβου τις περισσότερες φορές είναι ο κβαντικός θόρυβος.

Αριθμοί CT μιας περιοχής νερού (HU = 0)

-2	2	1	1	3	-4	-3	6
0	-1	-1	0	1	1	2	3
-1	1	-4	-2	4	2	-4	-3
1	-2	0	0	1	-5	-2	-1
-2	0	-1	1	0	1	2	0
0	1	-6	1	5	3	-1	-1
0	5	-6	-1	2	4	2	1
-3	-2	2	5	0	-1	-3	4

Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

- Διακριτική ικανότητα συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας
 - διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης (ή διακριτική ικανότητα)
 - διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (ή αντίθεση)

Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

- **Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης (spatial resolution) ή χωρική διακριτική ικανότητα**
 - εκφράζει την ικανότητα του συστήματος να ξεχωρίζει σαν διαφορετικές, δομές υψηλής πυκνότητας που βρίσκονται σε μικρή απόσταση μεταξύ τους.
 - Με άλλα λόγια εκφράζει το μέγεθος του μικρότερου αντικειμένου (ή δομής) υψηλής αντίθεσης (υψηλής πυκνότητας), το οποίο είναι δυνατόν να απεικονισθεί.
- Στην πράξη η **χωρική διακριτική ικανότητα** ορίζεται σαν η ελαχίστη απόσταση μεταξύ δύο αντικειμένων που μπορούν να διακριθούν σαν δύο διαφορετικά αντικείμενα
- Εξαρτάται κυρίως από τις διαστάσεις της μήτρας της εικόνας (δηλ. το μέγεθος του pixel).

Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

- **Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης ή αντίθεση**
 - εκφράζει την ικανότητα του συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας να διακρίνει δύο αντικείμενα (δομές) που έχουν μικρή διαφορά πυκνοτήτων μεταξύ τους.
- Στην πράξη ορίζεται σαν το μικρότερο μέγεθος ενός αντικειμένου που είναι ορατό σε σχέση με το υπόστρωμα της εικόνας.

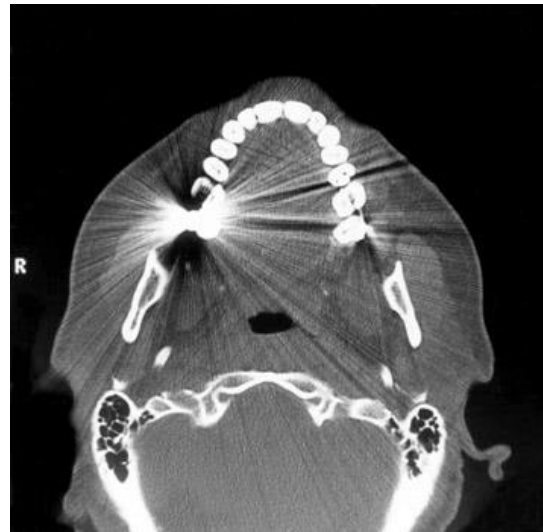
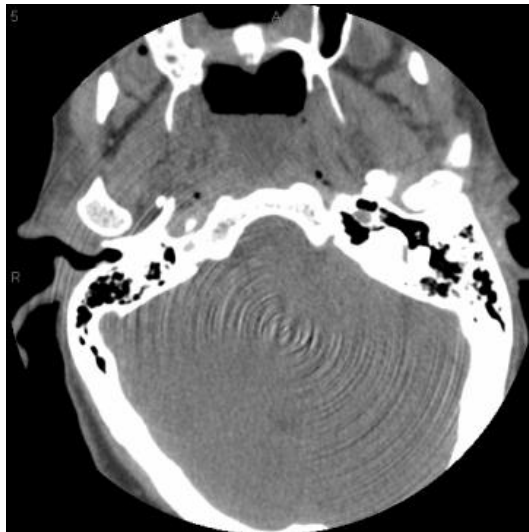
Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

□ Ασάφεια

- Η ασάφεια στην εικόνα της υπολογιστικής τομογραφίας αναφέρεται στην αδυναμία της μεθόδου να μπορεί να απεικονίσει με ευκρίνεια τα όρια δύο ανατομικών δομών
- Οφείλεται σε :
 - κίνηση του εξεταζόμενου κατά την απεικόνιση,
 - το μέγεθος της εστίας της λυχνίας,
 - Την δειγματοληψία,
 - Την μαθηματική μέθοδος ανακατασκευής της εικόνας.

Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

- Ψευδοδομές (artifacts)
 - είναι παραμορφώσεις που παρουσιάζονται στην εικόνα της υπολογιστικής τομογραφίας και δεν αντιστοιχούν σε πραγματικές ανατομικές δομές.
- Οφείλονται σε διαφορετικούς παράγοντες όπως :
 - Την σκλήρυνση της δέσμης των ακτίνων Χ [ελάττωση του περιεχομένου της δέσμης των ακτίνων Χ σε φωτόνια χαμηλής ενέργειας, κατά την πορεία της δέσμης μέσα στο σώμα του ασθενούς.]
 - κάποια μηχανική βλάβη του συστήματος (π.χ. αστάθειες ανιχνευτών).
 - μετακίνηση του ασθενούς κατά την εξέταση
 - ανεπαρκής δειγματοληψία
 - σφάλμα των αλγορίθμων που χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή των εικόνων.



Συστήματα ΥΤ

Στη διαχρονική εξέλιξη των ΥΤ τροποποιήθηκαν

Ο αριθμός και η διάταξη των ανιχνευτών και της λυχνίας

Η κίνηση του συστήματος λυχνία-ανιχνευτές

Η μορφή και το εύρος της δέσμης

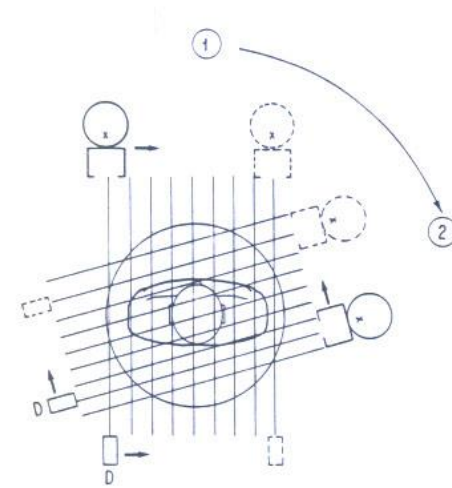
με στόχο την επίτευξη των πολλαπλών μετρήσεων



ΓΕΝΙΕΣ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ

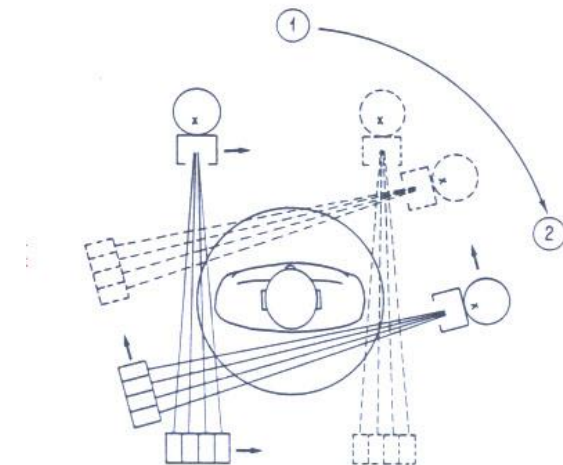
□ 1^η γενιά

- παράλληλη δέσμη
- Ένας ανιχνευτής
- Μετατόπιση – περιστροφή
- Εξετάσεις εγκεφάλου



□ 2^η γενιά

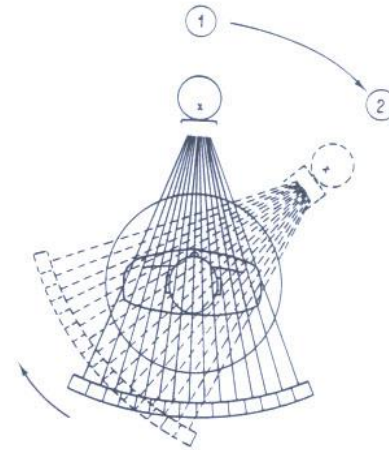
- Αποκλίνουσα δέσμη (άνοιγμα 10°)
- 30 ανιχνευτές
- Μετατόπιση – περιστροφή
- Χρόνος ακτινοβολήσης : 20 sec



ΓΕΝΙΕΣ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ

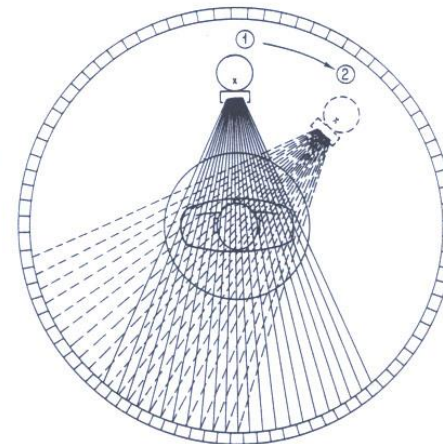
□ 3^η γενιά

- Ευρεία δέσμη (άνοιγμα $\sim 40^\circ$)
- 800-1000 ανιχνευτές σε καμπυλοειδή διάταξη
- Μόνο περιστροφική κίνηση
- Χρόνος ακτινοβολήσης $< 2s$

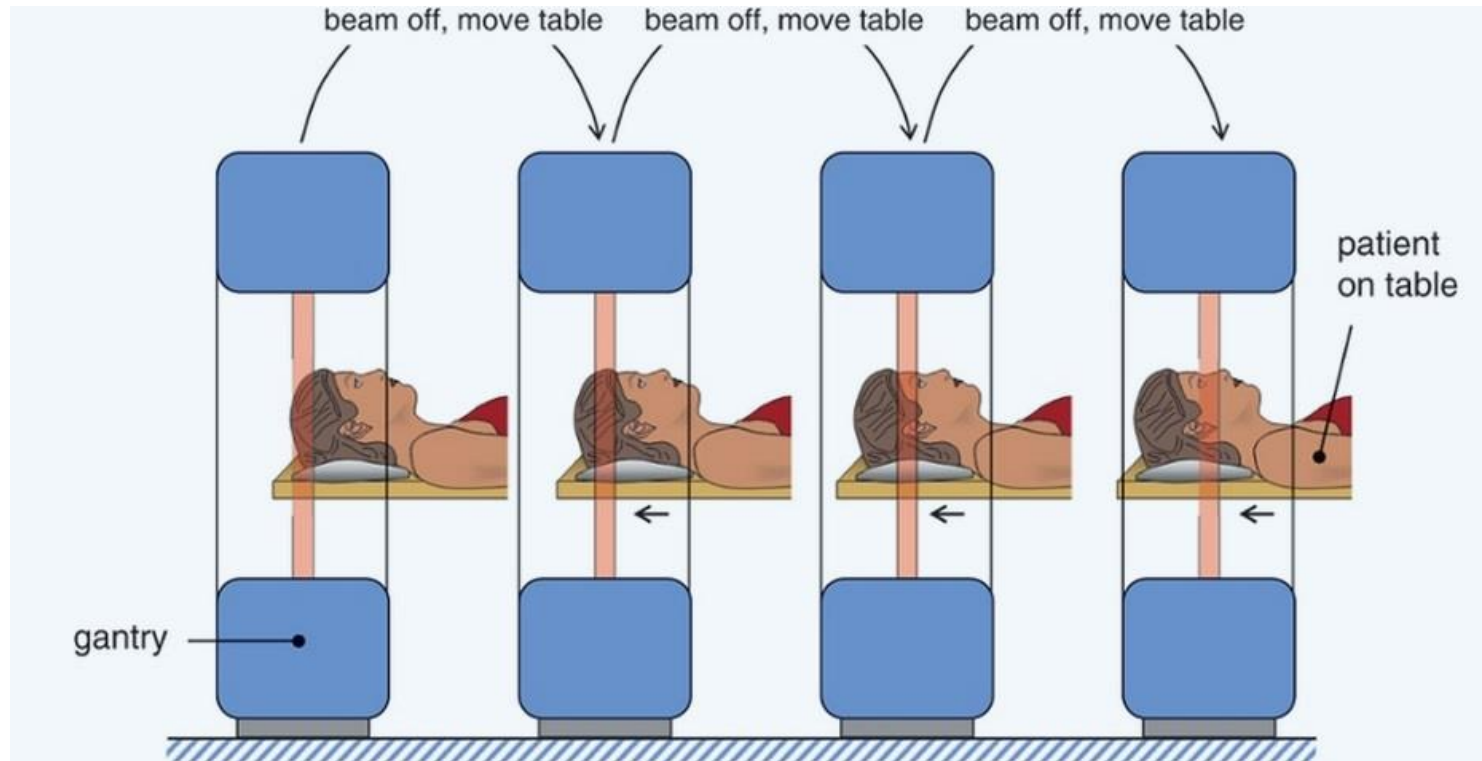


□ 4^η γενιά

- Ευρεία δέσμη
- 600-4800 ανιχνευτές σε δακτύλιο
- Χρόνος ακτινοβολήσης $< 1s$

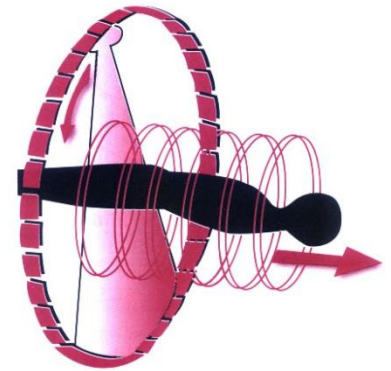


Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές



Ελικοειδής αξονικός τομογράφος

- Η λυχνία με τους ανιχνευτές περιστρέφονται ενώ ο ασθενής κινείται κατά μήκος του κεφαλο-ουριαίου άξονα
- Λαμβάνονται δεδομένα σε έναν όγκο και όχι σε μια τομή
- Πλεονεκτήματα
 - ▣ Μείωση του χρόνου εξέτασης
 - ▣ Βελτίωση ποιότητας εικόνας (μείωση ασαφειών λόγω κίνησης οργάνων)
 - ▣ Μείωση δόσης στον εξεταζόμενο
 - ▣ Επειδή λαμβάνονται δεδομένα σε έναν όγκο και όχι σε μια τομή μπορούν να αναπαραχθούν μετωπιαίες ή οβελιαίες τομές και όχι μόνο εγκάρσιες, όπως συμβαίνει στην περίπτωση της κλασικής αξονικής τομογραφίας.
 - ▣ Επίσης μπορούν να παραχθούν σύνθετες εικόνες όπως π.χ. τρισδιάστατες εικόνες από τον συνδυασμό των βασικών τομών που λήφθηκαν.

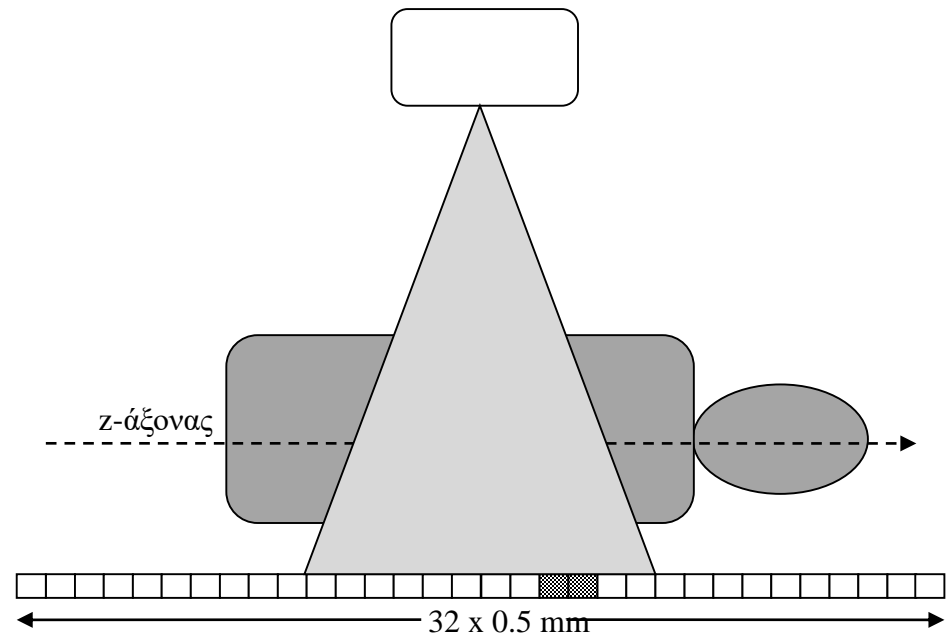


Σύστημα ελικοειδούς σαρώσεως.



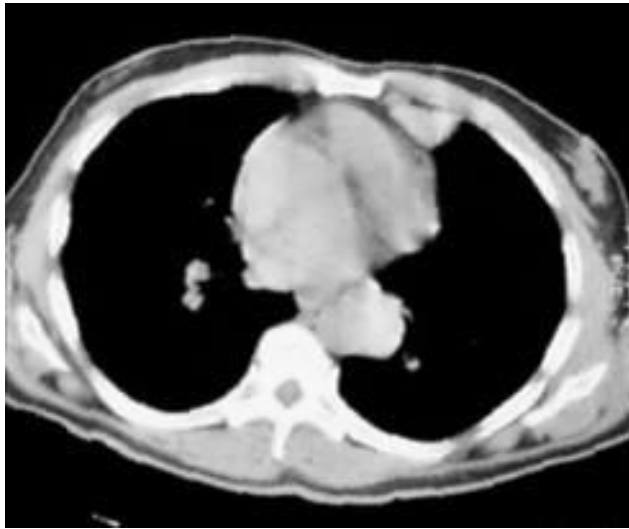
Τομογράφοι πολλαπλών τομών

- Ανιχνευτικές διατάξεις με περισσότερες σειρές ανιχνευτών κατά μήκος του άξονα-z.
- Περισσότερες τομές ανά περιστροφή μέχρι και 256 στις μέρες μας.
- Πλεονεκτήματα
 - Μεγαλύτερη περιοχή σάρωσης ανά περιστροφή
 - Πολύ μικρός χρόνος σάρωσης (0,3s/περ.)
 - Απεικόνιση κινούμενων οργάνων σε μια στιγμή π.χ. καρδιά -> αξονική στεφανιογραφία
 - Περαιτέρω βελτίωση της ποιότητας της εικόνας
 - Περαιτέρω μείωση της δόσης στον ασθενή



Οπτικοποίηση στην ΥΤ

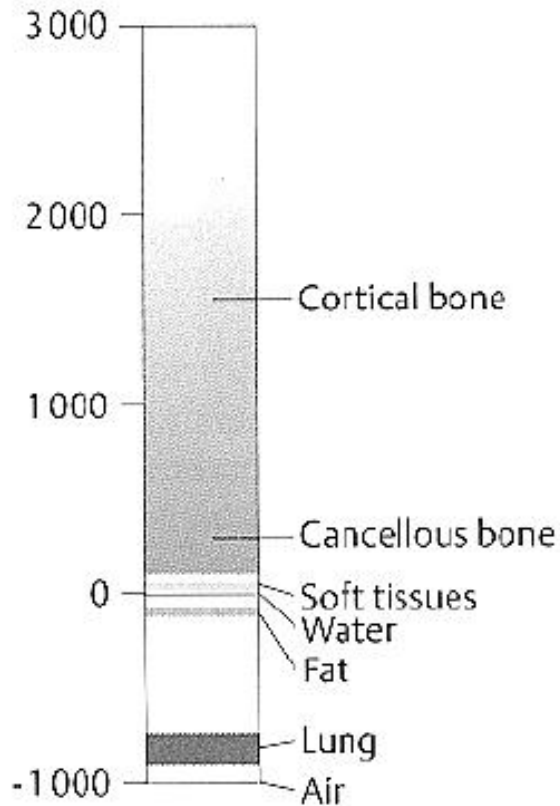
Κάθε pixel (στο μόνιτορ ή το φιλμ) έχει διαφορετική φωτεινότητα



Όσο μεγαλύτερη είναι η εξασθένηση (δηλ. ο αριθμός CT/HU), τόσο πιο ανοικτό (άσπρο) απεικονίζεται (π.χ., οστό)

Όσο μικρότερη είναι η εξασθένηση (δηλ. ο αριθμός CT/HU), τόσο πιο σκούρο (μαύρο) απεικονίζεται (π.χ., αέρας)

Οπτικοποίηση στην ΥΤ



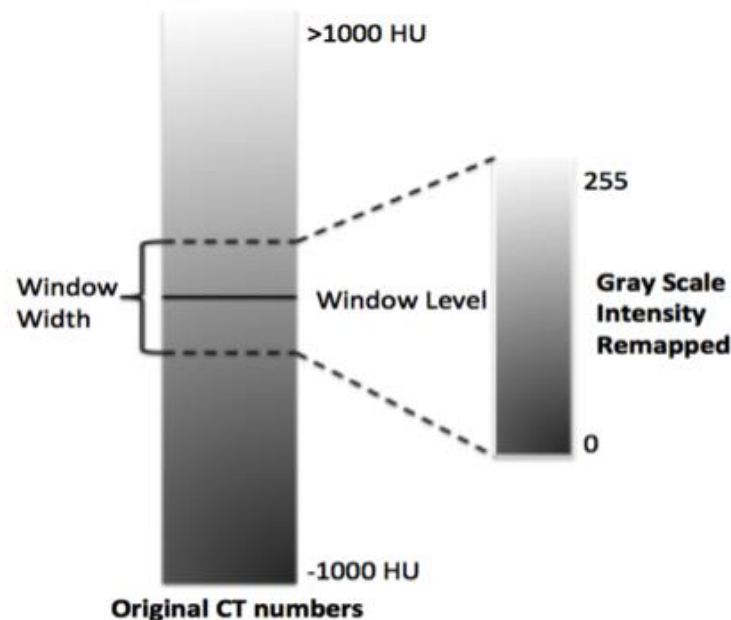
Το ανθρώπινο μάτι μπορεί να ξεχωρίσει μόνο ένα περιορισμένο αριθμό αποχρώσεων του γκρι (περίπου 60, 40-100, 6 bits)

Δεν έχει νόημα να αντιστοιχίσουμε την πλήρη κλίμακα των αριθμών CT (περίπου 4000 HU, 12 bits) σε πλήρη κλίμακα αποχρώσεων του γκρι γιατί μικρές διαφορές στον αριθμό CT δεν θα είναι ορατές

Συνεπώς, απεικονίζουμε μόνο ένα τμήμα της κλίμακας των αριθμών CT, ενισχύοντας οπτικά μικρές διαφορές στον αριθμό CT

Οπτικοποίηση στην ΥΤ

- Το τμήμα αυτό της κλίμακας το ονομάζουμε “παράθυρο” (**window**)
- Το “παράθυρο” αυτό χαρακτηρίζεται από το **εύρος του (width)** και το **κέντρο/επίπεδό του (level)**

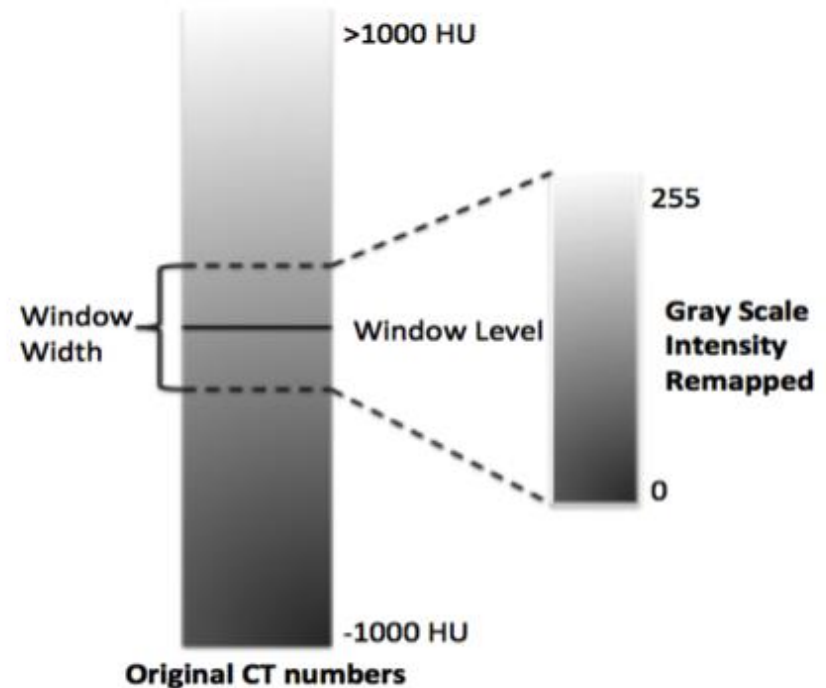


Οπτικοποίηση στην ΥΤ

Εύρος παραθύρου

Καθορίζει την έκταση διακύμανσης των απεικονιζόμενων αριθμών CT

- Επηρεάζει την **αντίθεση εικόνας**
- Αριθμοί CT μικρότεροι από το κατώτατο όριο απεικονίζονται με μαύρο
- Αριθμοί CT μεγαλύτεροι από το ανώτατο όριο απεικονίζονται με άσπρο



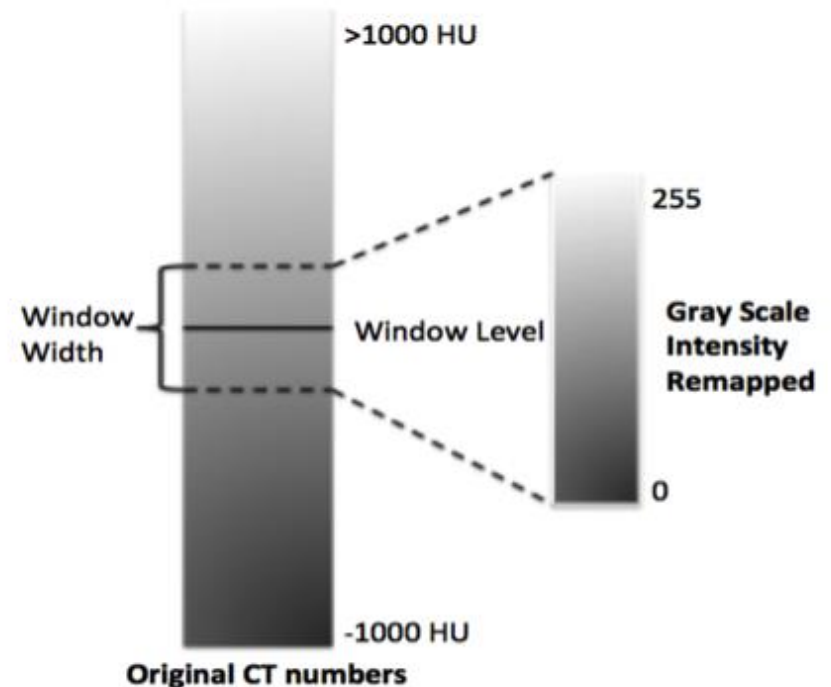
□

Οπτικοποίηση στην ΥΤ

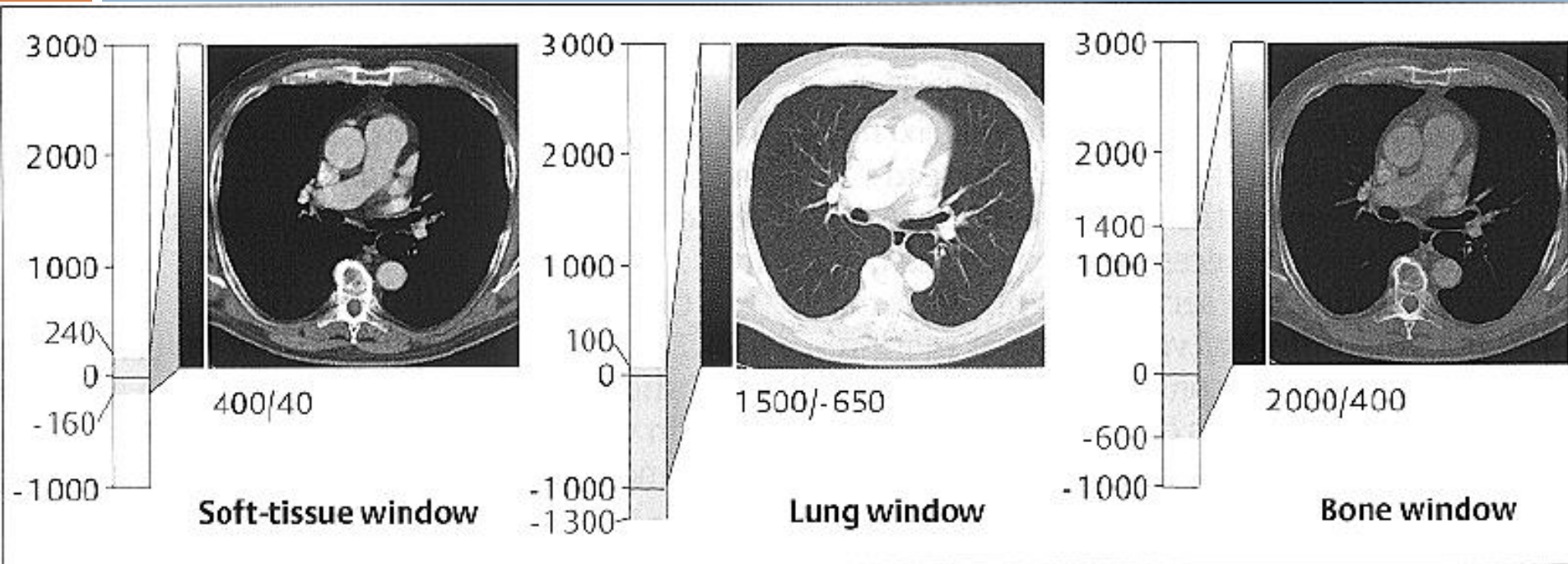
Κέντρο παραθύρου

Καθορίζει τη θέση του παραθύρου πάνω στην κλίμακα των αριθμών CT και τον κεντρικό αριθμό CT στην απεικονιζόμενη εικόνα

- Επηρεάζει τη **φωτεινότητα** της εικόνας

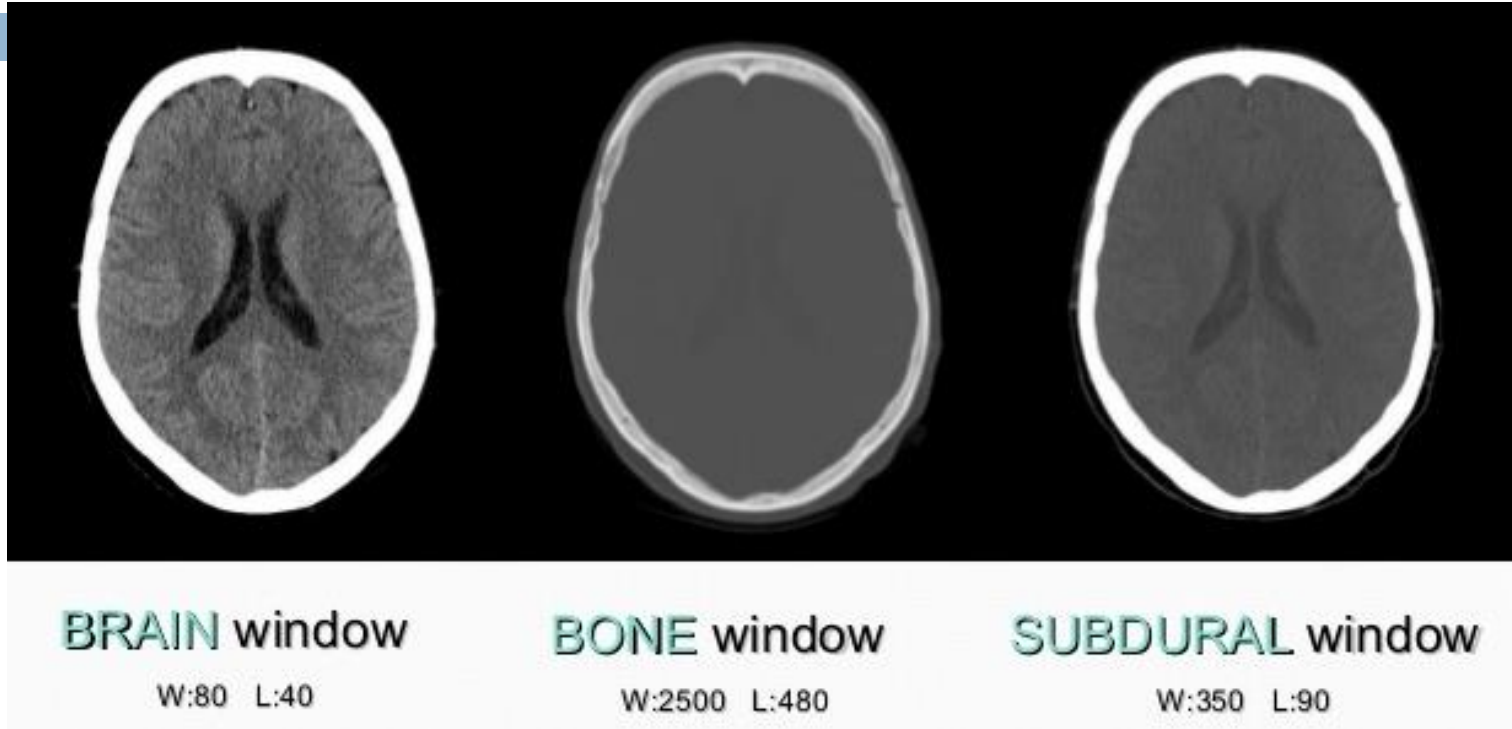


Οπτικοποίηση στην ΥΤ



**Τρία διαφορετικά παράθυρα για την ίδια εικόνα
(ίδια ληφθέντα δεδομένα, ίδιος αλγόριθμος ανασύνθεσης)**

Οπτικοποίηση στην ΥΤ



**Τρία διαφορετικά παράθυρα για την ίδια εικόνα
(ίδια ληφθέντα δεδομένα, ίδιος αλγόριθμος ανασύνθεσης)**

ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ

- Η ποσότητα της ακτινοβολίας σε μια αξονική τομογραφία είναι γενικά μεγάλη
- Κατά συνέπεια και η δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος είναι μεγαλύτερη από μια κλασική ακτινογραφία
- Για παράδειγμα μια τυπική τιμή ισοδύναμης δόσης σε μια αξονική τομογραφία κάτω κοιλίας είναι ~ 50 mGy. Αντίστοιχα σε μια απλή ακτινογραφία θώρακα η ισοδύναμη δόση είναι περίπου $0,1$ mGy
- Η δόση σε μια αξονική τομογραφία εξαρτάται από τα στοιχεία λειτουργίας της λυχνίας παραγωγής ακτίνων $-x$ (kVp, mAs) και τον απαιτούμενο αριθμό τομών

ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ

- Συγκριτική επιβάρυνση σε τιμές ενεργού δόσης (mSv) μεταξύ υπολογιστικής τομογραφίας και συμβατικής ακτινογραφίας

Εξέταση	Δόση CT Ενεργός δόση (mSv)	Δόση ακτινογραφίας Ενεργός δόση (mSv)
Θώρακας	7,8	0,05
ΟΜΣΣ	3,6	2,15
Κρανίο	1,8	0,15
Κοιλία	7,6	1,39
Λεκάνη	7,1	1,22

Διαφορές μεταξύ αξονικής τομογραφίας και κλασικής ακτινογράφησης

Η αξονική τομογραφία συγκρινόμενη με την απλή ακτινογραφία παρέχει:

- υψηλότερη διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (contrast) εικόνας: μικρές διαφορές πυκνότητας διακρίνονται εύκολα σε αντίθεση με την απλή ακτινογραφία (η CT έχει την ικανότητα να ανιχνεύει διαφορές πυκνότητας της τάξης του 0,5% ενώ στη συμβατική ακτινογραφία μία διαφορά της τάξης του 5% γίνεται μετά βίας αισθητή)
- χαμηλότερη χωρική διακριτική ικανότητα (διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης)