

Υπολογιστική (Αξονική) Τομογραφία

I. Σειμένης
iseimen@med.uoa.gr

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής
Ακ. Έτος 2023-2024

Υπολογιστική Τομογραφία

- Υπολογιστική Τομογραφία από τον διεθνή όρο «Computed Tomography» (CT) ή από τον όρο «Computed Axial Tomography» (CAT scan)

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

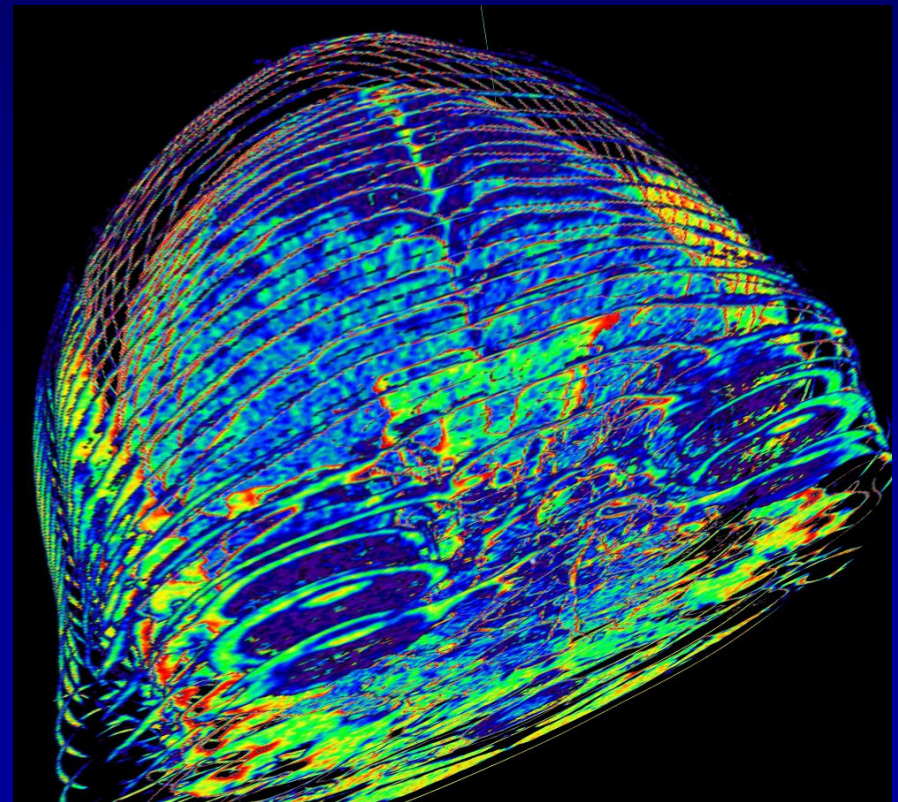
- Στην Ελλάδα έχει επικρατήσει ο όρος Αξονική Τομογραφία



Αξονική Τομογραφία

- Αξονική: Κατά τον (επιμήκη) άξονα
- Τομογραφία από «τόμος» και «γραφή»

**Αναπαράσταση
τμήματος (του σώματος)
κατά μήκος του
(επιμήκους) άξονα**



Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

- Η κλασσική ακτινογραφία (προβολική απεικόνιση) επιτυγχάνει αντίθεση της τάξης του 5%:



Ανάγκη για καλύτερη αντίθεση μεταξύ μαλακών ιστών (π.χ., απεικόνιση αγγείων, καρδιάς, ήπατος)

Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

- Το ανθρώπινο σώμα αποτελεί μια τριδιάστατη δομή:

Ανάγκη για ανάκτηση της πληροφορίας βάθους



Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

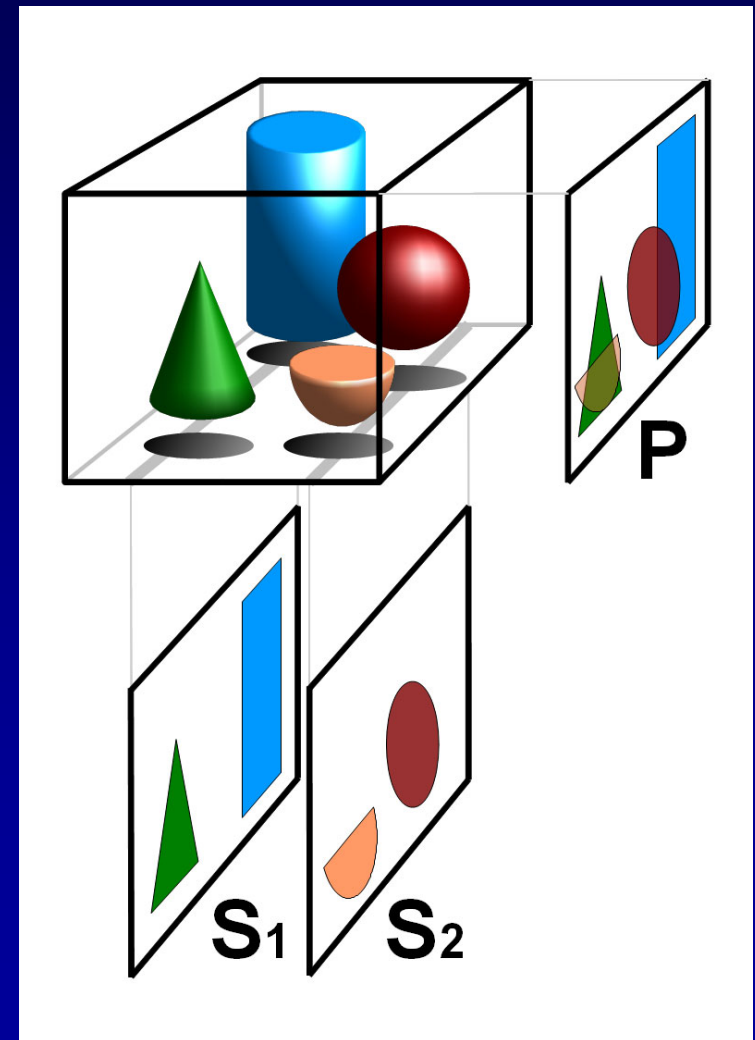
- Ανάκτηση της πληροφορίας

βάθους:

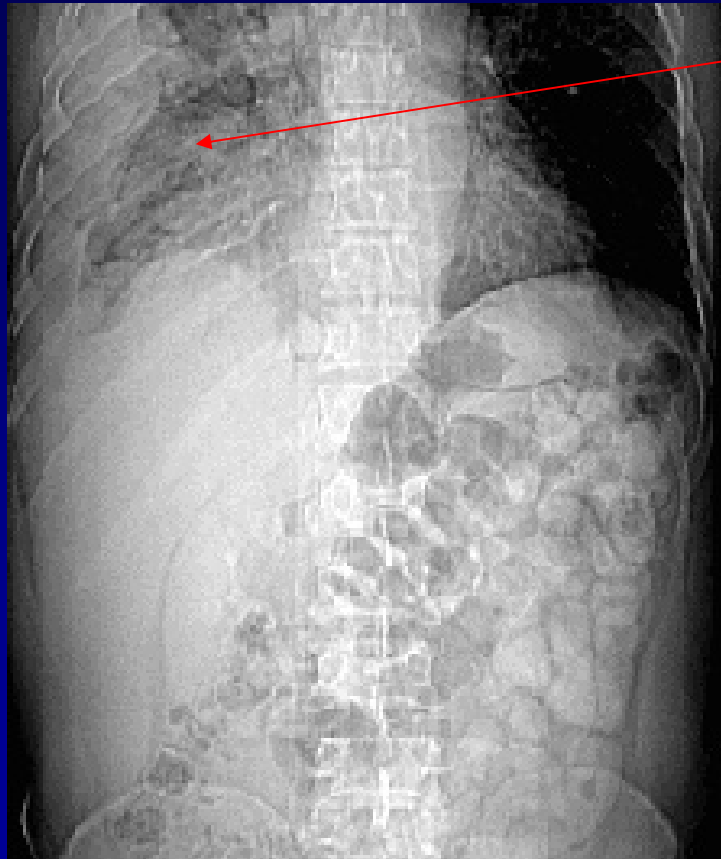
Απεικονιστικός διαχωρισμός

(μη αλληλεπικάλυψη)

διαφορετικών οντοτήτων



Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση



Ακτινογραφία

Μάζα

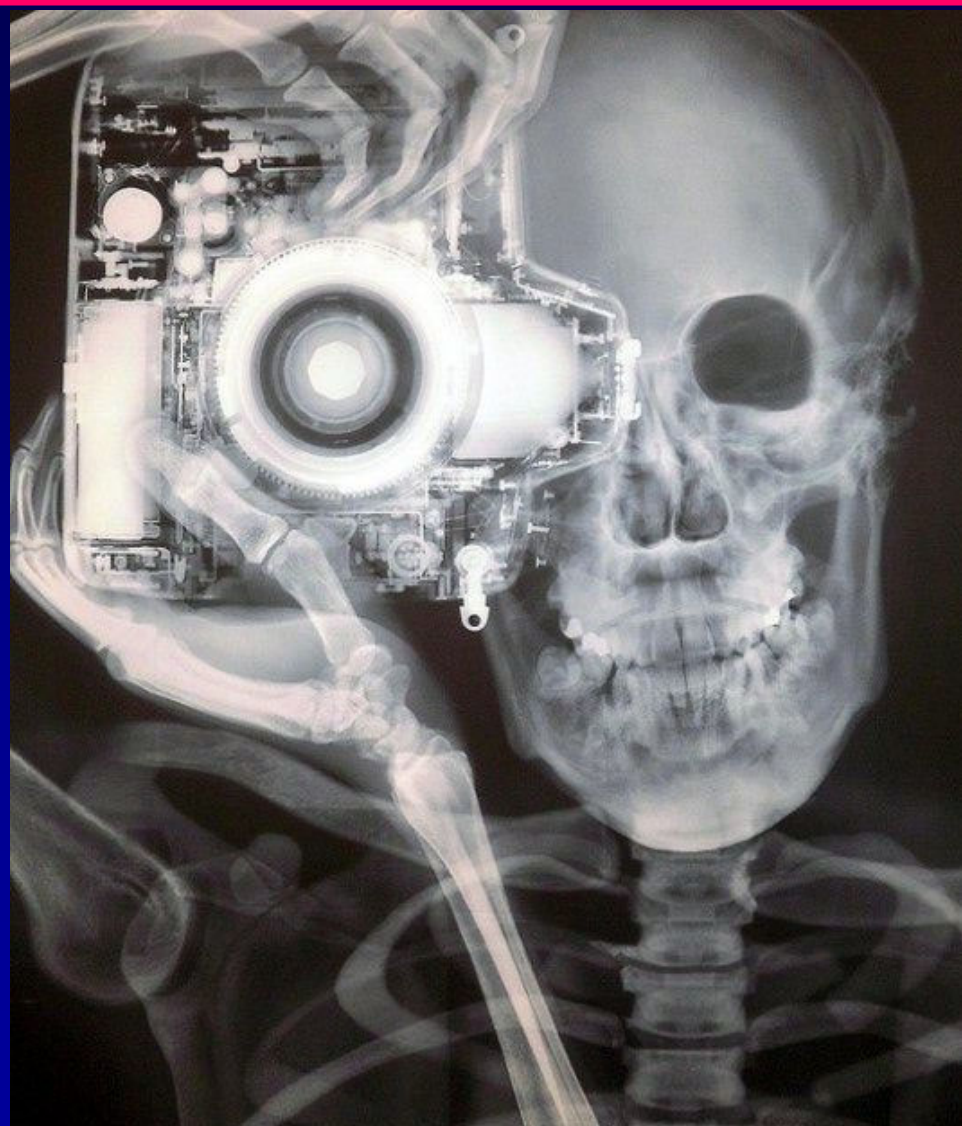


Υπολογιστική Τομογραφία

Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

- Πολλές δομές του ανθρώπινου σώματος, όπως κι αρκετές παθολογικές οντότητες, έχουν μικρό μέγεθος:

Ανάγκη για υψηλή διακριτική ικανότητα στην απεικόνιση



Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Συμπεράσματα*

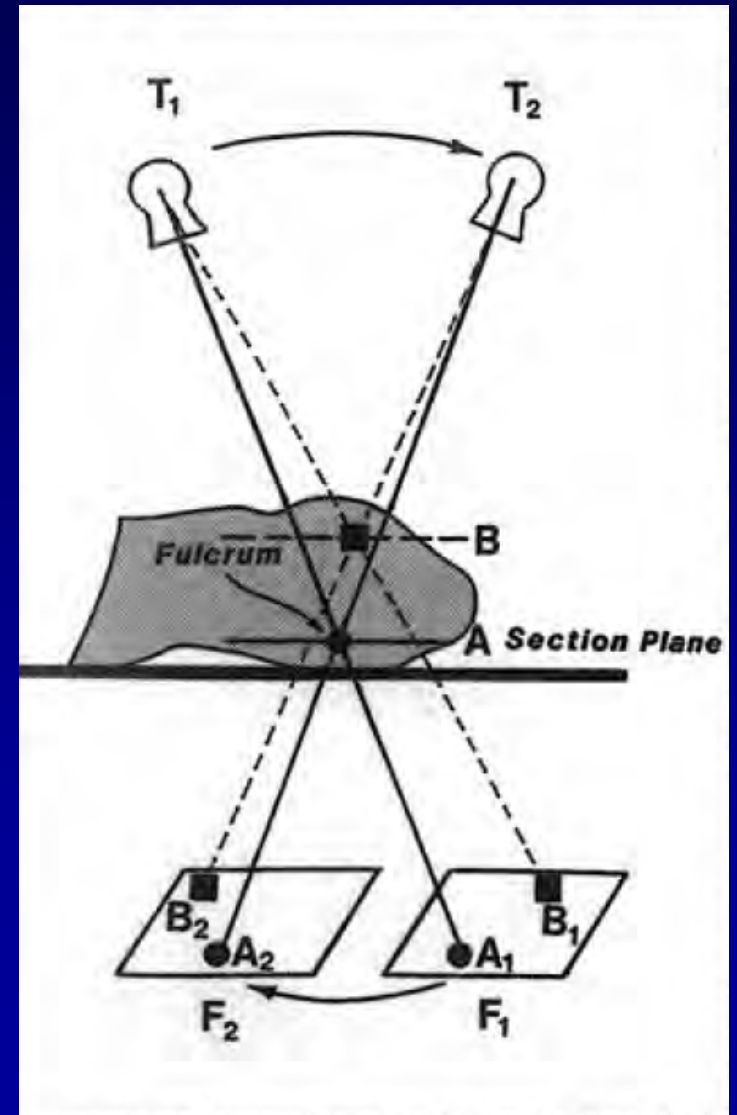
Τομογραφία: Ιστορική αναδρομή

- Στη δεκαετία του '30 ο Ιταλός ακτινολόγος Alessandro Vallebona πρότεινε μια μέθοδο για την αναπαράσταση μιας τομής του σώματος σε ακτινογραφικό φιλμ
- Η μέθοδος έγινε γνωστή ως **συμβατική τομογραφία** και βασίζεται σε βασικές αρχές της **προβολικής τομογραφίας**:

Ταυτόχρονη κίνηση σε αντιδιαμετρικές κατευθύνσεις της λυχνίας και του φιλμ (τα οποία συνδέονται με μία ράβδο, το κέντρο περιστροφής της οποίας είναι η εστία)

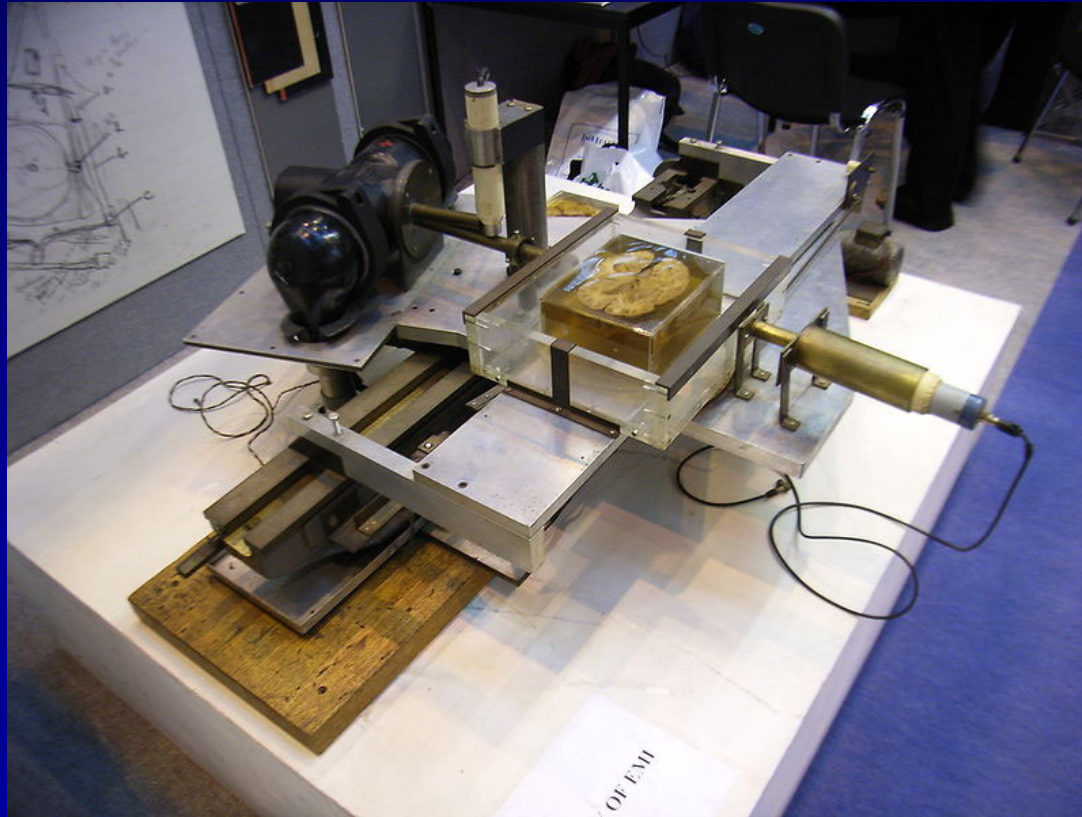
Τομογραφία: Ιστορική αναδρομή

- Η τελική εικόνα απεικονίζει το επίπεδο (τομή) της εστίας με επαρκή οξύτητα, ενώ τα άλλα επίπεδα απεικονίζονται ασαφή (θολά)
- Μετακινώντας το κέντρο περιστροφής, ο ακτινολόγος μπορούσε να επιλέξει τα διαφορετικά επίπεδα εστίας που περιέχουν τη δομή ενδιαφέροντος



Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ): Ιστορική αναδρομή

Ο Άγγλος Η/Μ Godfrey Hounsfield ανέπτυξε το 1968 το πρωτότυπο σύστημα ΥΤ της εταιρίας EMI



Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ): Ιστορική αναδρομή

Η πρώτη εγκατάσταση έγινε στο νοσοκομείο Atkinson Morley (Wimbledon) και η πρώτη σάρωση εγκεφάλου έγινε στις 1-10-1971 σε ασθενή με κυστικό όγκο



Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ): Ιστορική αναδρομή

Ο ΥΤ της EMI μπορούσε να σαρώσει μόνο εγκεφάλους

- Λήψη δεδομένων (ανά τομή) σε ~ **4 min**

Χρησιμοποιούσε μια δεξαμενή από Perspex γεμάτη με νερό με ένα λαστιχένιο σκούφο μπροστά για την τοποθέτηση της κεφαλής. Η δεξαμενή μείωνε τη δυναμική κλίμακα της ακτινοβολίας στους ανιχνευτές (δηλ. τη διαφορά στην ένταση μεταξύ των ακτίνων εκτός κεφαλής και αυτών που διαπερνούσαν το κρανίο)



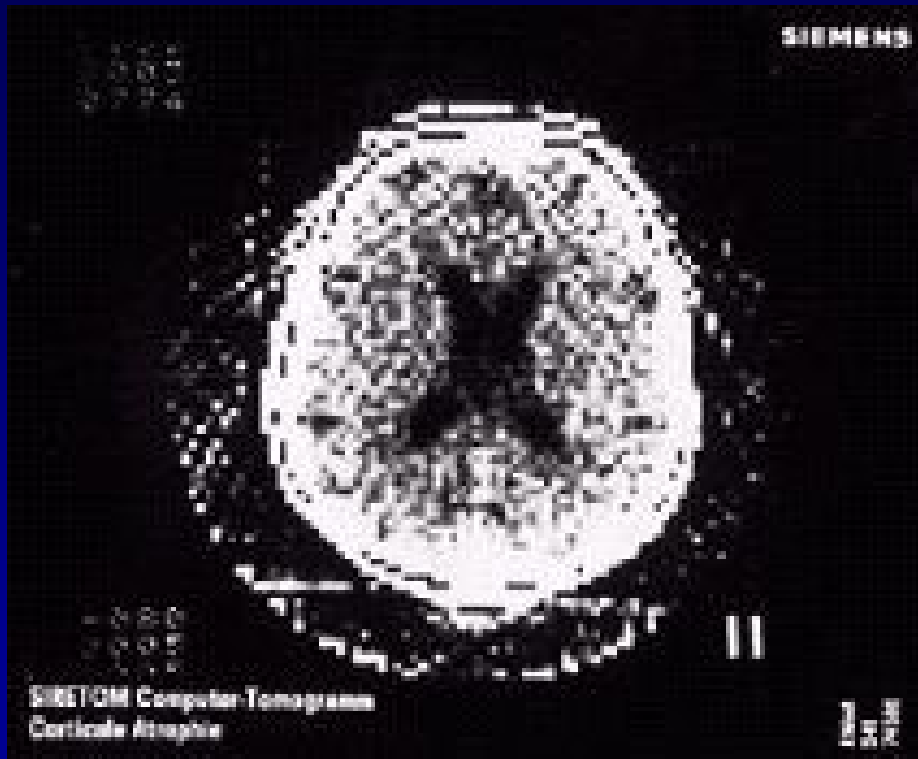
Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ): Ιστορική αναδρομή

Ο ΥΤ της EMI μπορούσε να σαρώσει μόνο εγκεφάλους

- ~ **7 min** χρόνος ανακατασκευής ανά εικόνα (Data General Nova minicomputer)



Το πρώτο σύστημα ΥΤ



*Εικόνα ΥΤ από σύστημα
Siemens Siretom CT
(περίπου το 1975)*

Απεικόνιση των μαλακών ιστών και των κοιλιών του εγκεφάλου για πρώτη φορά

Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ): Ιστορική αναδρομή

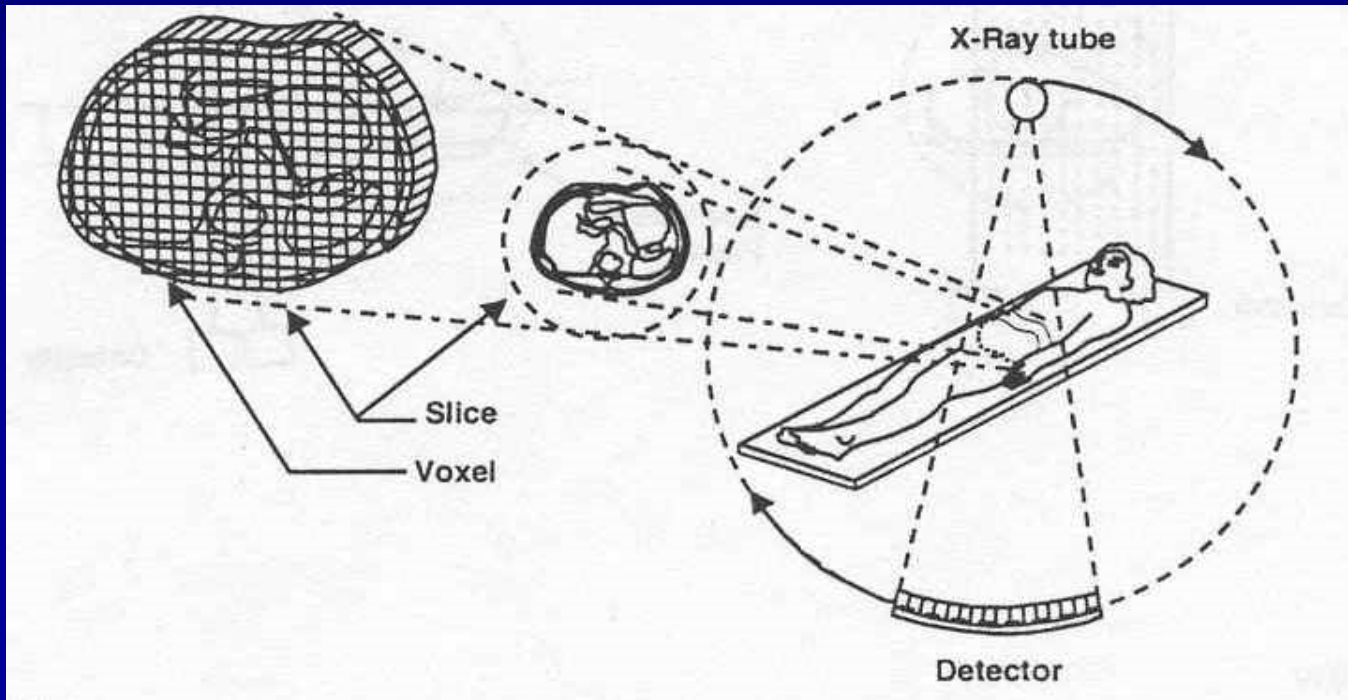
- Για την ανακατασκευή των εικόνων στο πρωτότυπο σύστημα, η ομάδα του Hounsfield χρησιμοποίησε τους θεωρητικούς υπολογισμούς του νοτιοαφρικάνου φυσικού Allan Cormack
- Μαθηματικά, η μέθοδος βασίζεται στο μετασχηματισμό Radon (ανακαλύφθηκε το 1917 από τον Johann Radon)
- Ο Cormack είχε βρει τη λύση μόνος του, μιας και μόλις το 1972 έμαθε για τον μετασχηματισμό Radon
- Το 1979 οι Cormack & Hounsfield μοιράσθηκαν το Βραβείο Nobel στην Ιατρική/Φυσιολογία

Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Συμπεράσματα*

“Ορισμός” Υπολογιστικής Τομογραφίας

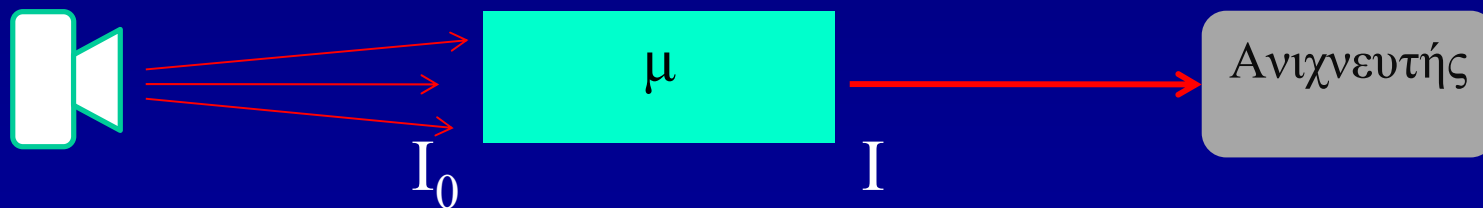
Τομογραφική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος μέσω της χαρτογράφησης χαρακτηριστικών εξασθένησης της ακτινοβολίας από αυτό



Βασικές Αρχές ΥΤ

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

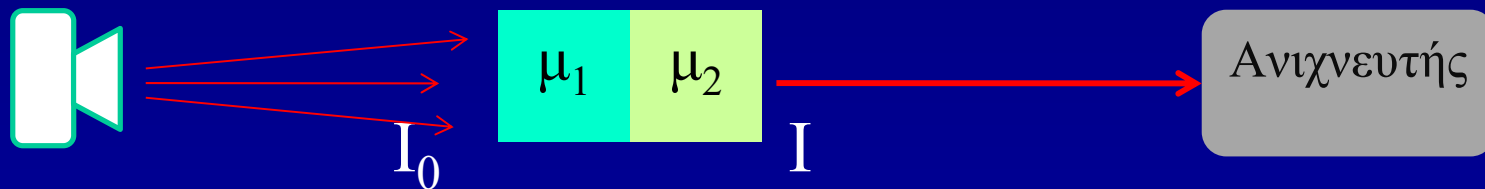
$$I = I_0 * \exp -(\mu x)$$



Βασικές Αρχές ΥΤ

Για λεπτή, μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X 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

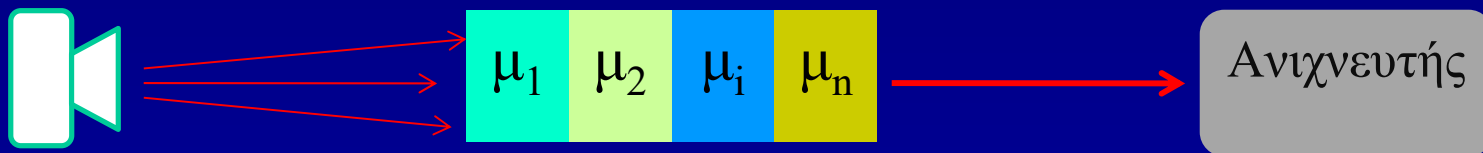
$$I = I_0 * \exp -(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)$$



Βασικές Αρχές ΥΤ

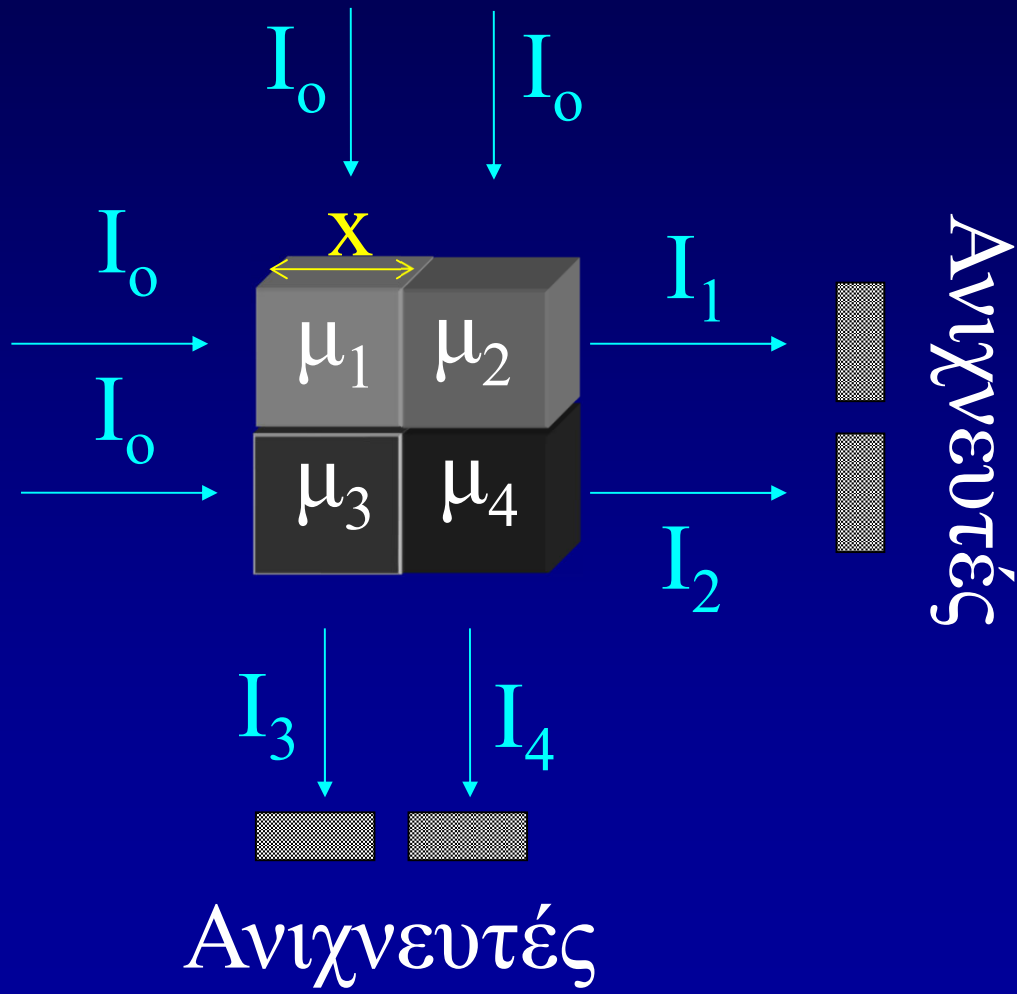
Αν έχουμε n τμήματα με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένησης το καθένα, τότε η ανιχνεύσιμη ένταση της ακτινοβολίας, I , δίδεται από

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



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



$$\begin{aligned}\mu_1 + \mu_2 &= -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_1}{I_0}\right) \\ \mu_3 + \mu_4 &= -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_2}{I_0}\right) \\ \mu_1 + \mu_3 &= -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_3}{I_0}\right) \\ \mu_2 + \mu_4 &= -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_4}{I_0}\right)\end{aligned}$$

Σύστημα
εξισώσεων
4x4

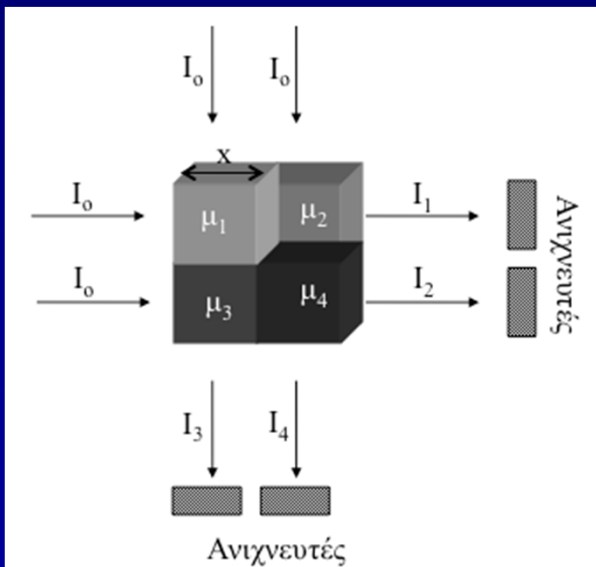
Θεμελιώδης αρχή ΥΤ

ΕΦΑΡΜΟΓΗ

Ενέργεια φωτονίων 100 keV

Αρχική ενταση $I_0 = 1000 \text{ φωτ./s cm}^2$

$x=1 \text{ cm}$



$$I_1 = 846 \frac{\text{φωτ.}}{\text{s} \cdot \text{cm}^2}$$

$$I_2 = 440 \frac{\text{φωτ.}}{\text{s} \cdot \text{cm}^2}$$

Το σύστημα των εξισώσεων γίνεται:

$$\mu_1 + \mu_2 = 0.167$$

$$\mu_3 + \mu_4 = 0.82$$

$$\mu_1 + \mu_3 = 0.56$$

$$\mu_2 + \mu_4 = 0.4101$$

$$\mu_1 = 0.167 \text{ cm}^{-1}$$

(για $E = 100 \text{ keV}$, η τιμή αυτή αντιστοιχεί στο νερό)

$$\mu_2 = 1.9 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$$

(για $E = 100 \text{ keV}$, η τιμή αυτή αντιστοιχεί στον αέρα)

$$\mu_3 = \mu_4 = 0.41 \text{ cm}^{-1}$$

(για $E = 100 \text{ keV}$, η τιμή αυτή αντιστοιχεί στο οστό)

$$I_3 = 571 \frac{\text{φωτ.}}{\text{s} \cdot \text{cm}^2}$$

$$I_4 = 663 \frac{\text{φωτ.}}{\text{s} \cdot \text{cm}^2}$$

Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

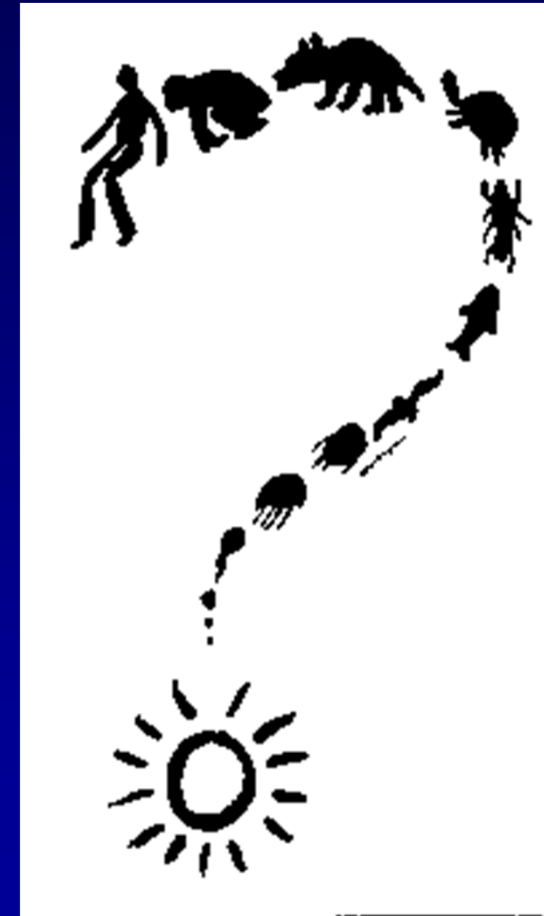
- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Τρέχουσες εξελίξεις*

Συστήματα ΥΤ

Στη διαχρονική εξέλιξη των ΥΤ τροποποιήθηκαν

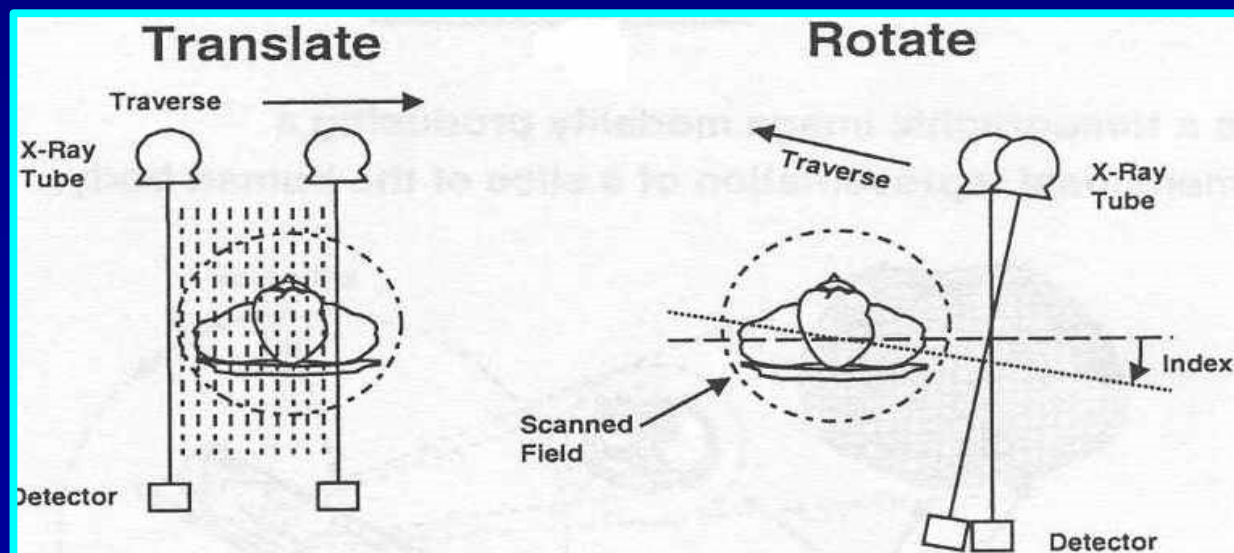
- Ο αριθμός και η διάταξη των ανιχνευτών
- Η κίνηση του συστήματος λυχνία-ανιχνευτές
- Η μορφή και το εύρος της δέσμης

με στόχο την επίτευξη των πολλαπλών μετρήσεων



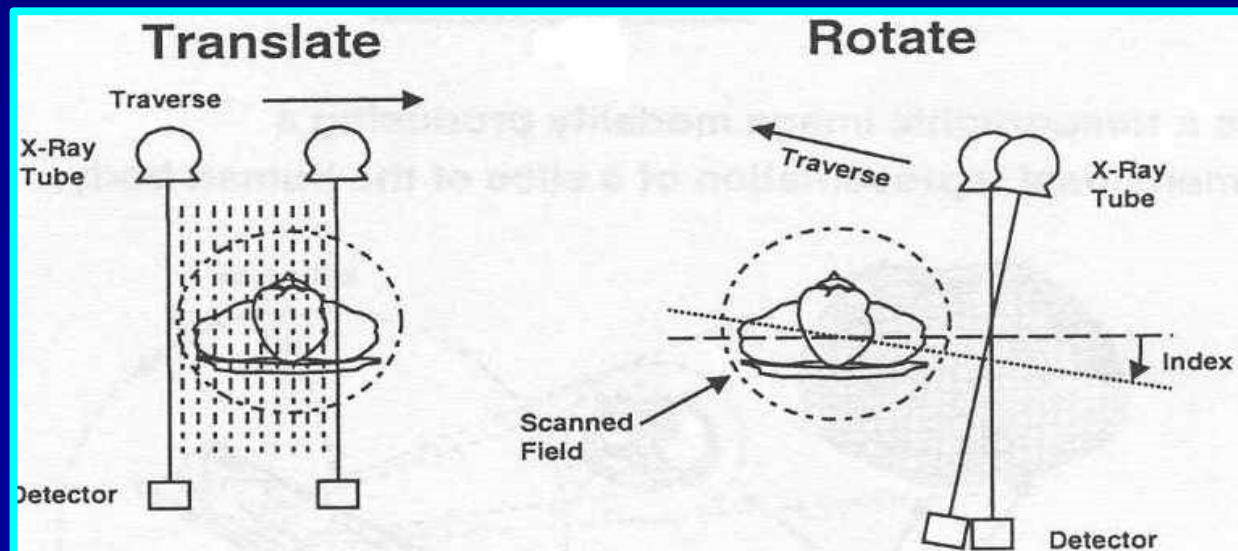
Συστήματα ΥΤ Πρώτης Γενιάς

- Λεπτή, ευθυγραμμισμένη δέσμη προσπίπτει σε **έναν** ανιχνευτή
- Το σύστημα ανιχνευτή-λυχνίας πραγματοποιεί **γραμμική μετατόπιση** για τη λήψη πολλαπλών (π.χ. 150) μετρήσεων
- Μετά πραγματοποιεί **περιστροφή** κατά 1° και λαμβάνει εκ νέου μετρήσεις
- Επανάληψη της γραμμικής μετατόπισης & των πολλαπλών μετρήσεων για τόξο 180°



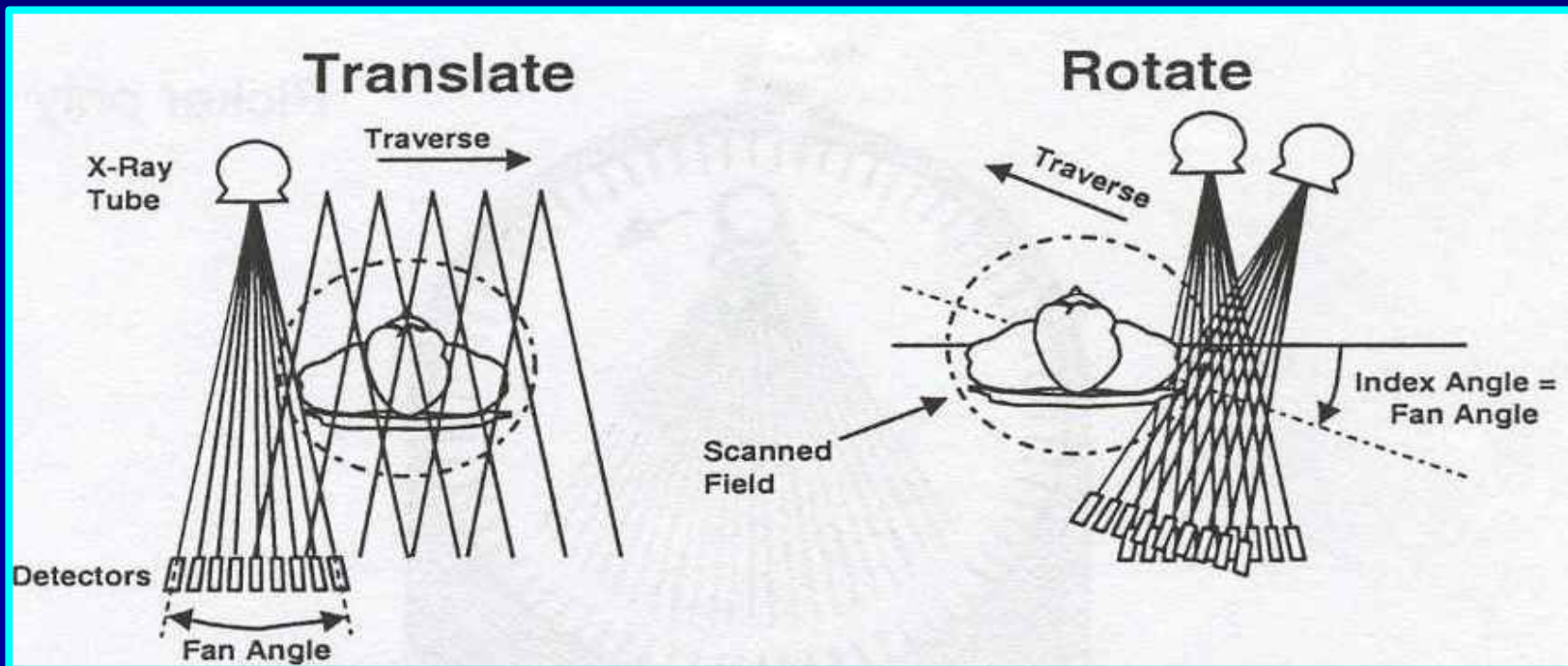
Συστήματα ΥΤ Πρώτης Γενιάς

- Ένας ανιχνευτής: εύκολη βαθμονόμηση, μικρό κόστος
- Κατευθυντήρας και στη λυχνία και στον ανιχνευτή: Λεπτή, ευθυγραμμισμένη δέσμη και περιορισμός της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας
- Αργό σύστημα: περίπου 5 λεπτά για κάθε τομή ($150 \times 180 = 27000$ μετρήσεις)
- Ικανοποιητική εικόνα για το κεφάλι, αλλά όχι για το σώμα (ασαφοποίηση λόγω κίνησης)



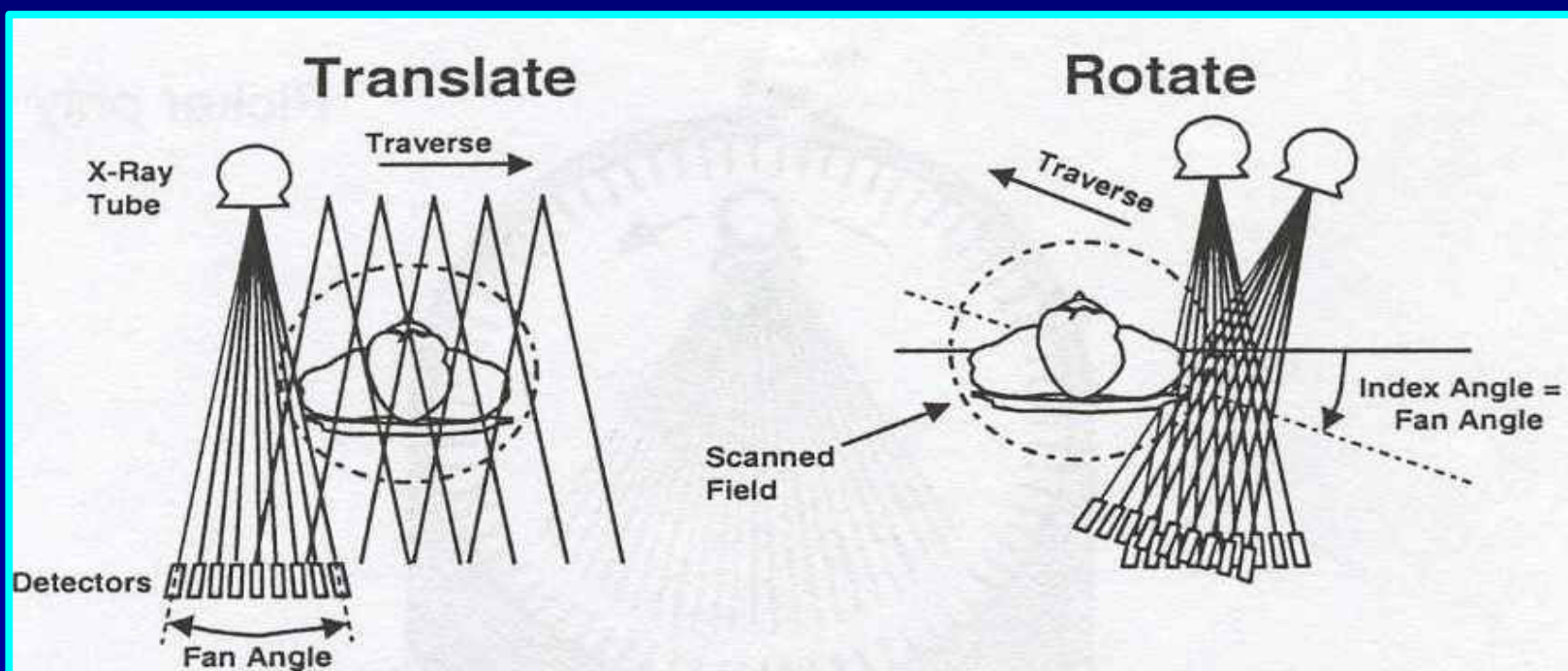
Συστήματα ΥΤ Δεύτερης Γενιάς

- Διαδικασία γραμμικής μετατόπισης & περιστροφής
- Αποκλίνουσα δέσμη ακτίνων X με εύρος (fan angle) περίπου 10°
- Γραμμική σειρά ανιχνευτών (περίπου 30 - άρα 30 ταυτόχρονες μετρήσεις)
- Βήμα περιστροφής ίσον με το εύρος της δέσμης



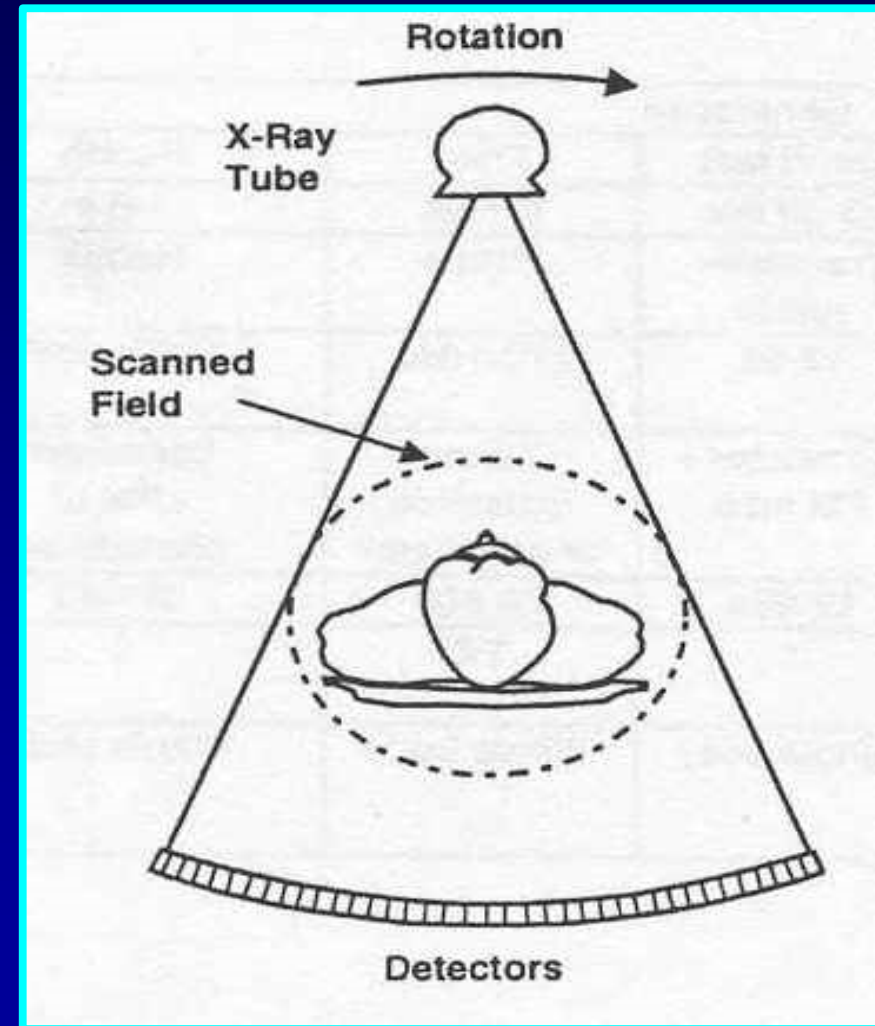
Συστήματα ΥΤ Δεύτερης Γενιάς

- Σημαντικότετη μείωση του χρόνου ακτινοβολήσης (περίπου 20 sec ανά τομή)
- Δυνατότητα για διακράτηση της αναπνοής και, συνεπώς, βελτίωση της ποιότητας εικόνας στην απεικόνιση του σώματος



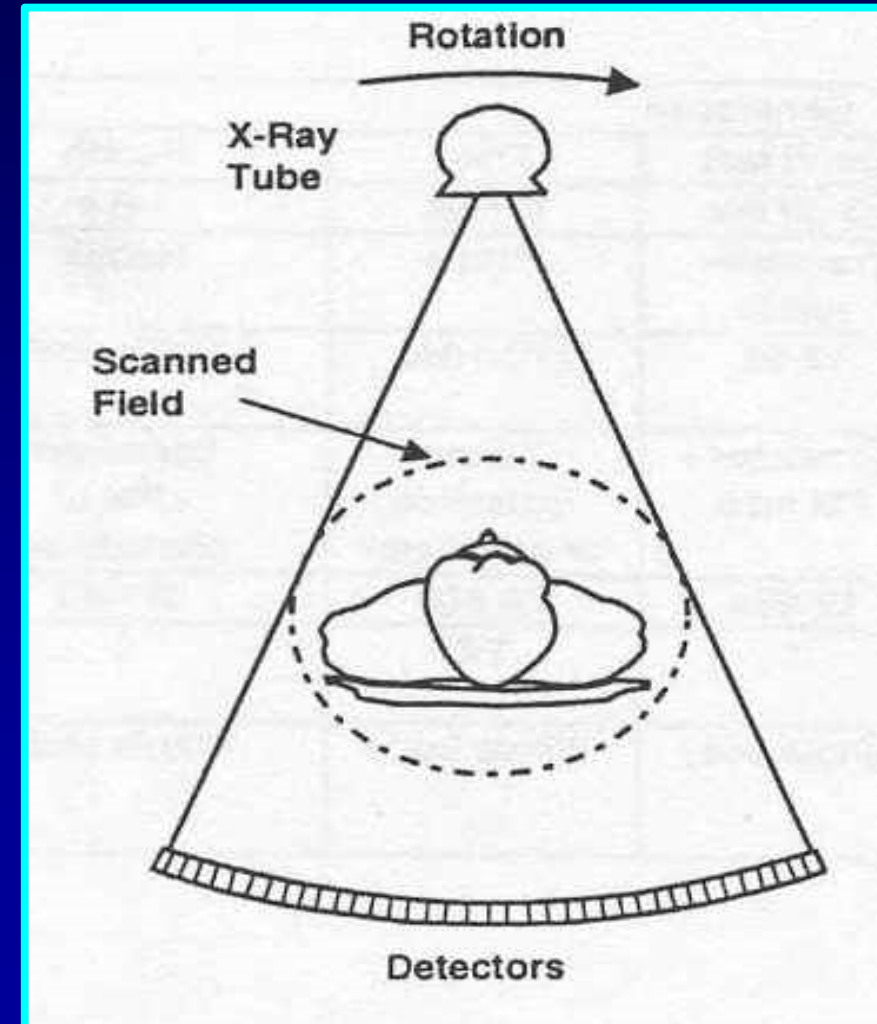
Συστήματα ΥΤ Τρίτης Γενιάς

- Δέσμη μεγαλύτερου εύρους (40°) για κάλυψη όλου του πεδίου απεικόνισης (σώματος)
- Το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτών εκτελεί **μόνο περιστροφική κίνηση** γωνίας 360° (συνεχής περιστροφή)
- Καμπυλοειδής διάταξη 800-1000 ανιχνευτών (banana-shaped array)



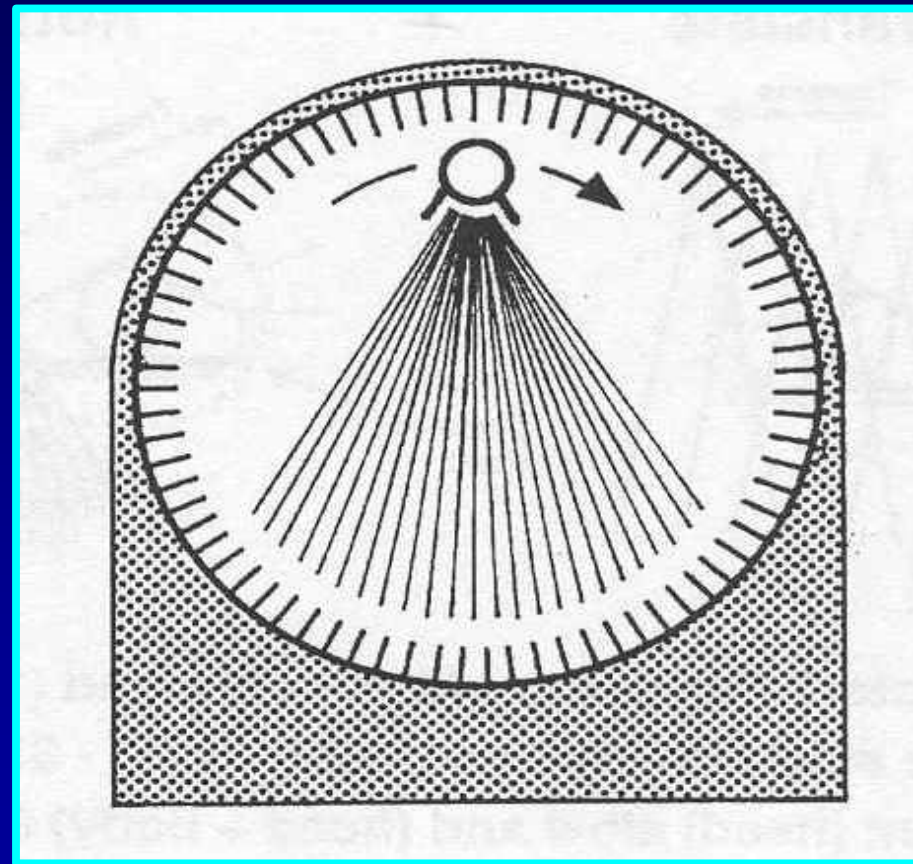
Συστήματα ΥΤ Τρίτης Γενιάς

- Σάρωση (ανά τομή) σε ελάχιστα sec:
Εύκολη ακινητοποίηση
- Είναι κρίσιμης σημασίας η σωστή βαθμονόμηση και ρύθμιση των ανιχνευτών (π.χ., για την αποφυγή κυκλικών ψευδοδομών – ring artifacts)



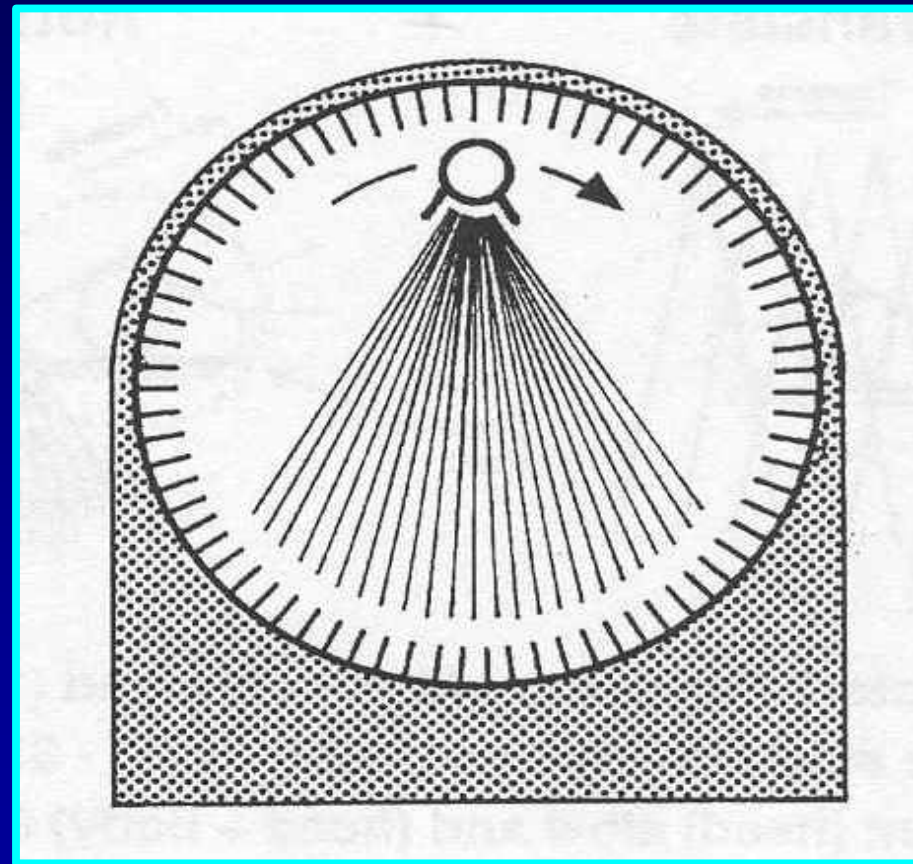
Συστήματα ΥΤ Τέταρτης Γενεάς

- Σταθεροί πολλαπλοί ανιχνευτές (έως 5000) σε διάταξη 360°
- Περιστρέφεται **μόνο η λυχνία**
- Δεν παρουσιάζονται κυκλικές ψευδοδομές: Ο κάθε ανιχνευτής σε κάποια φάση της σάρωσης δέχεται την πρωτογενή δέσμη και, άρα, βαθμονομείται σε πραγματικό χρόνο



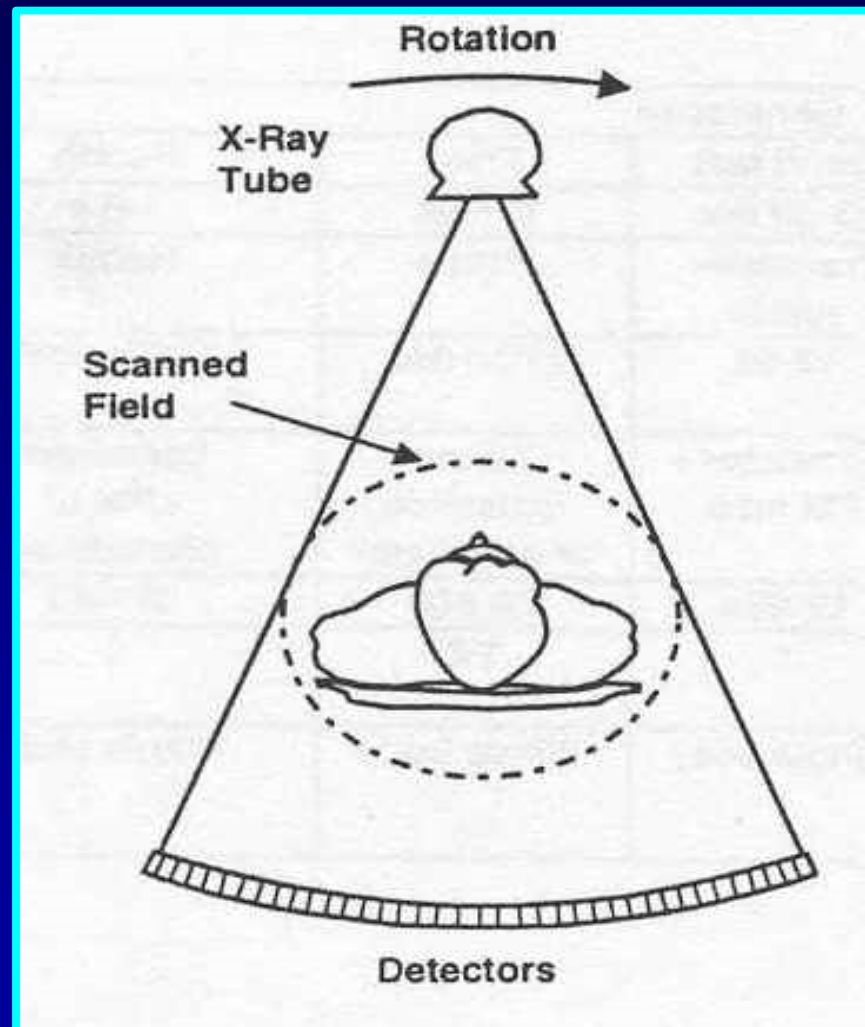
Συστήματα ΥΤ Τέταρτης Γενεάς

- Ταχύτατη λήψη (1 sec/τομή)
- Οι ανιχνευτές δεν είναι πλέον συζευγμένοι με την λυχνία (δεν είναι δυνατή η χρήση διαφραγμάτων για την απόρριψη της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας)
- Ακριβή λύση (πολλοί ανιχνευτές)



Συστήματα ΥΤ Τρίτης Γενιάς

Τεχνολογία Επιλογής



Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

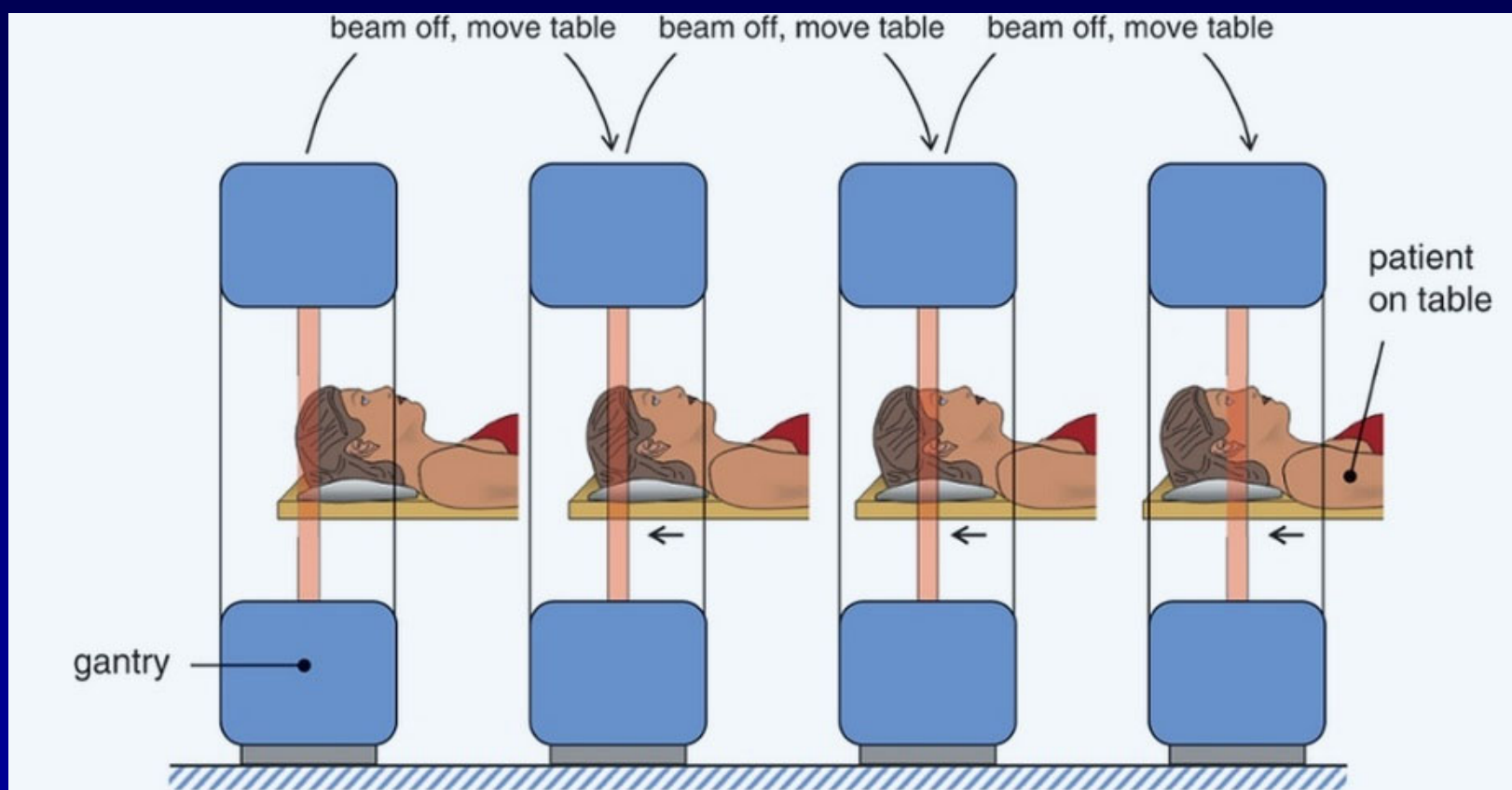
- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Τρέχουσες εξελίξεις*

Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές

Συμβατική (απλή) λήψη: Λήψη τομή-τομή
(sequential CT, axial CT, slice-by-slice, scan-to-scan)

- Περιστροφή του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής & ακτινοβολήση
- Η τράπεζα δε μετακινείται κατά την ακτινοβολήση (λήψη δεδομένων)
- Μετά τη λήψη των δεδομένων η λυχνία σταματά την ακτινοβολήση και το τραπέζι μετακινείται στην επόμενη θέση για ακτινοβολήση εκ νέου

Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές



Μεγάλος συνολικός χρόνος εξέτασης για επαρκή ανατομική κάλυψη με συνεχόμενες τομές

Μείωση του Χρόνου Σάρωσης

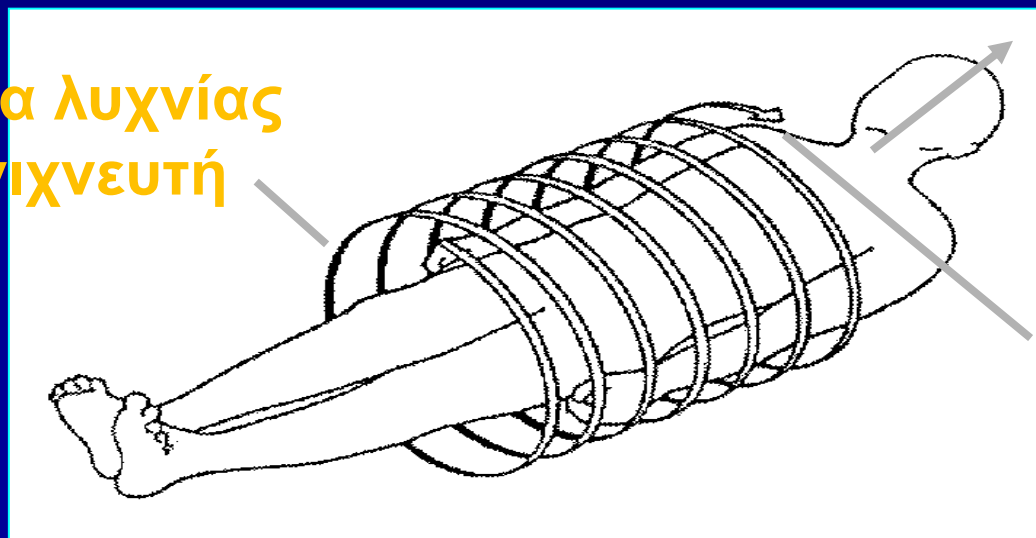
- ΥΤ πολλαπλών λυχνιών (14 Λυχνίες, “the Mayo monster”)
- Σύστημα εκτροπής δέσμης ηλεκτρονίων (Electron beam CT)
 - 5^{ης} γενιάς ΥΤ
- ΥΤ κωνικής δέσμης (cone beam CT, C-arm CT, cone beam volume CT, or flat panel CT)
 - 6^{ης} γενιάς ΥΤ;
- **Ελικοειδής (σπειροειδής / ογκομετρική) Υπολογιστική Τομογραφία (ΕΥΤ) (helical CT ή spiral CT)**
- ΥΤ πολλαπλών τομών (ή πολλαπλών ανιχνευτών / συστοιχιών / σειρών) (multislice CT ή multidetector CT)
- ΥΤ δύο λυχνιών (Dual source CT)

ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

Εισαγωγή της ελικοειδούς σάρωσης το 1989

- Συνεχής σάρωση (έκθεση και μέτρηση)
- Συνεχής κίνηση εξεταστικής τράπεζας

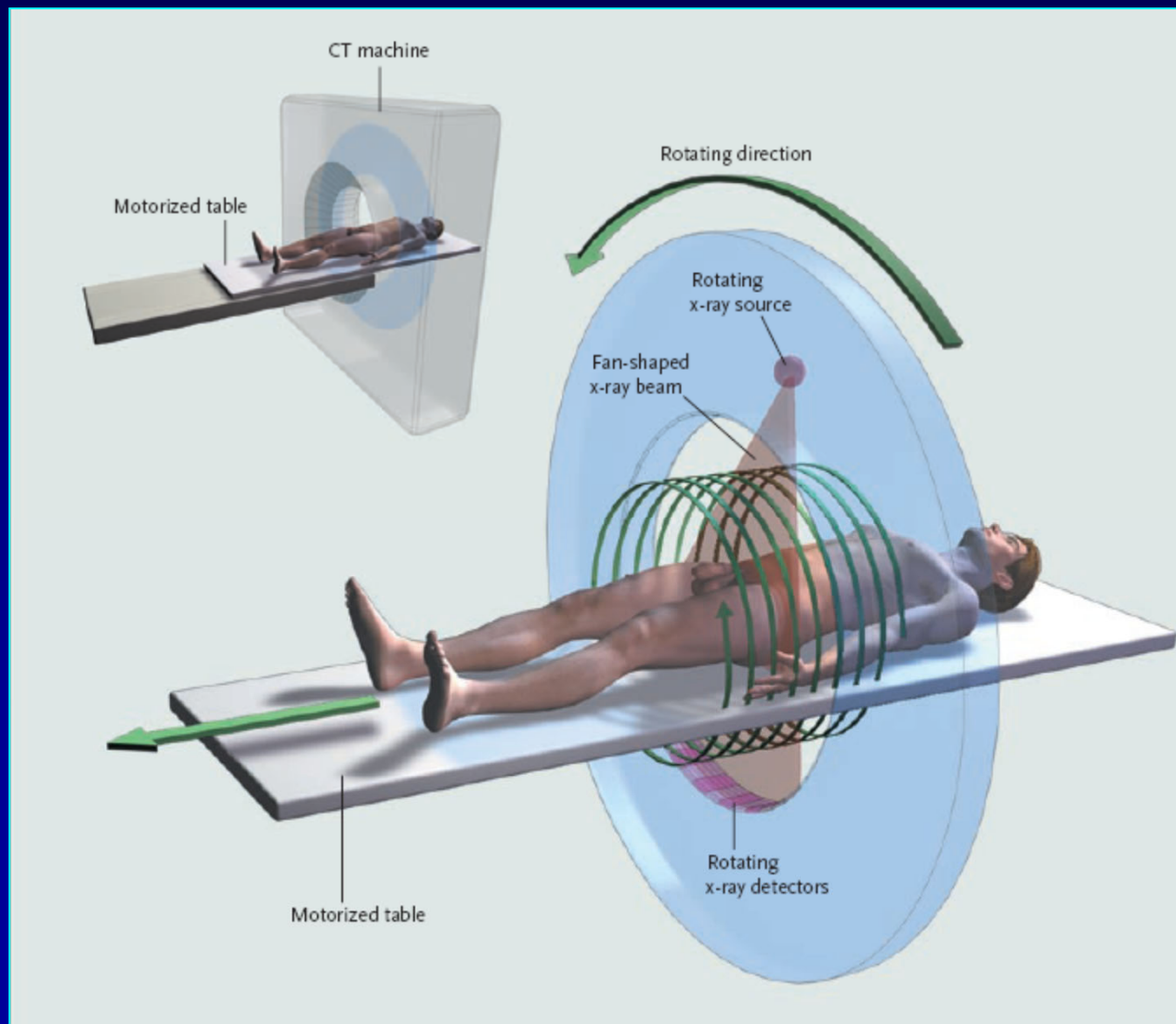
Πορεία λυχνίας
και ανιχνευτή



Διεύθυνση
κίνησης

Αρχή
ελικοειδούς
σάρωσης

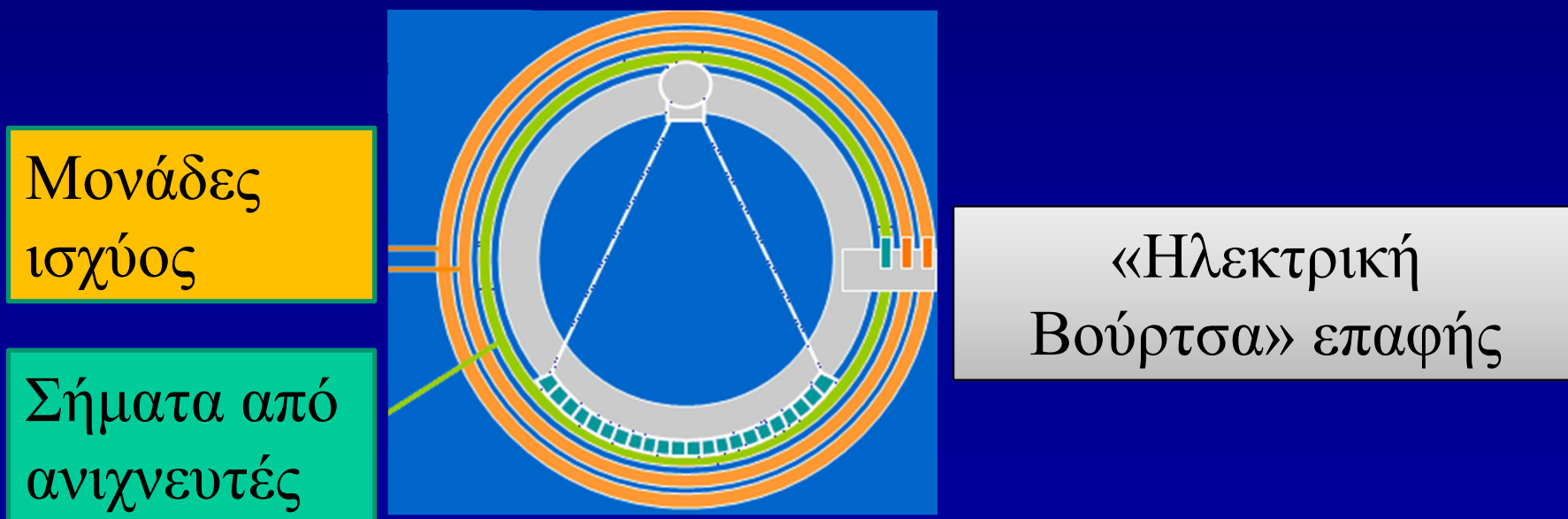
ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές



ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

Τεχνολογία slip ring (δαχτυλίδι επαφής): Επιτρέπει την μεταφορά ισχύος ή/και δεδομένων ανάμεσα σε μία σταθερή και μία περιστρεφόμενη δομή

- Σήματα και ισχύς μεταδίδονται στο περιστρεφόμενο τμήμα του ικριώματος με «ηλεκτρικές βούρτσες» πάνω σε στατικά δαχτυλίδια
- Δεν υφίσταται πλέον η ανάγκη για σταμάτημα-ξεκίνημα της περιστροφής

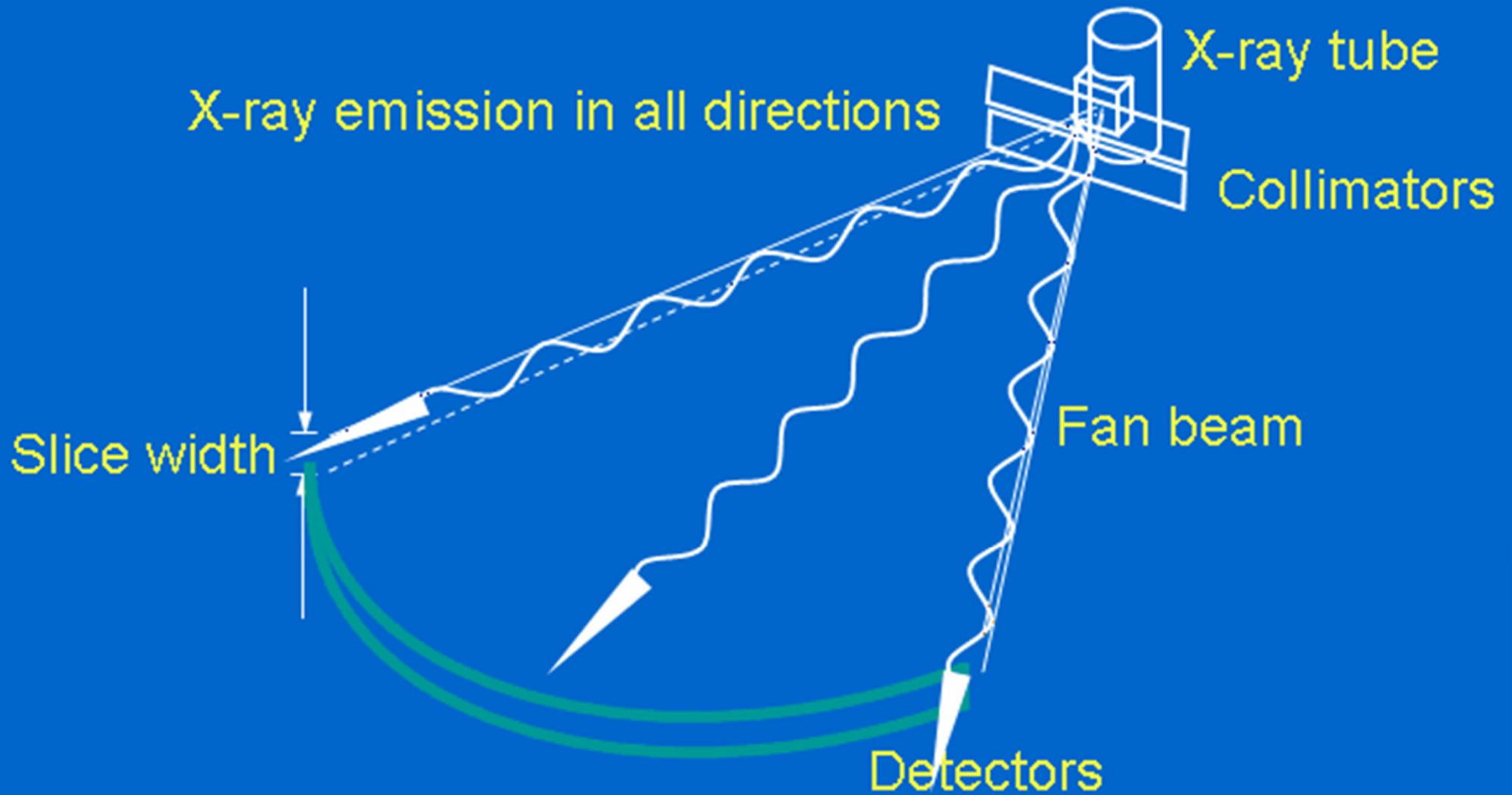


ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

- Παράγοντας τράπεζας = Μετακίνηση τράπεζας ανά περιστροφή, d
(0.5 - 160 mm/περιστροφή)
- Ονομαστικό πάχος τομής = άνοιγμα κατευθυντήρα στον διαμήκη άξονα z =
εύρος διαμορφωμένης δέσμης = slice width, sw
(0.5 - 160 mm)



ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές



ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

- Προώθηση τράπεζας (Pitch) = Παράγοντας τράπεζας (μετατόπιση/περιστροφή) ανά ονομαστικό πάχος τομής (άνοιγμα κατευθυντήρων ή εύρος δέσμης) = d / sw

- Παράδειγμα:

Μετατόπιση τράπεζας ανά περιστροφή = 10 mm

Ονομαστικό πάχος τομής (εύρος διαμορφωμένης δέσμης) = 10 mm

$$\text{pitch} = 10/10 = 1$$

- Εύρος τιμών

0.2 – 2 (>2 είναι εφικτό με τους πλέον σύγχρονους αλγόριθμους ανακατασκευής)

ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

- Προώθηση τράπεζας (Pitch) = Παράγοντας τράπεζας (μετατόπιση/περιστροφή) ανά ονομαστικό πάχος τομής (άνοιγμα κατευθυντήρων ή εύρος δέσμης) = d / sw

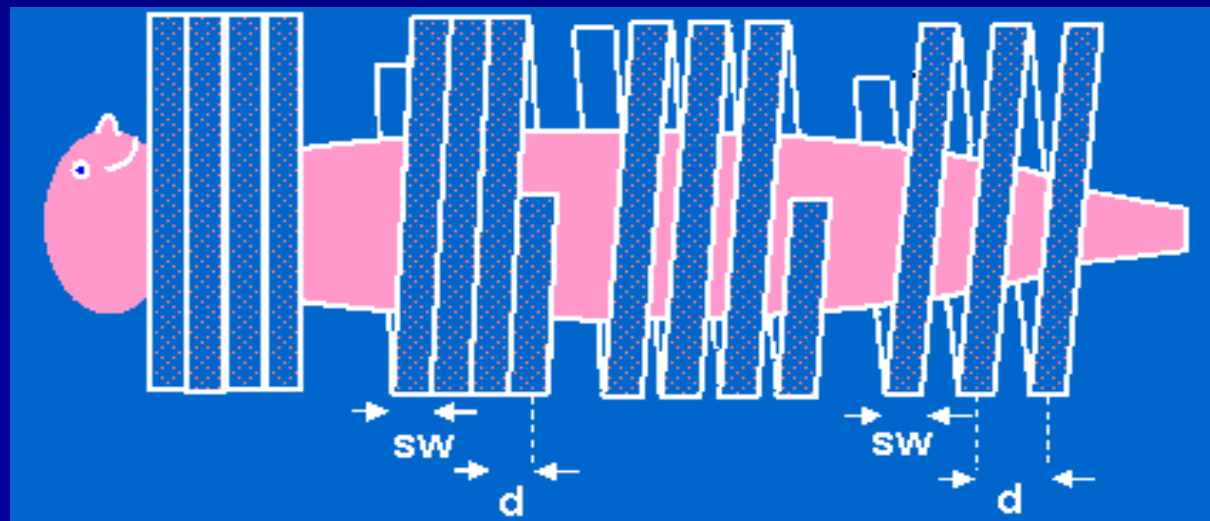
Συμβατική σάρωση
με διαδοχικές τομές

Ελικοειδείς σαρώσεις

$p=1$

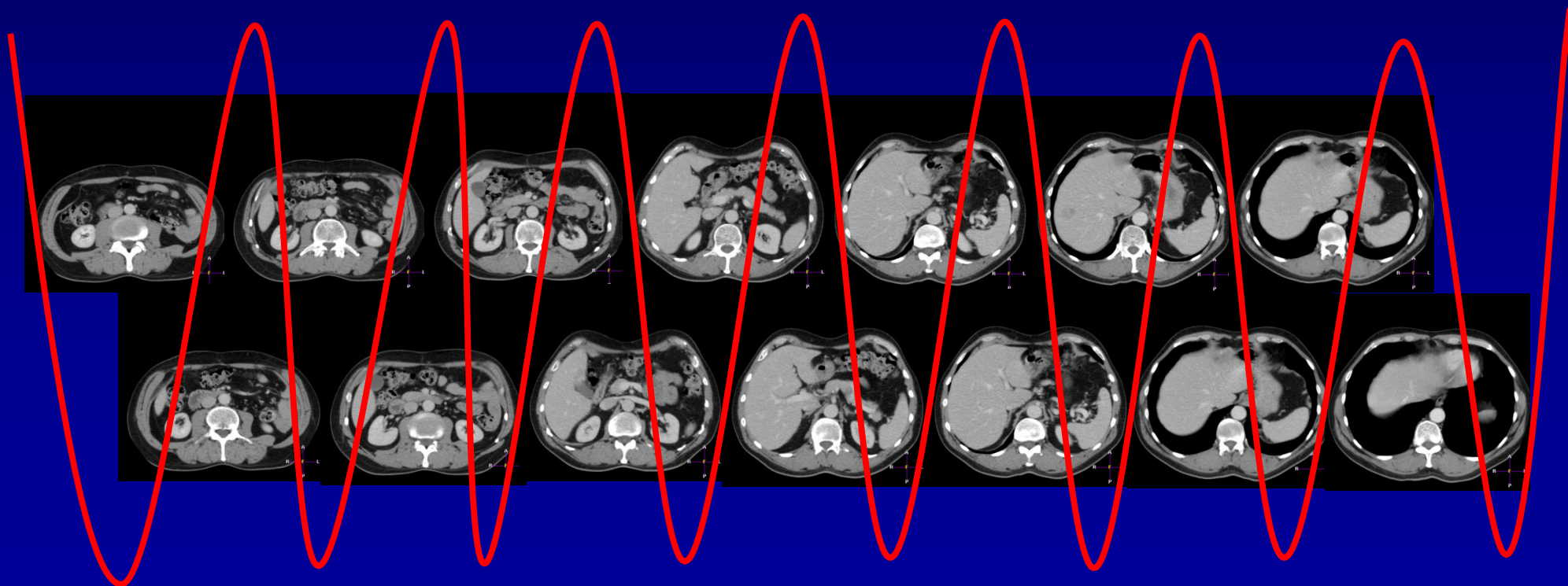
$p=1.5$

$p=2$



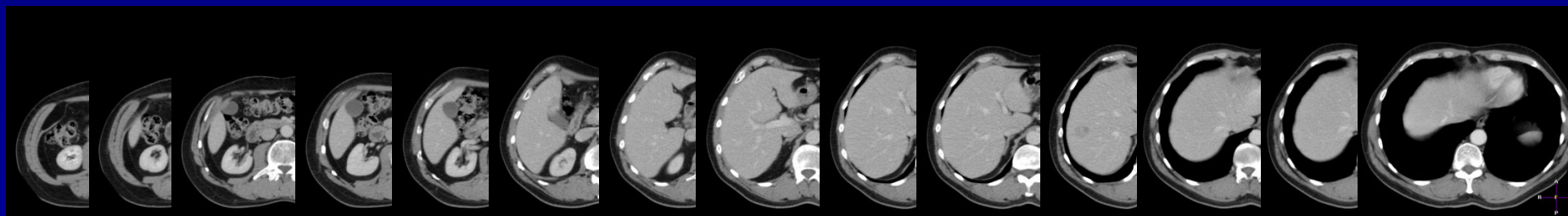
ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

- Ανακατασκευή τομής σε οποιαδήποτε θέση κατά μήκος του z και με οποιοδήποτε πάχος



ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

- Ανακατασκευή τομής με οποιαδήποτε πάχος (slice thickness) (0.5 - 10 mm)
- Δυνατότητα για αλληλοεπικαλυπτόμενες τομές



Προσοχή: slice thickness \neq slice width

Μείωση του Χρόνου Σάρωσης

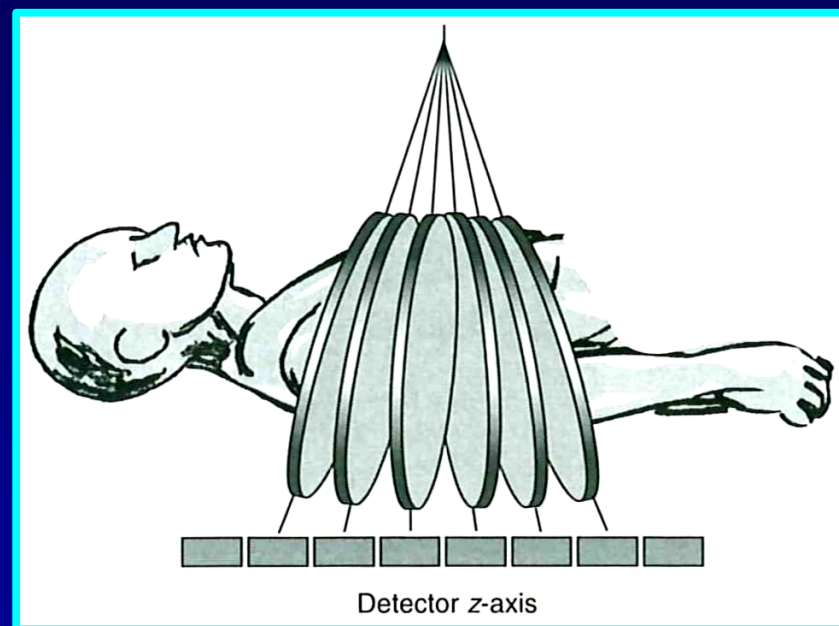
- ΥΤ πολλαπλών λυχνιών (14 Λυχνίες, “the Mayo monster”)
- Σύστημα εκτροπής δέσμης ηλεκτρονίων (Electron beam CT)
 - 5^{ης} γενιάς ΥΤ
- ΥΤ κωνικής δέσμης (cone beam CT, C-arm CT, cone beam volume CT, or flat panel CT)
 - 6^{ης} γενιάς ΥΤ;
- Ελικοειδής (σπειροειδής / ογκομετρική) Υπολογιστική Τομογραφία (EYT) (helical CT ή spiral CT)
- **ΥΤ πολλαπλών τομών (ή πολλαπλών ανιχνευτών / συστοιχιών / σειρών) (multislice CT ή multidetector CT)**
- ΥΤ δύο λυχνιών (Dual source CT)

ΥΤ Πολλαπλών Τομών

- Οι σαρώσεις με σύστημα πολλαπλών τομών είναι ίδιες με τις σαρώσεις με μονοτομικό σύστημα

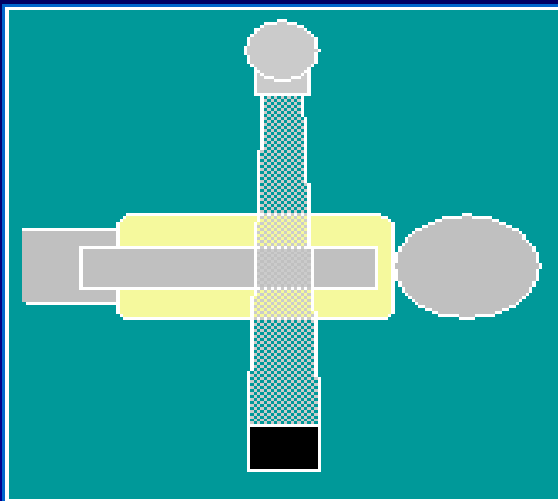
Με μια βασική διαφορά:

- Με το σύστημα πολλαπλών τομών πολλαπλές τομές λαμβάνονται σε μία πλήρη περιστροφή **διότι υπάρχουν πολλαπλές σειρές (συστοιχίες) ανιχνευτών κατά μήκος του z**

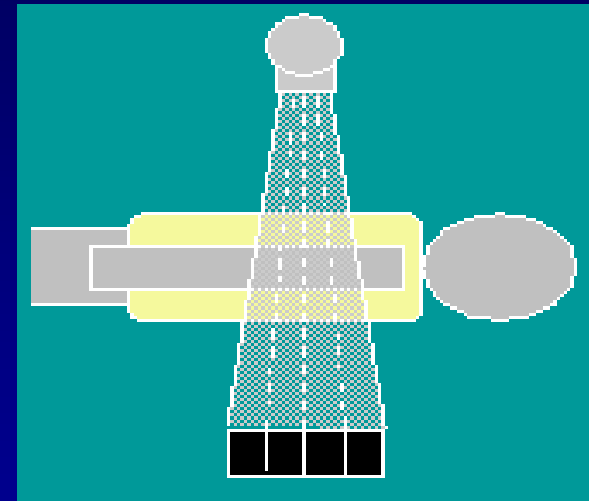


ΥΤ Πολλαπλών Τομών

- Συμβατική (απλή) σάρωση διαδοχικών τομών



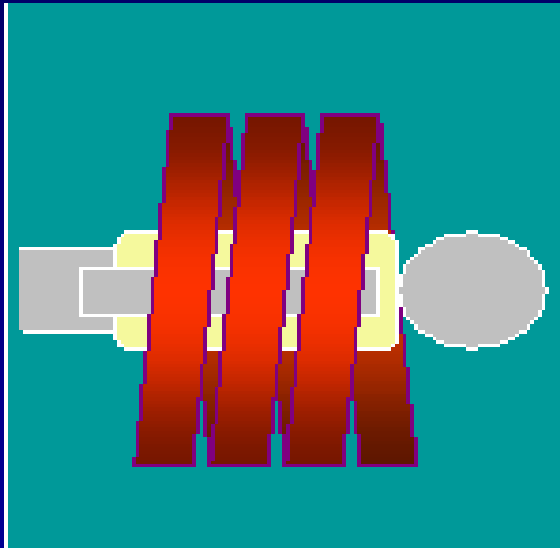
Σύστημα μίας τομής



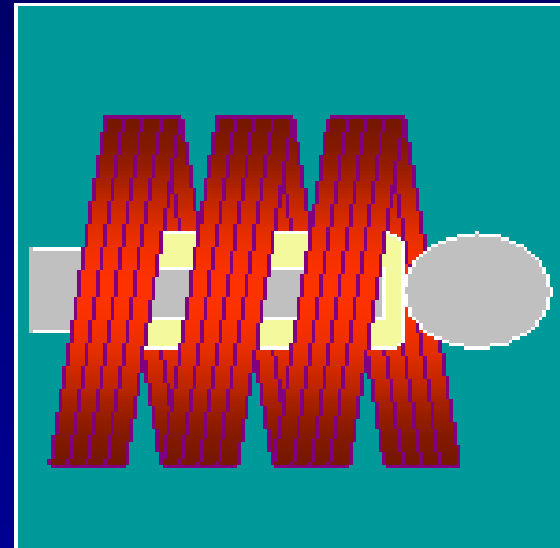
Σύστημα τεσσάρων τομών

ΥΤ Πολλαπλών Τομών

- Ελικοειδής σάρωση



Μία έλικα



Τέσσερες έλικες

Ελικοειδής Σάρωση με ΥΤΠΤ: Ορισμός pitch (προώθηση τράπεζας)

$$p = \frac{\text{μετατόπιση}}{N * \text{πάχος τομής}}$$

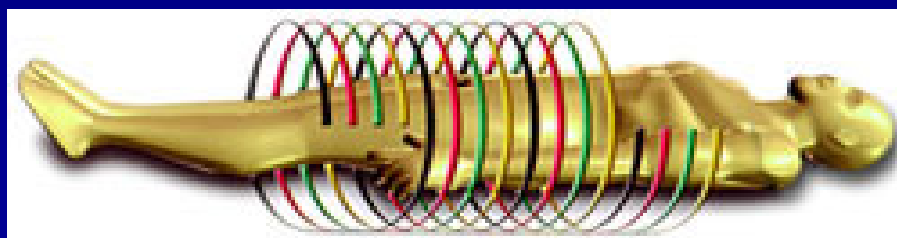
Πάχος: ονομαστικό πάχος τομής

$N * \text{ονομαστικό πάχος μίας τομής} = \text{εύρος διαφράγματος} / \text{άνοιγμα κατευθυντήρων (collimation)} = \text{εύρος δέσμης (beam width)}$

- Διάφορες τιμές για το p : 0.5 – 2 (έως 3.4 για ΥΤ 2-λυχνιών)
- Ουδέτερη τιμή: $p = 1$
- Ορισμός p σχετιζόμενος με δόση
- Ορισμός p «ανεξάρτητος» του # τομών

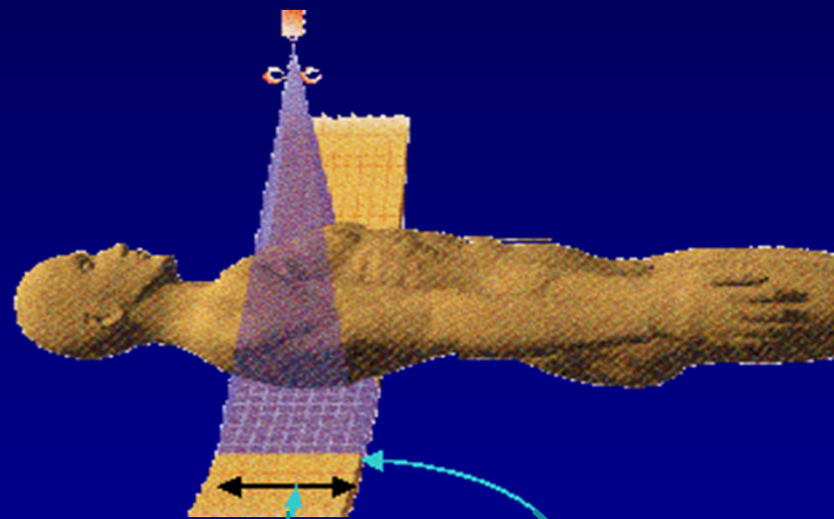
ΥΤΠΤ: Συστήματα 4-τομών (2000)

Η κύρια διαφορά σε σύγκριση με τα συστήματα μίας τομής έγκειται στο ανιχνευτικό σύστημα



4 τομές αλλά όχι απαραίτητα 4 μόνο συστοιχίες τομών...

ΥΤ 4-τομών: Ανιχνευτής

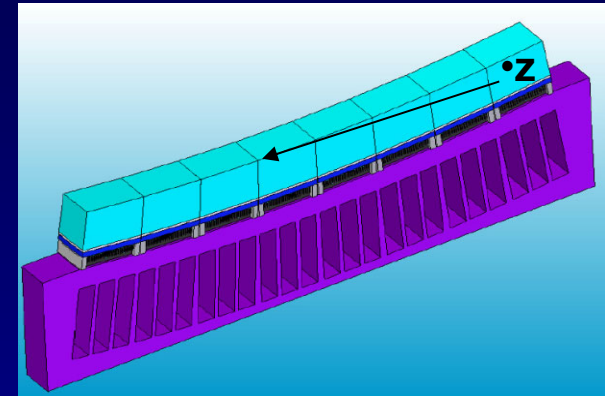
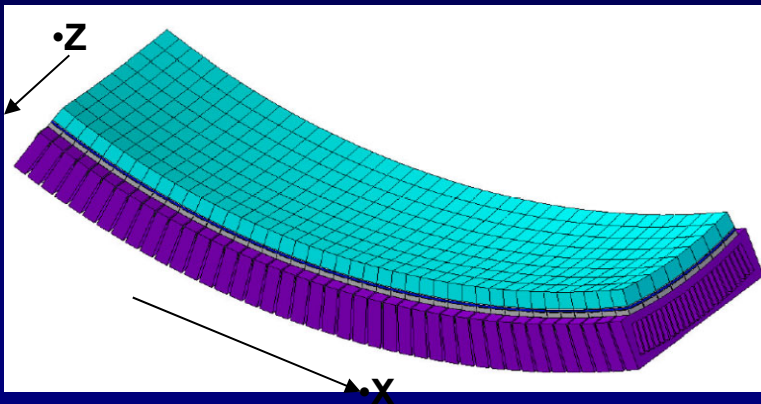


z - άξονας

8 - 34 συστοιχίες κατά
μήκος του άξονα z

100ες ανιχνευτικά στοιχεία
σε κάθε συστοιχία

ΥΤ 256-τομών: Ανιχνευτής



- Σφαιρική διάταξη (καμπύλωση κατά μήκος των αξόνων x & z) για σταθερή απόσταση από την εστία
- Μεγάλη κάλυψη (80 mm) στον άξονα z (128 **ισομεγέθεις** συστοιχίες με 0.625 mm πάχος ανιχνευτικού στοιχείου)
- Συνολικά 86016 ανιχνευτικά στοιχεία

ΥΤΠΤ: Κλινικά Πλεονεκτήματα

- Μικρότερος χρόνος λήψης δεδομένων ή
- Λεπτότερες τομές (ακριβέστερη απεικόνιση) ή
- Μεγαλύτερη ανατομική κάλυψη ή
- Συνδυασμός των προηγούμενων
 - Λιγότερες ψευδοδομές λόγω κίνησης του ασθενή
 - Μικρότερες διακρατήσεις αναπνοής
 - Καλύτερη διακριτική ικανότητα
 - Μείωση θερμικής υπερφόρτωσης λυχνίας
 - Μείωση χρησιμοποιούμενης ποσότητας σκιαγραφικού μέσου
 - **Βελτίωση υφιστάμενων και ανάπτυξη νέων κλινικών εφαρμογών**

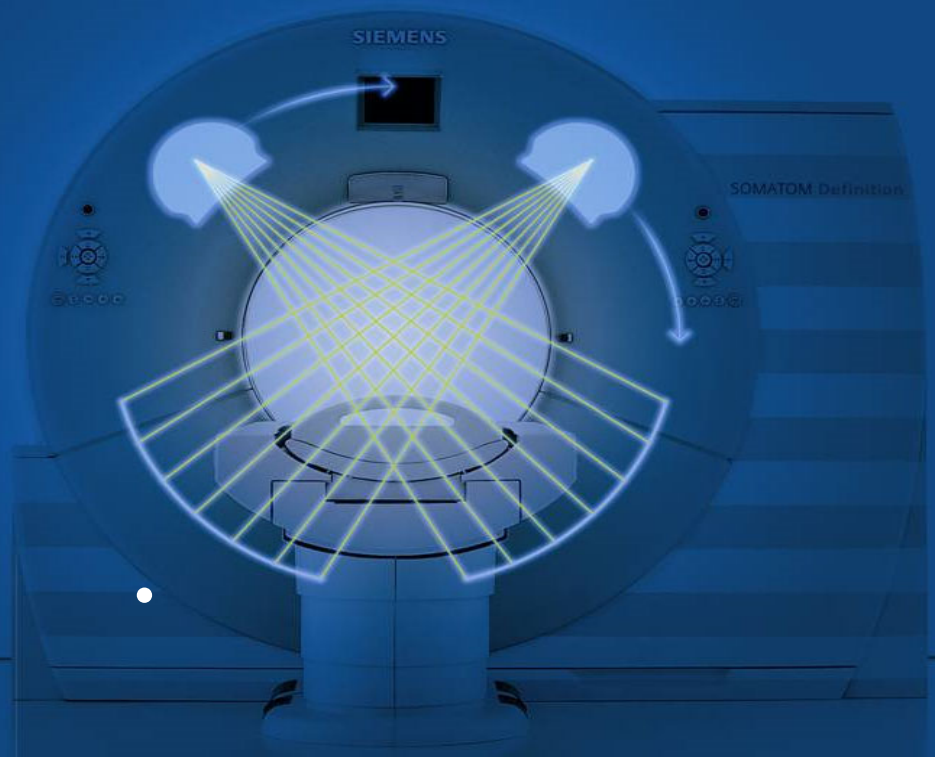


Μείωση του Χρόνου Σάρωσης

- ΥΤ πολλαπλών λυχνιών (14 Λυχνίες, “the Mayo monster”)
- Σύστημα εκτροπής δέσμης ηλεκτρονίων (Electron beam CT)
 - 5^{ης} γενιάς ΥΤ
- ΥΤ κωνικής δέσμης (cone beam CT, C-arm CT, cone beam volume CT, or flat panel CT)
 - 6^{ης} γενιάς ΥΤ;
- Ελικοειδής (σπειροειδής / ογκομετρική) Υπολογιστική Τομογραφία (EYT) (helical CT ή spiral CT)
- ΥΤ πολλαπλών τομών (ή πολλαπλών ανιχνευτών / συστοιχιών / σειρών) (multislice CT ή multidetector CT)
- **ΥΤ δύο λυχνιών (Dual source CT)**

ΥΤ Δύο Λυχνιών

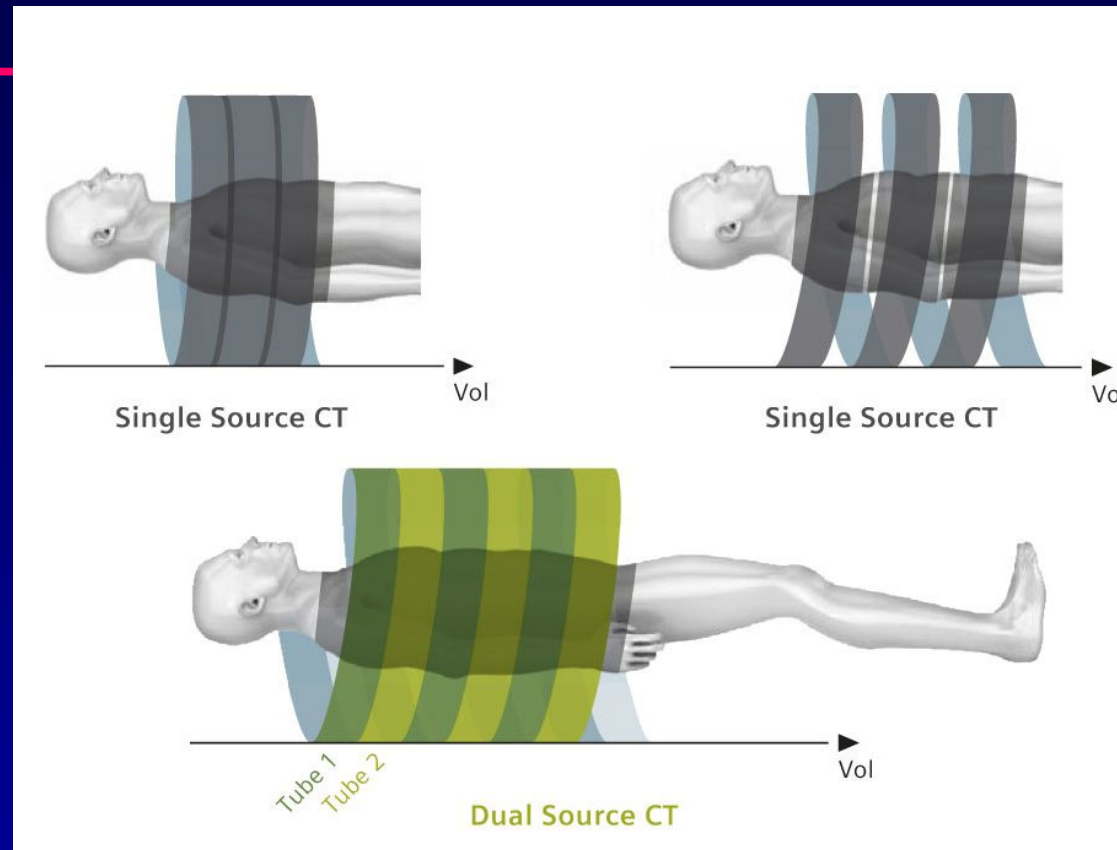
Δύο Λυχνίες Δύο Ανιχνευτικά Συστήματα



Δύο ανεξάρτητες διατάξεις με μία λυχνία και ένα ανιχνευτικό σύστημα η καθεμία που διαχωρίζονται γεωμετρικά κατά 94°

- 2006: Πρώτης Γενιάς
- 2009: Δεύτερης Γενιάς
- 2014: Τρίτης Γενιάς

ΥΤ Δύο Λυχνιών

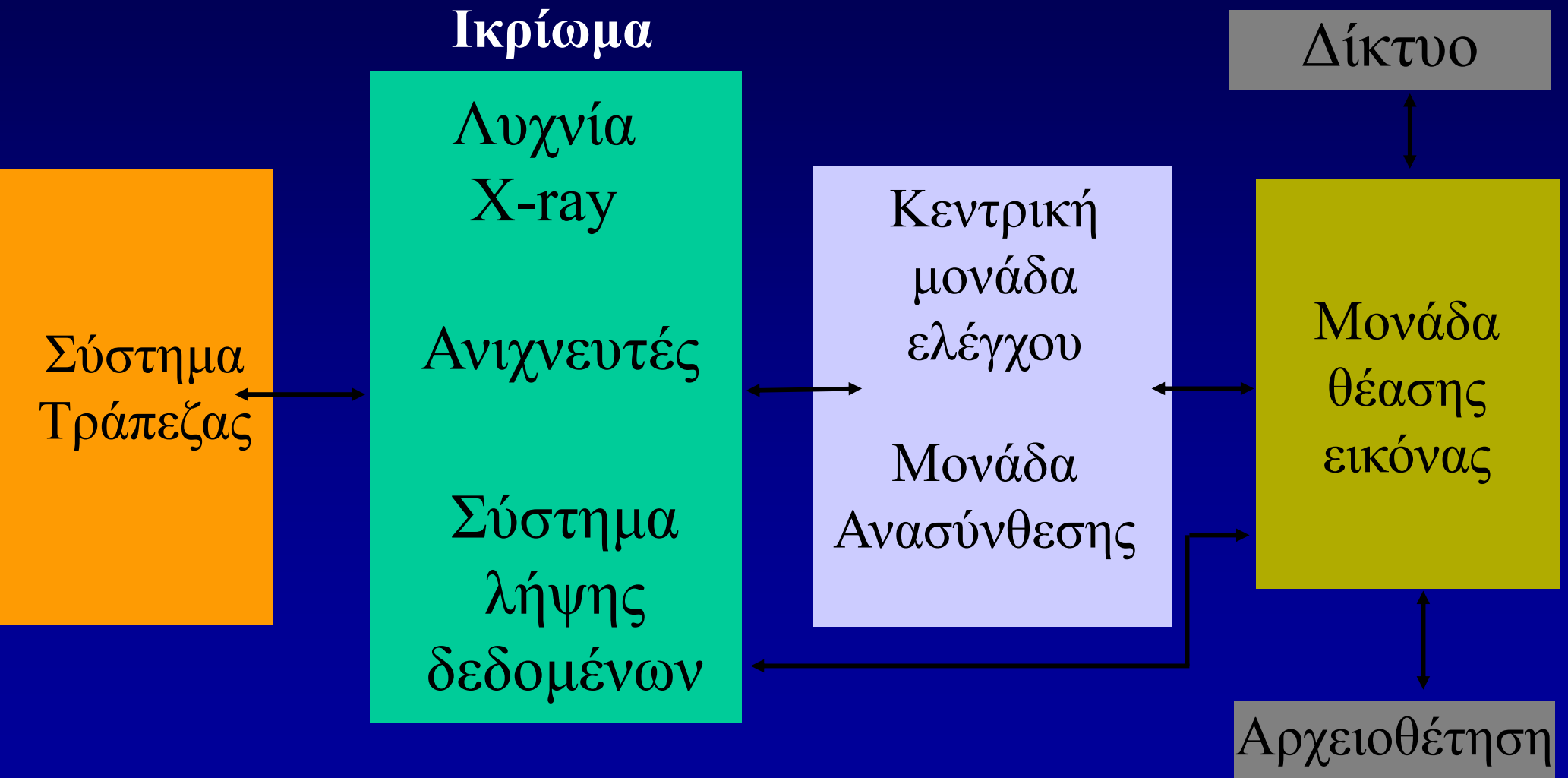


Επιτυγχάνουν μικρότερο χρόνο λήψης των απαραίτητων δεδομένων για την ανασύνθεση μίας εικόνας σε σχέση με τα συστήματα μίας λυχνίας: καλύτερη χρονική διακριτική ικανότητα ή καλή χωρική διακριτική ικανότητα σε μικρό χρόνο σάρωσης

Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Συμπεράσματα*

Σχηματικό Διάγραμμα Συστήματος ΥΤ

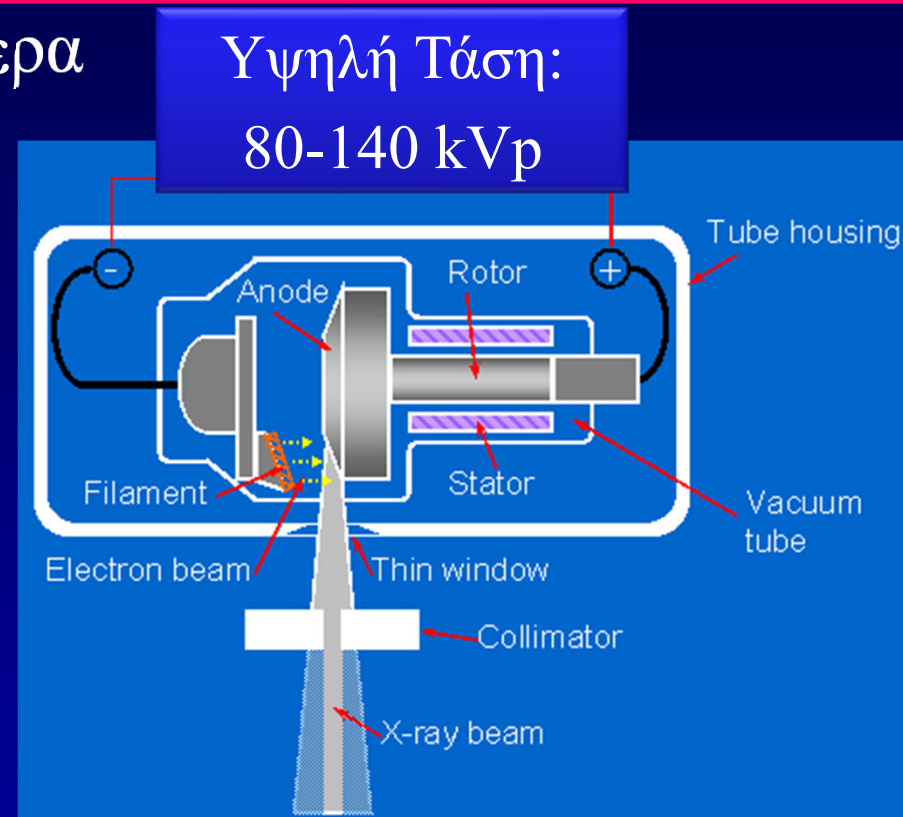


Λυχνία Ακτίνων Χ

- Σχεδόν το 99% της ενέργειας μετατρέπεται σε θερμότητα
- Η **θερμοχωρητικότητα** της λυχνίας καθορίζει τον μέγιστο αριθμό σαρώσεων μέχρι το όριο θερμικής αντοχής
 - Μονάδα θερμοχωρητικότητας : HU (Heat Unit)
- Ο **ρυθμός ψύξης (θερμοαπαγωγής)** της λυχνίας καθορίζει τον χρόνο αναμονής για επόμενη σάρωση, όταν η λυχνία έχει φτάσει τη μέγιστη επιτρεπτή θερμοκρασία
 - Μονάδα ρυθμού ψύξης : HU/min

Λυχνία Ακτίνων Χ

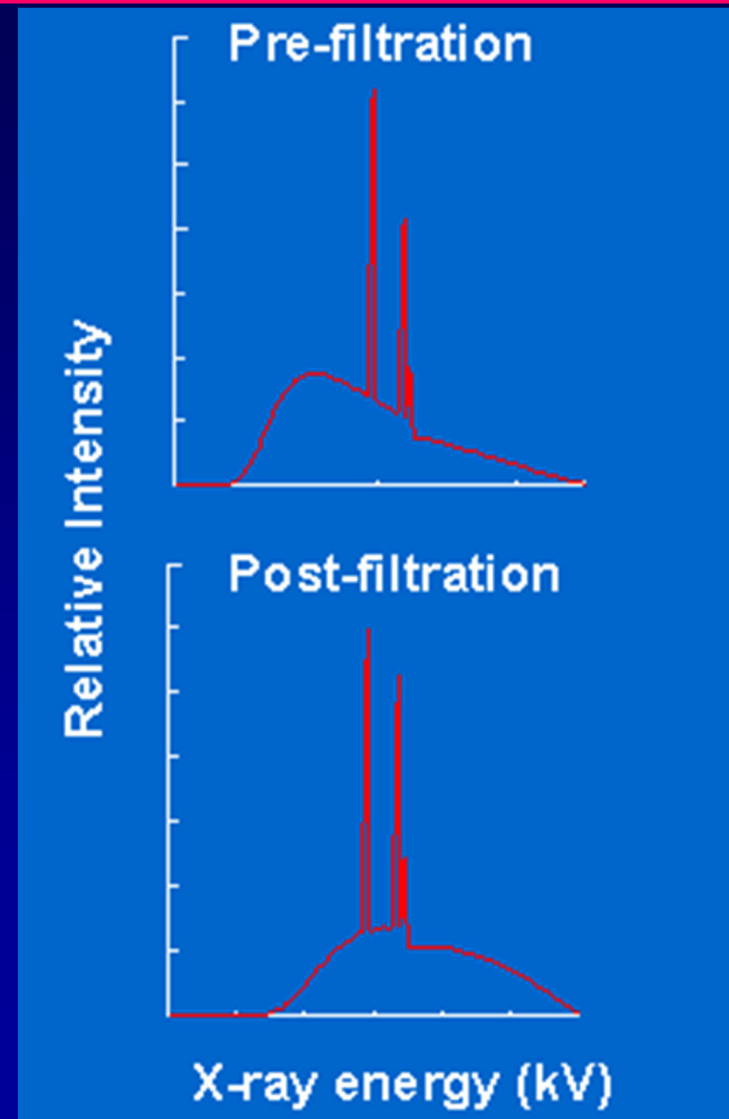
- Οι λυχνίες που χρησιμοποιούνται σήμερα στην ΥΤ είναι προηγμένης τεχνολογίας:
- Υψηλές τιμές ρεύματος (έως 1000 mA)
- Μεγάλες τιμές θερμοχωρητικότητας (έως 8 MHU)
- Υψηλοί ρυθμοί απαγωγής θερμότητας (έως 4.7MHU/min για άμεση απαγωγή)
- Υψηλή αντοχή σε μηχανική καταπόνηση (έως 13G για περιστροφή 0.5 sec)



Ηθμός Ακτίνων Χ

Ανάγκη εξάλειψης των ακτίνων Χ χαμηλής ενέργειας (σκλήρυνση δέσμης - **beam hardening**)

- Επίπεδο φίλτρο εντός του κελύφους της λυχνίας
- Τουλάχιστον ισοδύναμο με 2.5 mm Aluminium

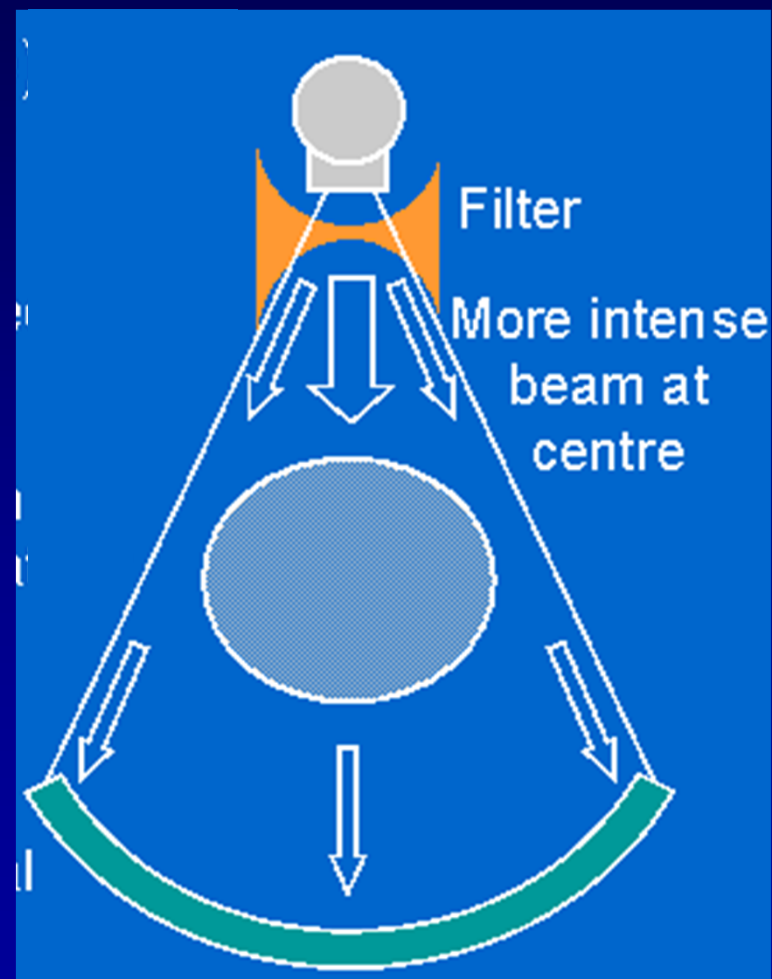


Σφηνοειδές Φίλτρο

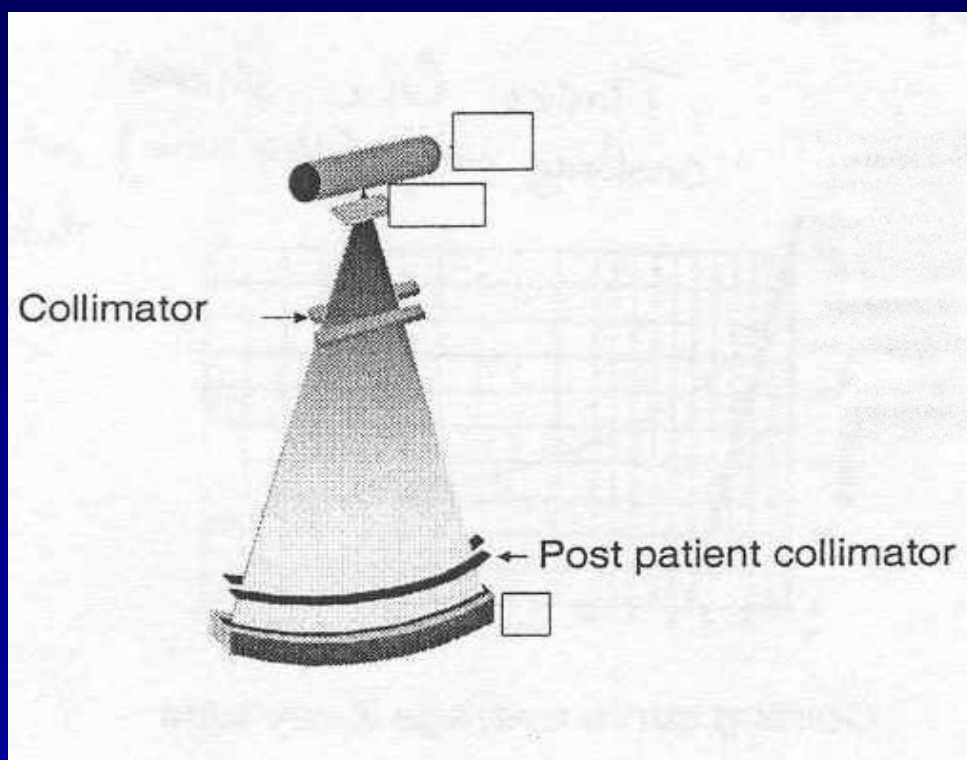
Σφηνοειδές φίλτρο (wedge or bow-tie filter) για τη διαμόρφωση της δέσμης (εκτός του κελύφους της λυχνίας)

Επιτρέπει τη διέλευση ακτίνων υψηλότερης έντασης από το κέντρο μιας και θα εξασθενήσουν περισσότερο εντός του σώματος του εξεταζομένου

Εξασφαλίζεται έτσι σχεδόν σταθερό σήμα στους ανιχνευτές ανεξαρτήτως της θέσης τους



Διαφράγματα Ακτινοβολίας (Κατευθυντήρες)



Κινούμενα φύλλα μολύβδου πριν (και μετά) τον ασθενή

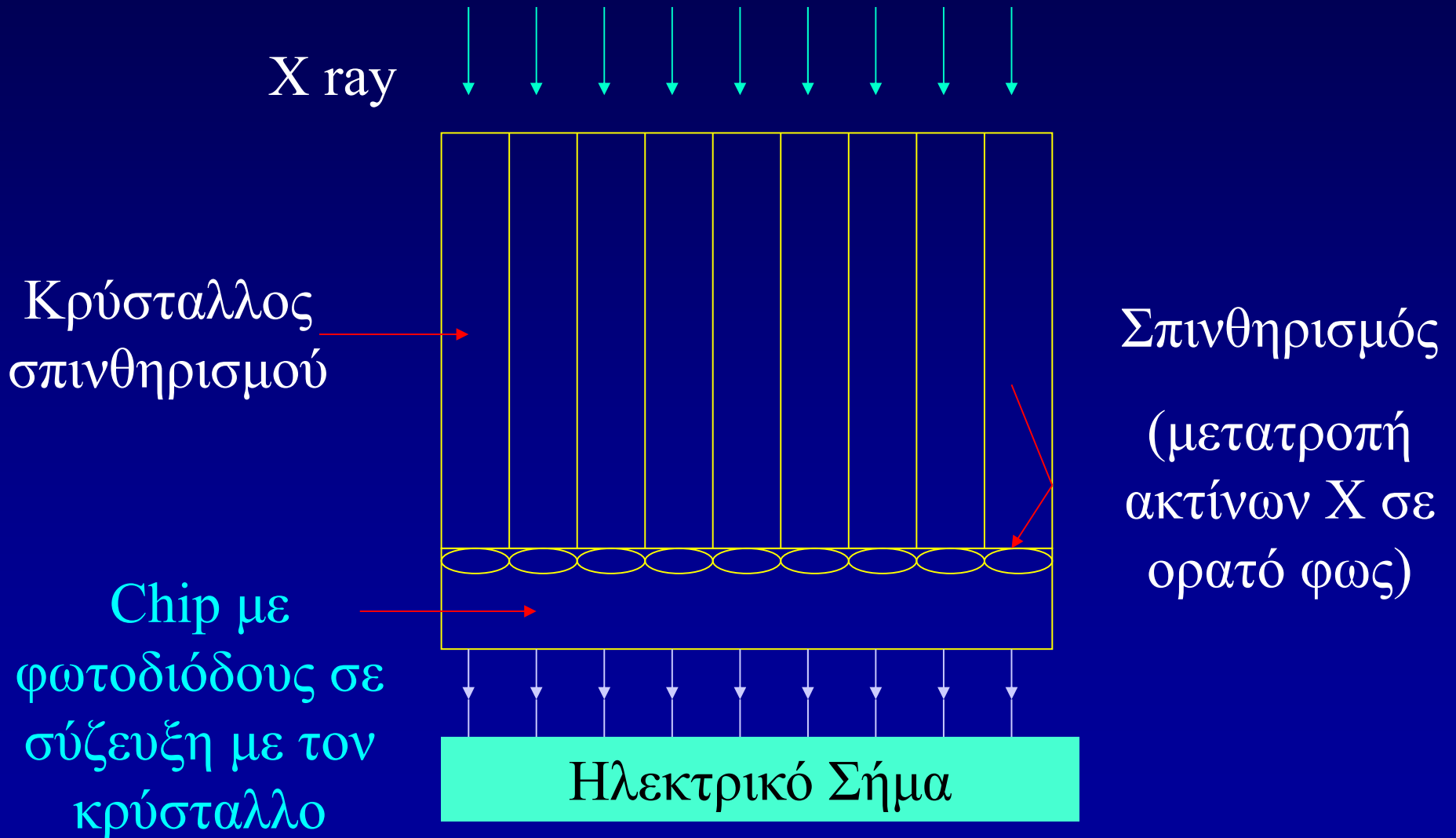
Καθορίζουν (διαμορφώνουν) το ονομαστικό πάχος τομής (εύρος διαμορφωμένης δέσμης στον άξονα z) και αποκόπτουν τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία

Ανιχνευτές Ακτινοβολίας

Βασικές παράμετροι:

- Απόδοση απορρόφησης (ή ενδογενής ευαισθησία)
 - Το κλάσμα των ακτίνων X που εισέρχονται στις ενεργές ανιχνευτικές περιοχές και εν τέλει απορροφούνται (δηλαδή δεν διέρχονται απλά αλλά αντιδρούν με το υλικό του ανιχνευτή)
- Σταθερότητα απόκρισης
- Ταχύτητα απόκρισης
- Κόστος

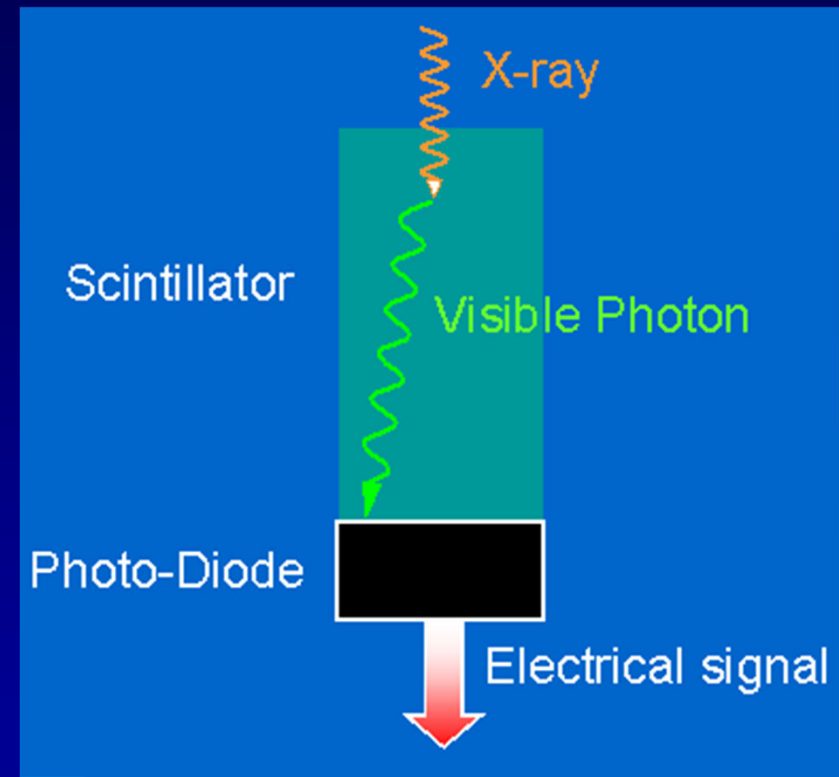
Κεραμικοί Ανιχνευτές Σπινθηρισμών (solid state)



Κεραμικοί Ανιχνευτές Σπινθηρισμών (solid state)

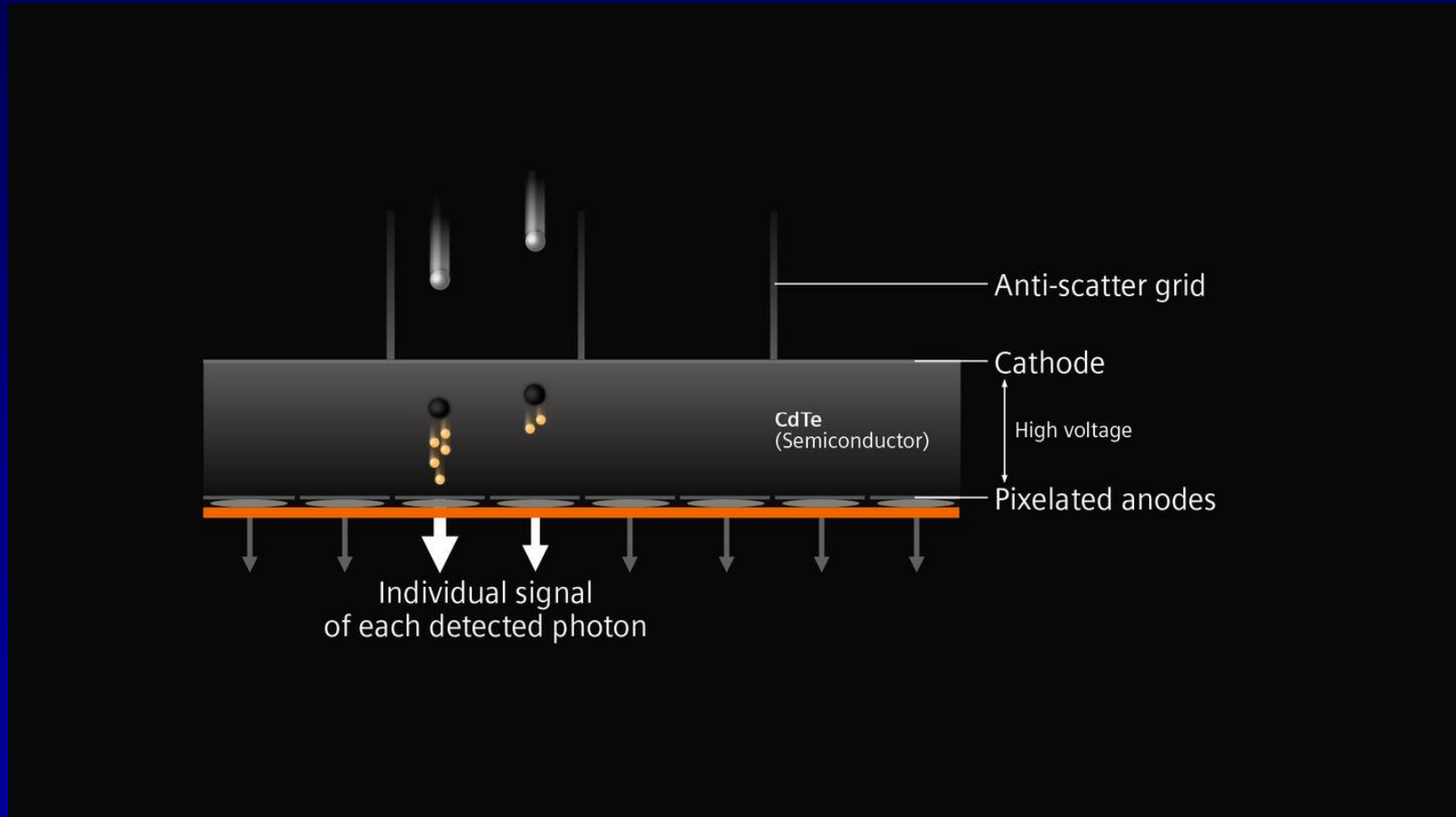
- Μέτριο κόστος
- Μέτρια απόκριση
- Πολύ υψηλή απόδοση: 99%
- Οι ανιχνευτές επιλογής στα σύγχρονα συστήματα

(*cadmium tungstate* ή *gadolinium-oxide* ή *gadolinium oxi-sulfide*, ή *yttrium-gadolinium- oxide*, κλπ)



Ανιχνευτές έμμεσης ανίχνευσης και χωρίς πληροφορία για την ενέργεια ανά φωτόνιο (energy integrating)

Ανιχνευτές Μέτρησης Φωτονίων (Photon Counting Detectors)



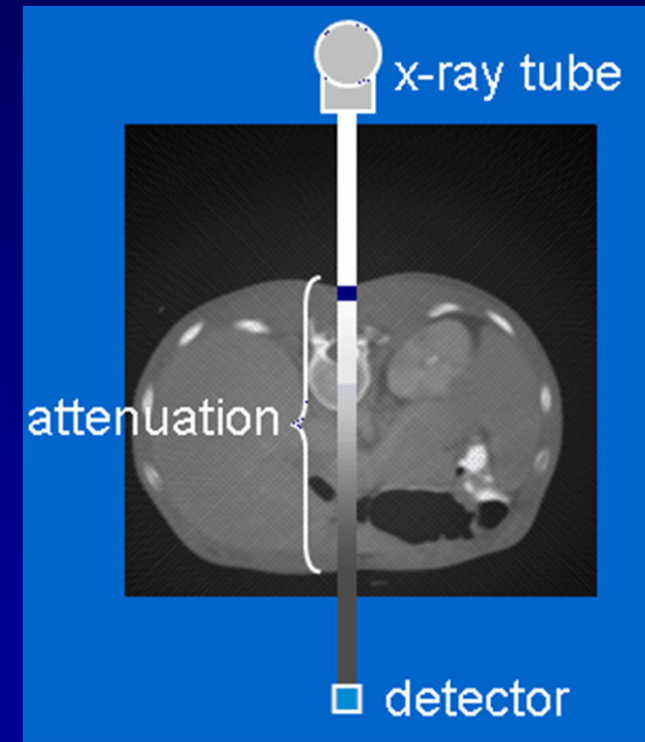
Ανιχνευτής μέτρησης φωτονίων (διαθέσιμος από τα τέλη του 2021) για άμεση ανίχνευση και μέτρηση της ενέργειας του κάθε φωτονίου

Λήψη Δεδομένων

Τι μετράμε στην πραγματικότητα;

Την προσπίπτουσα ακτινοβολία πάνω στους ανιχνευτές

Δηλαδή, την διερχόμενη ακτινοβολία μετά την εξασθένησή της από το προς απεικόνιση αντικείμενο



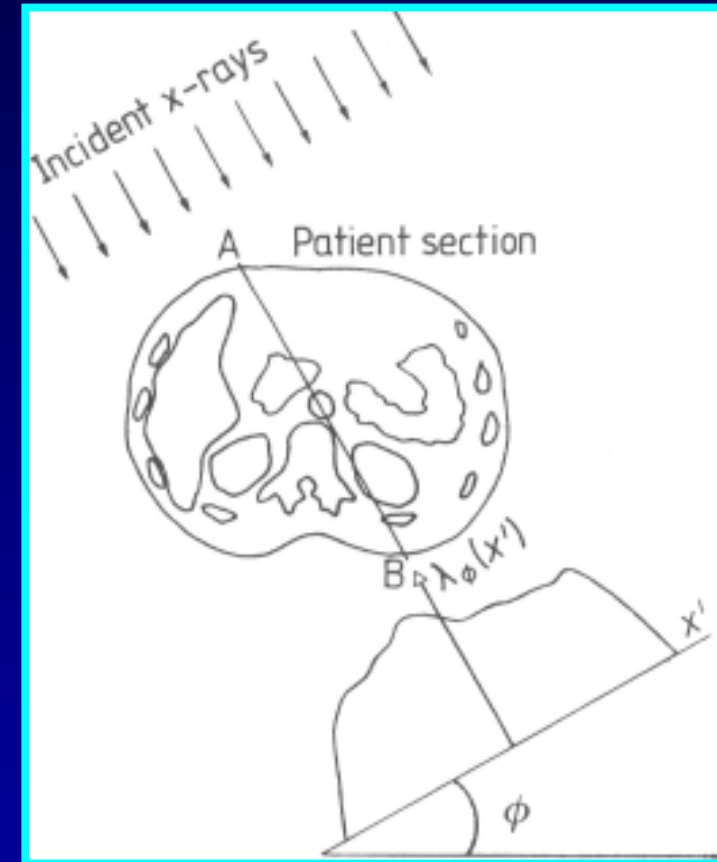
Λήψη Δεδομένων

Αν υποθέσουμε ότι

1. Η δέσμη ακτίνων X είναι πολύ λεπτή
 2. Η ακτινοβολία είναι μονοχρωματική
 3. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία δεν ανιχνεύεται
- τότε η διερχόμενη ένταση δίδεται από

$$I_{\phi}(x') = I_{\phi}^0(x') \exp\left(-\int_{AB} \mu[x, y] dy'\right)$$

όπου $\mu(x, y)$ είναι η διδιάστατη κατανομή του γραμ. συντελεστή εξασθένησης, I^0 η αρχική ένταση και τα ϕ, x' δηλώνουν τη διεύθυνση και τη θέση της μέτρησης (το σύστημα συντεταγμένων $x'y'$ περιστρέφεται μαζί με τη λυχνία)

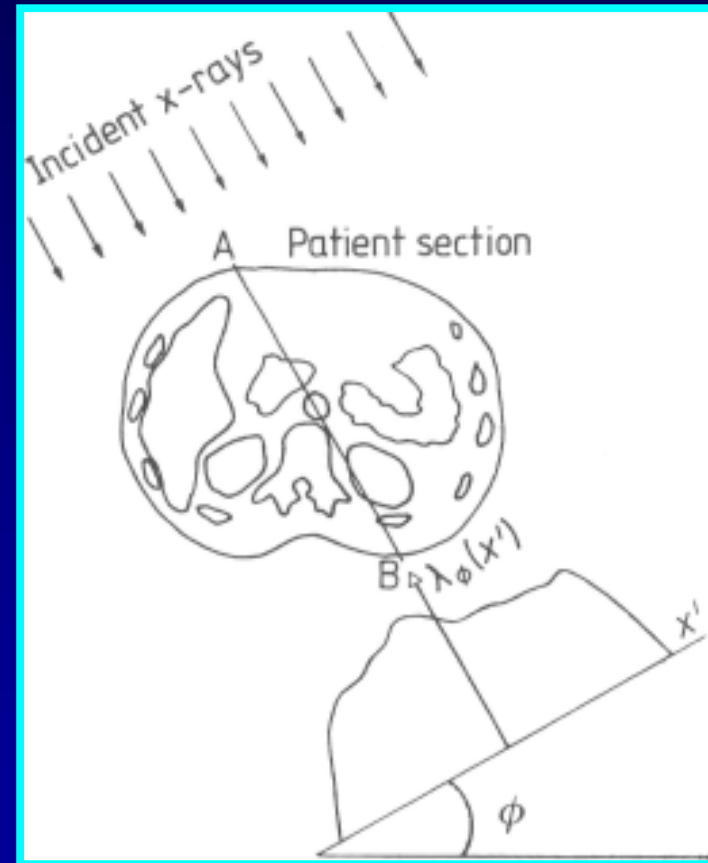


Λήψη Δεδομένων

Πρόκειται δηλαδή για τον νόμο εξασθένησης της πρωτογενούς δέσμης

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

μόνο που έχουμε λάβει υπ' όψιν την χωρική διακύμανση του μ

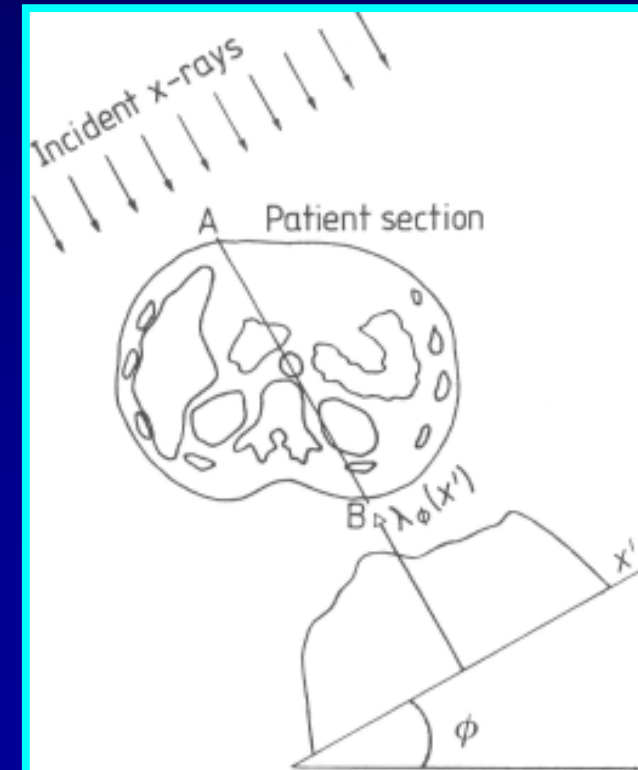


Λήψη Δεδομένων

Μία **προβολή**, λ_ϕ , του προς απεικόνιση αντικειμένου ορίζεται ως ο αρνητικός λογάριθμος της σχετικής διέλευσης της δέσμης από το αντικείμενο

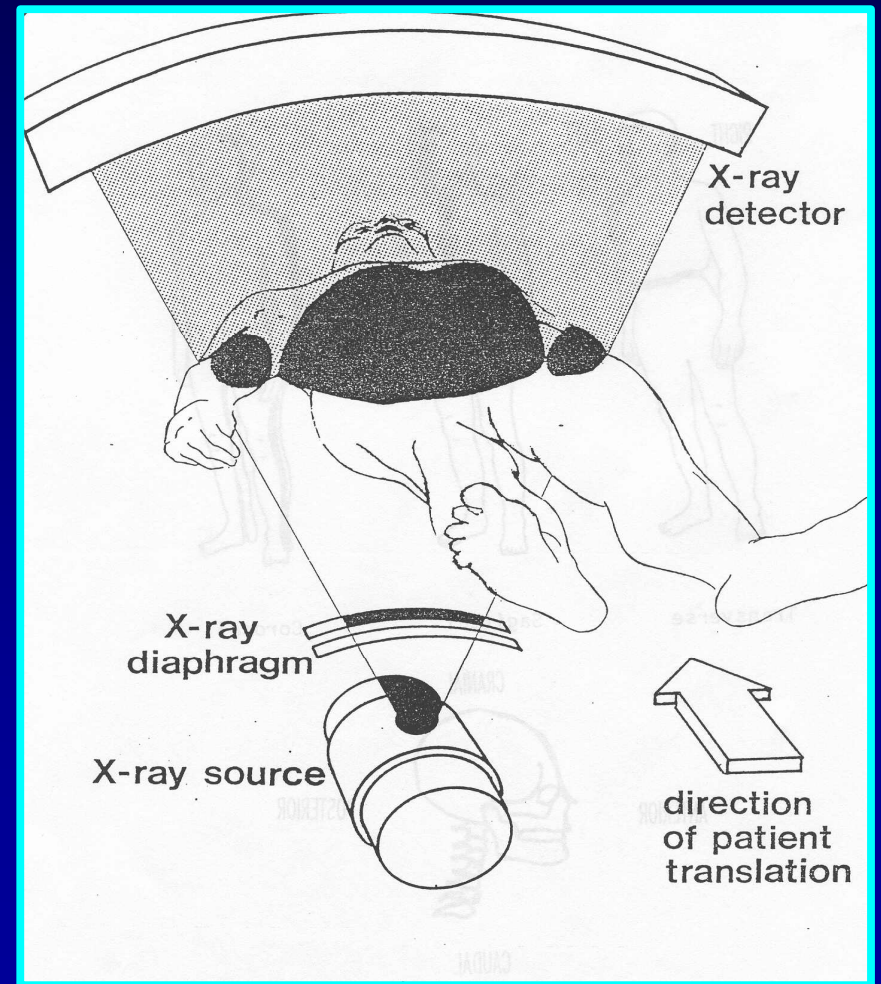
$$\begin{aligned}\lambda_\phi(x') &= -\ln[I_\phi(x')/I_\phi^0(x')] \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu[x, y] \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy\end{aligned}$$

Η παραπάνω εξίσωση καθορίζει τη γραμμική σχέση μεταξύ των μετρούμενων προβολών (δεδομένων) με τη συνάρτηση $\mu(x, y)$

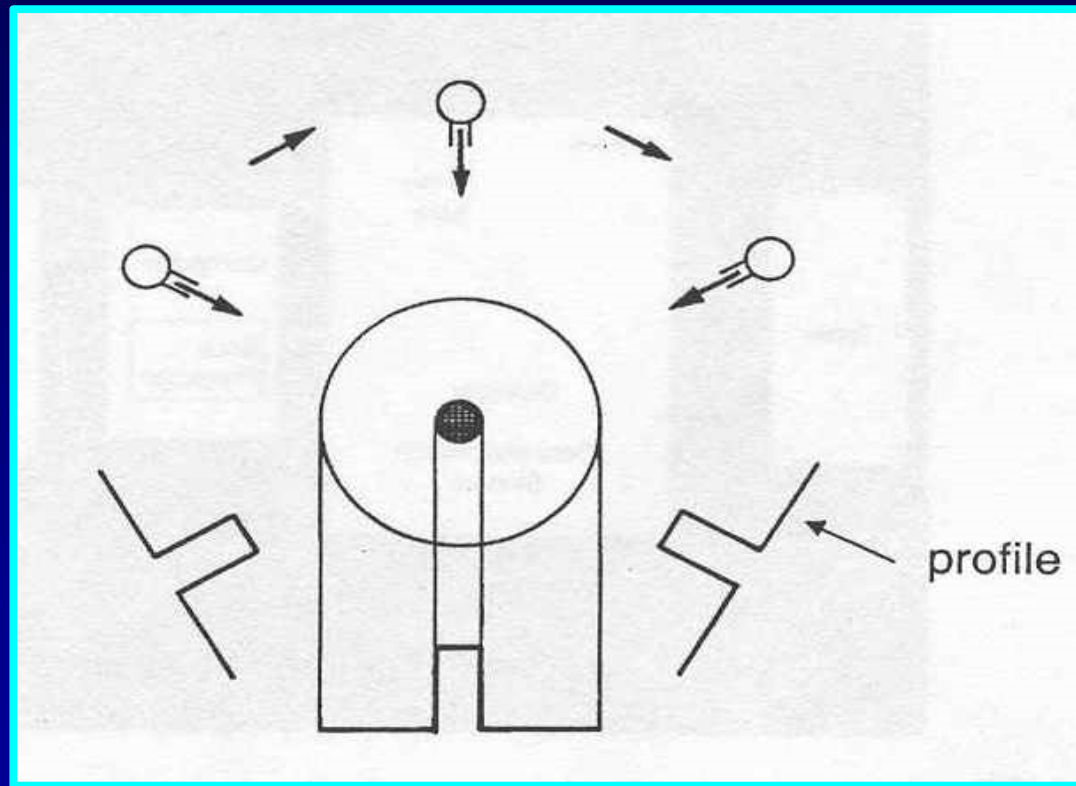


Λήψη Δεδομένων

Προβολή : Το αποτέλεσμα μέτρησης όλων των ανιχνευτών (δηλ. όλα τα ληφθέντα σήματα) για μία θέση (γωνία) της λυχνίας

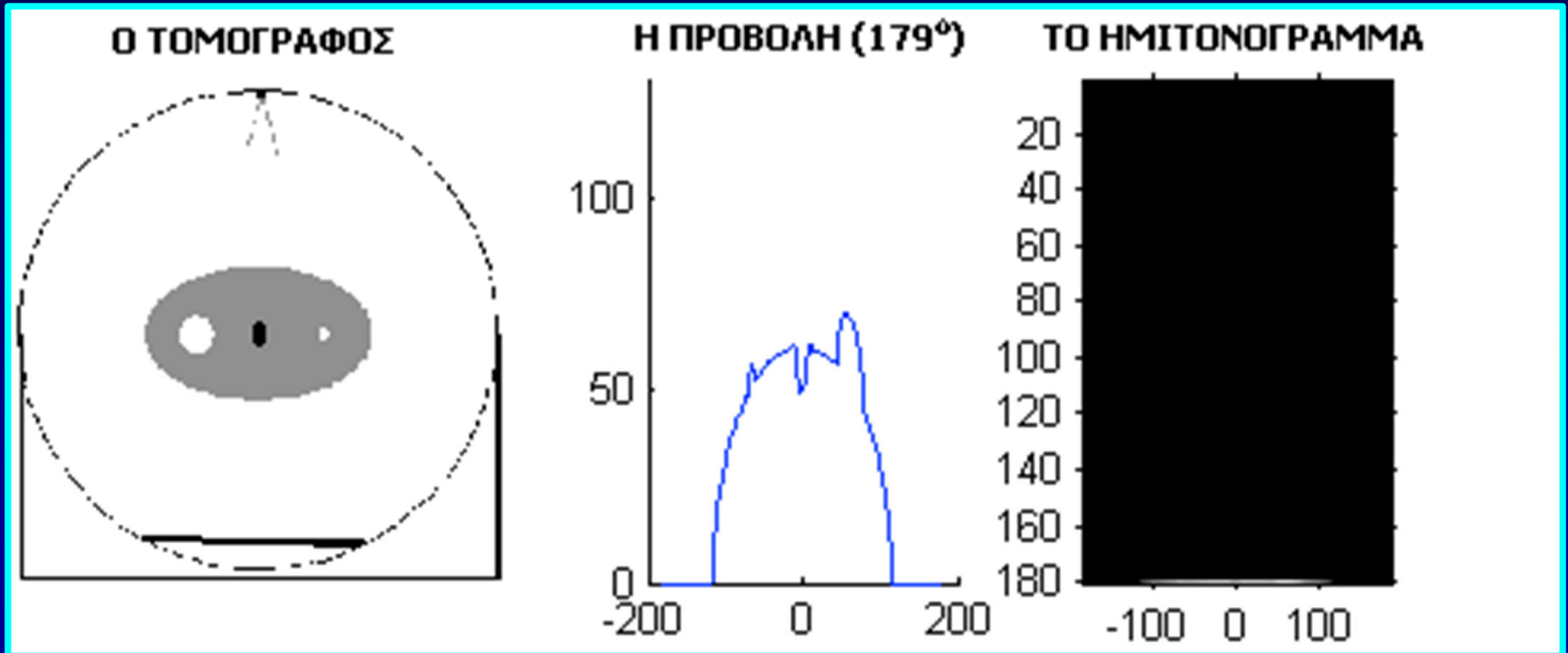


Λήψη Δεδομένων



Μέτρηση πολλών προβολών για διάφορες γωνίες

Λήψη Δεδομένων



Ημιτονόγραμμα (sinogram) = Το διδιάστατο σύνολο των προβολών αναπαριστάμενο σε άξονες θέσης (x') & γωνίας προβολής (φ)

Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

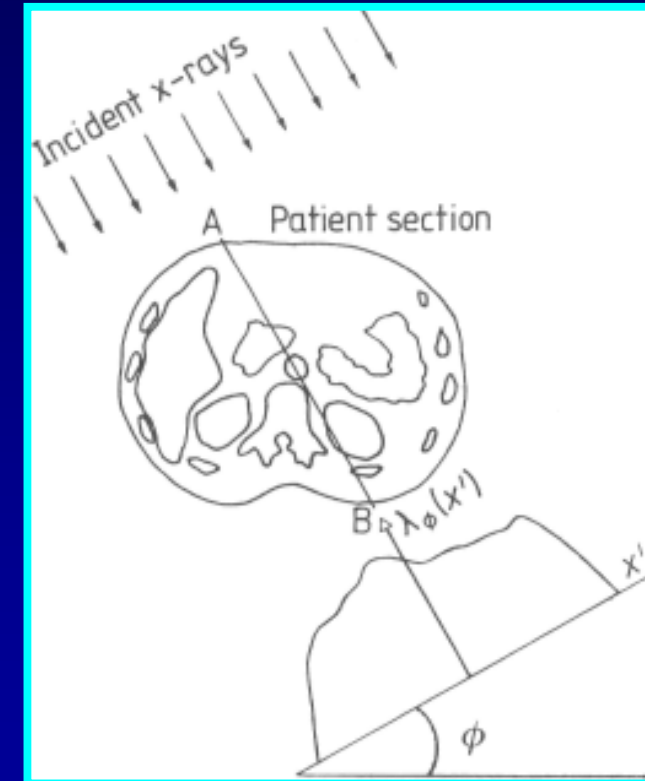
- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Συμπεράσματα*

Ανακατασκευή Εικόνας

Το πρόβλημα της ανακατασκευής είναι αυτό της αντιστροφής της παρακάτω εξίσωσης

$$\begin{aligned} \lambda_{\phi}(x') &= -\ln[I_{\phi}(x')/I_{\phi}^0(x')] \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu[x, y] \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy \end{aligned}$$

Δηλ. της ανασύνθεσης του $\mu(x, y)$ από ένα σετ ληφθέντων προβολών, λ_{ϕ}



Ανακατασκευή Εικόνας

Διάφορες προσεγγίσεις (αλγόριθμοι):

- Μετασχηματισμός Fourier (Fourier Transform)
- Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)
- Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα (Filtered Backprojection, Convolution Method)
- Επαναληπτικές τεχνικές (Algebraic Reconstruction, Simultaneous Iterative Reconstruction, Series Expansion, Iterative Least-Squares Technique)

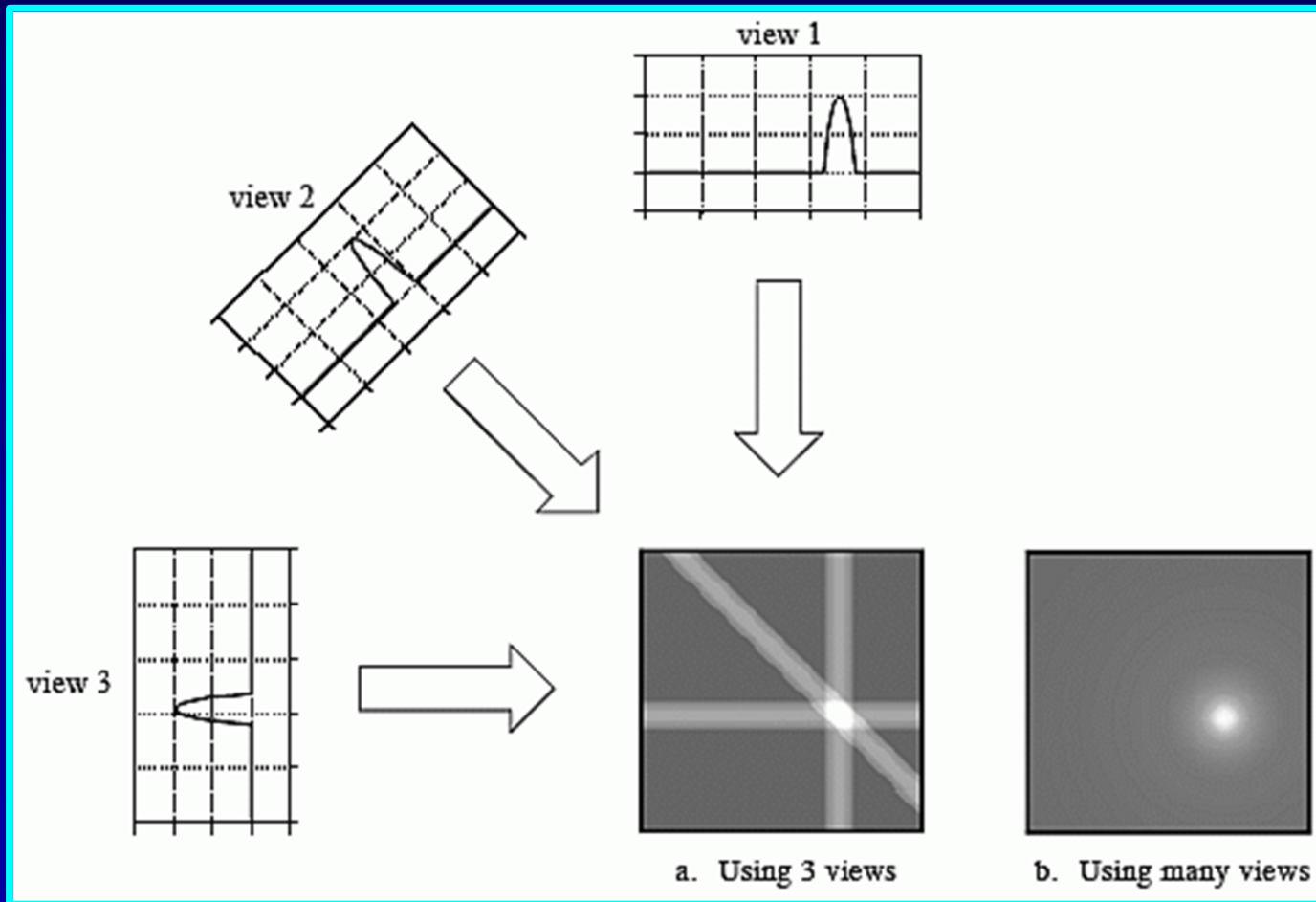
Ανακατασκευή Εικόνας

Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)

- «**Αντιστροφή**» της διαδικασίας μέτρησης των προβολών
- Τα δεδομένα (προβολές) «**οπισθοπροβάλλονται**» πάνω στην υπό ανακατασκευή εικόνα κατά μήκος της διαδρομής διέλευσης των ακτίνων X

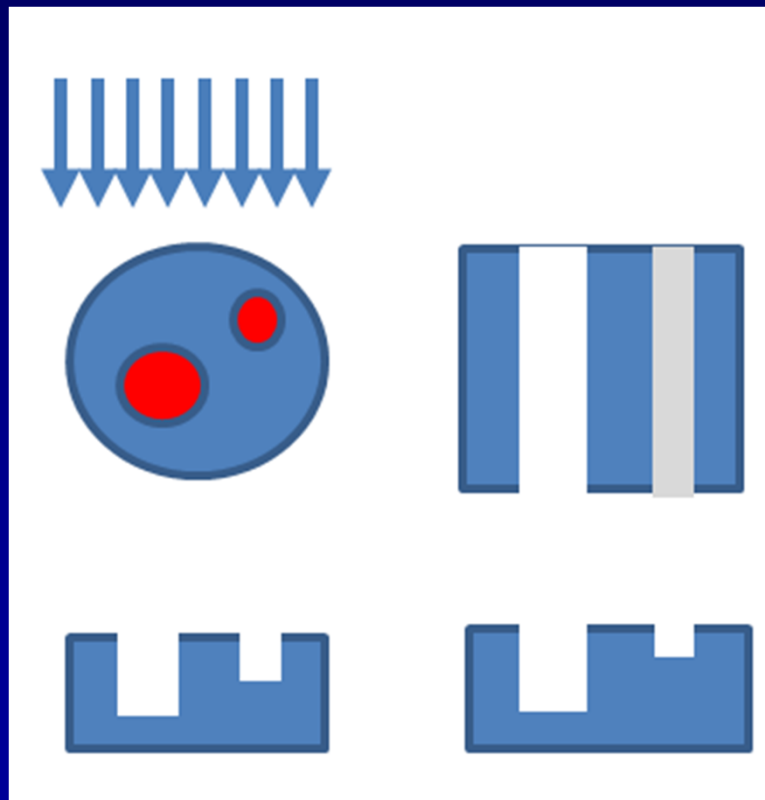
Ανακατασκευή Εικόνας

Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



Ανακατασκευή Εικόνας

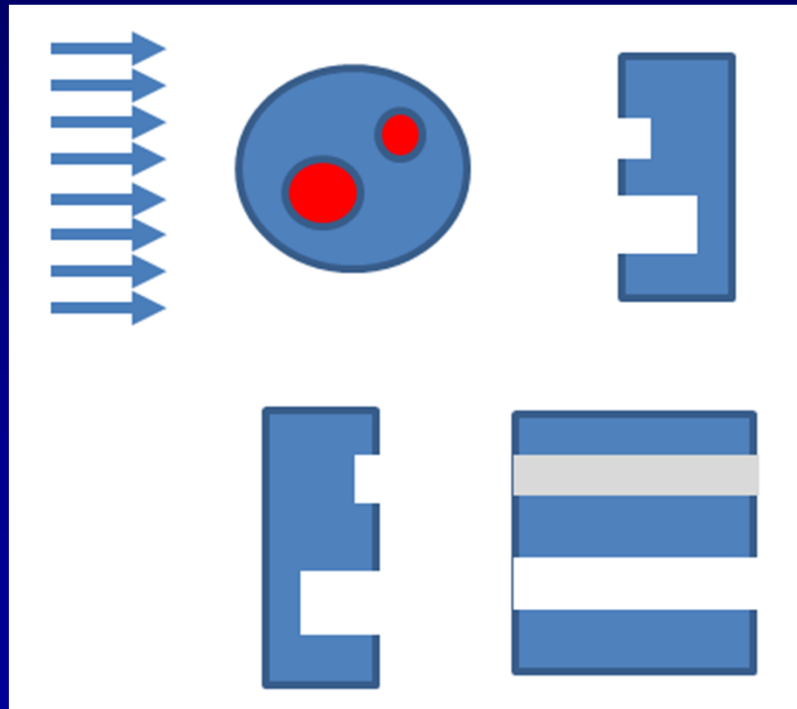
Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



Πρώτη
Οπισθοπροβολή

Ανακατασκευή Εικόνας

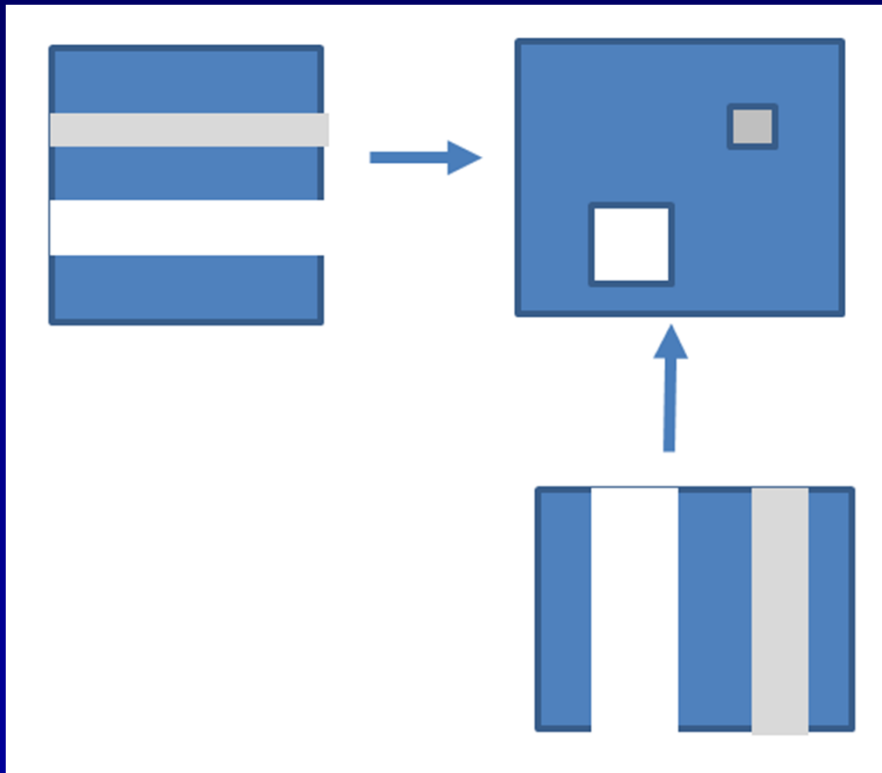
Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



Δεύτερη
Οπισθοπροβολή

Ανακατασκευή Εικόνας

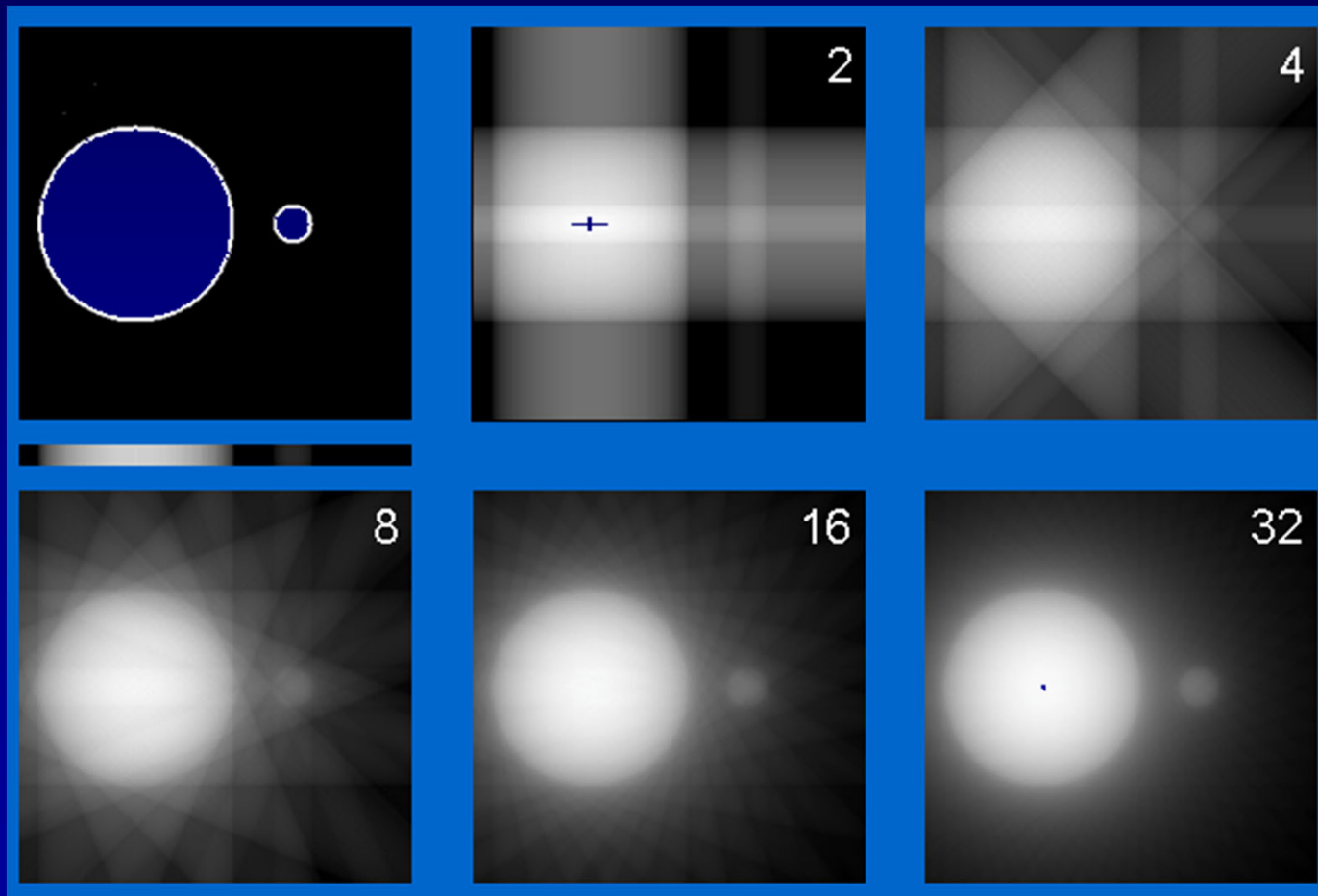
Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



Συνδυασμός
Οπισθοπροβολών

Ανακατασκευή Εικόνας

Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



Ανακατασκευή Εικόνας

Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection): Παραδοχές

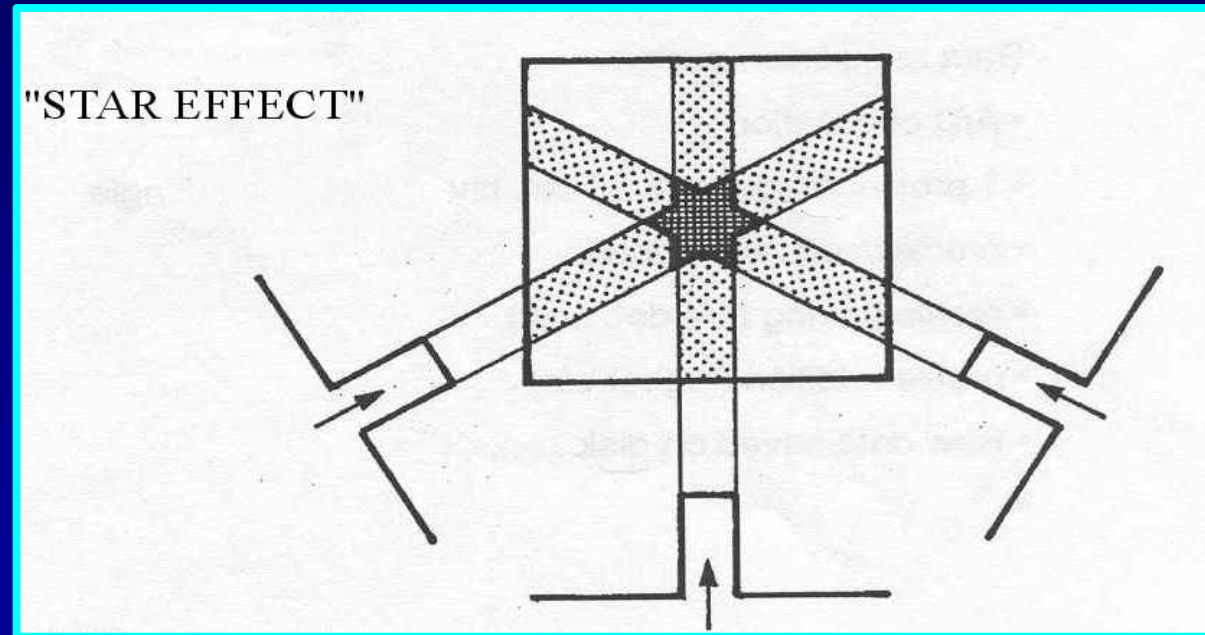
- Κάθε διαδρομή διέλευσης των ακτίνων X χωρίζεται σε **στοιχειώδη ισομεγέθη τμήματα**, τα οποία θεωρούμε ότι συνεισφέρουν με την ίδια βαρύτητα στην συνολική εξασθένηση της δέσμης κατά μήκος της συγκεκριμένης διαδρομής
- Ο τελικός συντελεστής εξασθένησης κάθε στοιχειώδους τμήματος θεωρούμε ότι προέρχεται από το άθροισμα των συντελεστών εξασθένησης που υπολογίζονται για κάθε διαδρομή που τέμνει το συγκεκριμένο τμήμα

Ανακατασκευή Εικόνας

Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)

- Απλή, εύκολα εφαρμόσιμη μέθοδος
- Χαμηλής ποιότητας απεικόνιση

(κυρίως ασαφοποίηση στις διεπιφάνειες υψηλής αντίθεσης)



Ανακατασκευή Εικόνας

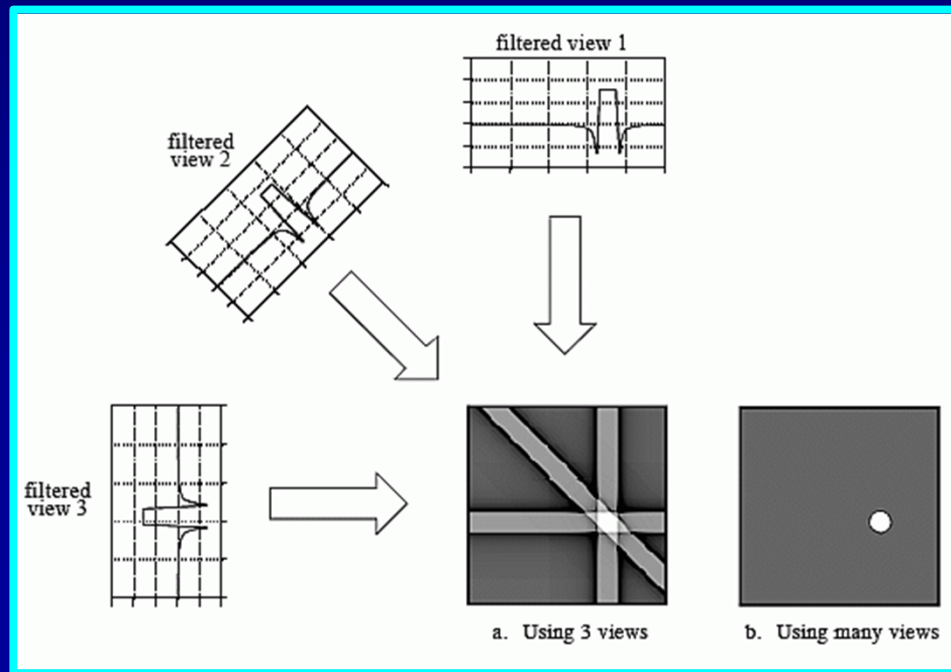
Διάφορες προσεγγίσεις (αλγόριθμοι):

- Μετασχηματισμός Fourier (Fourier Transform)
- Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)
- Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα (Filtered Backprojection, Convolution Method)
- Επαναληπτικές τεχνικές (Algebraic Reconstruction, Simultaneous Iterative Reconstruction, Series Expansion, Iterative Least-Squares Technique)

Ανακατασκευή Εικόνας

Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα (Filtered Backprojection, Convolution Method)

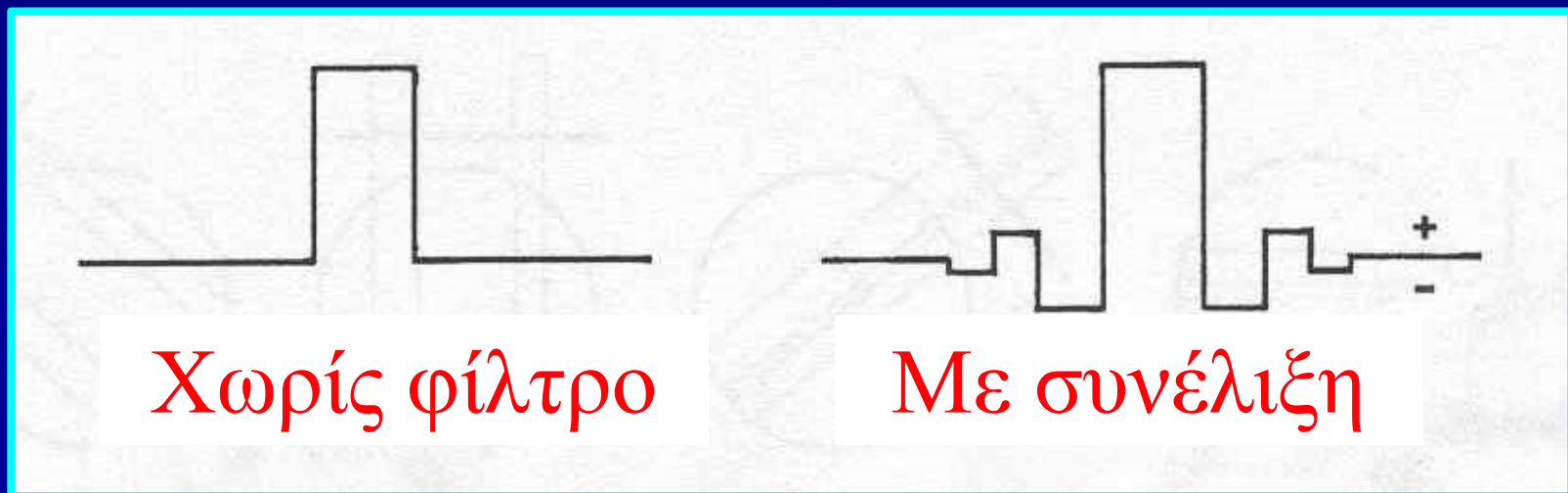
- Οι προβολές φιλτράρονται πριν την οπισθοπροβολή
- Εν συνεχεία, ακολουθείται η προαναφερόμενη διαδικασία



Ανακατασκευή Εικόνας

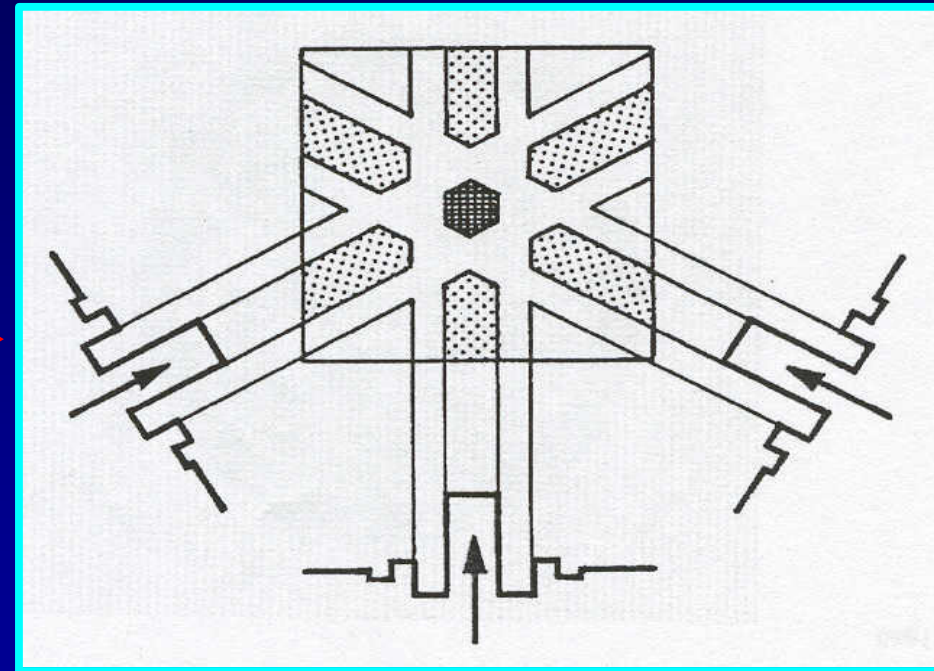
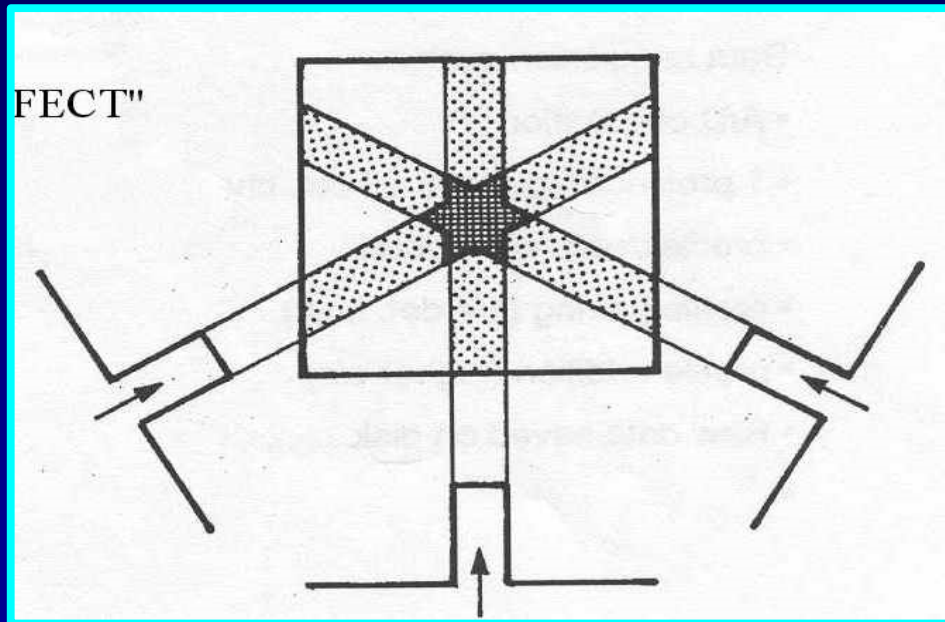
Φιλτράρισμα

- Μαθηματική διαδικασία με αλγόριθμους συνέλιξης (μονοδιάστατο ολοκλήρωμα)
- Ουσιαστικά το φίλτρο απαλείφει τις συχνότητες των σημάτων που οδηγούν σε ασαφοποίηση της τελικής εικόνας



Ανακατασκευή Εικόνας

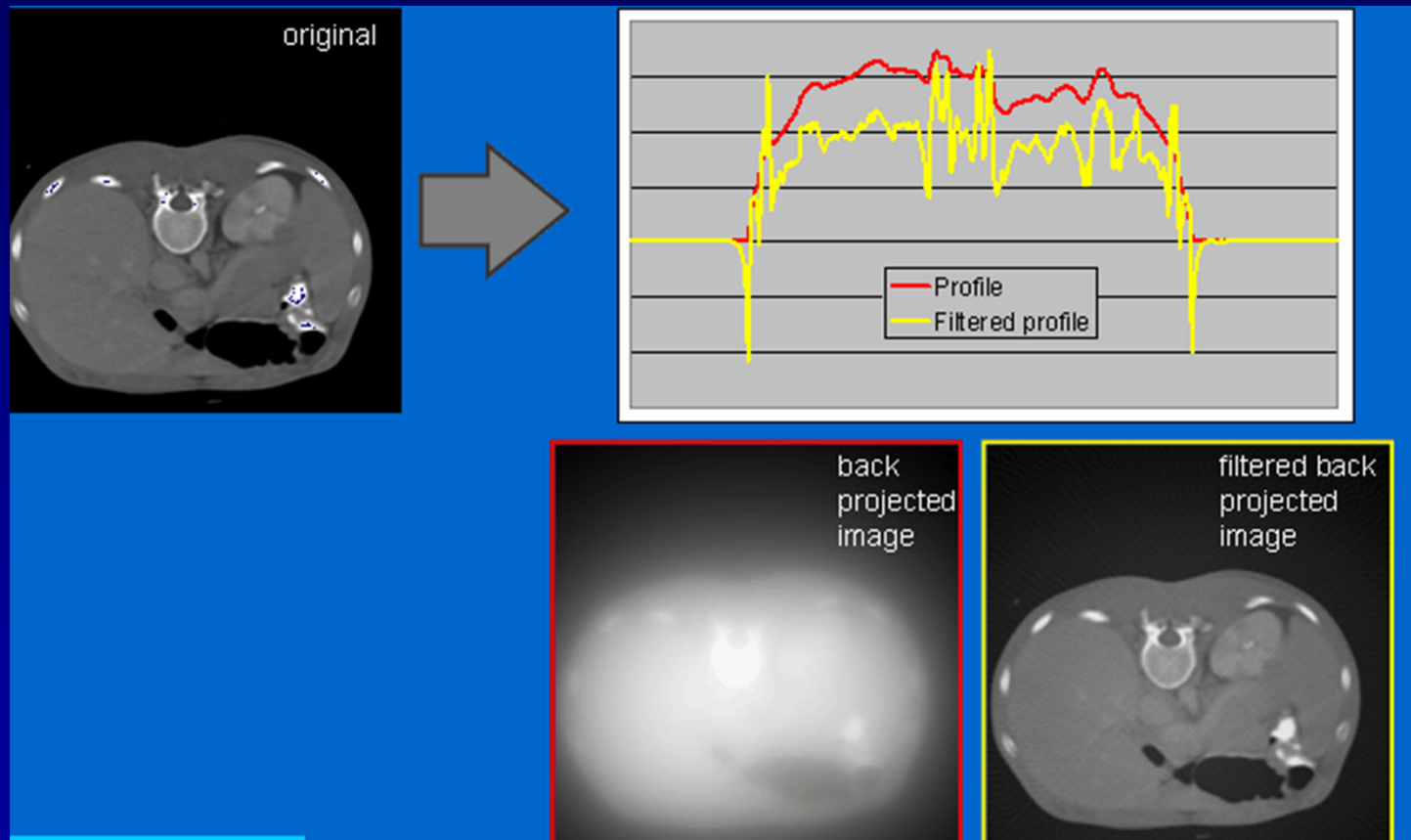
Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα



Ουσιαστικά το φίλτρο απαλείφει τις συχνότητες των σημάτων που οδηγούν σε ασαφοποίηση της τελικής εικόνας

Ανακατασκευή Εικόνας

Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα

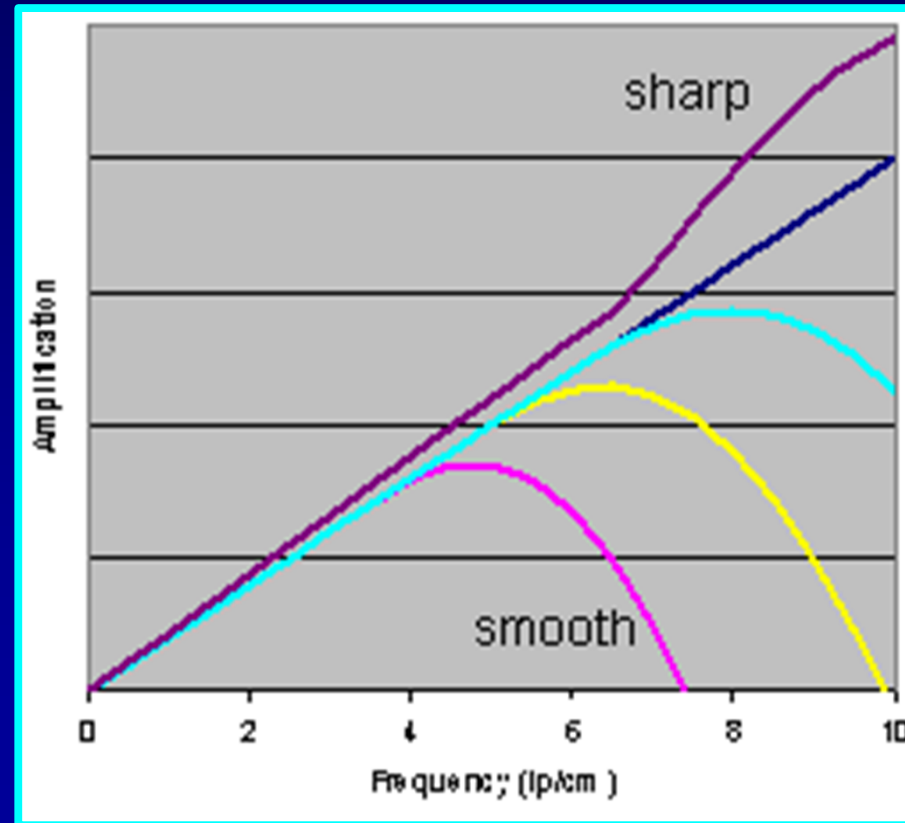


Βελτίωση της ποιότητας απεικόνισης

Ανακατασκευή Εικόνας

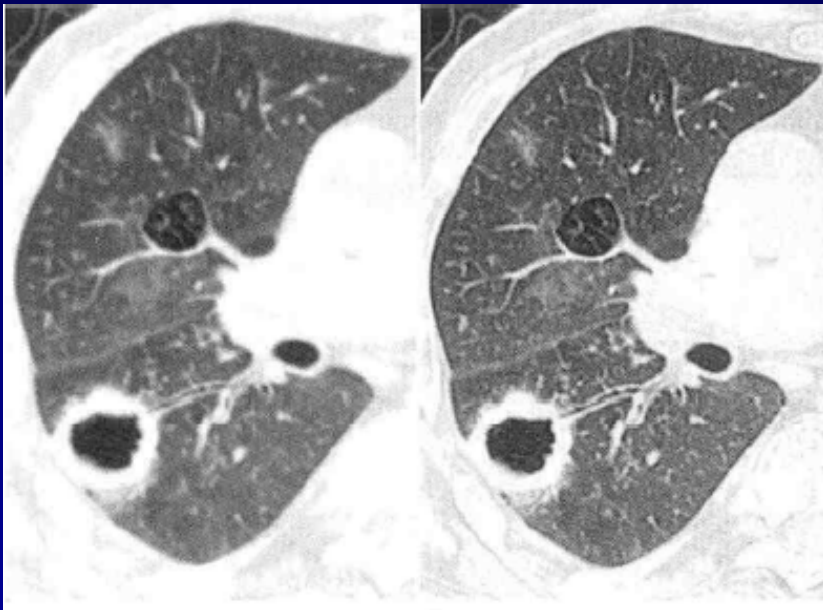
Φιλτράρισμα

- Πρακτικά, μπορούν να εφαρμοσθούν διαφορετικά φίλτρα προς εξυπηρέτηση διαφορετικών διαγνωστικών στόχων
 - «Λείο» φίλτρο (smooth) για την απεικόνιση μαλακών ιστών: Μειώνει το θόρυβο, αυξάνει την αντίθεση
 - «Οξύ» φίλτρο (sharp) για απεικόνιση με υψηλή ευκρίνεια αλλά με υψηλό θόρυβο

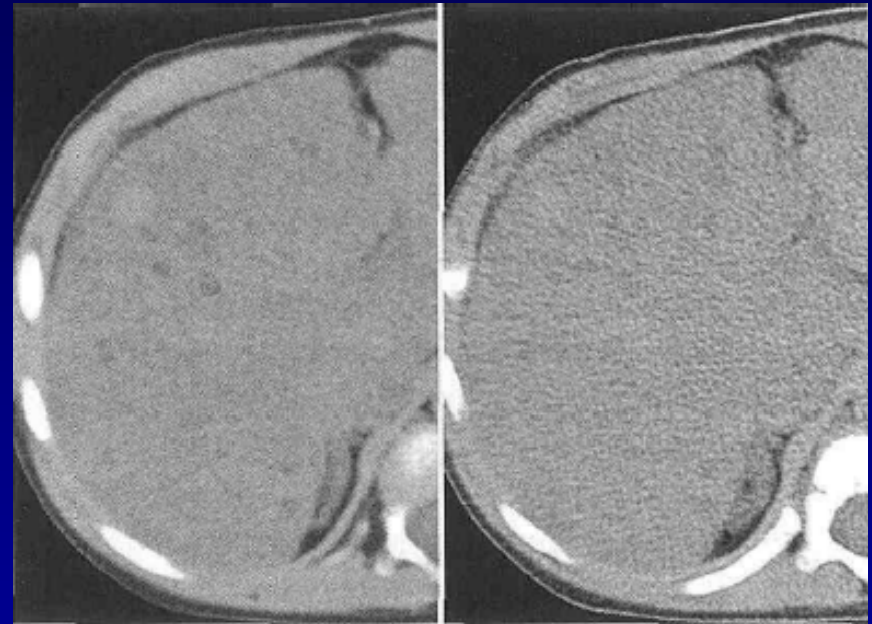


Ανακατασκευή Εικόνας

Φιλτράρισμα



Στην απεικόνιση του πνευμονικού παρεγχύματος (υψηλή ενδογενή αντίθεση), η χρήση οξέος φίλτρου αυξάνει την ευκρίνεια



Στην απεικόνιση του ηπατικού παρεγχύματος (χαμηλή ενδογενή αντίθεση), η χρήση του οξέος φίλτρου αυξάνει τα επίπεδα θορύβου και, πιθανώς, να συγκαλύψει μια δομή μικρής αντίθεσης

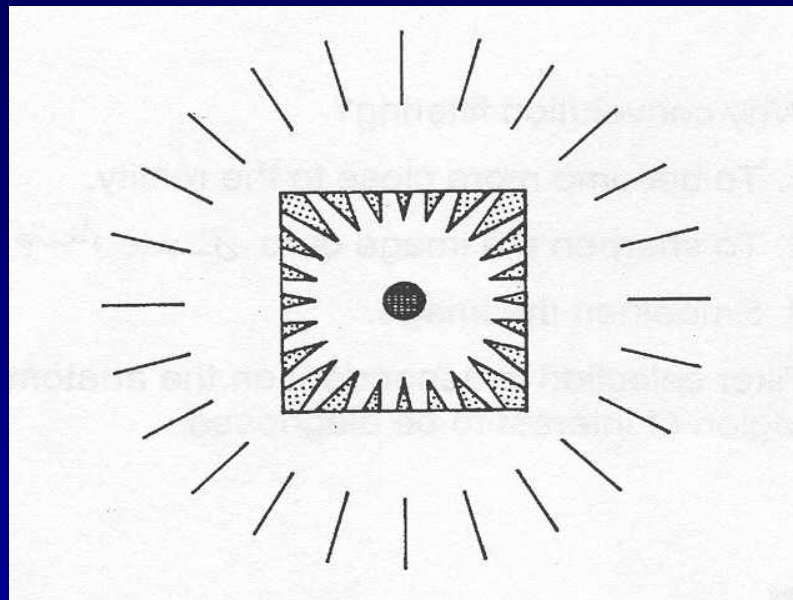
Ανακατασκευή Εικόνας

Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα

- Είναι η μέθοδος ανακατασκευής που χρησιμοποιήθηκε διαχρονικά στην πορεία της ΥΤ, ενώ χρησιμοποιείται ευρύτατα και σήμερα
- Οι πολύπλοκοι αλγόριθμοι φιλτραρίσματος απαιτούν σημαντική υπολογιστική ισχύ
- Η εφαρμογή τους κατέστη εφικτή με πρώιμους υπολογιστές διότι το φιλτράρισμα μπορεί να αρχίσει **πριν** την ολοκλήρωση της συλλογής των δεδομένων
- Η εικόνα θα ήταν ακριβώς όμοια με το πραγματικό αντικείμενο, αν λαμβάνονταν άπειρες προβολές με άπειρα στοιχειώδη τμήματα

Ανακατασκευή Εικόνας

Λήψη μεγάλου αριθμού προβολών για αξιόπιστη απεικόνιση



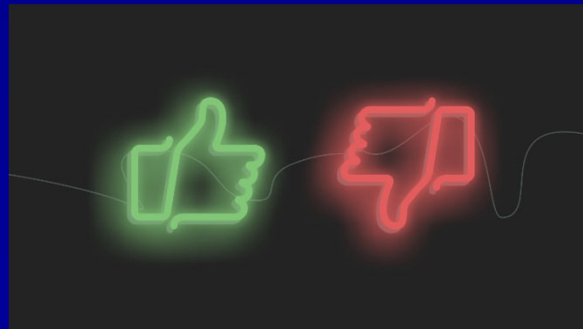
Σύγχρονα Συστήματα:

- 500-1500 προβολές για κάθε περιστροφή 360° της λυχνίας
- 500-1500 στοιχειώδη τμήματα σε κάθε προβολή

Ανακατασκευή Εικόνας

Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα

- Πλεονέκτημα: Ταχεία και αξιόπιστη μέθοδος
- Μειονέκτημα: Δεν είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική σε περιπτώσεις υποδειγματοληψίας ή υψηλού επιπέδου θορύβου στην εικόνα
 - πρόβλημα στα πρωτόκολλα χαμηλής δόσης (ALARA)



Ανακατασκευή Εικόνας

Διάφορες προσεγγίσεις (αλγόριθμοι):

- Μετασχηματισμός Fourier (Fourier Transform)
- Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)
- Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα (Filtered Backprojection, Convolution Method)
- Επαναληπτικές τεχνικές (Algebraic Reconstruction, Simultaneous Iterative Reconstruction, Series Expansion, Iterative Least-Squares Technique)

Ανακατασκευή Εικόνας

Επαναληπτικές Τεχνικές

- Χρησιμοποιήθηκαν ευρέως στα πρώτα συστήματα ΥΤ. Μετά εξαφανίσθηκαν...
- Υπολογιστικά απαιτητικοί αλγόριθμοι και χρονοβόρα διαδικασία ανασύνθεσης: Η διαδικασία ανασύνθεσης ξεκινά **μετά** τη λήψη όλων των δεδομένων
- Επανήλθαν πριν περίπου δέκα έτη στο ερευνητικό πεδίο, και εδώ και λίγα χρόνια διατίθενται στα εμπορικά συστήματα

Ανακατασκευή Εικόνας

Επαναληπτικές Τεχνικές

Η **αλγεβρική επαναληπτική τεχνική** είναι η πιο απλή στην υλοποίησή της (παραμένει όμως ευαίσθητη στον κβαντικό θόρυβο, άρα δεν προσδίδει κάποιο πλεονέκτημα στην ποιότητα εικόνας σε σχέση με την οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα)



Ας υποθέσουμε ότι έχουμε ένα αντικείμενο που η συνάρτηση ενδιαφέροντος μίας τομής του αποτελείται από εννέα τιμές όπως φαίνεται στον ακόλουθο πίνακα

1	2	3
8	9	4
7	6	5

1	2	3
8	9	4
7	6	5

Λαμβάνονται 4 προβολές: Π1-Π4
(έως 3 στοιχειώδη τμήματα η κάθε μία)

Π1

6
21
18

1	2	3
8	9	4
7	6	5

16 17 12

Π2

Π3
10 19 10

Π4
14 15 6

Y1 (με βάση το Π1): RMS=1.4

Π1

6	2	2	2
21	7	7	7
18	6	6	6

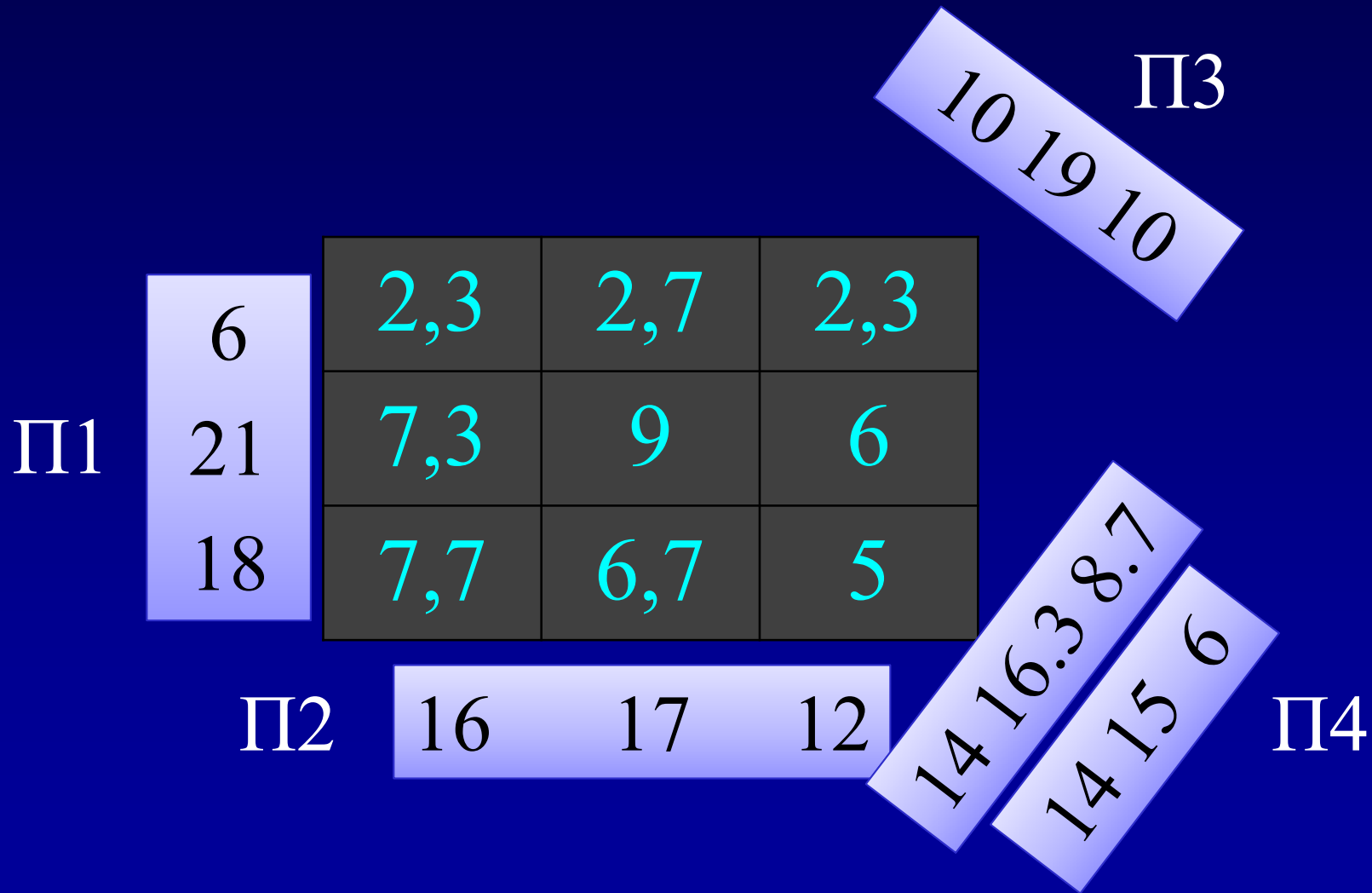
Υ2 (με βάση τα Π1 & Π2)

Π1	6	2	2	2
	21	7	7	7
	18	6	6	6
Π2	15	15	15	
	16	17	12	

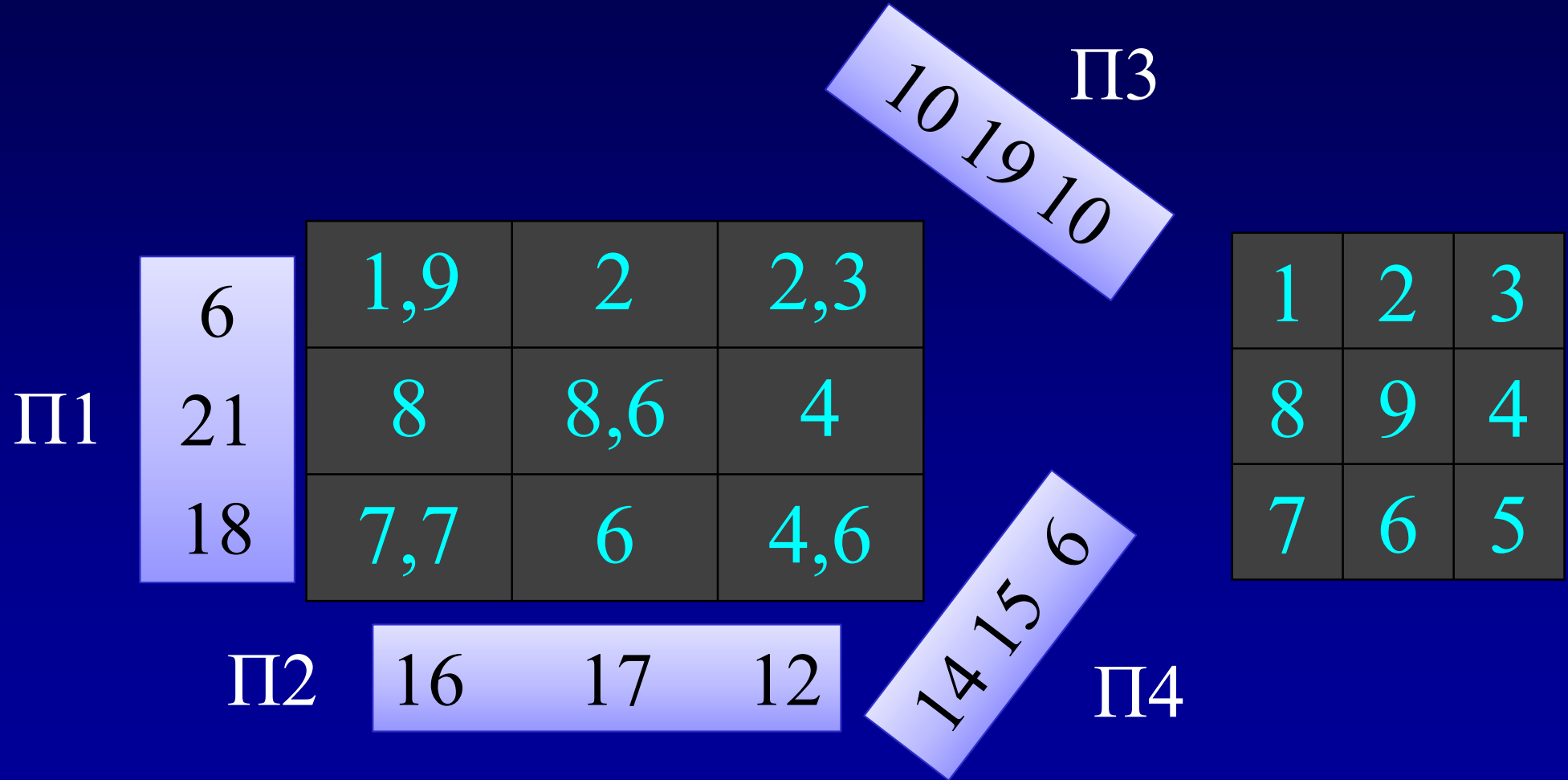
Υ2 (με βάση τα Π1 & Π2): RMS=1.2

		2,3	2,7	1
Π1	6			
	21	7,3	7,7	6
	18	6,3	6,7	5
	Π2	16	17	12

Υ4 (με βάση τα Π1 – Π4)

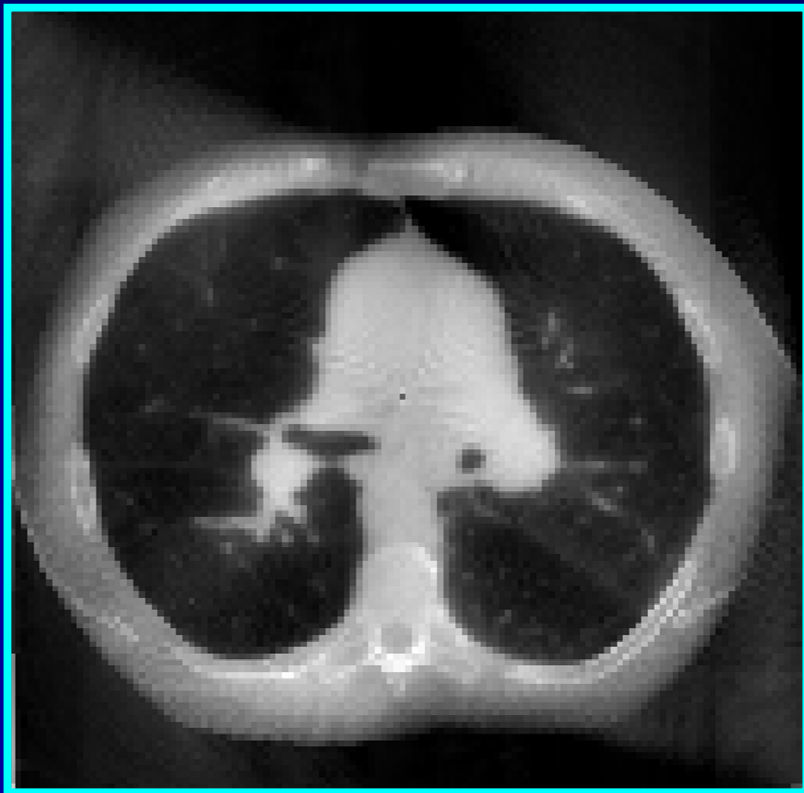


Υ4 (με βάση τα Π1 – Π4): $RMS=0.5$

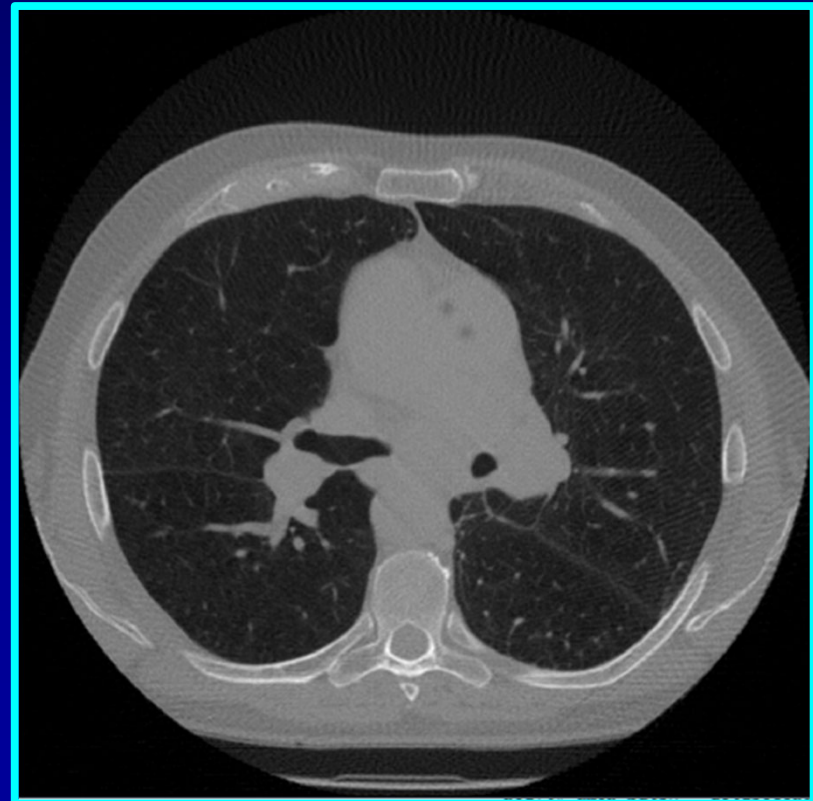


Ανακατασκευή Εικόνας

5 Επαναλήψεις



50 Επαναλήψεις



Ανακατασκευή Εικόνας

Υβριδικές Τεχνικές

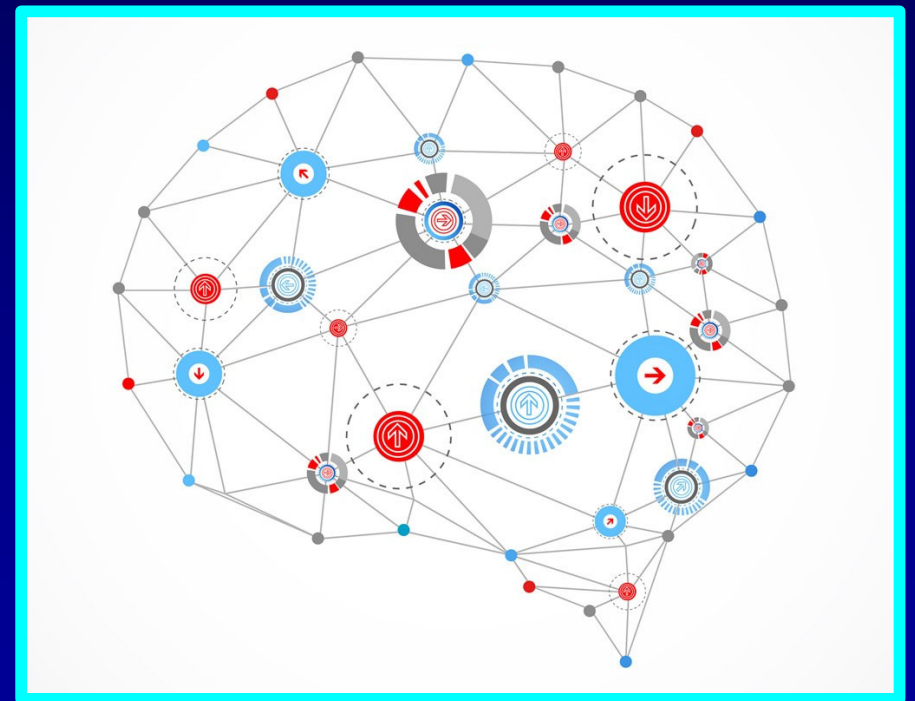
Σήμερα υπάρχουν πολλές και ποικίλες προσεγγίσεις που συνεχώς εξελίσσονται, ενώ υπάρχουν και υβριδικές προσεγγίσεις με συνδυασμό οπισθοπροβολικών και επαναληπτικών τεχνικών

Ουσιαστικά, η διαδικασία της ανασύνθεσης ανάγεται σε ένα πρόβλημα βελτιστοποίησης:

Ο αλγόριθμος προσπαθεί να «ανακαλύψει» την εικόνα που ταιριάζει καλύτερα στα ληφθέντα δεδομένα

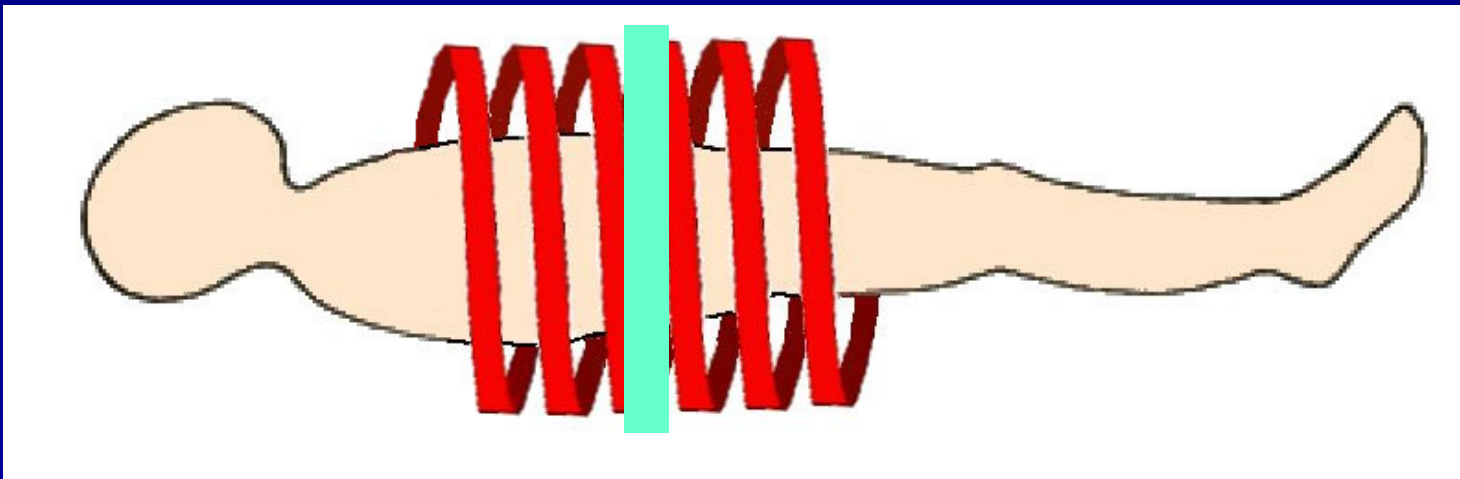
Ανασύνθεση & Τεχνητή Νοημοσύνη

Χρήση αλγόριθμου νευρωνικού δικτύου βαθιάς εκμάθησης για διαχωρισμό του σήματος από τον θόρυβο με σκοπό τη πλήρη εξάλειψη του θορύβου



Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

- Η «τομή» που θέλουμε να ανακατασκευάσουμε δεν περιέχει όλα τα απαραίτητα δεδομένα για την ορθή ανακατασκευή της εικόνας
- Οι προβολές στην αρχή και στο τέλος της περιστροφής των 360° «δειγματίζουν» διαφορετικά δεδομένα

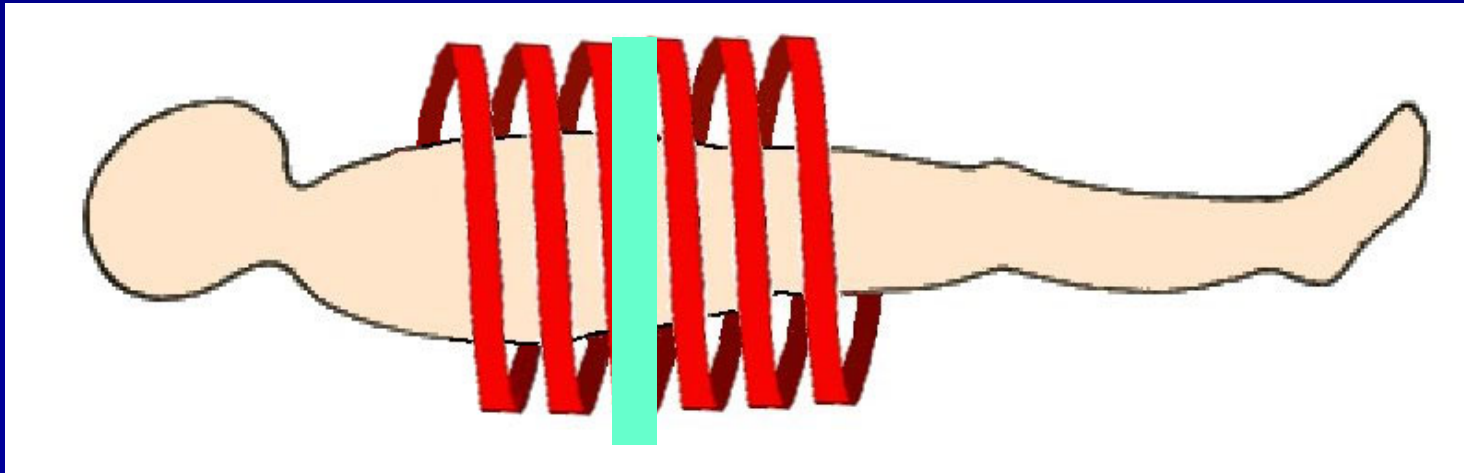


Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

Αν τα πρωτογενή (raw) δεδομένα που λαμβάνονται κατά την περιστροφή των 360° χρησιμοποιηθούν ως έχουν για την ανακατασκευή της εικόνας θα δημιουργηθούν ψευδαικόνες κίνησης

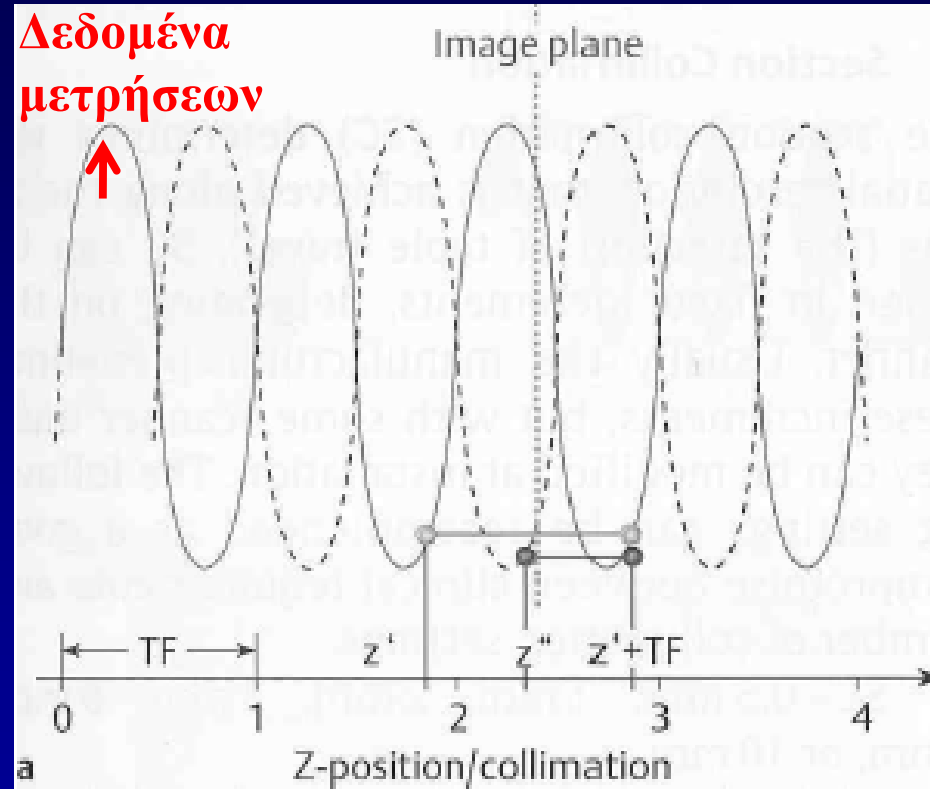
Λύση: Παρεμβολή δεδομένων (interpolation) στα πρωτογενή δεδομένα πριν την ανακατασκευή

Στόχος: Η απόκτηση ενός πλήρους σετ (360°) δεδομένων για κάθε θέση στον άξονα z



Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

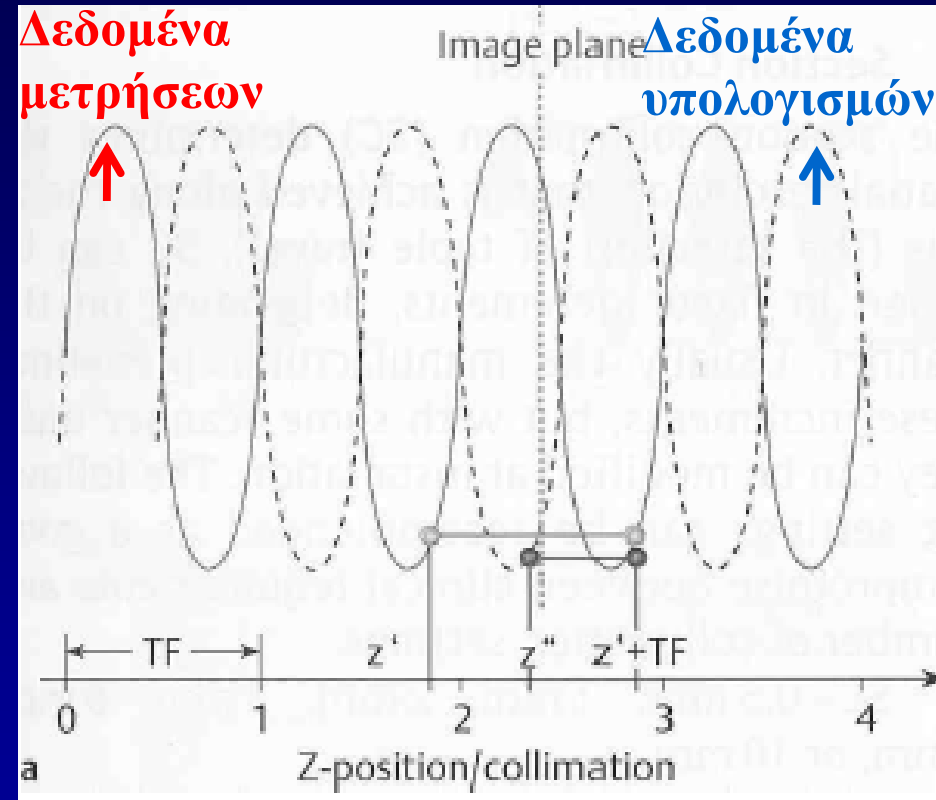
- Η απλούστερη μέθοδος παρεμβολής είναι η “γραμμική παρεμβολή 360°” (360° linear interpolation)
- Για κάθε γωνία της περιστροφής των 360° γίνεται παρεμβολή μεταξύ των 2 προβολών του ελικοειδούς σετ που βρίσκονται πιο κοντά στην επιλεγμένη θέση z (τομή υπό ανασύνθεση)
- Η παρεμβολή από δεδομένα 720° έχει ως αποτέλεσμα ένα πλήρες σετ (360°) για την επιλεγμένη θέση z



360° LI: Γραμμική παρεμβολή μεταξύ προβολών που έχουν μετρηθεί στα σημεία z' και $z'+\text{Table Feed}$

Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

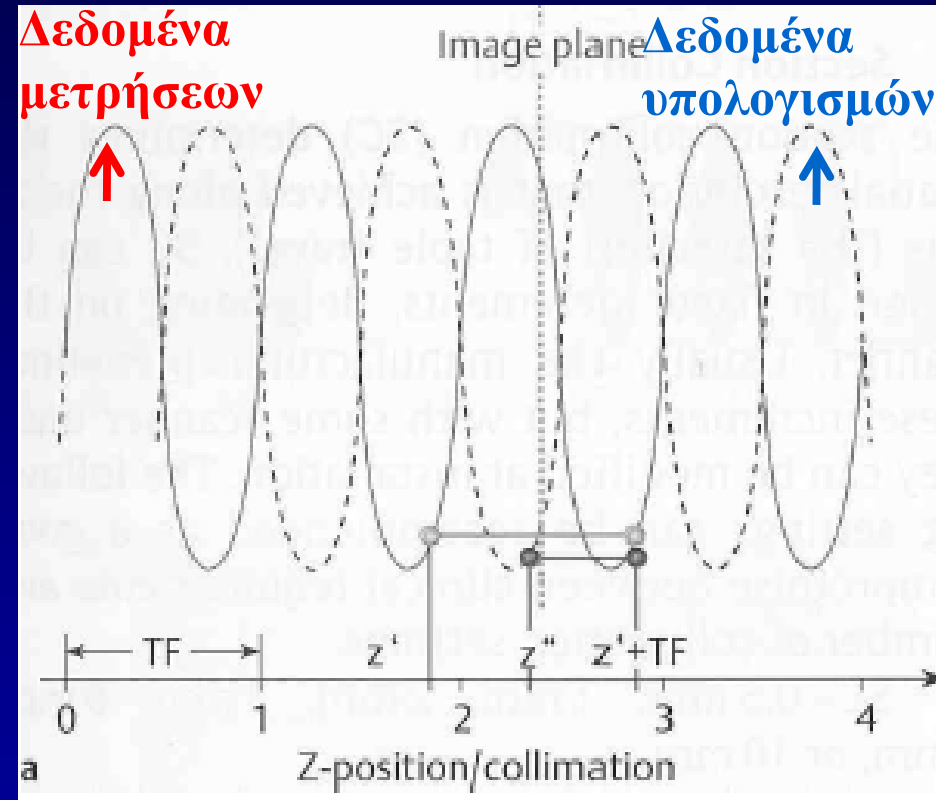
- Η μέθοδος παρεμβολής που χρησιμοποιείται ευρέως είναι η “γραμμική παρεμβολή 180°” (180° linear interpolation)
- Εκμεταλλεύεται το γεγονός ότι η εξασθένηση της ακτινοβολίας είναι ανεξάρτητη της κατεύθυνσης
- Συνεπώς, μπορεί να υπολογισθεί μια δεύτερη εικονική έλικα (συζευγμένα δεδομένα)



180° LI: Γραμμική παρεμβολή μεταξύ συζευγμένων δεδομένων στα σημεία z'' και $z'+Table Feed$

Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

- Η μέθοδος παρεμβολής που χρησιμοποιείται ευρέως είναι η “γραμμική παρεμβολή 180°” (180° linear interpolation)
- Η παρεμβολή λαμβάνει χώρα, για αντίστοιχες γωνίες, μεταξύ της μετρούμενης έλικας και της εικονικής έλικας
- Στην ουσία χρησιμοποιεί δεδομένα 360° (συν την γωνία που αντιστοιχεί στο εύρος της δέσμης)



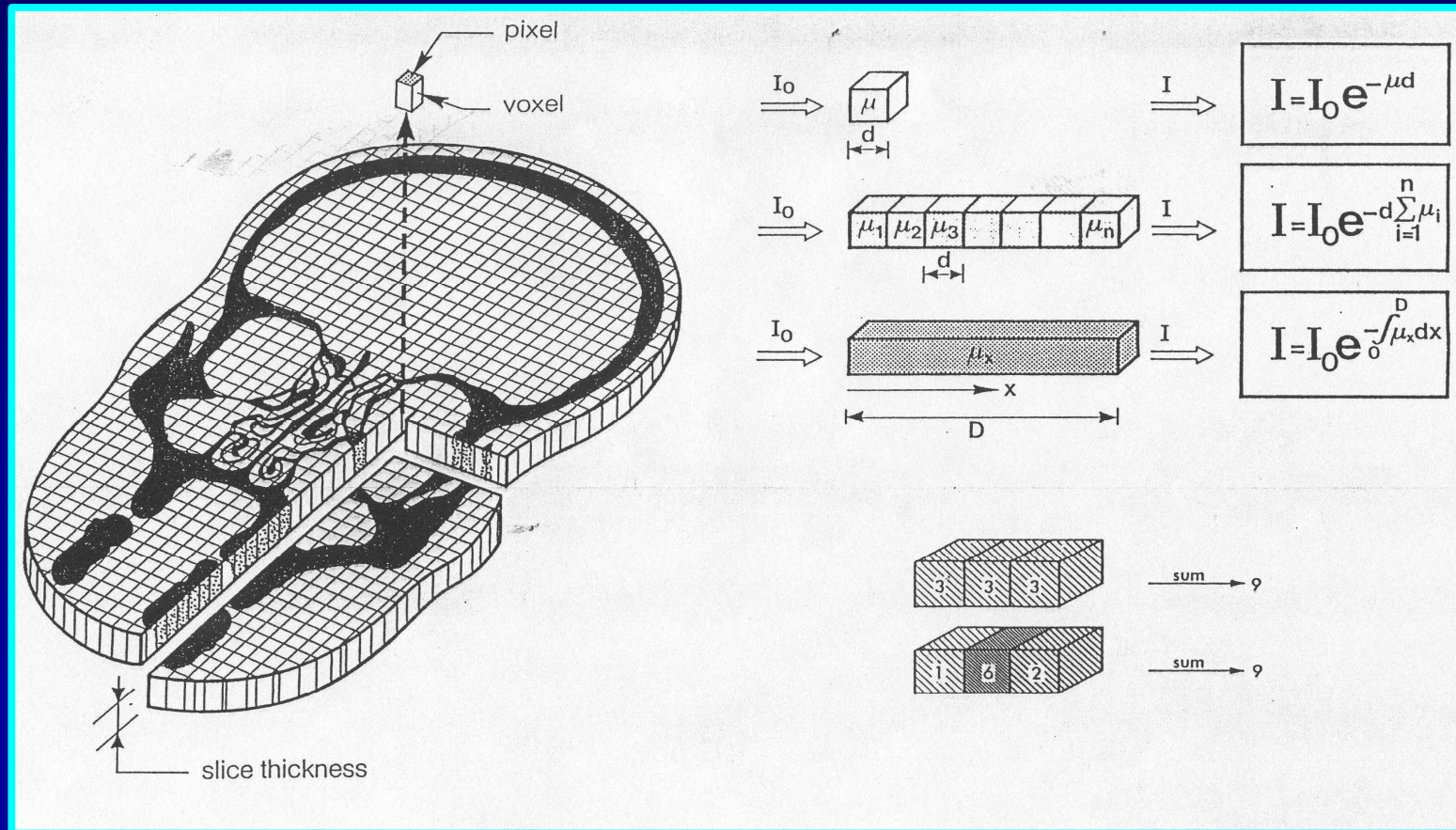
180° LI: Γραμμική παρεμβολή μεταξύ συζευγμένων δεδομένων στα σημεία z'' και $z'+Table\ Feed$

Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Συμπεράσματα*

Οπτικοποίηση στην ΥΤ

Η μέχρι τώρα προκύπτουσα εικόνα είναι ένας «χάρτης» των συντελεστών εξασθένησης, $\mu(x,y)$, της υπό απεικόνιση τομής



Οπτικοποίηση στην ΥΤ

Ο συντελεστής εξασθένησης για κάθε ιστό μεταβάλλεται ανάλογα με την εφαρμοζόμενη διαφορά τάσης στη λυχνία παραγωγής ακτίνων Χ

μ	80kV	100kV	150kV
μ muscle	0.1892	0.1760	0.1550
μ water	0.1835	0.1707	0.1504

Οπτικοποίηση στην ΥΤ

Για πρακτικούς λόγους (βολικοί αριθμοί και εξάλειψη της εξάρτησης από την ενέργεια της ακτινοβολίας) μετατρέπουμε τον διδιάστατο «χάρτη» των συντελεστών εξασθένησης σε «χάρτη» αριθμών CT, που είναι και η τελική εικόνα

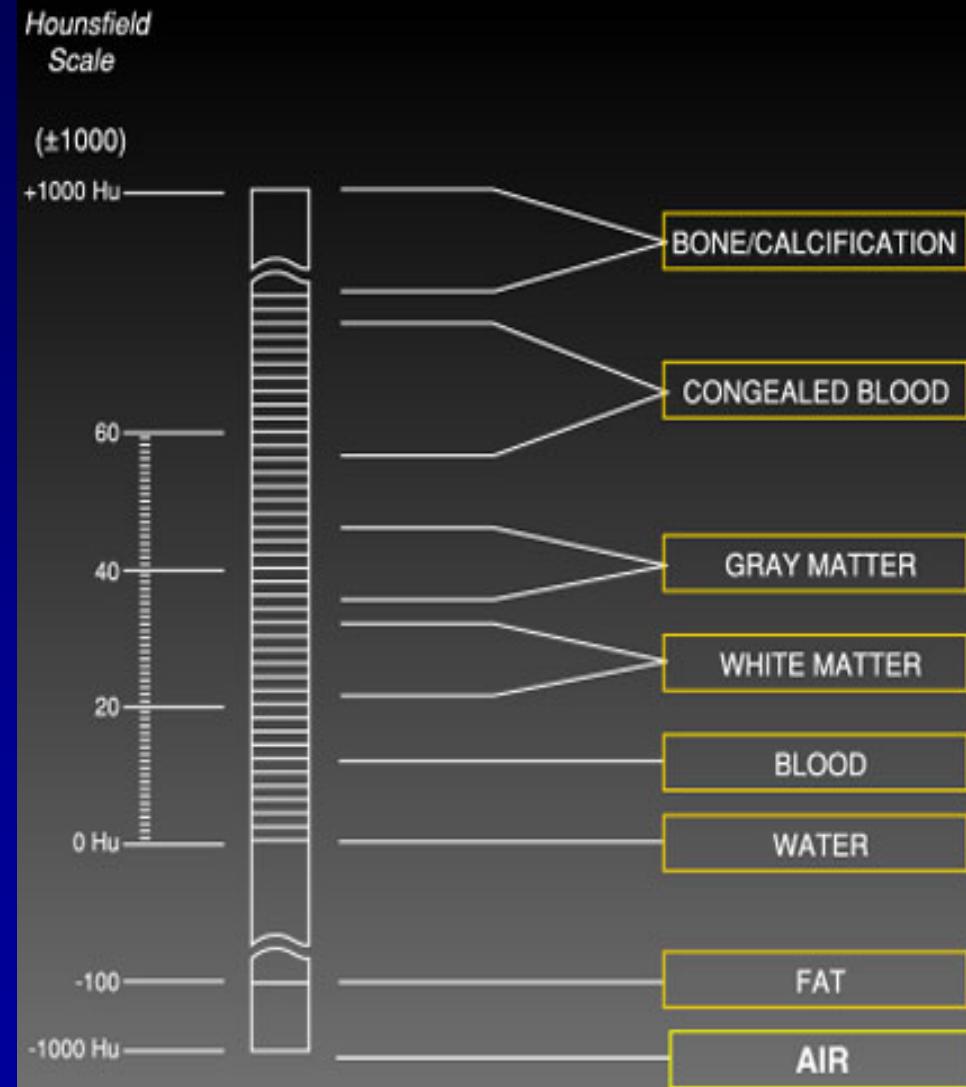
$$\text{Αριθμός CT} = \frac{1000 (\mu_{\text{ιστού}} - \mu_{\text{νερού}})}{\mu_{\text{νερού}}}$$

Μονάδα μέτρησης : Hounsfield Unit

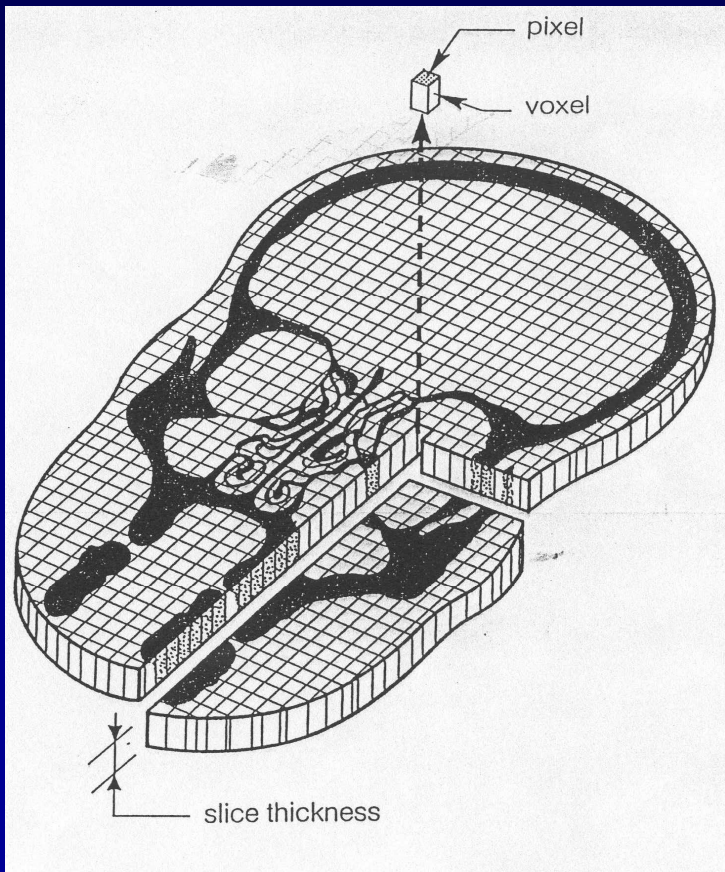
Οπτικοποίηση στην ΥΤ

- Σε αυτή την κλίμακα, το 0 αντιστοιχεί στην εξασθένηση του νερού και το -1000 στην εξασθένηση του αέρα (ενώ δεν υπάρχει άνω όριο)
- Τα HU για τα οστά κυμαίνονται μεταξύ 800 και 1500, ενώ για τους μαλακούς ιστούς από 30-80 (λίπος: -100)

Η μικρή αυτή διακύμανση δεν επιτρέπει τον χαρακτηρισμό των μαλακών ιστών ή τον διαχωρισμό των παθολογικών δομών



Οπτικοποίηση στην ΥΤ

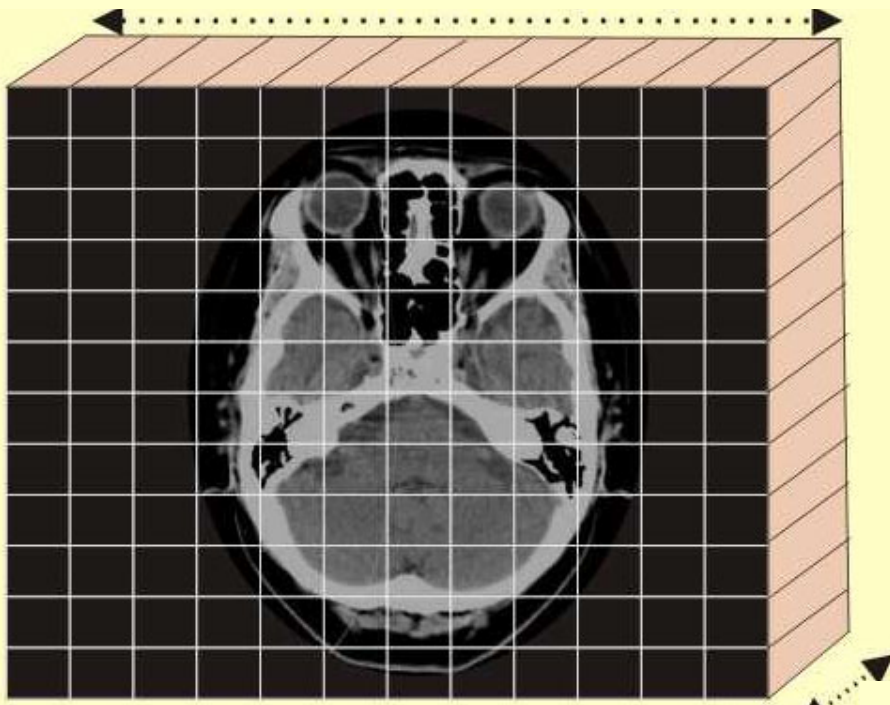


- Ο χάρτης των αριθμών CT παρουσιάζεται ως μια διδιάστατη εικόνα με τετράγωνη μήτρα (**matrix**) αποτελούμενη συνήθως από 512x512 εικονοστοιχεία (**pixels = picture elements**)
- Η εικόνα αυτή αντιστοιχεί σε μία τομή με πεπερασμένο πάχος. Άρα, το κάθε pixel αντιστοιχεί σε ένα στοιχειώδη όγκο (**voxel = volume elements**)

Οπτικοποίηση στην ΥΤ

Οι διαστάσεις του pixel εξαρτώνται από το μέγεθος της μήτρας ανασύνθεσης και το πεδίο απεικόνισης σε mm (**Field of View**)

Πεδίο απεικόνισης (mm)



Μέγεθος pixel (mm) =
πεδίο απεικόνισης :
μέγεθος μήτρας

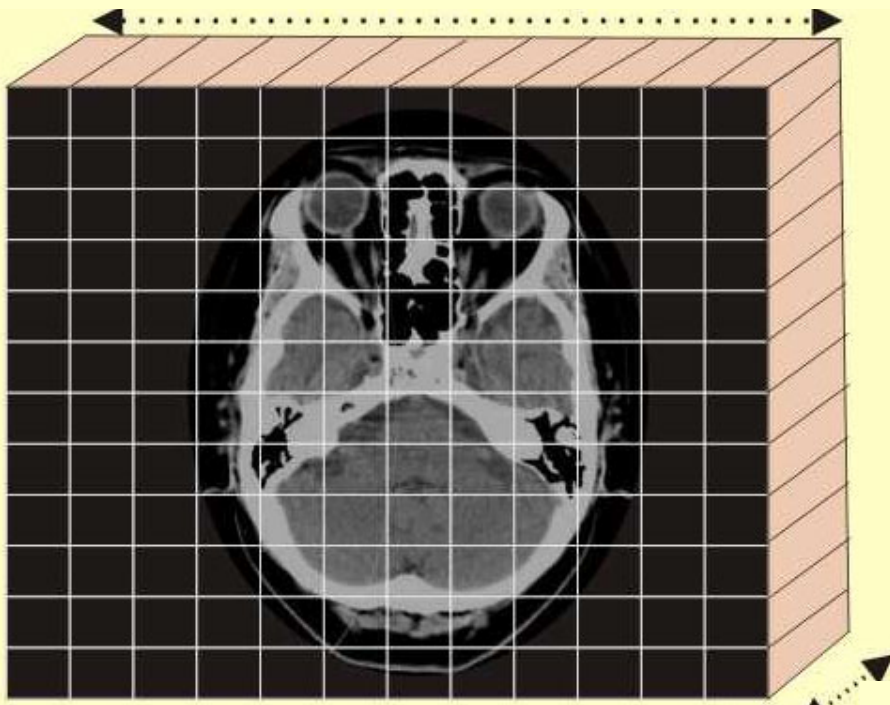
Πάχος τομής (mm)

Μέγεθος μήτρας (# pixels/voxels)

Οπτικοποίηση στην ΥΤ

Το μέγεθος του voxel εξαρτάται από τις διαστάσεις του pixel και το πάχος τομής

Πεδίο απεικόνισης (mm)

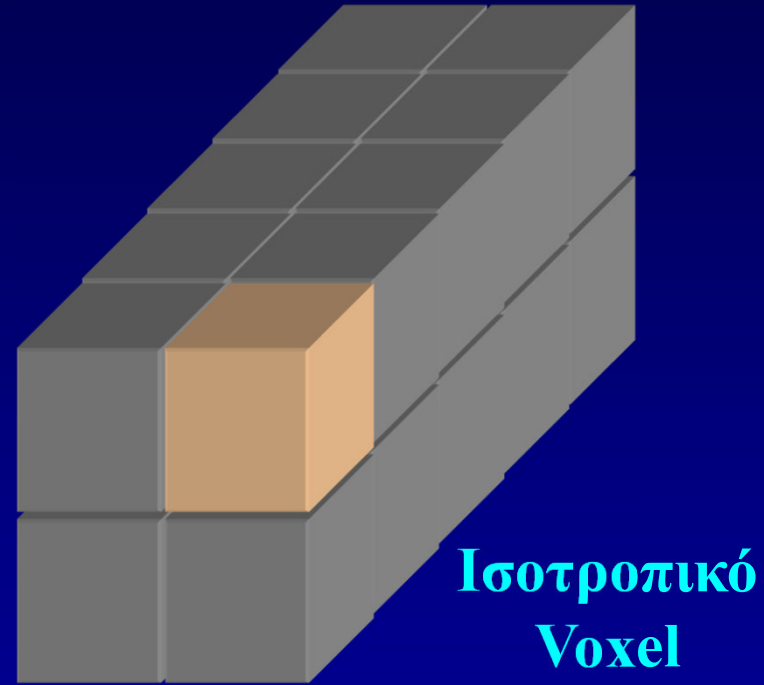
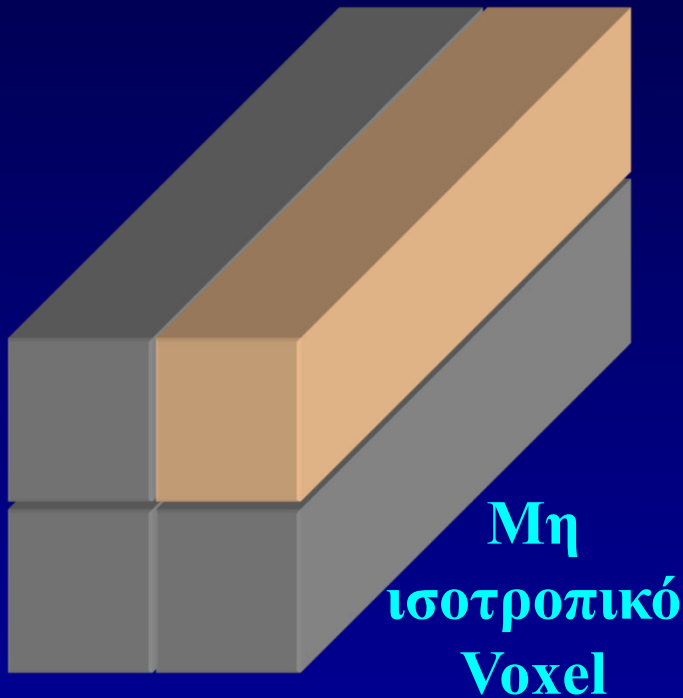


$$\begin{aligned} \text{Μέγεθος voxel (mm}^3\text{)} &= \\ &A \text{ διάσταση pixel} * \\ &B \text{ διάσταση pixel} * \\ &\text{πάχος τομής} \end{aligned}$$

Πάχος τομής (mm)

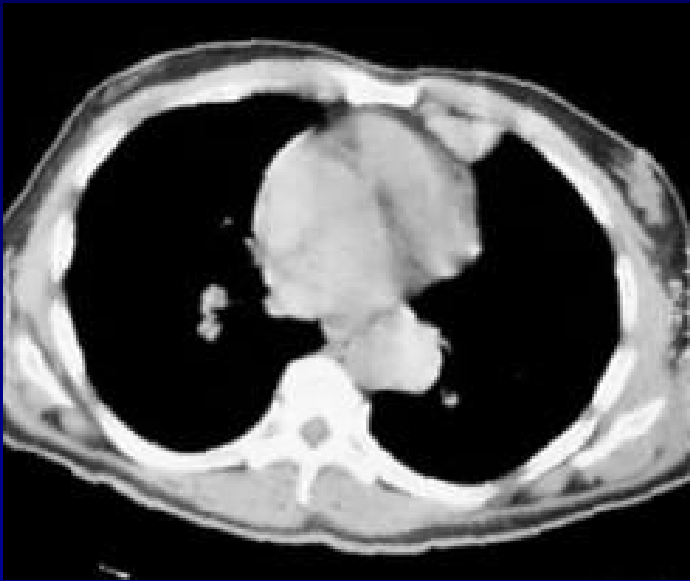
Μέγεθος μήτρας (# pixels/voxels)

Ισοτροπική απεικόνιση (isotropic imaging): Το πλεονέκτημα της ΥΤΠΤ



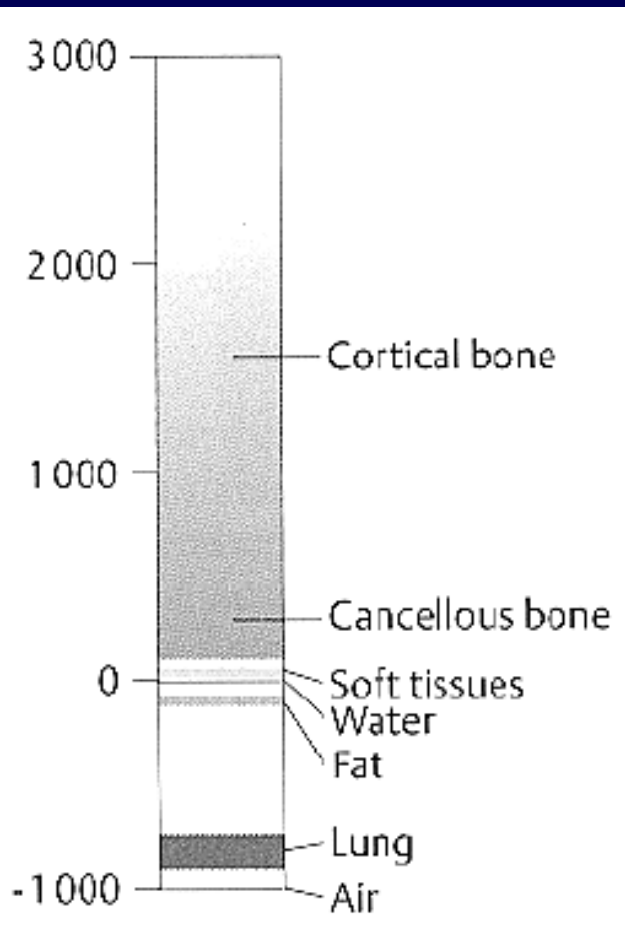
Όταν η διάσταση στον z άξονα γίνει ίση με τις 2 άλλες διαστάσεις του voxel, έχουμε ισοτροπικό voxel (κύβος) & ισοτροπική απεικόνιση

Οπτικοποίηση στην ΥΤ



- Κάθε pixel έχει διαφορετική φωτεινότητα
- Όσο μεγαλύτερη είναι η εξασθένηση στο υποκείμενο voxel (δηλ. ο αριθμός CT/HU), τόσο πιο ανοικτό (άσπρο) απεικονίζεται (π.χ., οστό)
- Όσο μικρότερη είναι η εξασθένηση στο υποκείμενο voxel (δηλ. ο αριθμός CT/HU), τόσο πιο σκούρο (μαύρο) απεικονίζεται (π.χ., αέρας)

Οπτικοποίηση στην ΥΤ

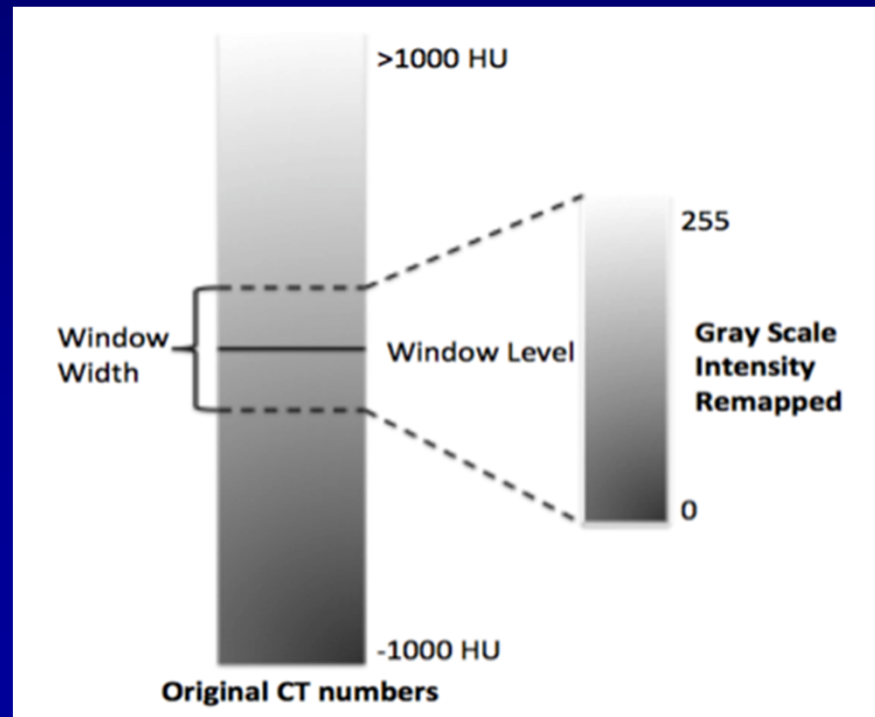


Συνεπώς, δεν έχει νόημα να αντιστοιχίσουμε την πλήρη κλίμακα των αριθμών CT (περίπου 4000 HU, 12 bits) σε πλήρη κλίμακα αποχρώσεων του γκρι, γιατί μικρές διαφορές στον αριθμό CT δεν θα είναι ορατές

Οπότε, στις εικόνες ΥΤ 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)**

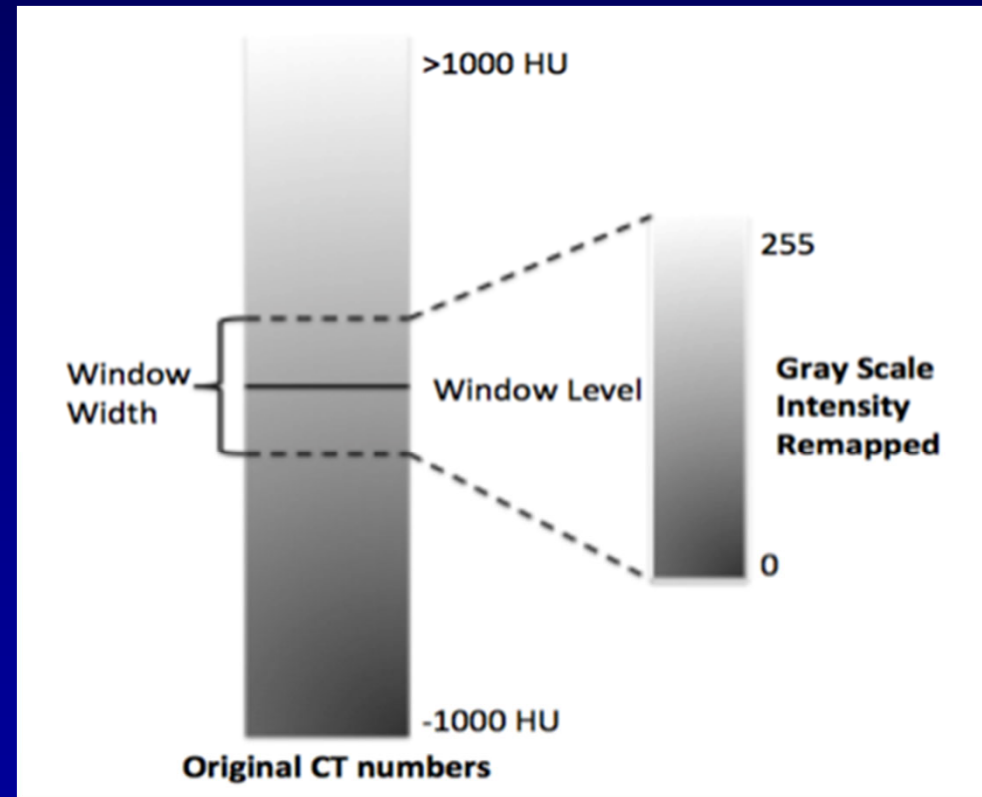


Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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



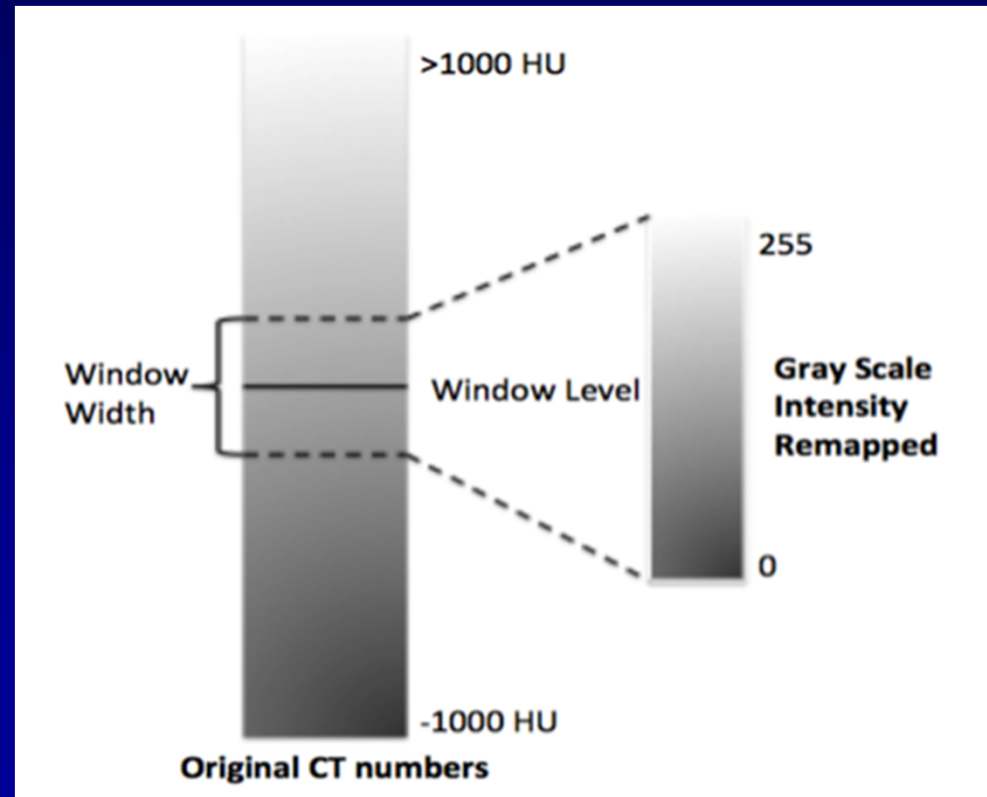
Βάθος εικόνας: 8 bits

Οπτικοποίηση στην ΥΤ

Κέντρο παραθύρου

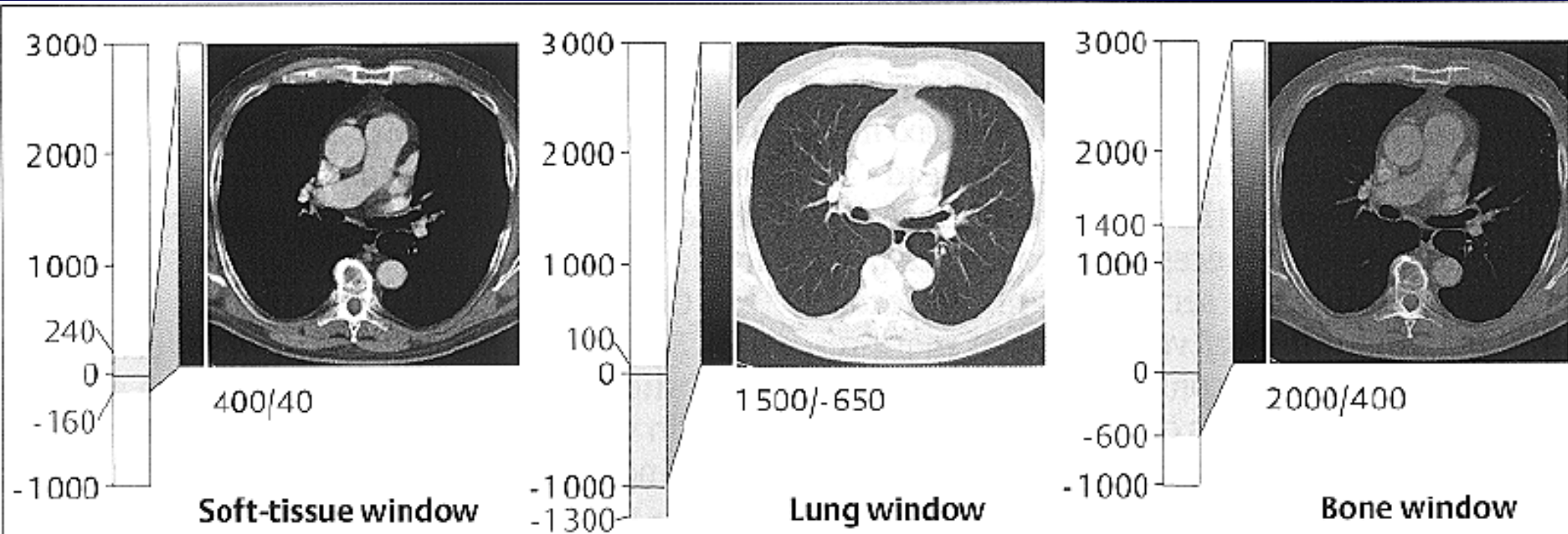
Καθορίζει τη θέση του παραθύρου πάνω στην κλίμακα των αριθμών CT και τον κεντρικό αριθμό CT στην απεικονιζόμενη εικόνα

– Επηρεάζει τη **φωτεινότητα** της εικόνας



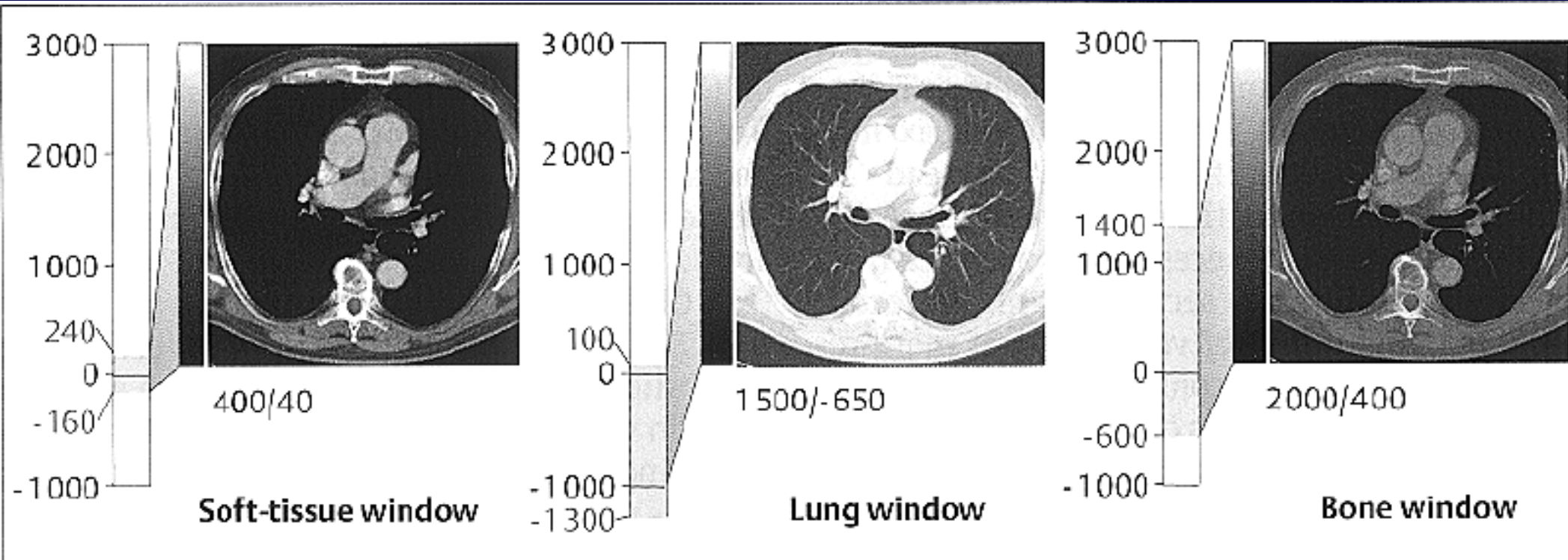
Βάθος εικόνας: 8 bits

Οπτικοποίηση στην ΥΤ



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

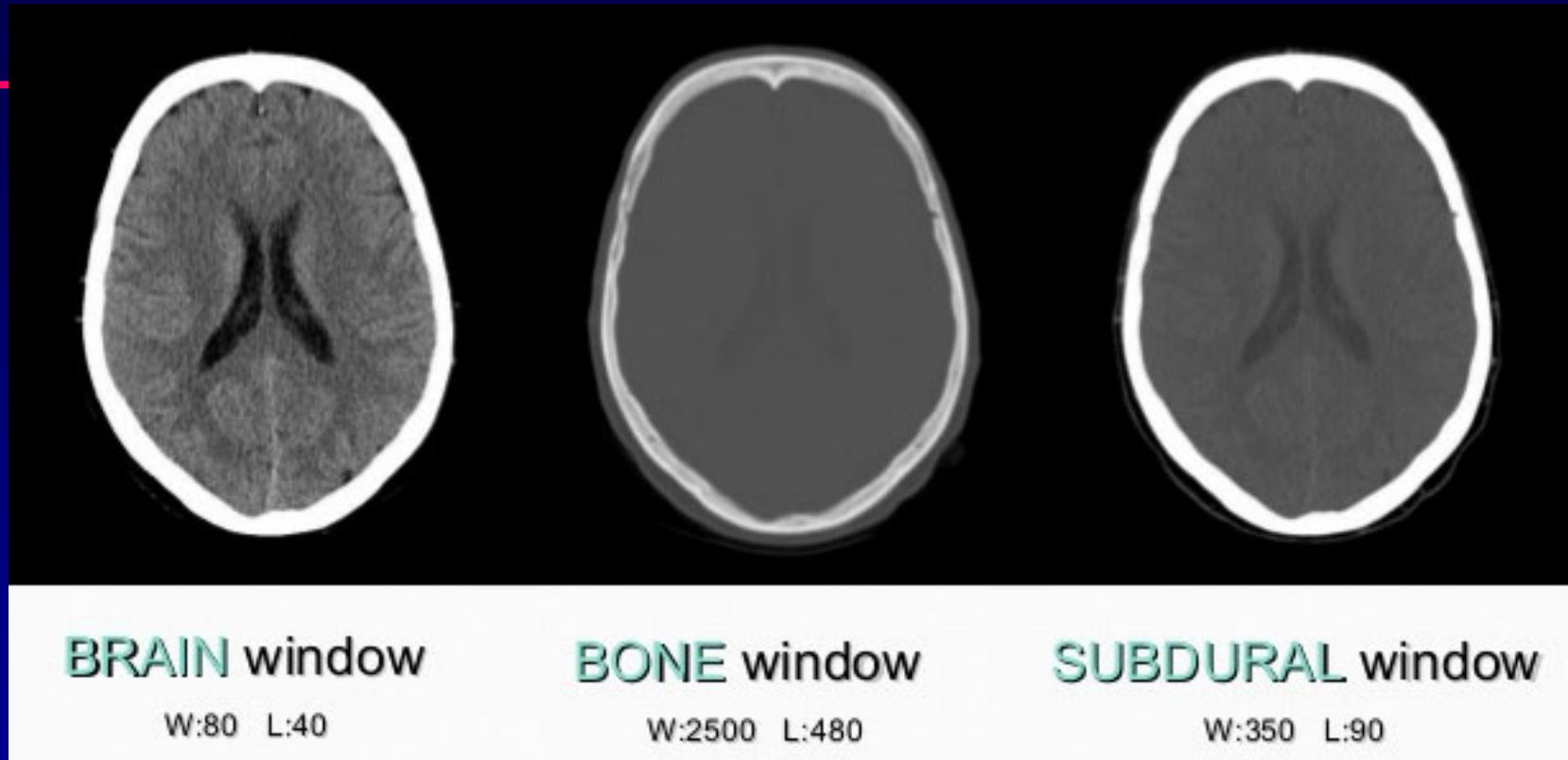
Οπτικοποίηση στην ΥΤ



Τρία διαφορετικά παράθυρα για την ίδια εικόνα:

- Το μικρό εύρος (400) αυξάνει την αντίθεση εικόνας: μαλακοί ιστοί
- Το χαμηλό κέντρο (-650) αυξάνει τη φωτεινότητα: παρέγχυμα
- Το υψηλό κέντρο (400) μειώνει τη φωτεινότητα: οστά

Οπτικοποίηση στην ΥΤ



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

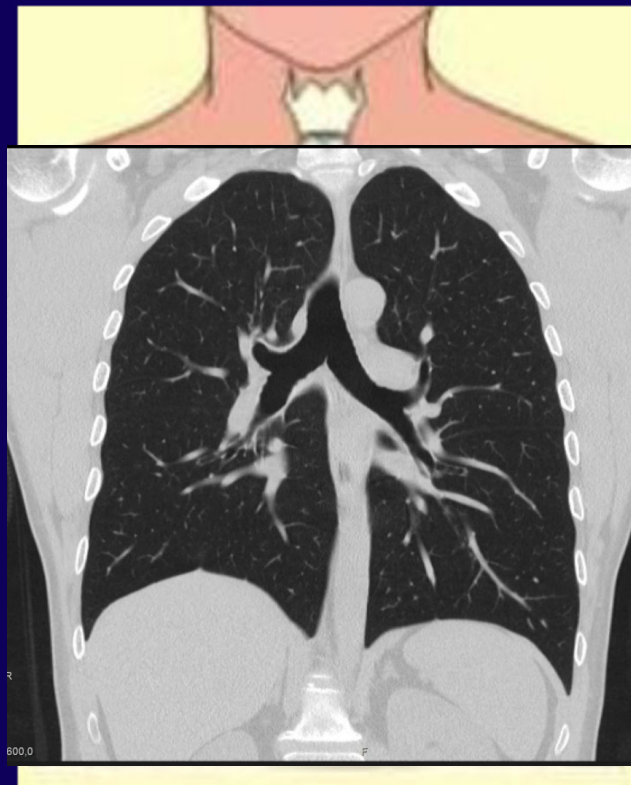
Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Συμπεράσματα*

Ποιότητα Εικόνας ΥΤ

Χαρακτηριστικά της ποιότητας απεικόνισης

Χωρική
Διακριτική
Ικανότητα



~~Ψευδεικόνες~~
&
παραπονήσεις

Ασάφεια

Αντίθεση
Εικόνας

Θόρυβος

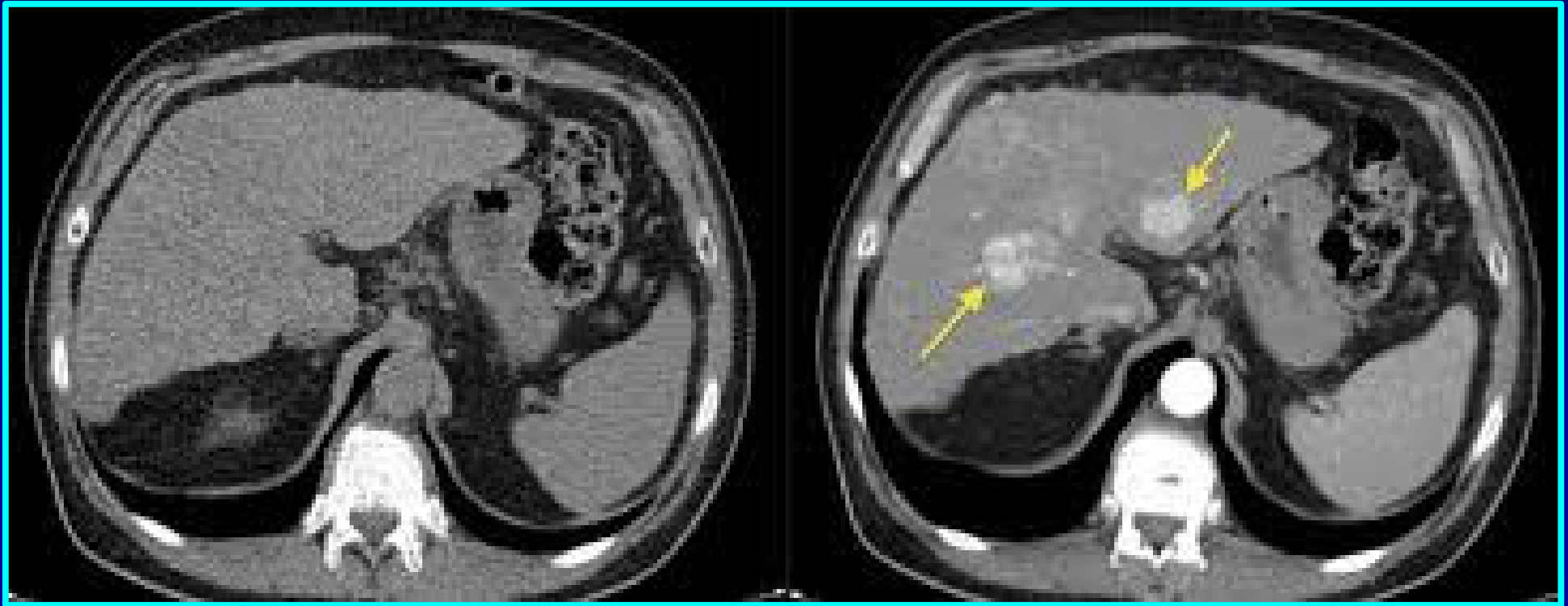
Ποιότητα Εικόνας ΥΤ:

Χωρική Διακριτική Ικανότητα (spatial resolution)

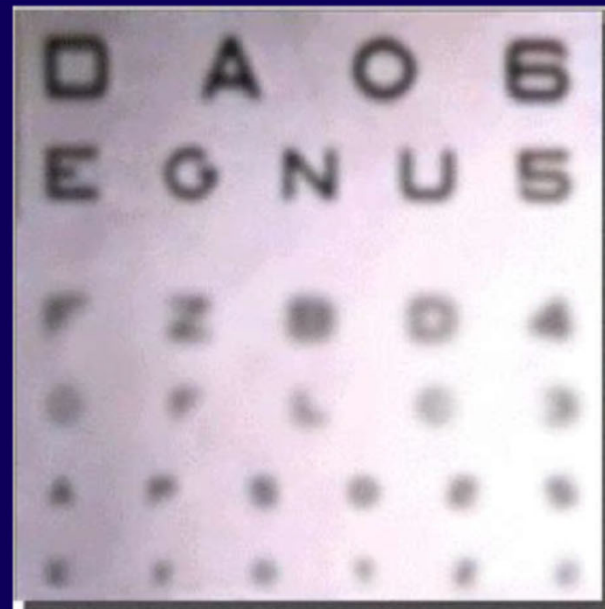
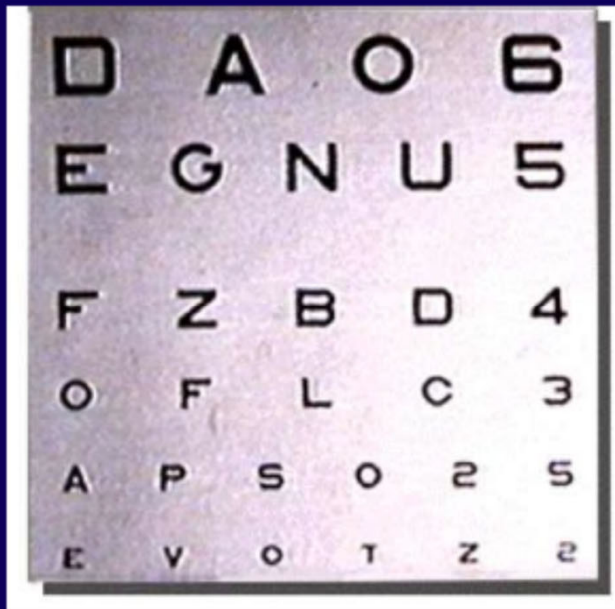
- Η ικανότητα του συστήματος να διακρίνει σαν διαφορετικές μικρές δομές υψηλής πυκνότητας που βρίσκονται σε μικρή απόσταση μεταξύ τους
 - Με άλλα λόγια, εκφράζει το μέγεθος του μικρότερου αντικειμένου (ή δομής) υψηλής αντίθεσης (υψηλής πυκνότητας), το οποίο είναι δυνατόν να απεικονισθεί

Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Αντίθεση (low contrast resolution)

Η αντίθεση (διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης) εκφράζει την ικανότητα του συστήματος να διακρίνει μεταξύ δύο δομών που έχουν μικρή διαφορά στον αριθμό CT (ιδιότητες εξασθένησης) μεταξύ τους



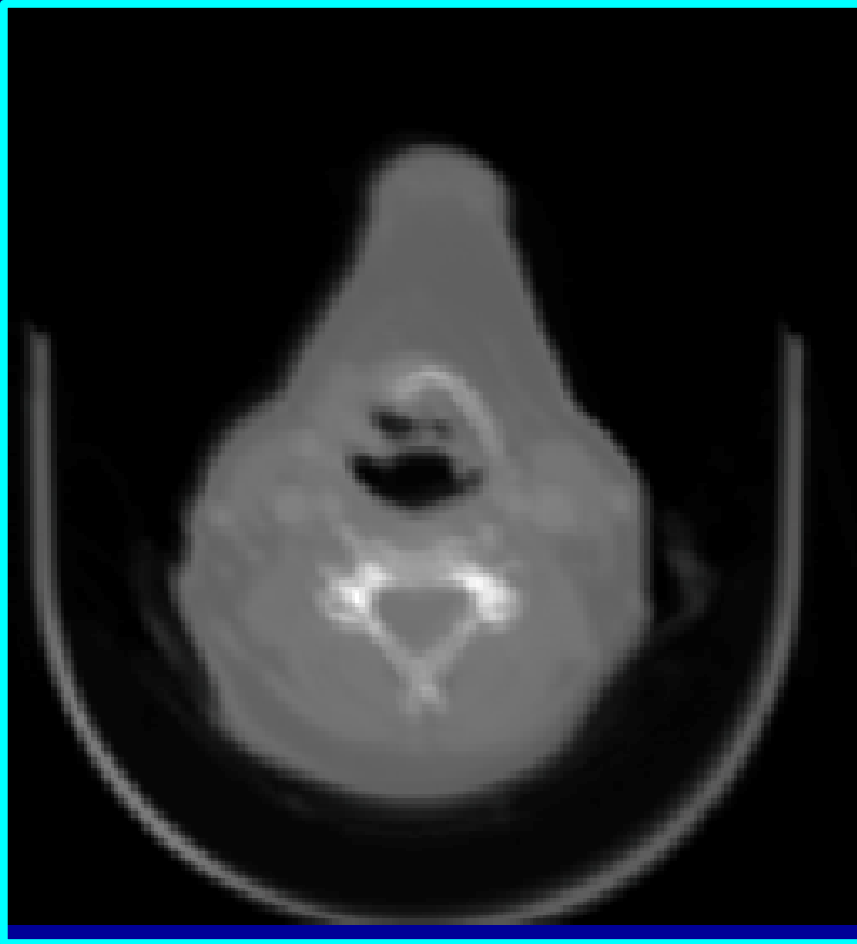
Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ασάφεια



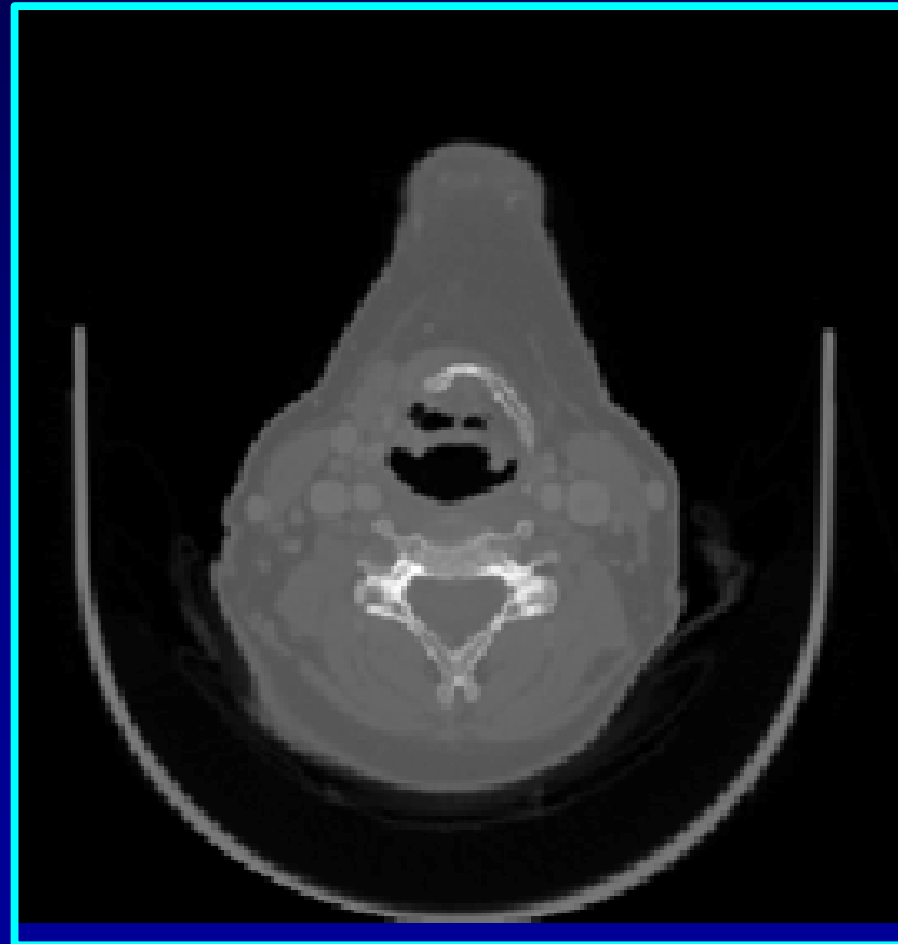
Η αδυναμία της μεθόδου να απεικονίσει αυστηρά το περίγραμμα ή τα όρια του αντικειμένου. Οφείλεται σε:

- Κίνηση του αντικειμένου κατά την απεικόνιση
- Μέγεθος της εστίας ανόδου
- Μέθοδος ανακατασκευής της εικόνας (παραδοχές)
- Μη ικανοποιητική δειγματοληψία

Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ασάφεια



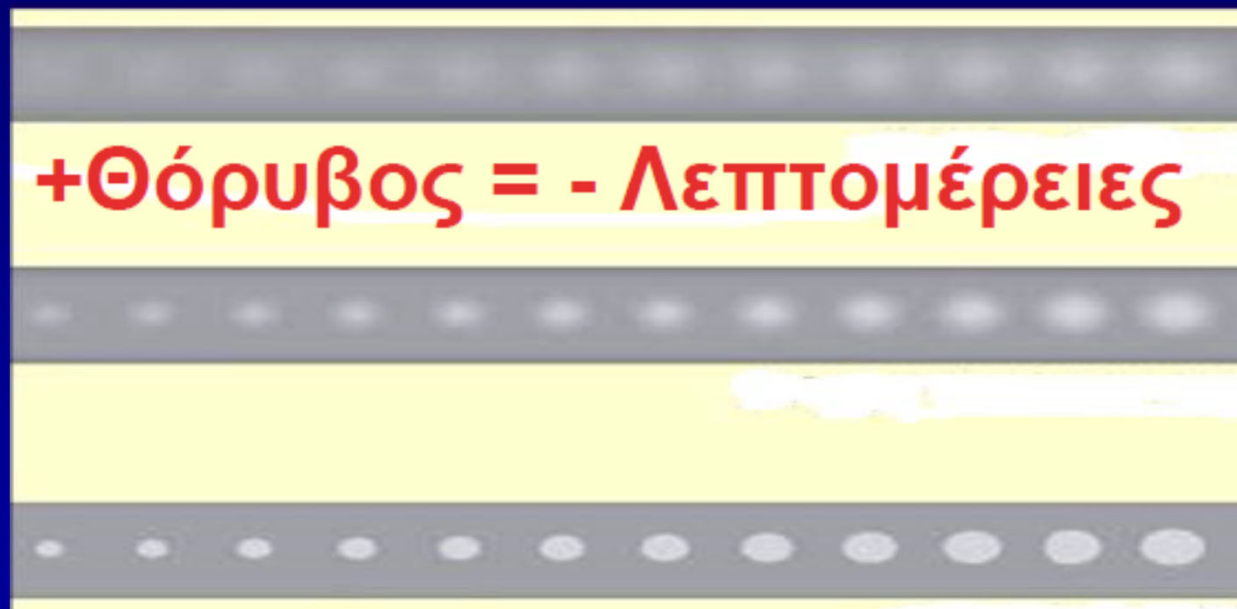
Με ασάφεια



Χωρίς ασάφεια

Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

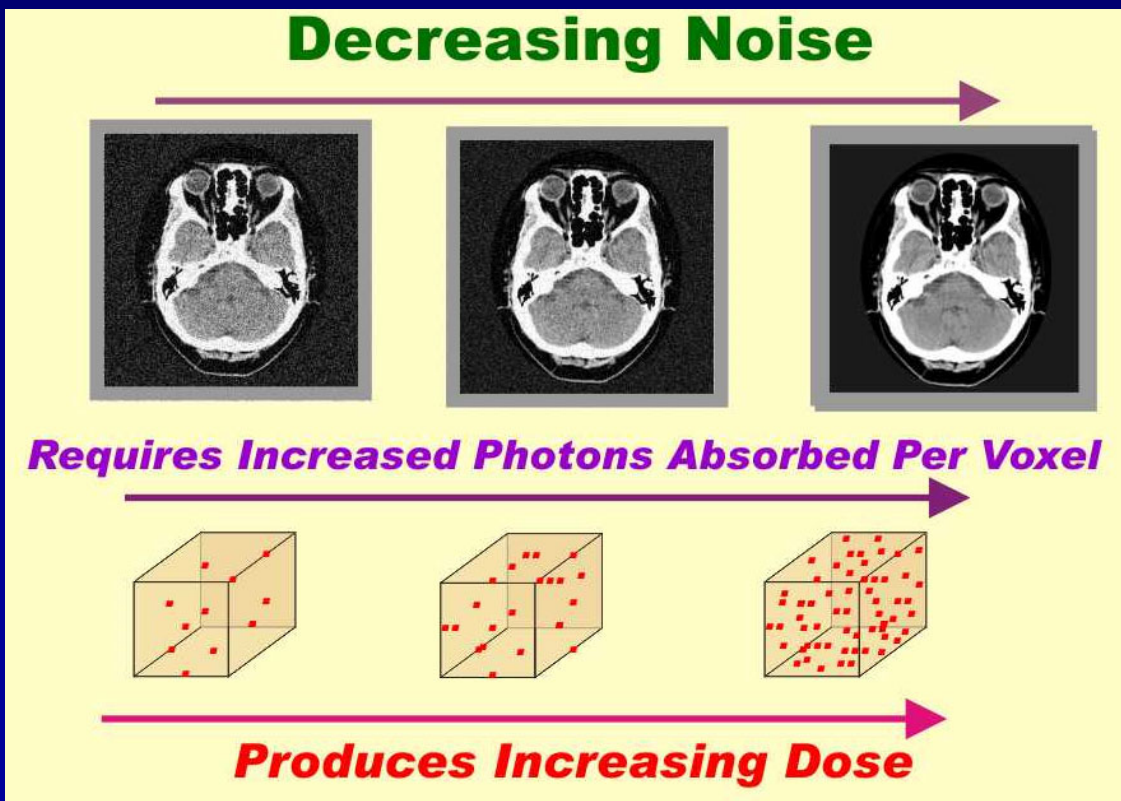
Οι λεπτομέρειες των δομών προς απεικόνιση επηρεάζονται αρνητικά από τα επίπεδα θορύβου στην εικόνα



Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

Κύριο είδος θορύβου: **Κβαντικός θόρυβος**

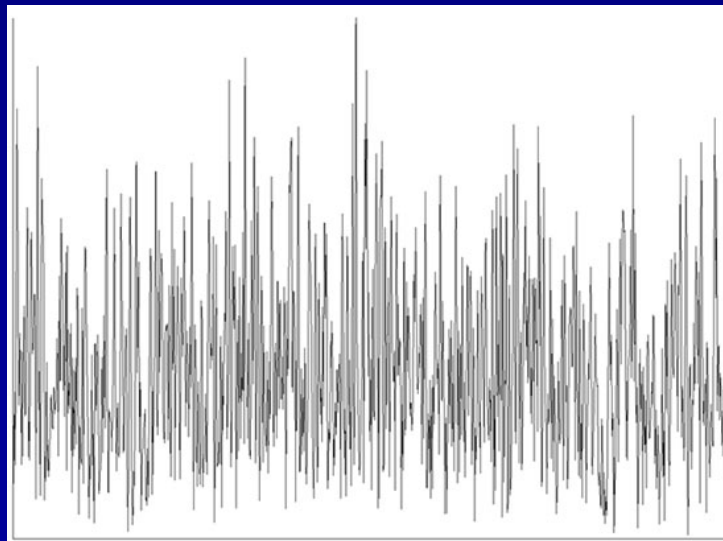
Οφείλεται στον στατιστικό (τυχαίο) χαρακτήρα της εκπομπής των φωτονίων από τη λυχνία



Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

Άλλα είδη θορύβου:

- Θόρυβος λόγω σκεδαζόμενης ακτινοβολίας
- Θόρυβος ανιχνευτικού συστήματος (ηλεκτρονικός)
- Δομικός θόρυβος (π.χ., επιπροβολή δομών / φαινόμενο μερικού όγκου)



Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: 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

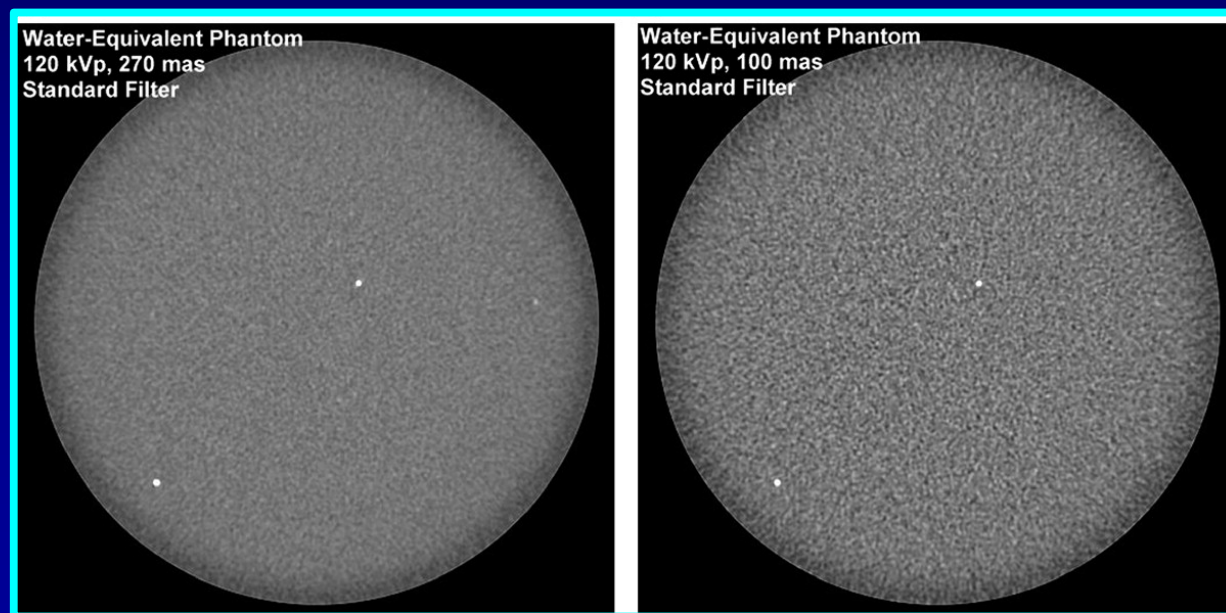
Ο θόρυβος επιφέρει μια εύλογη
αβεβαιότητα στις μετρούμενες τιμές
του αριθμού CT και εκτιμάται ως η
τυπική απόκλιση γύρω από τη μέση
τιμή μιας περιοχής ενδιαφέροντος

$$\sigma = N^{1/2}$$

N=αριθμός ανιχνευθέντων φωτονίων

Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

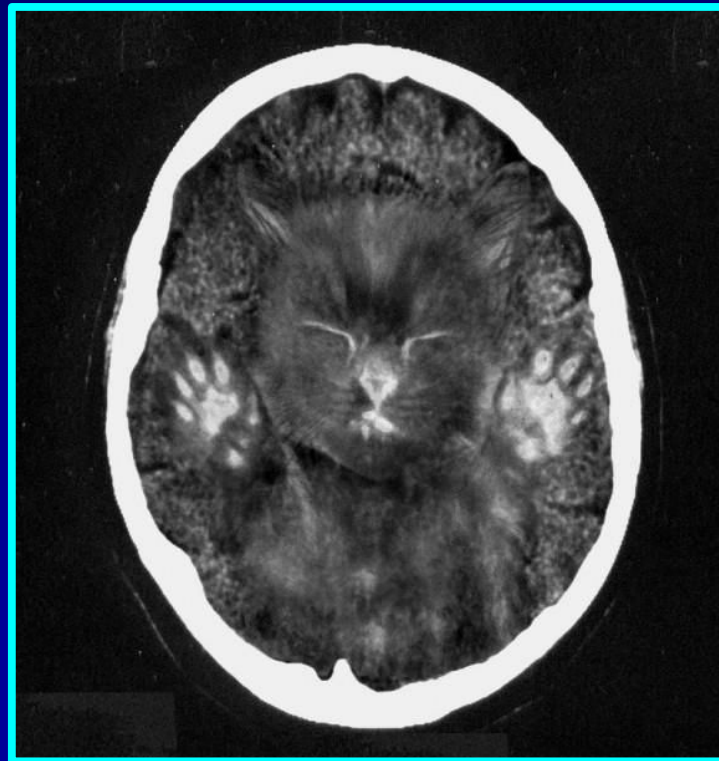
Ο θόρυβος εξαρτάται από το φορτίο της λυχνίας (mAs), αλλά και τα kV, ενώ προσδίδει «κοκκώδη» υφή στην εικόνα



Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality, J Nucl Med Technology, 2007 (35)

Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

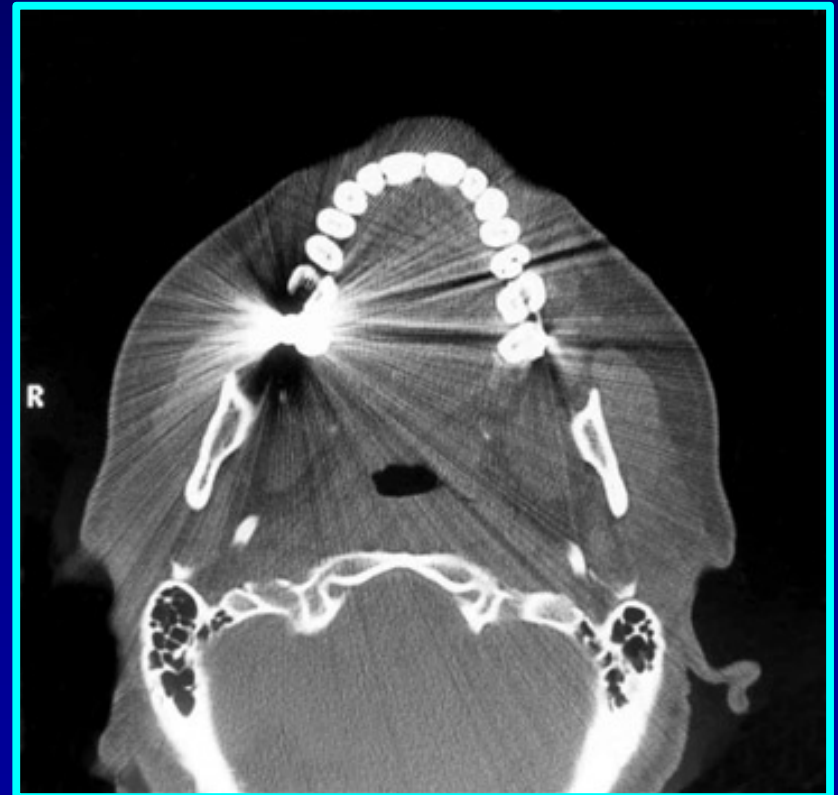
Παραμορφώσεις ή απεικονιζόμενες δομές που εμφανίζονται στην εικόνα χωρίς να αντιστοιχούν σε πραγματικές (ανατομικές) δομές



Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

Οφείλονται σε διάφορους παράγοντες:

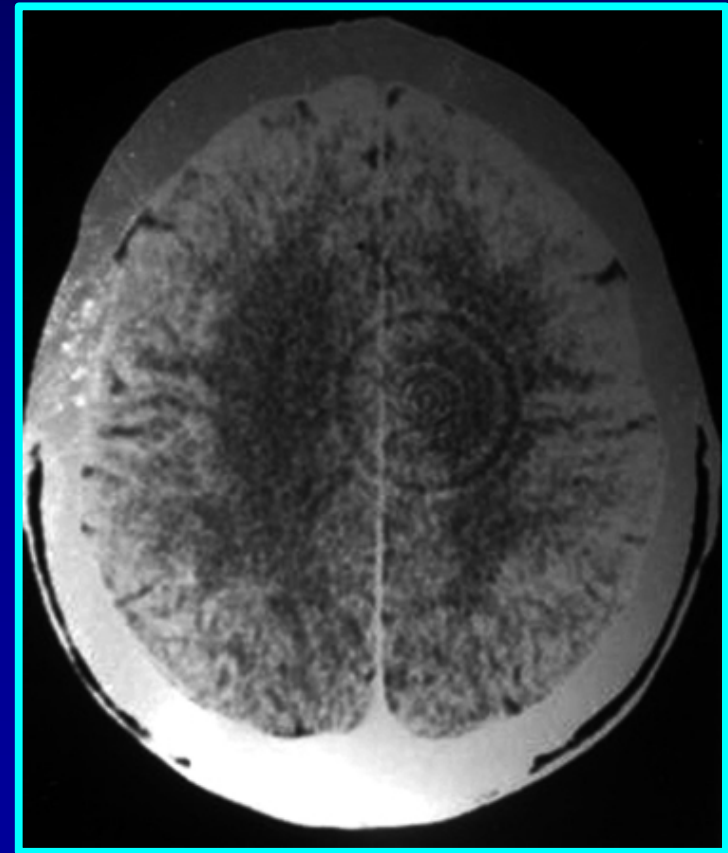
- Την σκλήρυνση της δέσμης των ακτίνων X (beam hardening):
Σημαντική απορρόφηση φωτονίων χαμηλής ενέργειας κατά τη διέλευσή τους μέσα από το σώμα, με αποτέλεσμα την αύξηση της μέσης ενέργειας της δέσμης



Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

Οφείλονται σε διάφορους παράγοντες:

- Τεχνικό πρόβλημα του συστήματος (π.χ. αστάθεια ή μη σωστή βαθμονόμηση των ανιχνευτών)



Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

Οφείλονται σε διάφορους
παράγοντες:

- Κίνηση της ανατομικής περιοχής ενδιαφέροντος κατά την έκθεση



Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

Οφείλονται σε διάφορους παράγοντες:

- Ανεπαρκής δειγματοληψία (π.χ. ψευδεικόνα «ανεμόμυλλου»)

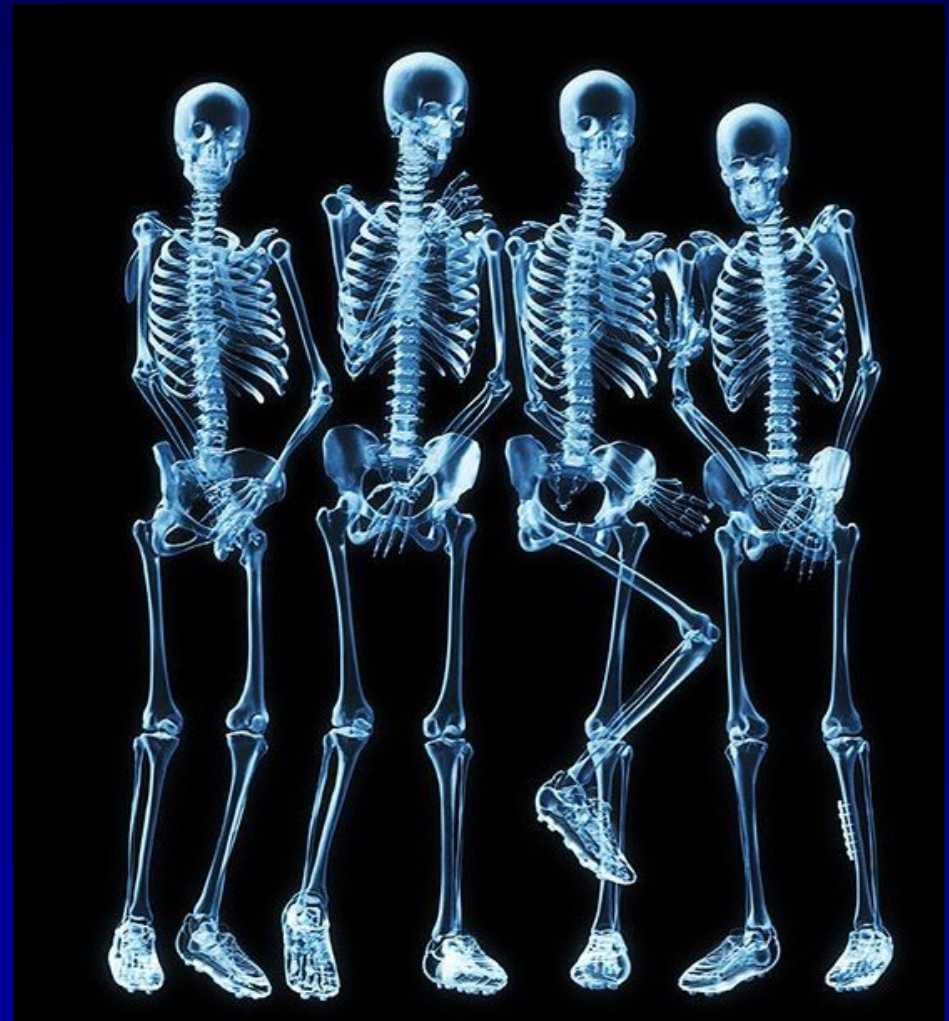


Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Συμπεράσματα*

Θέματα Δόσης στην ΥΤ

- Η δόση (απορροφούμενη / ισοδύναμη) που λαμβάνει ο εξεταζόμενος από μία ΥΤ είναι υψηλότερη σε σχέση με την αντίστοιχη κλασσική ακτινογραφία
- Επομένως, και η συνολική ακτινική επιβάρυνση, ως ενεργή δόση, είναι σχετικά μεγάλη στην ΥΤ



Θέματα Δόσης στην ΥΤ

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

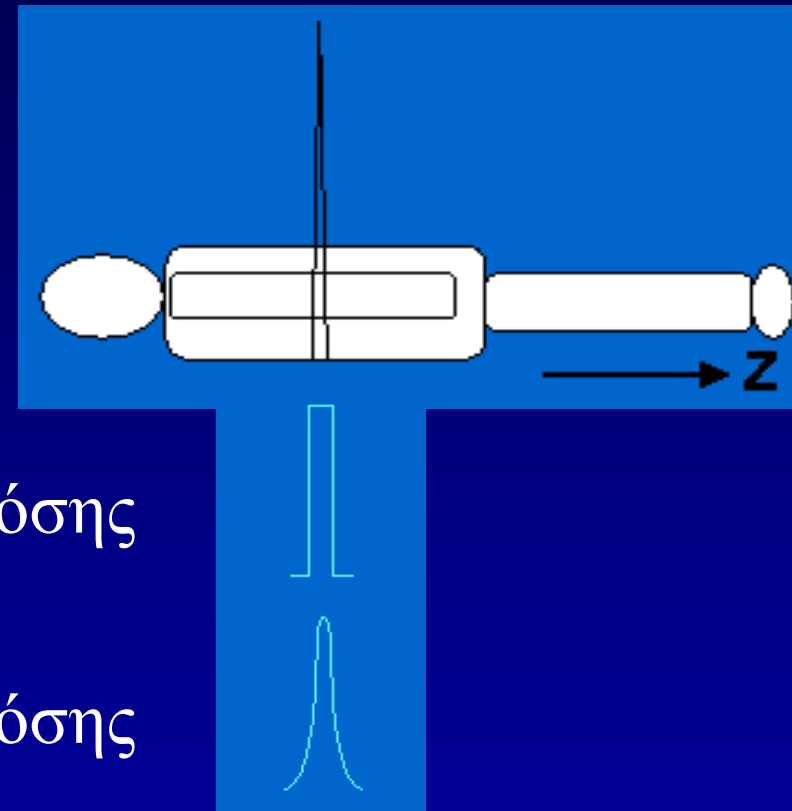
Εξέταση	Δόση CT Ενεργός δόση (mSv)	Δόση ακτινογραφίας Ενεργός δόση (mSv)
Θώρακας	7,8	0,05
ΟΜΣΣ	3,6	2,15
Κρανίο	1,8	0,15
Κοιλία	7,6	1,39
Λεκάνη	7,1	1,22

Παράγοντες που επηρεάζουν τη δόση στην ΥΤ

- Ρεύμα λυχνίας (tube current: mA)
 - Χρόνος περιστροφής (rotation time: s)
- } mAs
- Ενεργειακό φάσμα δέσμης (beam energy ← kVp)
 - Άνοιγμα κατευθυντήρα (συνολικό ονομαστικό πάχος)
 - Προώθηση τράπεζας pitch
 - Συστήματα ελέγχου της δόσης: Αυτόματη επιλογή του ρεύματος (AEC, ACS), διαμόρφωση του ρεύματος (current modulation)
 - Φίλτρα (filtration)
 - Γεωμετρική απόδοση και υπερέκθεση (overbeaming)
 - Απόδοση απορρόφησης ή ενδογενής ευαισθησία ανιχνευτών
 - Υπερσάρωση (overcanning)
 - Μέγεθος και ανατομία ασθενή

Η κατανομή δόσης κατά την ΥΤ καθορίζεται από:

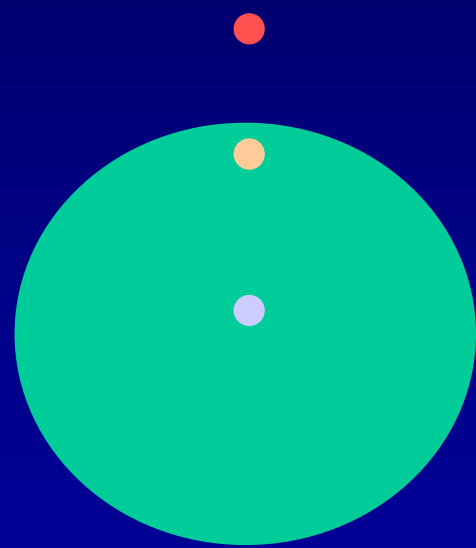
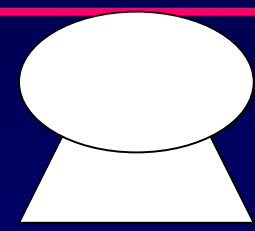
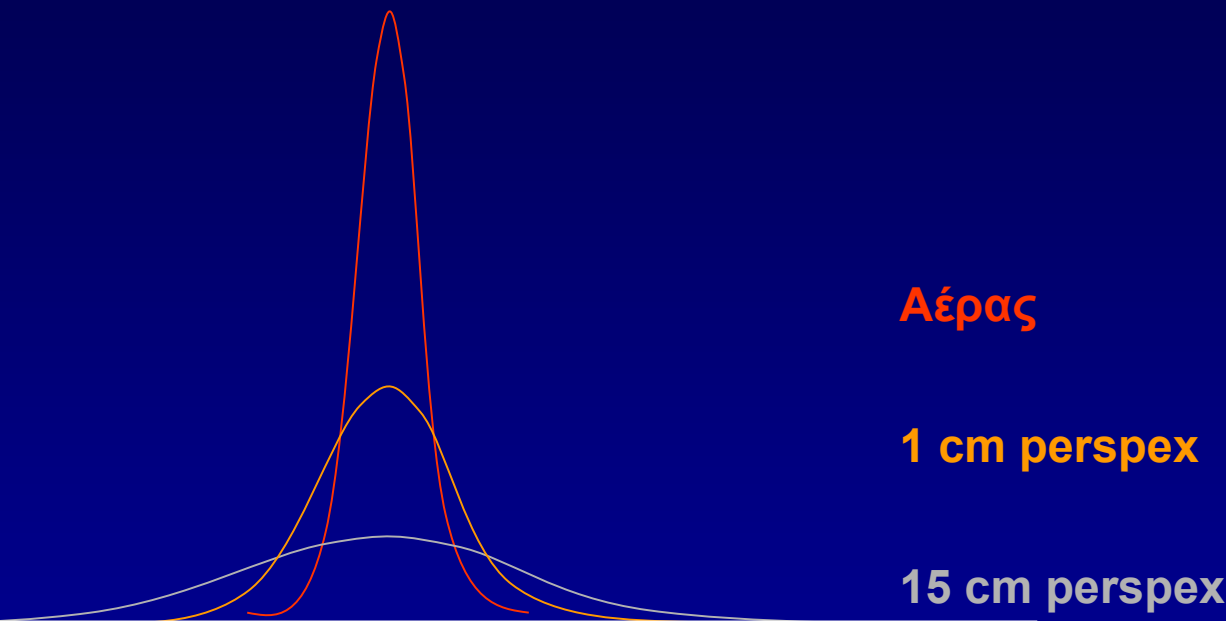
- Τα χαρακτηριστικά της δέσμης
 - τη μέση ενέργεια της δέσμης
 - το προφίλ της δέσμης κατά το z-άξονα



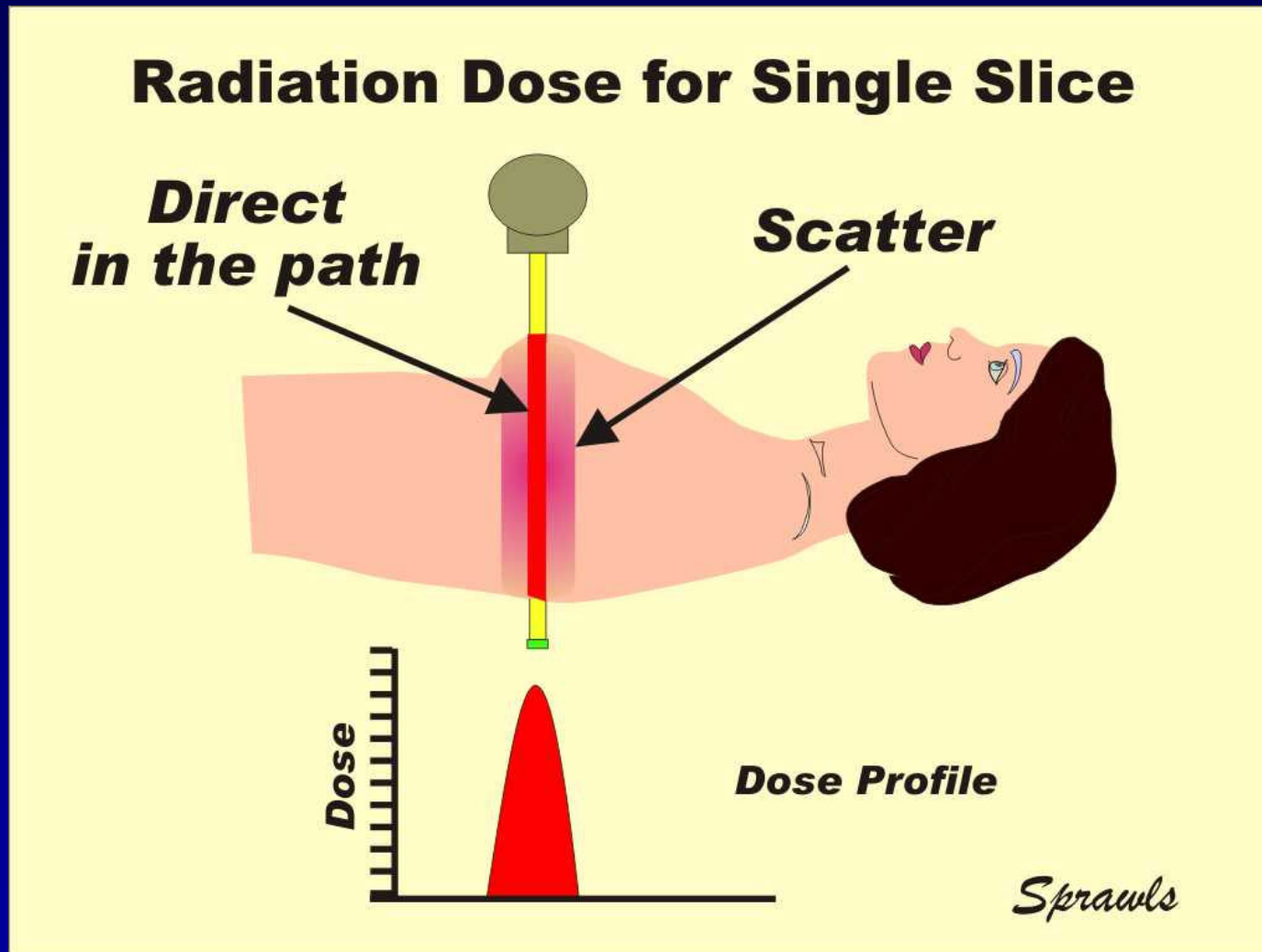
Ιδανικό προφίλ δόσης

Πραγματικό προφίλ δόσης

Το προφίλ της δόσης εξαρτάται κι από τη θέση μέτρησης και το υλικό απορρόφησης

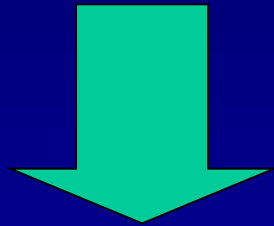


Το προφίλ της δόσης διευρύνεται λόγω της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας



Χαρακτηρισμός Δοσιμετρικής Συμπεριφοράς Συστήματος ΥΤ

- Η δοσιμετρική συμπεριφορά ενός συστήματος ΥΤ καθορίζεται εν πολλοίς από το σχήμα/μορφή του προφίλ δόσης κατά το z-άξονα



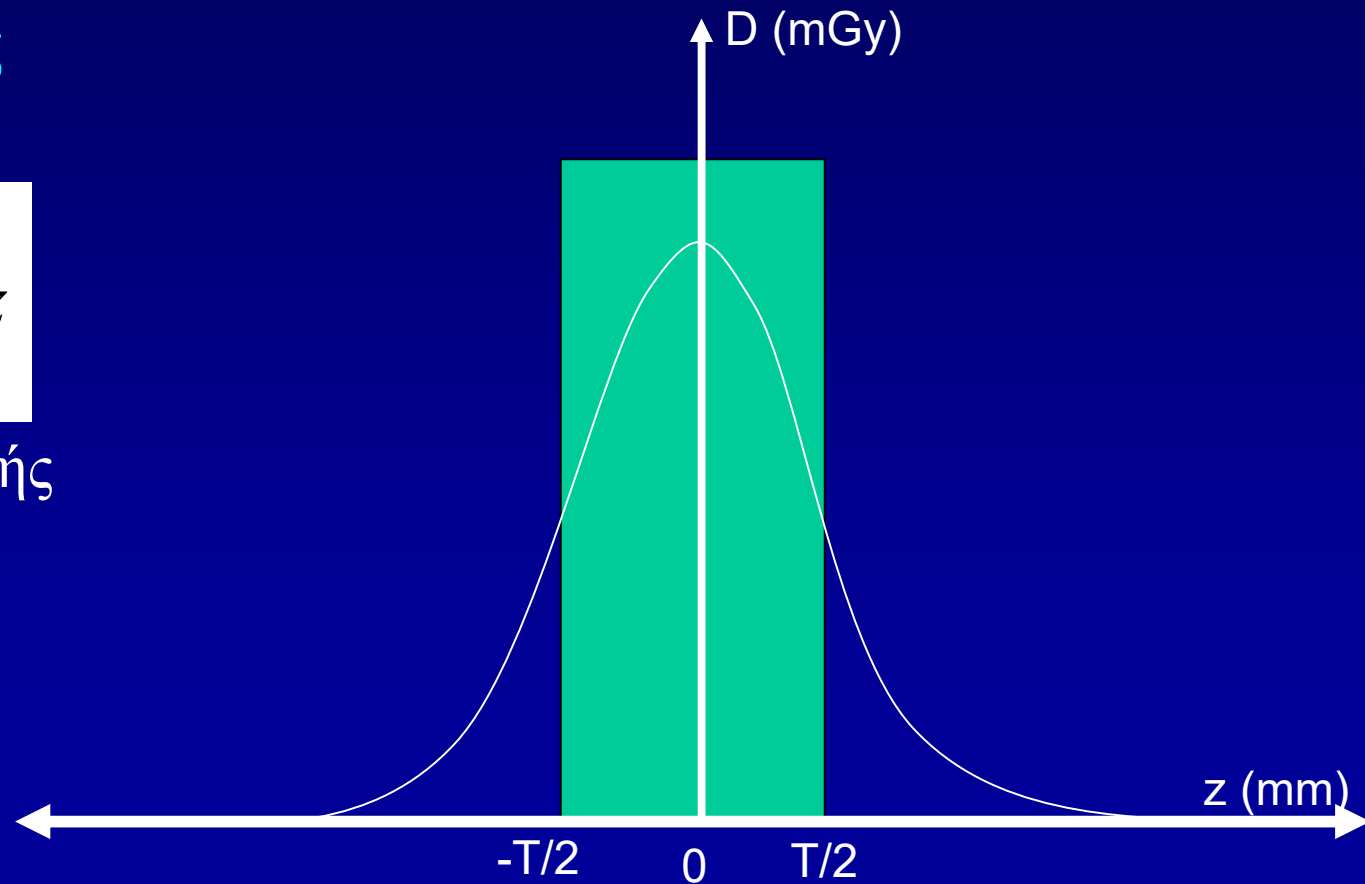
- Στις αρχές της δεκαετίας του '80 εισαγωγή του **Computed Tomography Dose Index (CTDI)**

Ορισμός CTDI

Το CTDI είναι το ολοκλήρωμα του προφίλ της δόσης κατά μήκος μιας γραμμής κάθετης στο τομογραφικό επίπεδο διαιρεμένο με το ονομαστικό πάχος τομής

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

T= Ονομαστικό πάχος τομής



Ορισμός $CTDI_{100}$

IEC
+
EU

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz$$



Pencil beam dosimeter

EU: European Union

IEC: International Engineering Consortium

Ορισμός $CTDI_{100}$ στην ΥΤΠΤ

IEC
+
EU

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} D(z) dz$$

T= Ονομαστικό πάχος τομής

n=Αριθμός τομών για μία απλή σάρωση

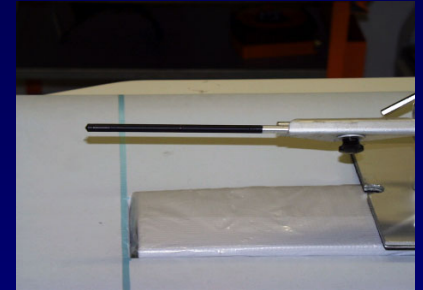
EU: European Union

IEC: International Engineering Consortium

Μετρήσεις CTDI

1. Στον αέρα στο ισόκεντρο:

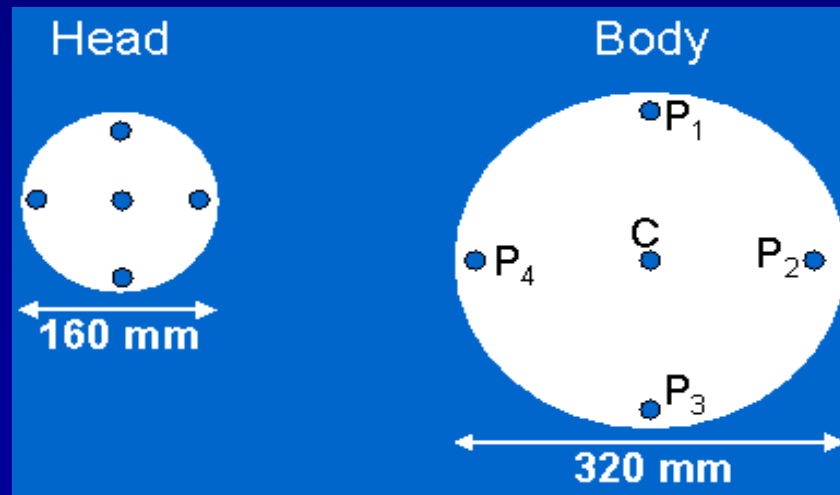
$$CTDI_{air} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz$$



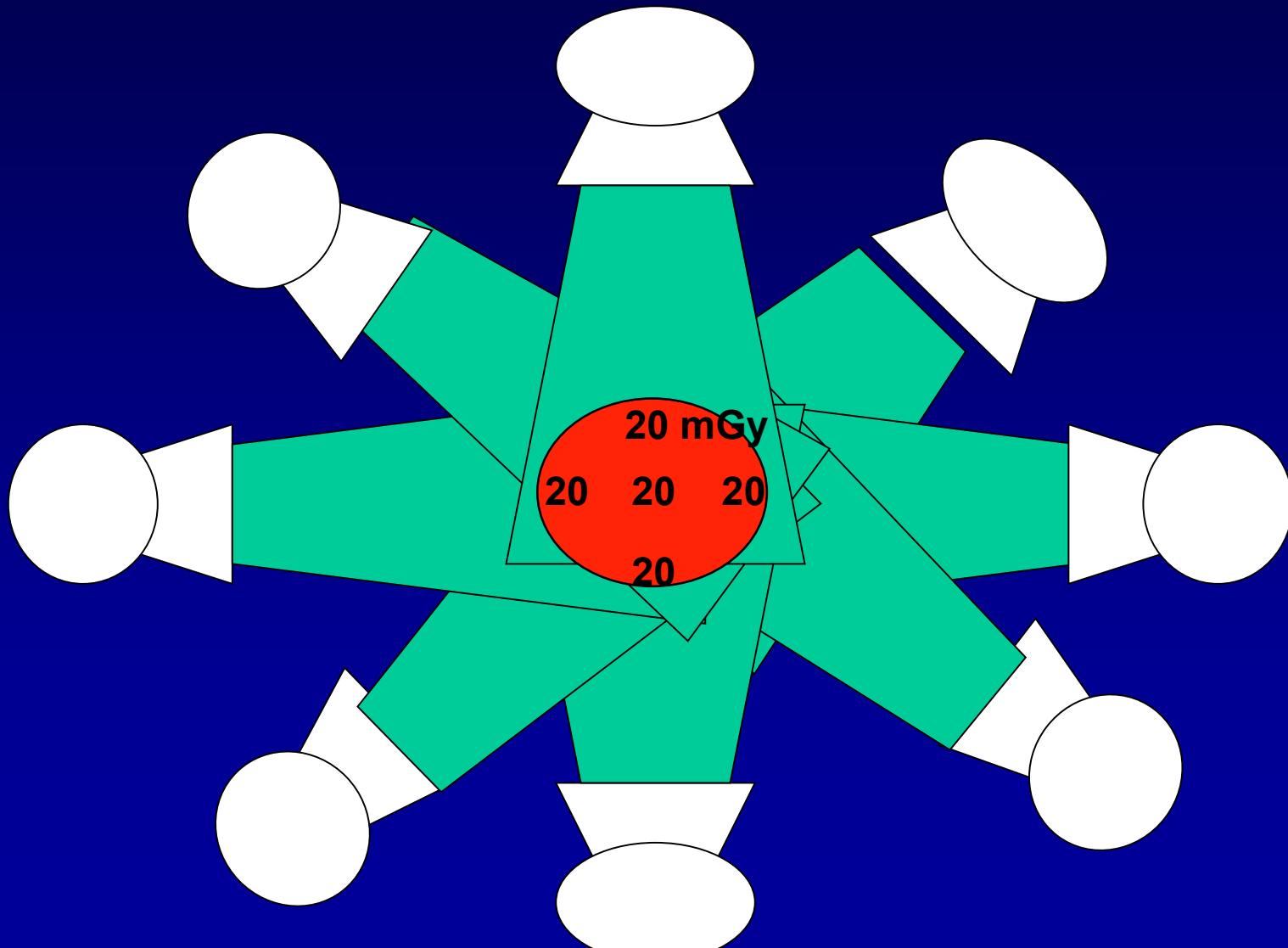
2. Σε PMMA ομοιώματα
μήκους 15 cm

και διαμέτρου:

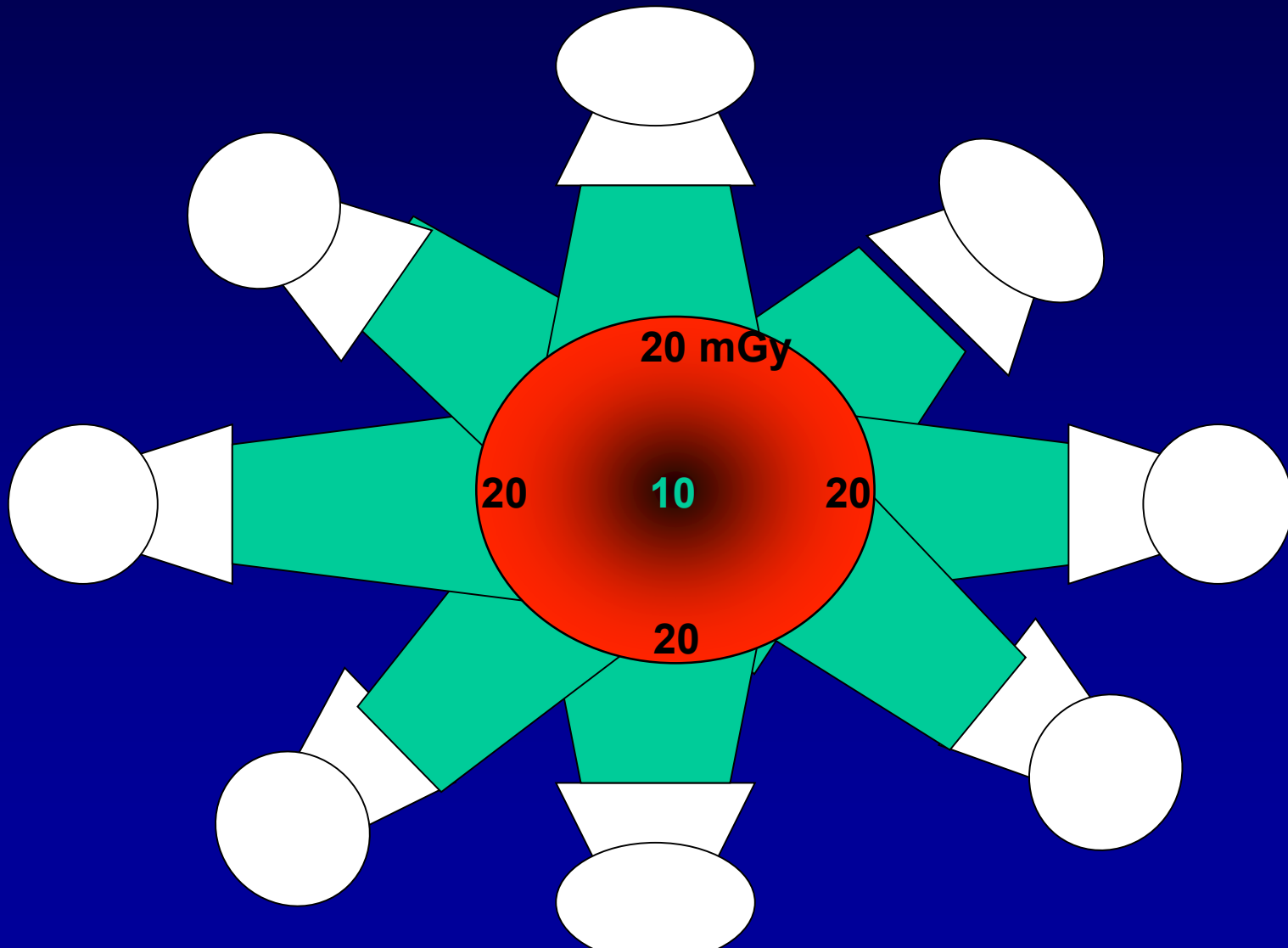
- 16 cm (head)
- 32 cm (body)



PMMA head phantom:
 $CTDI_p \approx CTDI_c$



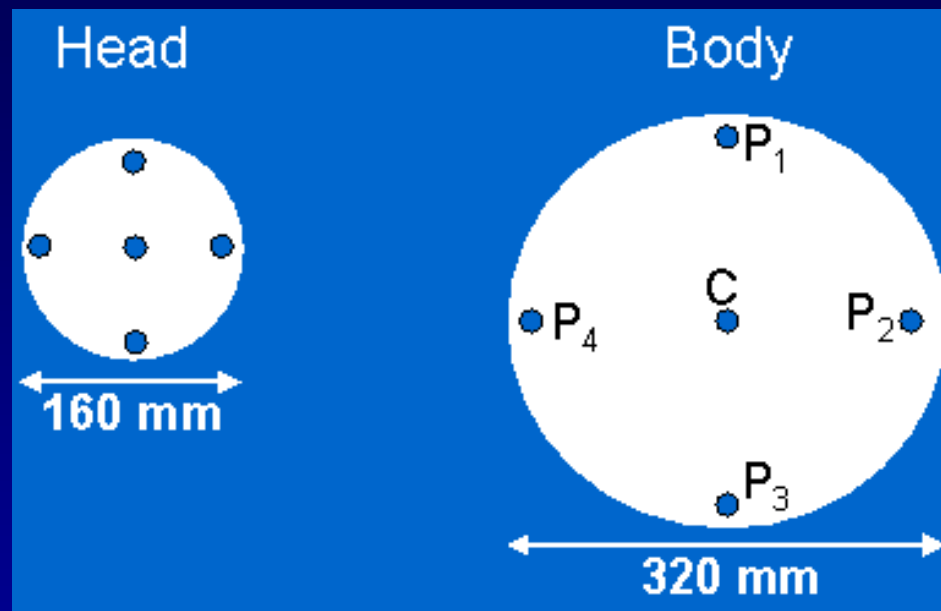
PMMA body phantom:
 $CTDI_p \approx 2 \times CTDI_c$



Μετρήσεις CTDI

- Οι τιμές CTDI (στο κέντρο του ομοιώματος) αυξάνουν όσο το μέγεθος του ομοιώματος μικραίνει
- Για το ίδιο πρωτόκολλο σάρωσης, μικρότερα ομοιώματα (ή μικρόσωμοι ασθενείς) απορροφούν υψηλότερη δόση σε σύγκριση με μεγαλύτερα ομοιώματα (ή μεγαλόσωμους ασθενείς)
- Περισσότερη ενέργεια (φωτόνια) θα απορροφηθεί στο μεγαλύτερο ομοίωμα, αλλά θα επιμερισθεί σε μεγαλύτερη μάζα. Η δόση στο κέντρο μικραίνει λόγω της μεγαλύτερης εξασθένησης της δέσμης από τον περιβάλλοντα ιστό

Ορισμός Weighted CTDI ($CTDI_w$)



$$CTDI_w = \frac{2}{3} CTDI_p + \frac{1}{3} CTDI_c$$

Ορισμός $CTDI_{vol}$

- Απλή, συμβατική σάρωση

N: # τομών ανά περιστροφή

T: Ονομαστικό πάχος τομής

Δd : Μετακίνηση τράπεζας

μεταξύ διαδοχικών περιστροφών

$$CTDI_{vol} = \frac{NT}{\Delta d} CTDI_w$$

- Ελικοειδής σάρωση

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

CTDI

Το CTDI παρέχει πληροφορία σχετική με τη δόση σε ένα πλαστικό ομοίωμα (για μήκος σάρωσης 100 mm) και όχι στον εξεταζόμενο

- Περιγράφει τη μέση δόση σε επίπεδο τομής (CTDI_w) ή κατά μήκος του άξονα z (CTDI_{vol}) για τις παραμέτρους σάρωσης που έχουν ορισθεί στο πρωτόκολλο
- Το CTDI δε λαμβάνει υπόψη
 - Τα χαρακτηριστικά του/ης εξεταζόμενου/ης
 - Το συνολικό μήκος σάρωσης

Γινόμενο Δόσης Μήκους Dose Length Product (DLP)

$$DLP (mGy \cdot cm) = CTDI_{vol} \cdot L$$

όπου L το μήκος σάρωσης

Εκτίμηση ενεργούς δόσης από το DLP

$$E = DLP \cdot k_{DLP}$$

Ανατομική Περιοχή	k_{DLP} (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)
Κεφάλι	0.0023
Τράχηλος	0.0054
Θώρακας	0.017
Κοιλιά	0.015
Πύελος	0.019

Υλικά, Λογισμικά & Μέθοδοι Μείωσης της Δόσης



Αυτόματη Επιλογή Ρεύματος

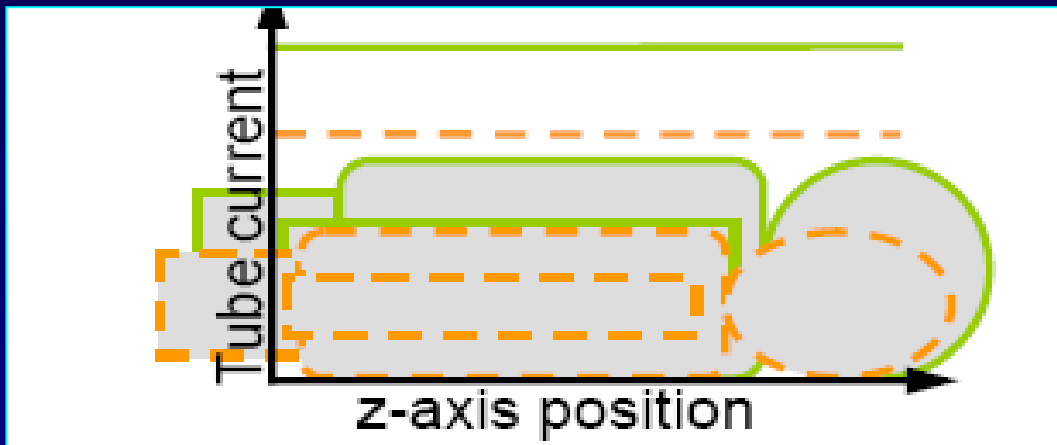
Automatic Current Selection (ACS)

- Διαθέσιμη τεχνική σε όλα τα σύγχρονα συστήματα ΥΤΠΤ
- Χρησιμοποιείται σε μελέτες κοιλίας, πυέλου, θώρακα & ΣΣ
- Συνιστώμενη, από το σύστημα, τιμή mAs ανάλογα με το σωματότυπο κάθε εξεταζόμενου/νης (για την επιλεγμένη τιμή kVp)

Ως αποτέλεσμα:

- Βελτιστοποιημένη δόση με βάση το μέγεθος του εξεταζόμενου
- Σταθερή ποιότητα εικόνας ανεξαρτήτως μεγέθους εξεταζόμενου

Αυτόματη Επιλογή Ρεύματος



- Η συνιστώμενη τιμή mAs επιλέγεται βάσει του συντελεστή εξασθένησης από τη ψηφιακή ακτινογραφία (τοπόγραμμα)
- Η συνιστώμενη τιμή υπολογίζεται με βάση ένα μέγεθος αναφοράς (ισοδύναμη διάμετρος H₂O) που έχει αποθηκευτεί στο σαρωτή για κάθε τμήμα του σώματος

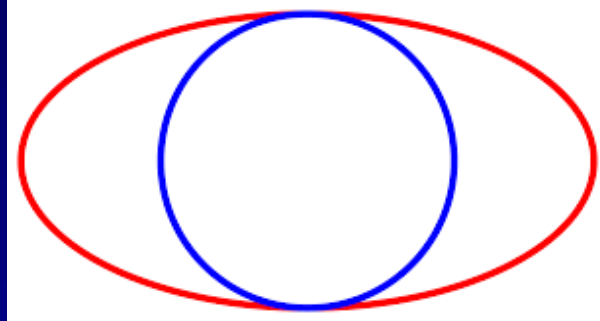
Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

Automatic Exposure Control (AEC) ή Automatic Current Modulation (ACM)

- Διαθέσιμη τεχνική σε όλα τα σύγχρονα συστήματα
- **Η βασική αρχή:**
 - Το ρεύμα της λυχνίας (mA) ρυθμίζεται συνεχώς κατά τη διάρκεια της σάρωσης ανάλογα με την εξασθένηση της προς απεικόνιση περιοχής

Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

- **Γωνιακή διαμόρφωση (Rotational AEC):** συνεχής ρύθμιση mA (σε πραγματικό χρόνο) κατά την περιστροφή σε περιοχές χωρίς συμμετρία

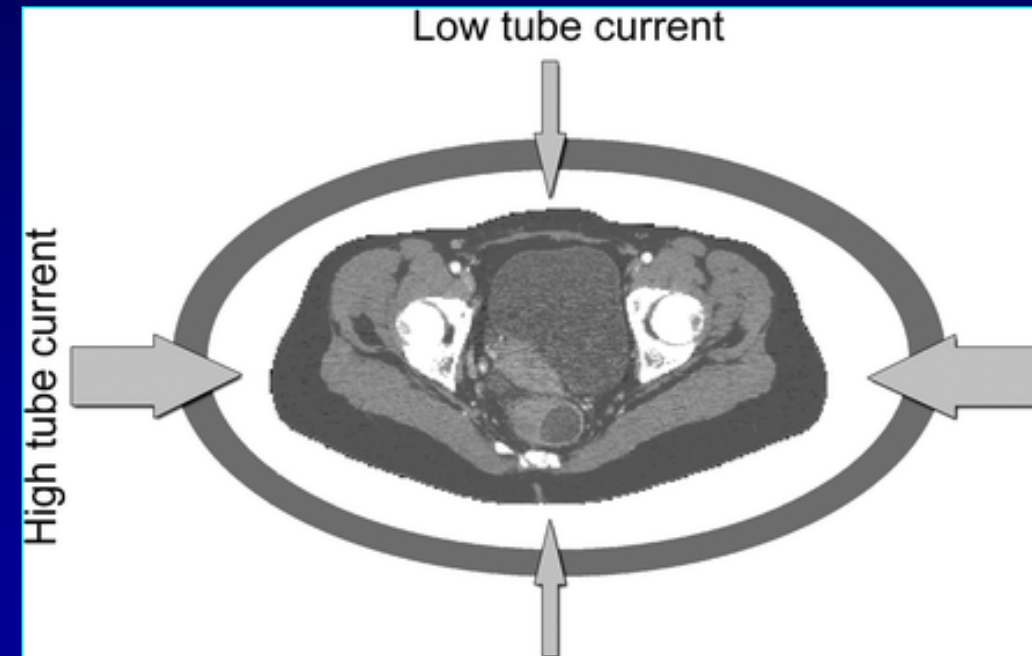


- Σε ασύμμετρα αντικείμενα οι μετρήσεις από χαμηλότερα σήματα παρέχουν υψηλότερο θόρυβο ενώ οι μετρήσεις από υψηλότερα σήματα συνεισφέρουν ελάχιστα στο συνολικό θόρυβο
- Χωρίς τη γωνιακή διαμόρφωση χρησιμοποιείται η ίδια τιμή mA για όλες τις γωνίες (άρα, υψηλή τιμή για περιορισμό των επιπέδων θορύβου)

Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

Γωνιακή διαμόρφωση (Rotational AEC):

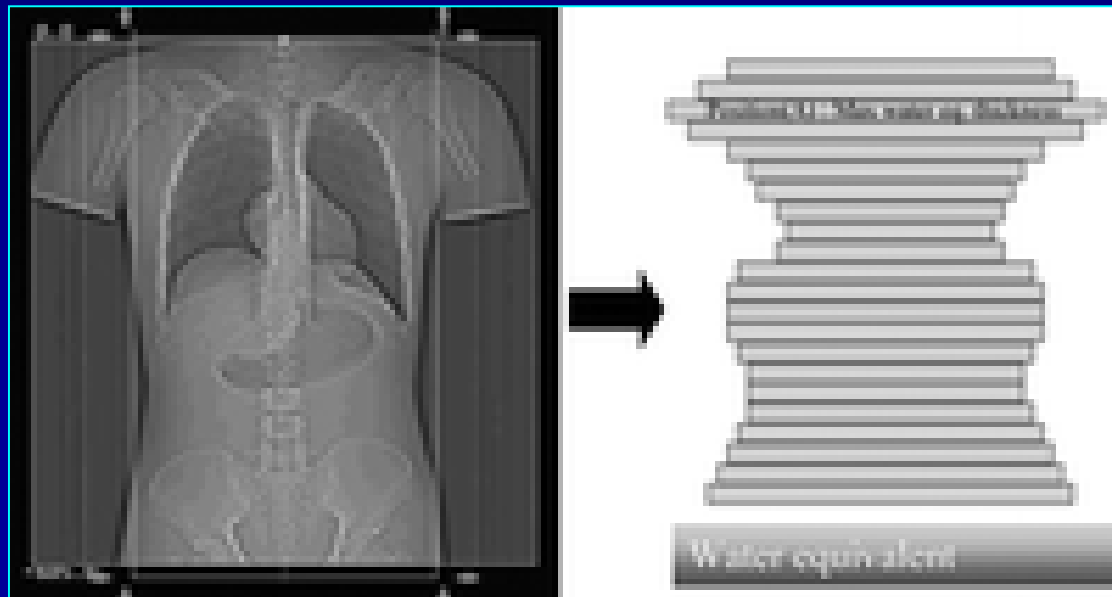
- Χρησιμοποιείται, κατά την περιστροφή, για τη μείωση της τιμής mA στην κατεύθυνση του υψηλού σήματος
- Χρησιμοποιεί τα δεδομένα της προηγούμενης περιστροφής για τον υπολογισμό της διαμόρφωσης στην επόμενη περιστροφή
- Δύο τιμές mA: προγραμματισμένη τιμή & πραγματική τιμή



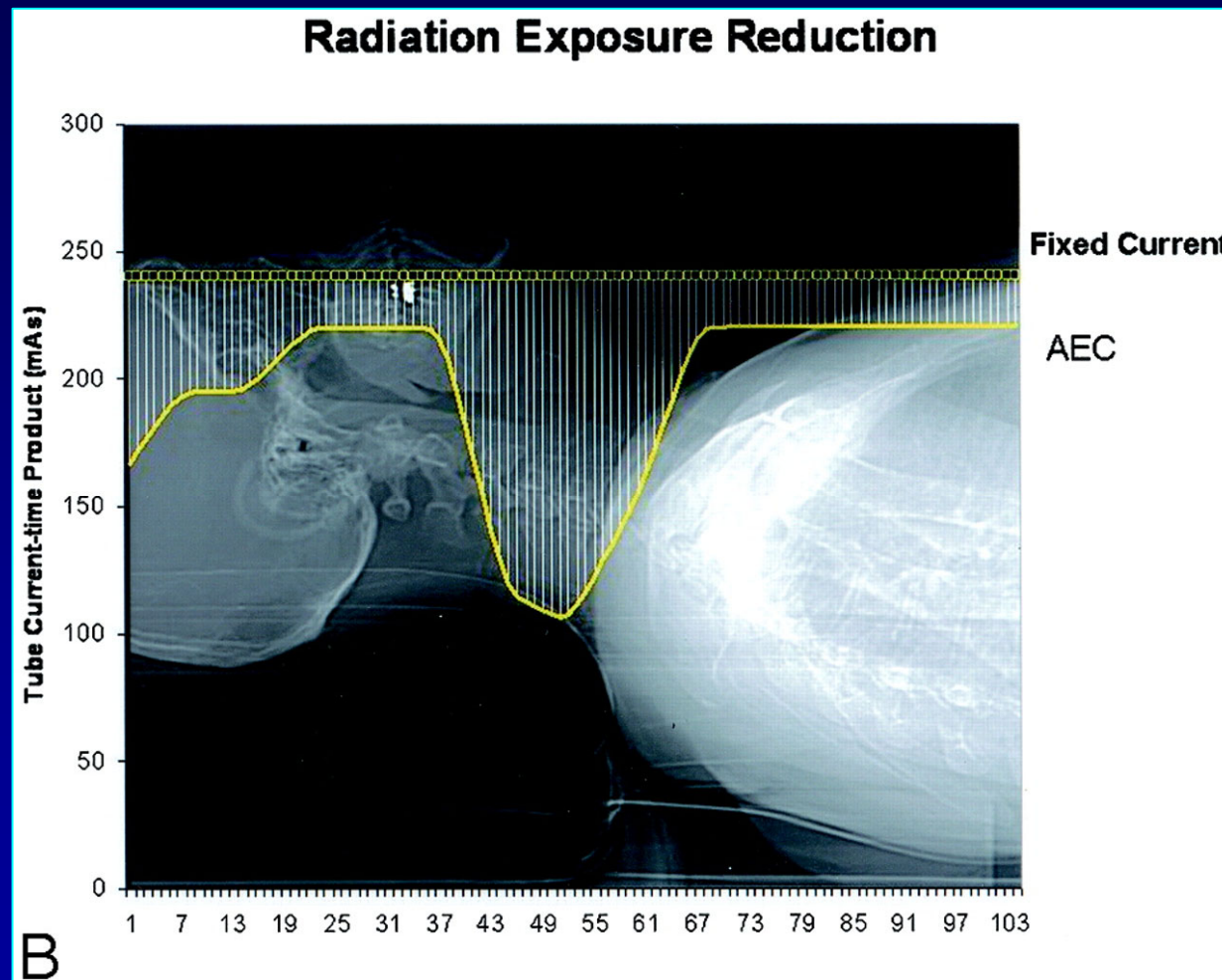
Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

Διαμήκης διαμόρφωση (Z-axis AEC / DOM)

- Ρύθμιση mA ανάλογα με τη θέση σάρωσης κατά μήκος του z
- Υπολογίζεται από το τοπόγραμμα ένα προφίλ mA κατά μήκος του z, ώστε να διατηρηθεί το απαιτούμενο επίπεδο θορύβου σε όλες τις τομές
- Εμφανίζονται 3 τιμές: Ελάχιστη, Μέση & Μέγιστη



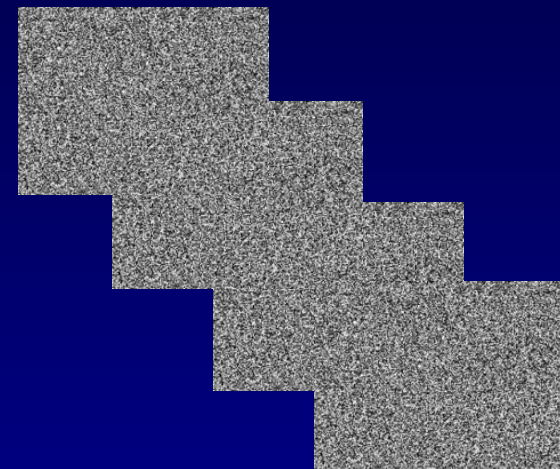
Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος



S. Namasivayam et al, *AJNR* November 2006 27: 2221-2225

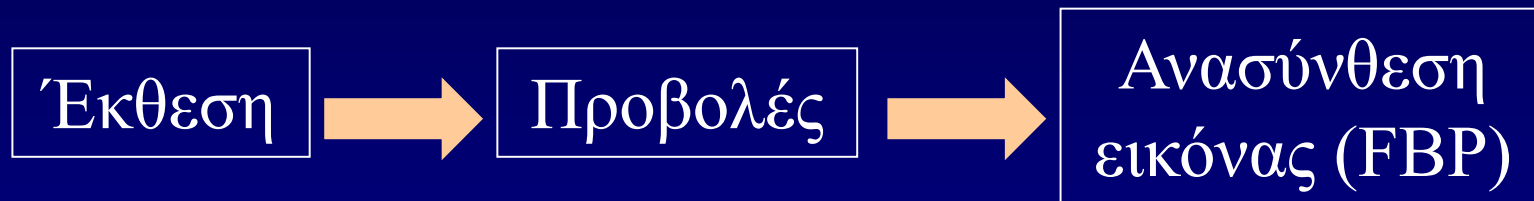
Τι επιτυγχάνεται με τη χρήση AEC & ACS στην ΥΤΠΤ;

- Ομοιογενής ποιότητα εικόνας
 - Ίδια επίπεδα θορύβου σε όλα τα σημεία της εικόνας
 - και σε όλες τις εικόνες
- Μείωση της ακτινικής επιβάρυνσης του εξεταζομένου
 - Μέχρι 15 % σε παιδιατρικούς ασθενείς
 - Μέχρι 20 % σε ενήλικες κανονικού σωματικού βάρους
 - Μέχρι 40 % σε ενήλικες υπέρβαρους
 - Το AEC θα αυξήσει τη δόση στον υπέρβαρο ασθενή αλλά μόνο όσο πρέπει & όπου πρέπει

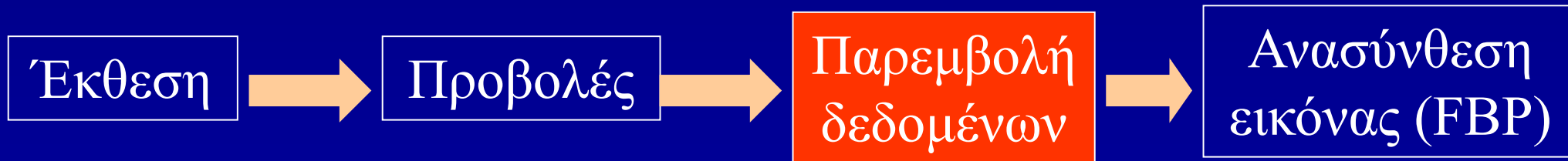


Υπερσάρωση στην Ελικοειδή ΥΤ

Συμβατική ΥΤ

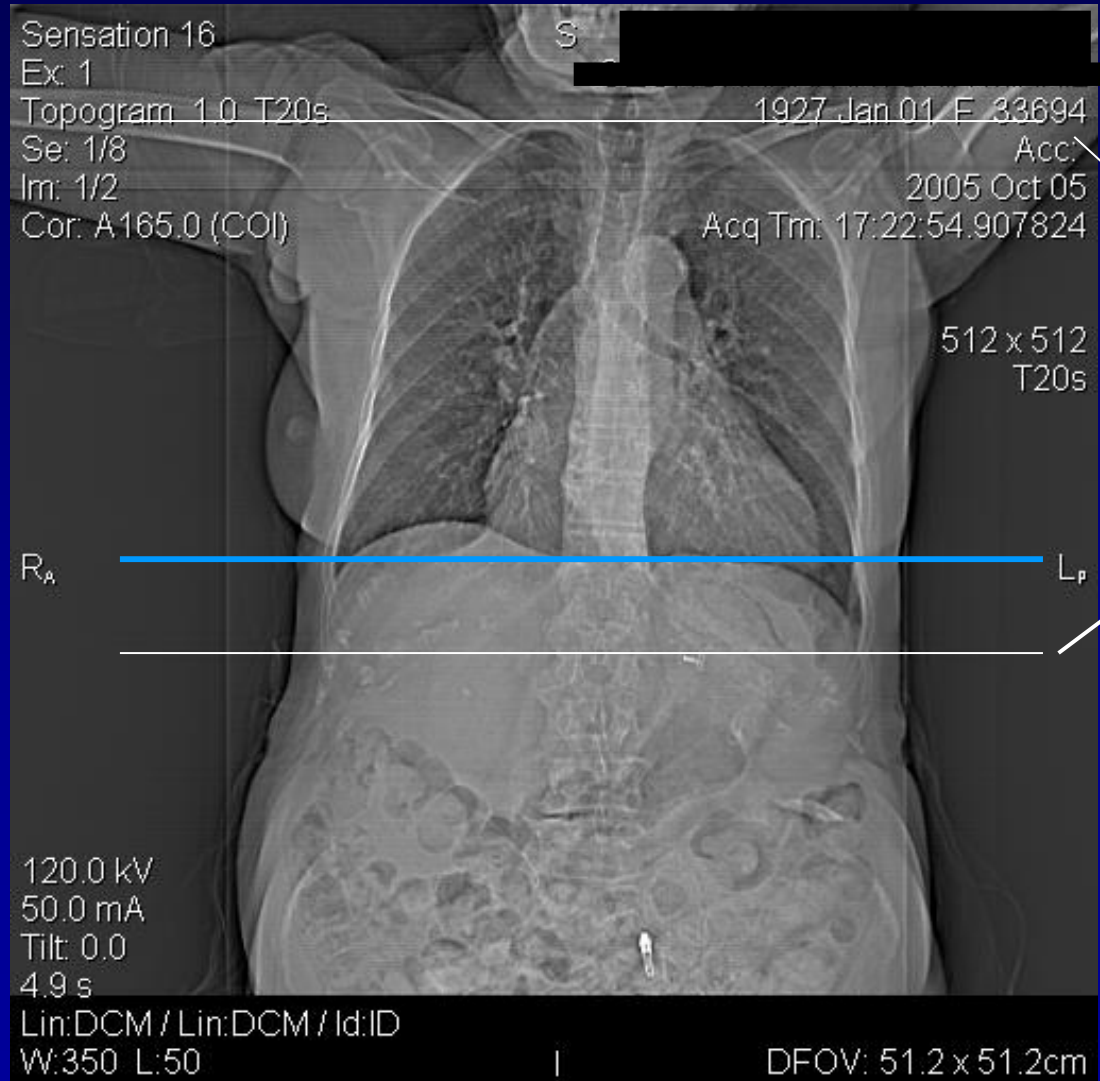


Ελικοειδής ΥΤ



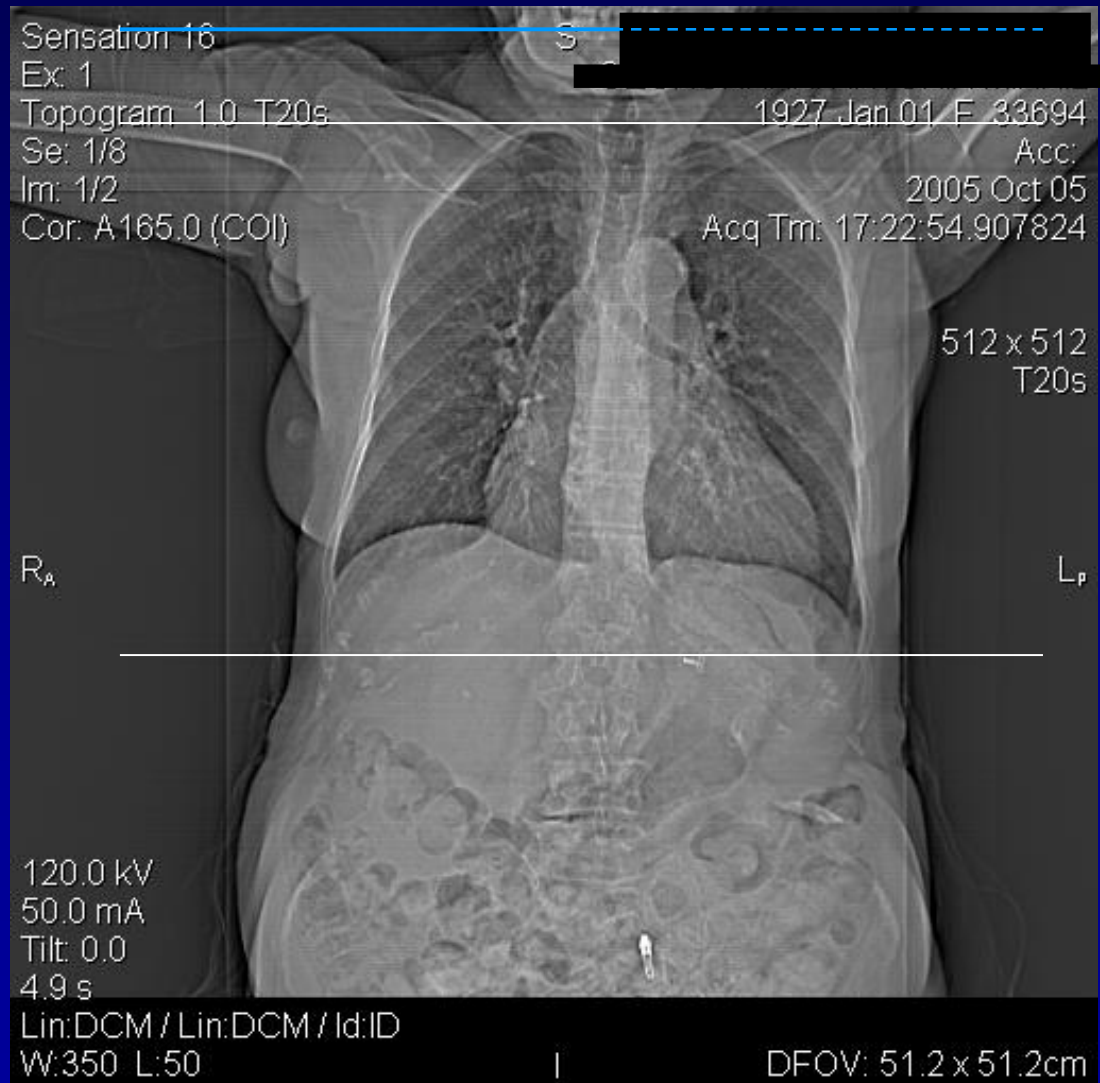
Στην πράξη ...

z-axis



Όρια περιοχής
προς απεικόνιση
(planned image volume)

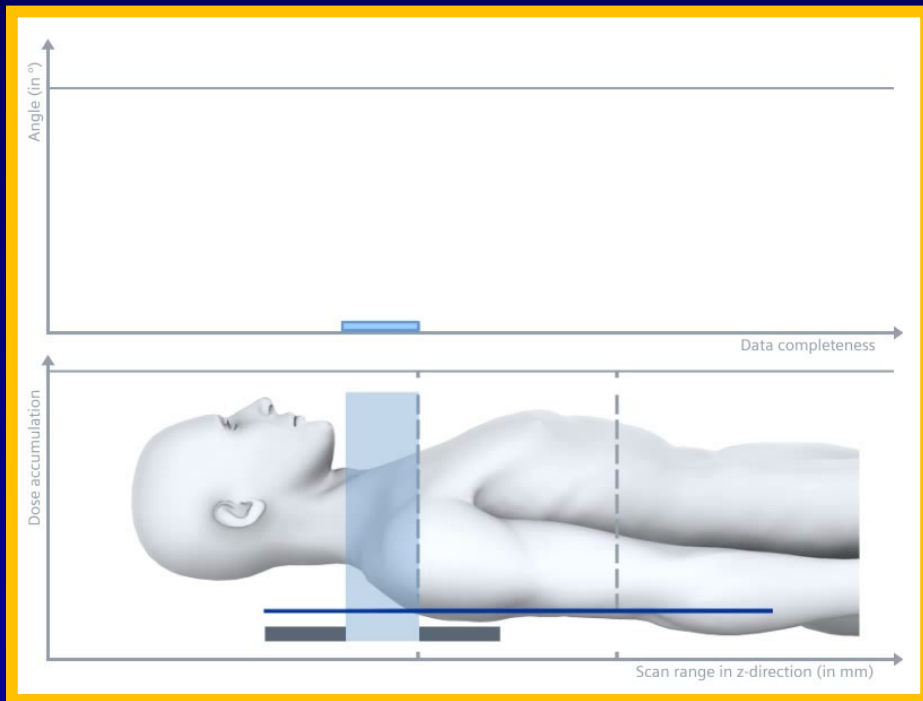
Συλλογή των δεδομένων



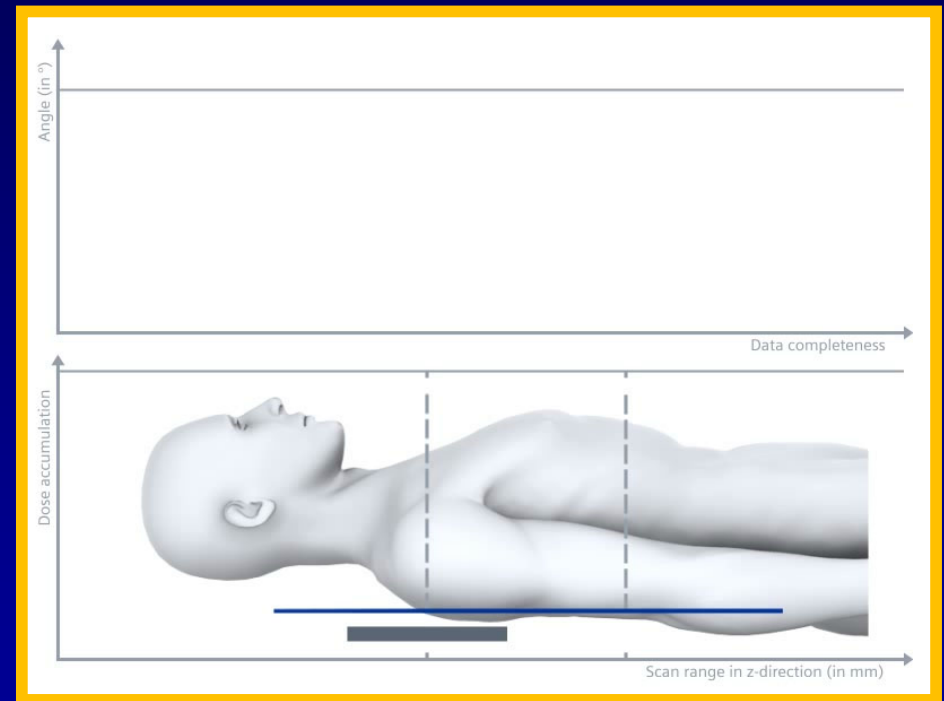
z-axis

Υπερσάρωση

Χρήση «Δυναμικών Κατευθυντήρων»



**Κατευθυντήρες
συμβατικής τεχνολογίας**



**Κατευθυντήρες που ανοιγοκλείνουν
δυναμικά και εξαλείφουν την
κλινικά «άχρηστη» ακτινοβολία**

Τα τελευταία 15 χρόνια μας απασχολεί όλο και περισσότερο η ακτινική επιβάρυνση από εξετάσεις ΥΤ

THE NEW ENGLAND JOURNAL OF MEDICINE

REVIEW ARTICLE

CURRENT CONCEPTS

Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure

David J. Brenner, Ph.D., D.Sc., and Eric J. Hall, D.Phil., D.Sc.

Η αυξανόμενη έκθεση του πληθυσμού σε ακτινοβολία λόγω της ΥΤ μπορεί να αποτελέσει στο μέλλον παράγοντα κινδύνου της δημόσιας υγείας (1.5-2.0% των περιστατικών καρκίνου στις ΗΠΑ μπορεί να οφείλονται στην ΥΤ)

CT Scans May Reduce Rather than Increase the Risk of Cancer

Bobby R. Scott, Ph.D.
Charles L. Sanders, Ph.D.
Ron E. J. Mitchell, Ph.D.
Douglas R. Borcham, Ph.D.

ABSTRACT

Extrapolating from data on atomic bomb survivors on the basis of the linear no-threshold (LNT) model as applied to radiation exposure, a recent paper concludes that within a few decades 1.5-2 percent of all cancers in the U.S. population could be caused

defenses. This effect has been called radiation activated natural protection (ANP).² Radiation ANP includes selective removal of aberrant cells (e.g., precancerous cells) via apoptosis and stimulated immunity against cancer cells. Thus, radiation ANP can prevent some cancers (sporadic and hereditary) that would otherwise occur in the absence of radiation exposure.³

Recent papers by Bauer⁴ and by Portes et al.⁵ describe how low-dose radiation activates the selective removal of precancerous cells via apoptosis. The selective removal is mediated via intercellular signaling involving reactive oxygen and nitrogen species and specific cytokines (e.g., transforming growth factor- β).

Γιατί αυξήθηκε η συχνότητα χρήσης ΥΤ;

- >>> Συστήματα

- <<< Χρόνος εξέτασης

	Διάρκεια (min)	
Εξέταση ΥΤ	1990s	Σήμερα
Θώρακα	3-5	0,05-0,2
Κορμού	10-20	0,1-0,3

- Νέες εφαρμογές (π.χ., Αξονική Στεφανιογραφία, Εικονική Κολονοσκόπηση, Ολόσωμη Αγγειογραφία, Μελέτες αιμάτωσης)

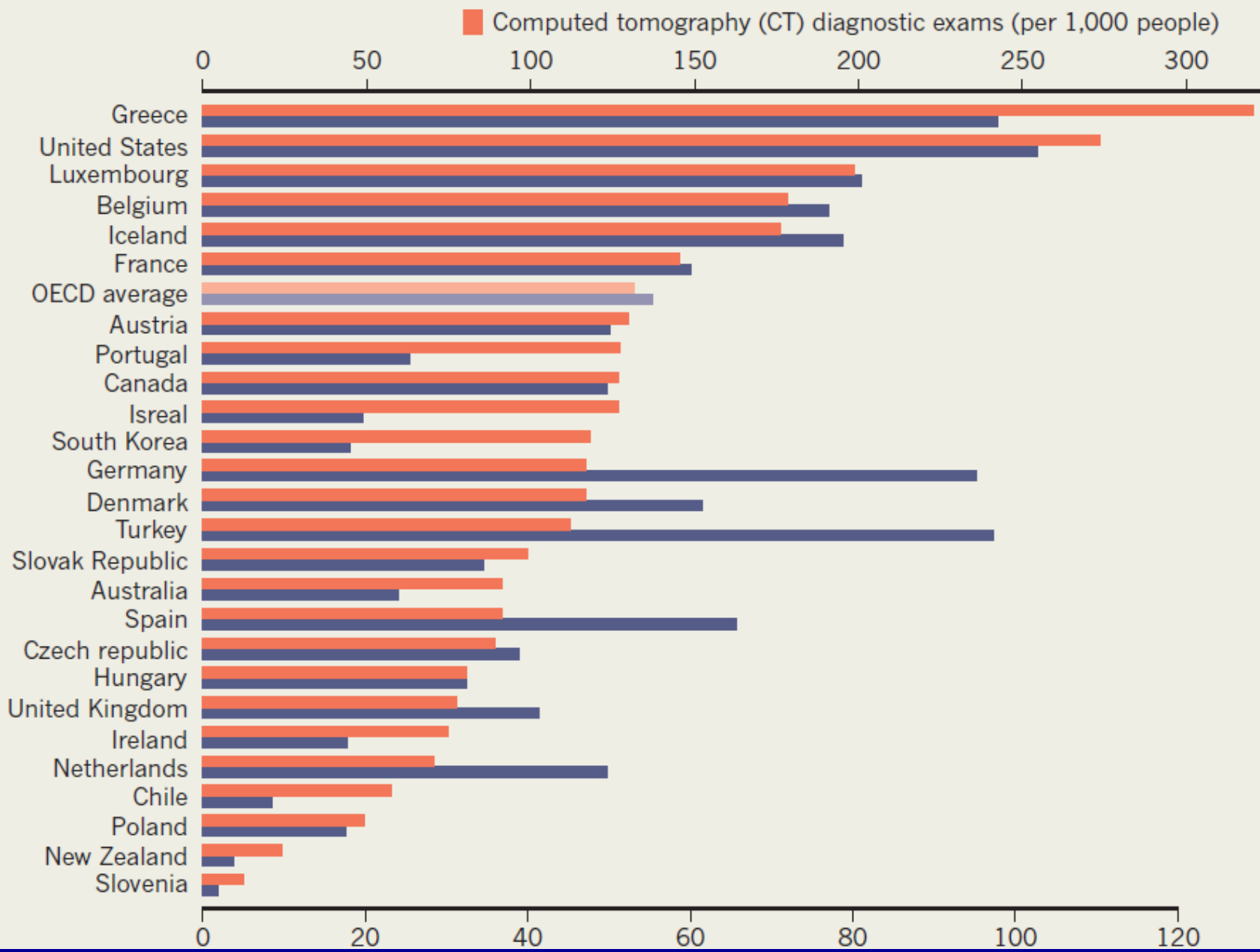
- CT ακτινοσκόπηση

- Τεχνική για τη σε σχεδόν πραγματικό χρόνο απεικονιστική καθοδήγηση ελάχιστα επεμβατικών πράξεων, όπως βιοψίες, παρακεντήσεις και εγχύσεις διαγνωστικών ή θεραπευτικών παραγόντων
- Χρησιμοποιείται ευρέως για τη βελτιστοποιημένη έναρξη της σάρωσης σε αγγειογραφικές μελέτες αφού επιτρέπει την σε πραγματικό χρόνο παρακολούθηση της έλευσης του σκιαγραφικού μέσου στο αγγείο ενδιαφέροντος

UNEVEN DISTRIBUTION

The number of scans per 1,000 people varies widely around the world. In some cases, such as New Zealand, the number may be underestimated because the data only include procedures paid for with public funds.

Greece tops the list in number of CT scans because it has a large number of scanners, with the vast majority based in private clinics, and there are no official guidelines governing their use.



Στην Ελλάδα;

- Your claim that the country has no official guidelines governing the use of CT scans is not correct
- CT scanners in Greece have been regularly monitored under strict guidelines since 2001
- Diagnostic and therapeutic protocols in radiology were implemented in 2011

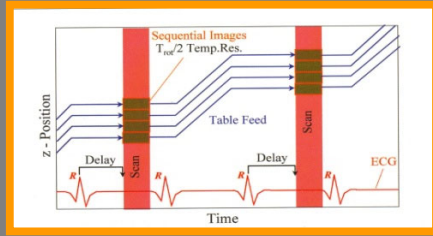
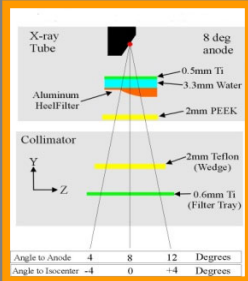
You remark on the high number of computed tomography (CT) scans used in Greece, but only **risk–benefit analysis** and **cost-effectiveness** studies will indicate whether this is a good or a bad thing

Nature. 2013 Nov 28;503(7477):469. doi: 10.1038/503469d

Greece's high CT scanning record

Seimenis I, Argentos S, Efstathopoulos S.

Σύγχρονα Συστήματα ΥΤΠΤ & Δόση



Δραστική μείωση των επιπέδων θορύβου

Τομογράφοι σύγχρονης τεχν/γίας

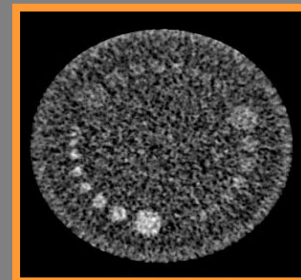
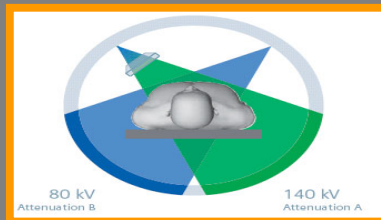
Τεχνικές & μέθοδοι μείωσης δόσης

Η βελτιστοποίηση των παραμέτρων αποδεδειγμένα μειώνει τη δόση

Εξελίξεις στην ανασύνθεση των εικόνων

Μείωση Δόσης

Ενσωμάτωση ανιχνευτών, λυχνιών και φίλτρων νέας γενιάς



Σύγχρονα Συστήματα ΥΤΠΤ & Δόση

Πρόσφατα δεδομένα καταδεικνύουν ότι η σωστή χρήση της νέας τεχνολογίας, αλλά και η κουλτούρα ακτινοπροστασίας που έχει αναπτυχθεί τα τελευταία 15 έτη, έχουν επιφέρει θετικά αποτελέσματα



Σύγχρονα Συστήματα ΥΤ & Δόση

- Τα στοιχεία του 2006 στο Report 160 (δημ. 2009) είχαν καταδείξει τη δραματική αύξηση της ενεργού δόσης από ιατρικές εφαρμογές στον πληθυσμό των ΗΠΑ
- Το 2016 συλλέχθηκαν νέα στοιχεία, τα οποία δημοσιοποιήθηκαν το 2019



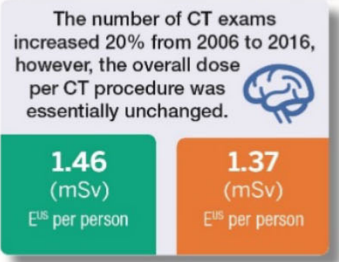
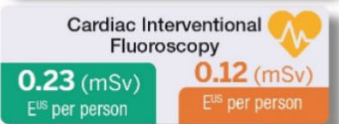
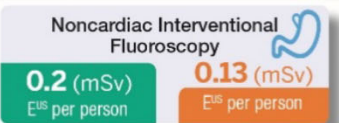
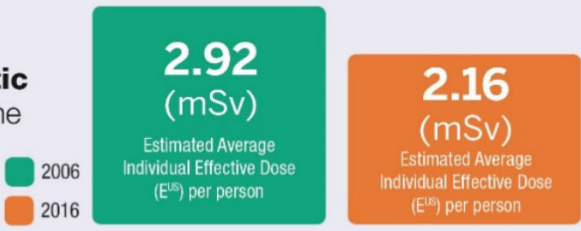
NCRP Report No. 184: MEDICAL RADIATION EXPOSURE OF PATIENTS IN THE UNITED STATES



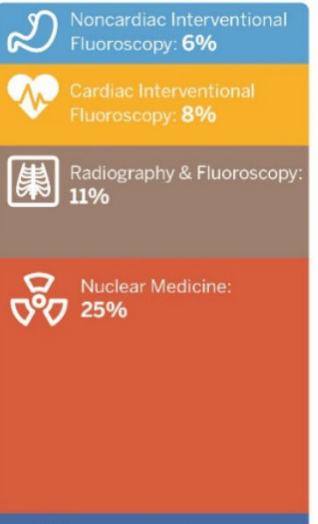
National Council on Radiation Protection and Measurements

U.S. Medical Radiation Doses Are Decreasing

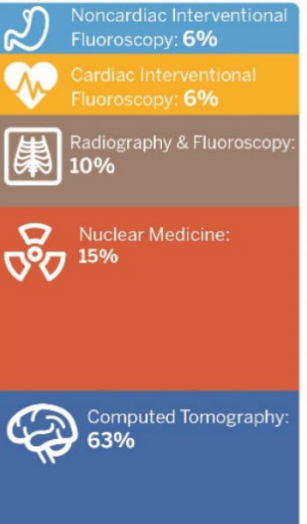
There has been a **15-20% reduction in non-therapeutic medical radiation dose** to the U.S. population in the decade between 2006 and 2016.



Percent of collective effective dose from different modalities for 2006



Percent of collective effective dose from different modalities for 2016



ιατα ΥΤ & Δόση

Ο # των εξετάσεων ΥΤ αυξήθηκε κατά 20% μέσα στη δεκαετία, αλλά η μέση, ανά κάτοικο των ΗΠΑ, ετήσια ενεργή δόση από ΥΤ δε μεταβλήθηκε σημαντικά (1.37 mSv από 1.46 mSv)

Η δόση από ΥΤ αντιπροσωπεύει πλέον το 63% της συνολικής δόσης από ιατρικές εφαρμογές

Η συνολική δόση από ιατρικές εφαρμογές μειώθηκε κατά 15-20%



Κίνδυνος καρκινογένεσης που σχετίζεται με ΥΤ θώρακος (ED=10 mSv) για διάγνωση COVID-19;

$$\begin{array}{ccccc} \text{Κίνδυνος} & = & \text{Ενεργός Δόση} & \times & \text{Παράγοντας κινδύνου} \\ \text{καρκινογένεσης} & & \text{(Sv)} & & \text{(1/Sv)} \\ & & 0.010 \text{ Sv} & & 0.05 \text{ Sv}^{-1} \end{array}$$

Ακτινοπροκλητός κίνδυνος για καρκινογένεση = $0.0005 = 0.05 \%$

Κίνδυνος καρκινογένεσης που σχετίζεται με πολλαπλές (n=4) ΥΤ θώρακος (ED=10mSv) για COVID-19;

Κίνδυνος καρκινογένεσης	=	Ενεργός Δόση (Sv)	X	Παράγοντας κινδύνου (1/Sv)
		0.040 Sv		0.05 Sv ⁻¹

Ακτινοπροκλητός κίνδυνος για καρκινογένεση = 0.002 = 0.2 %

Εκτίμηση σχετικού κινδύνου καρκινογένεσης λόγω ιατρικής έκθεσης

- Πρέπει να εκτιμάται όχι μόνο ο απόλυτος αλλά και ο σχετικός κίνδυνος καρκινογένεσης
- Πέρα από τον θεωρητικό κίνδυνο καρκινογένεσης λόγω ιατρικής έκθεσης, υφίσταται και ο εγγενής κίνδυνος καρκινογένεσης
- Ο ακτινοπροκλητός κίνδυνος καρκινογένεσης επαυξάνει τον εγγενή κίνδυνο εμφάνισης καρκίνου

Σχετικός κίνδυνος καρκινογένεσης που σχετίζεται με ΥΤ θώρακος (ED=10 mSv) για διάγνωση COVID-19;

$$\begin{array}{ccccc} \text{Κίνδυνος} & & \text{Ενεργός Δόση} & & \text{Παράγοντας κινδύνου} \\ \text{καρκινογένεσης} & = & \text{(Sv)} & \times & \text{(1/Sv)} \\ & & 0.010 \text{ Sv} & & 0.05 \text{ Sv}^{-1} \end{array}$$

Ακτινοπροκλητός κίνδυνος για καρκινογένεση = 0.0005 = 0.05 %

Πιθανότητα ανάπτυξης καρκίνου (50 ετών) = 40 %

Συνολική πιθανότητα ανάπτυξης καρκίνου = 40.05 %

Σχετικός ακτινογενής κίνδυνος ανάπτυξης καρκίνου = 1.001

Σχετικός κίνδυνος καρκινογένεσης που σχετίζεται με πολλαπλές (n=4) ΥΤ θώρακος (ED=10 mSv);

$$\begin{array}{ccccc} \text{Κίνδυνος} & & \text{Ενεργός Δόση} & & \text{Παράγοντας κινδύνου} \\ \text{καρκινογένεσης} & = & \text{(Sv)} & \times & \text{(1/Sv)} \\ & & 0.040 \text{ Sv} & & 0.05 \text{ Sv}^{-1} \end{array}$$

Ακτινοπροκλητός κίνδυνος για καρκινογένεση = 0.002 = 0.2 %

Πιθανότητα ανάπτυξης καρκίνου (50 ετών) = 40 %


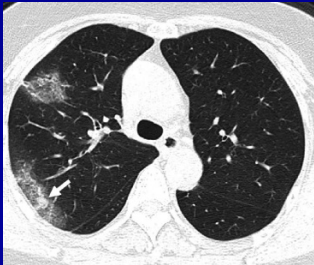
Συνολική πιθανότητα ανάπτυξης καρκίνου = 40.2 %

Σχετικός ακτινογενής κίνδυνος ανάπτυξης καρκίνου = 1.005

Εκτίμηση και αποδοχή ακτινογενούς κινδύνου από διαγνωστικές εξετάσεις



Αθήνα – Νέα Υόρκη

Τυπική Τιμή Ενεργούς Δόσης (mSv)	Τιμές Ισοδύναμου Χρόνου Ακτινοβολίας Υποβάθρου	Πιθανότητα εμφάνισης θανατηφόρου καρκίνου	
0.10	2 εβδομάδες	5 ανά 1,000,000	
	0.10	2 εβδομάδες	5 ανά 1,000,000
	10.0	200 εβδομάδες	500 ανά 1,000,000

Ανάλυση Κινδύνου-Οφέλους



Πρέπει να σταθμίζεται ο δυνητικός κίνδυνος λόγω της έκθεσης έναντι

- του πιθανού οφέλους λόγω διεξαγωγής της εξέτασης

ή



- του πιθανού κινδύνου από τη μη διεξαγωγή της εξέτασης

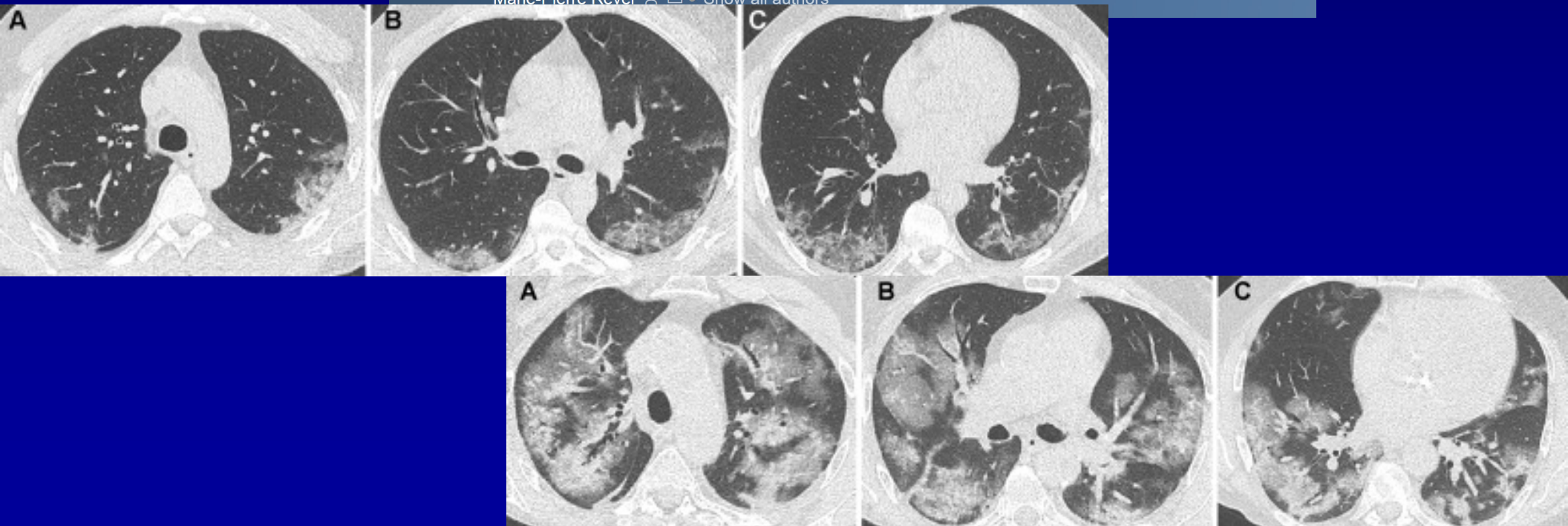
Ανάλυση Ακτινογενούς Κινδύνου – Οφέλους από ΥΤ σε ασθενείς με COVID-19

EUROPEAN JOURNAL OF
RADIOLOGY

RESEARCH ARTICLE | VOLUME 131, 109209, OCTOBER 01, 2020

COVID-19 pneumonia: Diagnostic and prognostic role of CT based on a retrospective analysis of 214 consecutive patients from Paris, France

Enora Guillo • Ines Bedmar Gomez • Severine Dangeard • ... Lea Jilet • Guillaume Chassagnon • Marie-Pierre Revel   • Show all authors



Ανάλυση Ακτινογενούς Κινδύνου – Οφέλους από ΥΤ σε ασθενείς με COVID-19

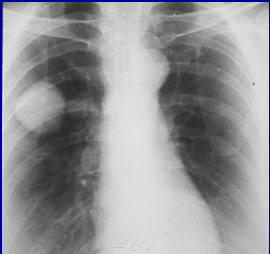
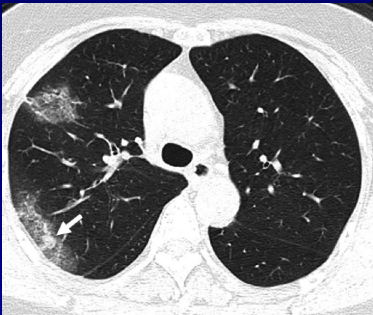
Προσδοκώμενο
όφελος



Ακτινογενής
κίνδυνος

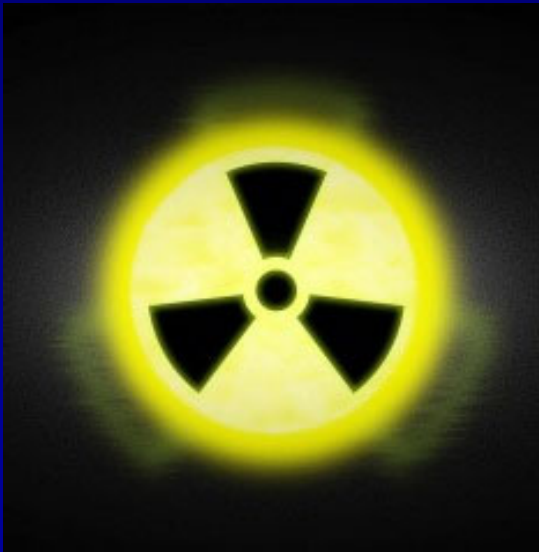
Αιτιολόγηση

Εξέταση	Ενεργός δόση (mSv)	Κίνδυνος %
ΥΤ άνω- κάτω κοιλίας	12	0.06000
ΥΤ θώρακος	10	0.05000
ΥΤ Πυέλου	8	0.04000
Πυελογραφία (i.v.)	2.5	0.01250
Θωρακική μοίρα	1.4	0.00700
Κάτω κοιλία	0.6	0.00300
Θώρακας	0.10	0,00050
Άκρα	0.06	0.00003



Εκτίμηση Ακτινογενούς Κινδύνου

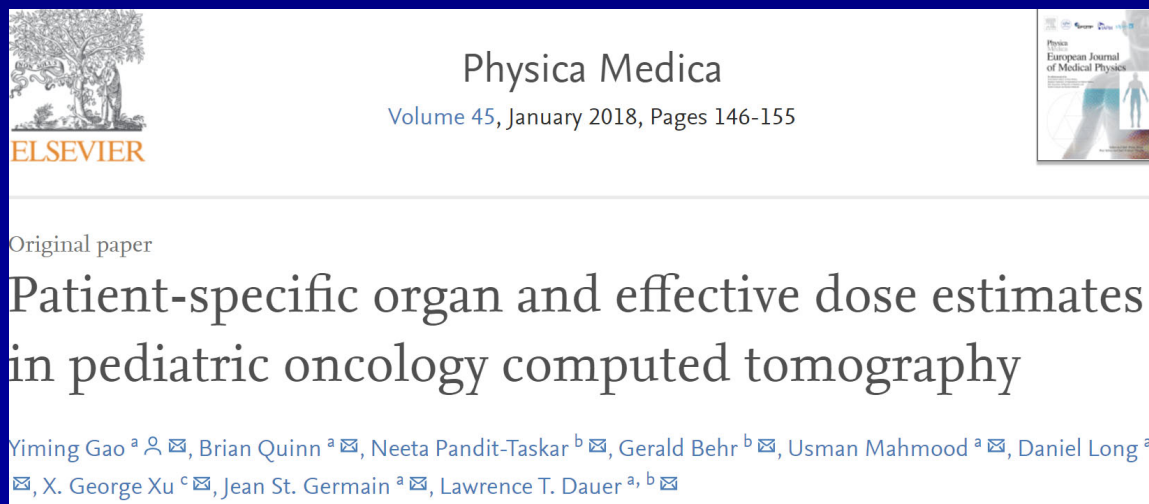
Η ενεργός δόση αποτελεί κατάλληλο μέγεθος για την εκτίμηση του ακτινογενούς κινδύνου στον γενικό πληθυσμό



Εξατομικευμένη Εκτίμηση Ακτινογενούς Κινδύνου: Γιατί η Ενεργός Δόση δεν είναι η ενδεδειγμένη λύση

Η ενεργός δόση δίδει μια εκτίμηση του ακτινογενούς κινδύνου που σχετίζεται με μια συγκεκριμένη έκθεση, αλλά κρύβει ενδεχόμενες υψηλές δόσεις οργάνων και ιστών

- Ενεργός δόση από ΥΤ κεφαλής έως 4.4 mSv
- Δόση στο φακό του οφθαλμού έως 72 mGy
- Δόση στον εγκέφαλο έως 57 mGy

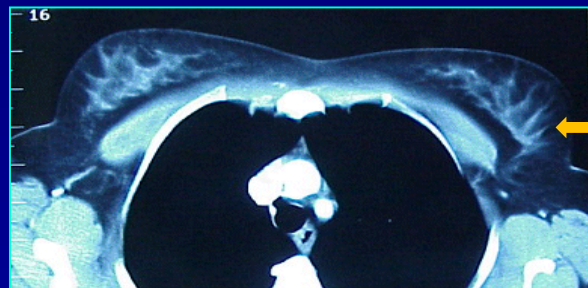
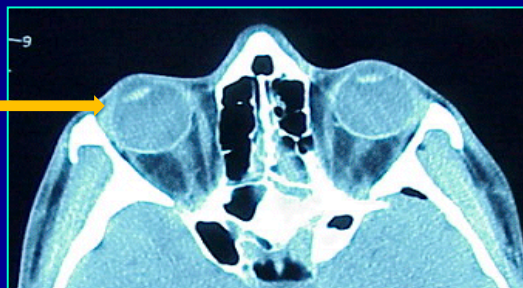


Εξατομικευμένη Εκτίμηση Ακτινογενούς Κινδύνου

□ Σύσταση ICRP (103, 2007) για την εκτίμηση του ακτινοπροκλητού κινδύνου:

- Μέτρηση της απορροφούμενης δόσης από τα όργανα / ιστούς μιας και διαφορετικά όργανα / ιστοί παρουσιάζουν διαφορετική ακτινοευαισθησία

Φακός
Οφθαλμού



Μαστός

- Χρήση εξειδικευμένων παραγόντων για όργανα-ιστούς, ηλικία και φύλο με στόχο τον υπολογισμό του ακτινογενούς κινδύνου καρκινογένεσης

Εξατομικευμένη Εκτίμηση Ακτινογενούς Κινδύνου

nature medicine



Article

<https://doi.org/10.1038/s41591-023-02620-0>

Risk of hematological malignancies from CT radiation exposure in children, adolescents and young adults

Received: 20 March 2023

Accepted: 29 September 2023

Published online: 09 November 2023

Check for updates

Magda Bosch de Basea Gomez^{1,2,3}, Isabelle Thierry-Chef^{1,2,3,4}, Richard Harbron^{1,2,3,5}, Michael Hauptmann⁶, Graham Byrnes⁴, Maria-Odile Bernier⁷, Lucian Le Cornet^{8,9}, Jérémie Dabin¹⁰, Gilles Ferro⁴, Tore S. Istad¹¹, Andreas Jahnen¹², Choonsik Lee¹³, Carlo Maccia¹⁴, Françoise Malchair¹⁴, Hilde Olerud^{11,15,16}, Steven L. Simon¹³, Jordi Figuerola^{1,2,3}, Anna Peiro^{1,2,3}, Hilde Engels¹⁰, Christoffer Johansen¹⁷, Maria Blettner⁸, Magnus Kaijser¹⁸, Kristina Kjaerheim¹⁹, Amy Berrington de Gonzalez^{13,20}, Neige Journy^{7,21}, Johanna M. Meulepas²², Monika Moissonnier⁴, Arvid Nordenskjold¹⁸, Roman Pokora⁸, Cecile Ronckers^{6,8}, Joachim Schüz⁴, Ausrele Kesminiene⁴ & Elisabeth Cardis^{1,2,3} ✉

Για κάθε 10,000 παιδιά και ενήλικες νεαρής ηλικίας που εξετάζονται σήμερα με ΥΤ (μέση δόση 8 mGy), 1–2 αναμένεται να αναπτύξουν αιματολογική κακοήθεια μέσα στα επόμενα 12 χρόνια λόγω της έκθεσης

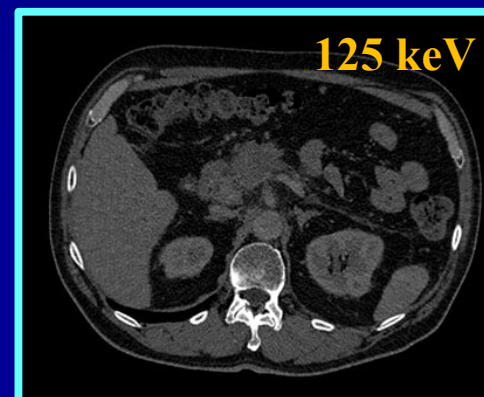
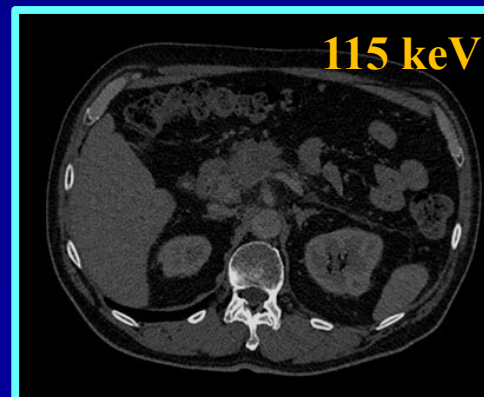
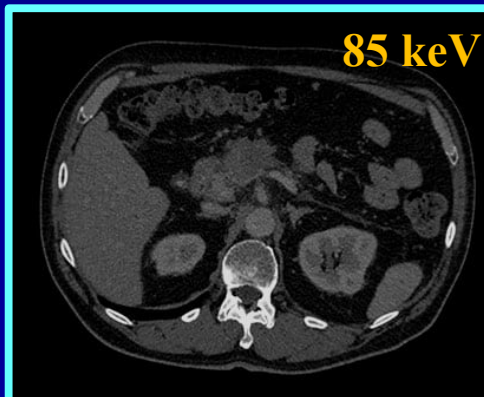
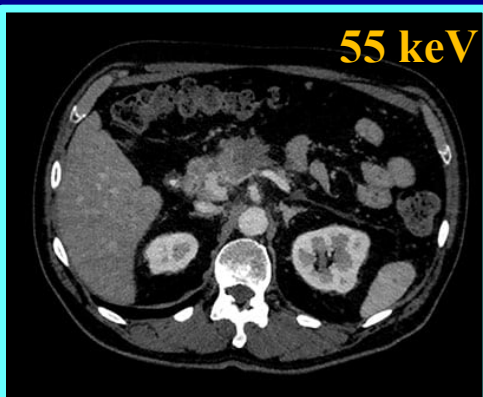
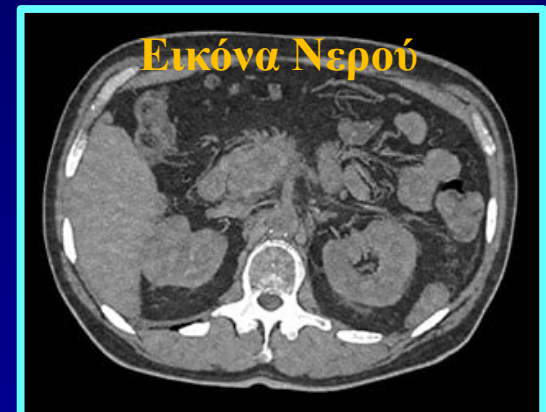
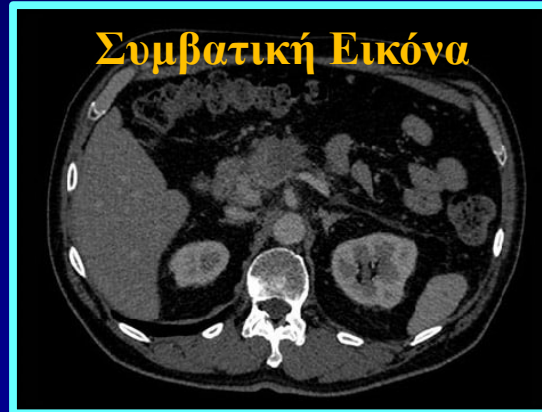
Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Συμπεράσματα*

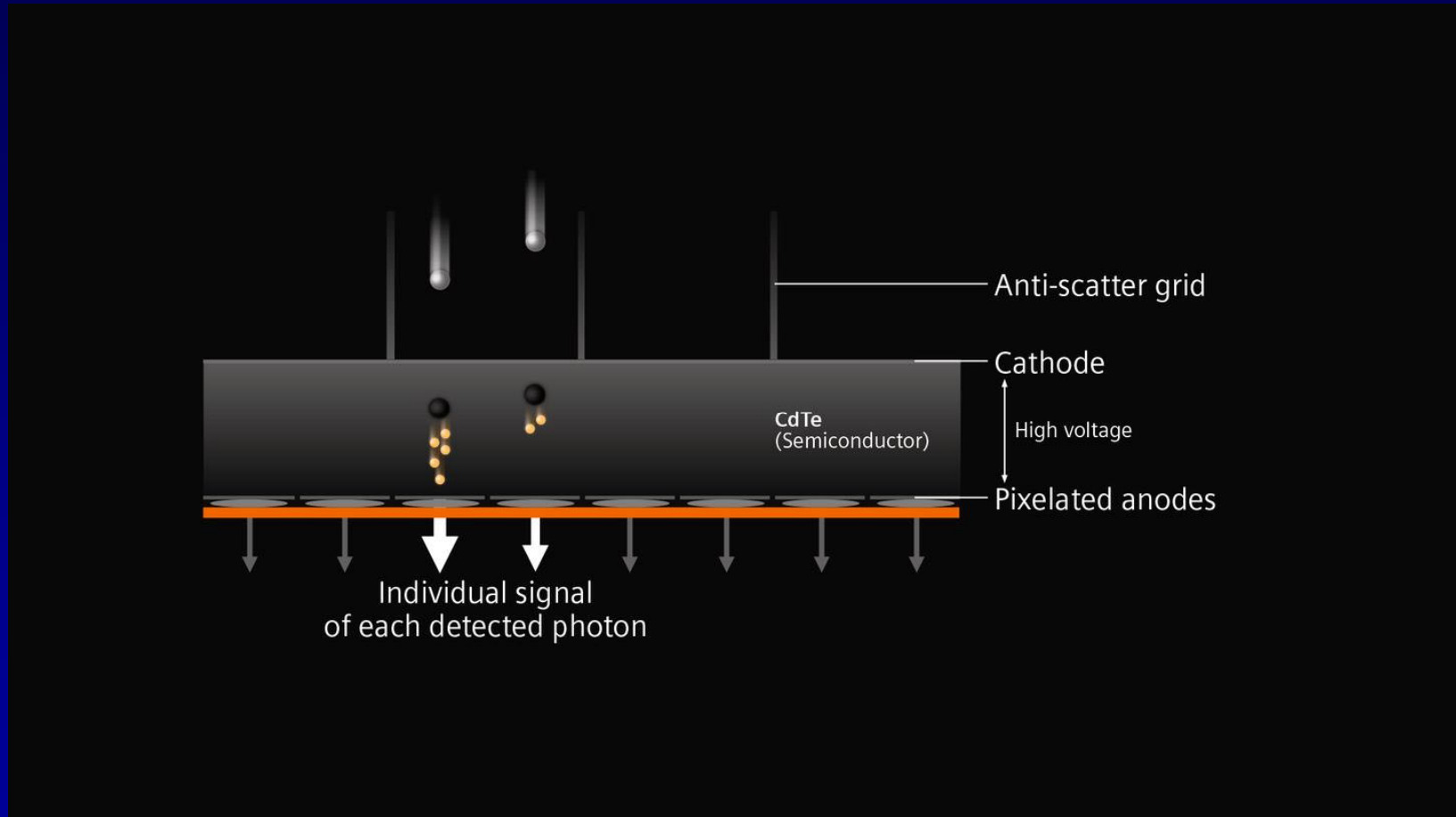
Συμπεράσματα: Τεχνολογία & Κλινικές Εφαρμογές

Η ΥΤ συνεχίζει την εξελικτική της διαδρομή μέσα από τη συντέλεση νέων τεχνολογικών επιτευγμάτων...

Φασματική Απεικόνιση

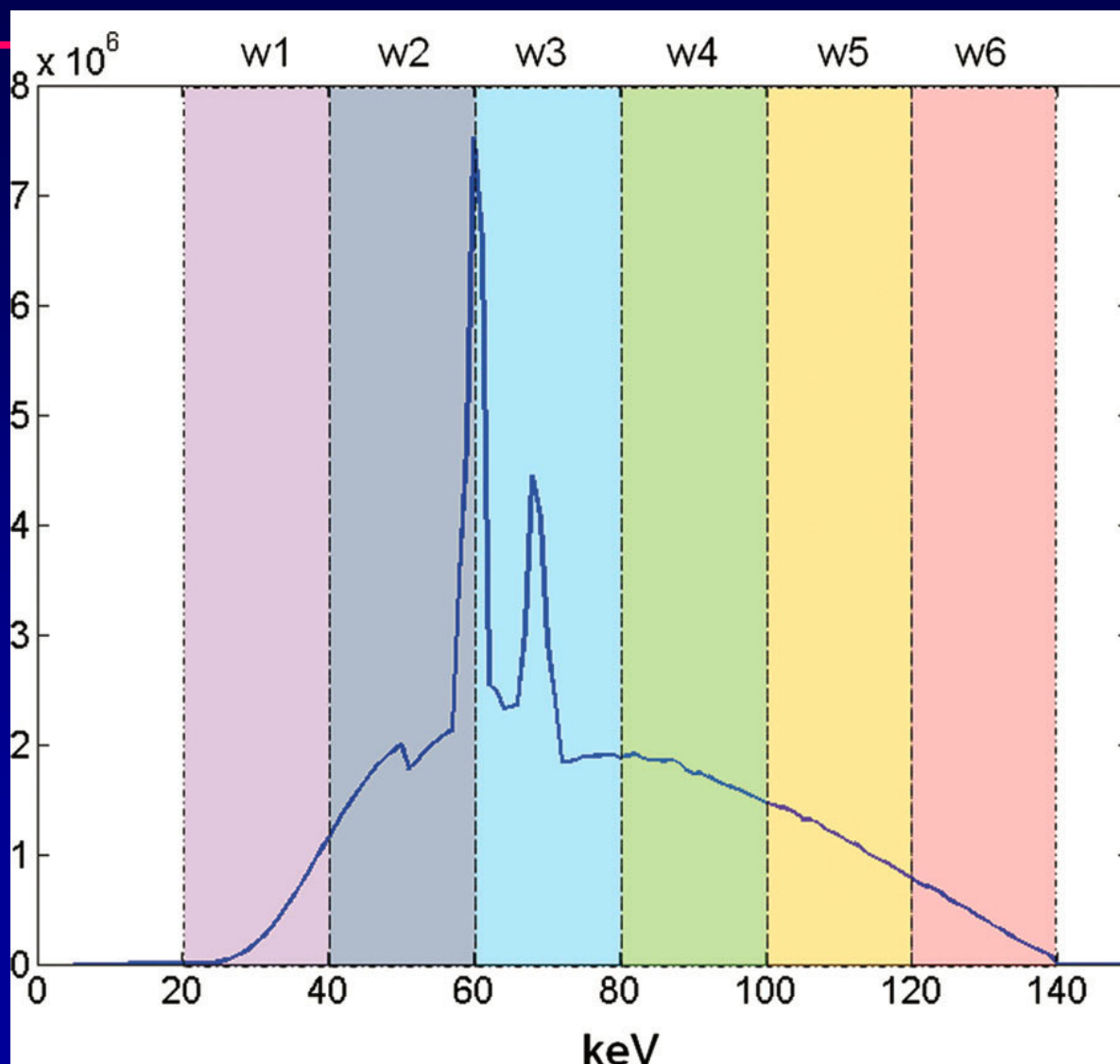


Ανιχνευτές Μέτρησης Φωτονίων (Photon Counting Detectors)



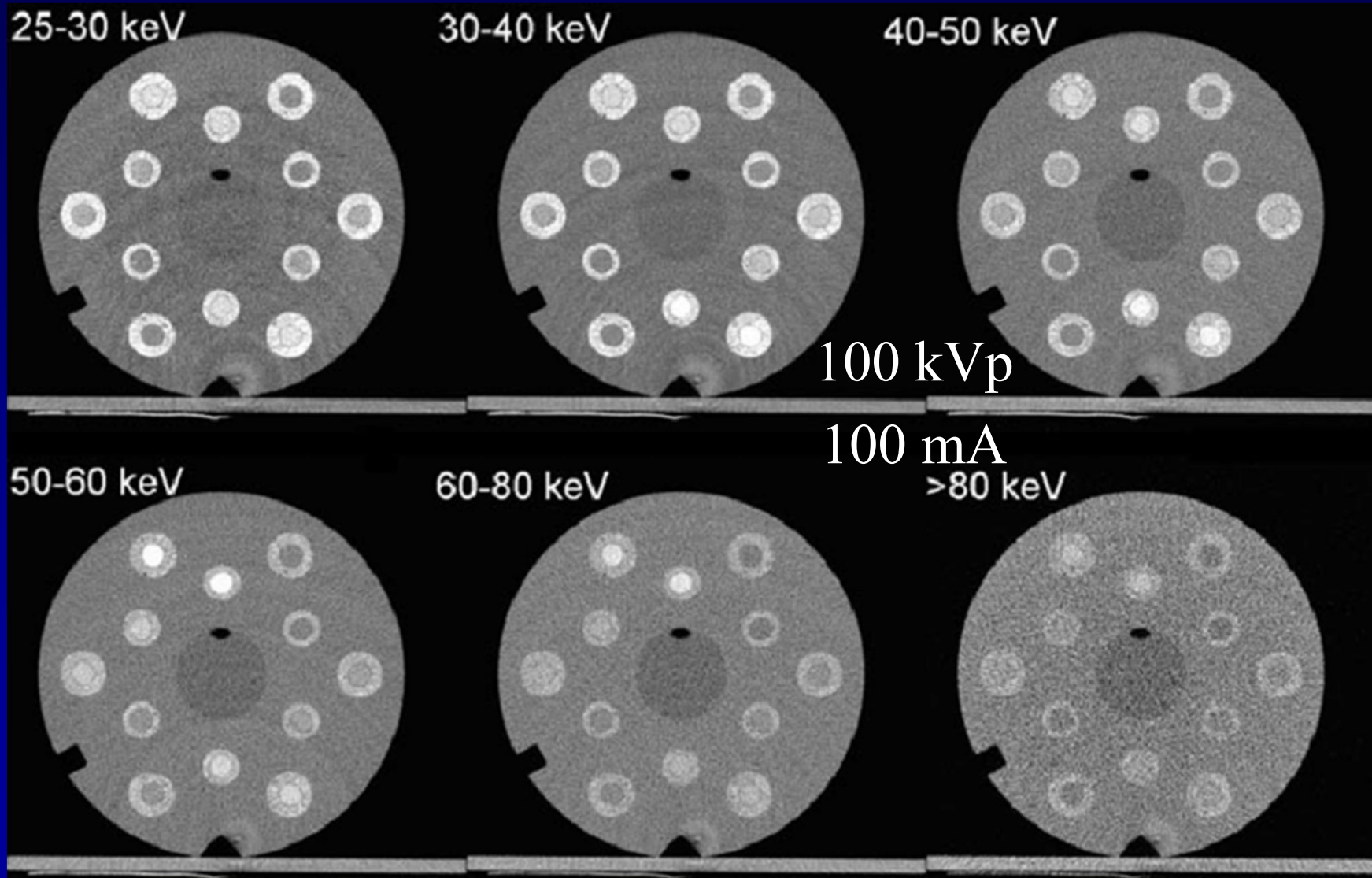
Ανιχνευτής μέτρησης φωτονίων (διαθέσιμος από τα τέλη του 2021) για άμεση ανίχνευση και μέτρηση της ενέργειας του κάθε φωτονίου

Πολυενεργειακή (Φασματική) ΥΤ



Σχηματικό
παράδειγμα
με 6 διακριτές
ενεργειακές ζώνες
για μέτρηση
φωτονίων
(photon counting)

Πολυενεργειακή (Φασματική) ΥΤ



Συμπεράσματα: Τεχνολογία & Κλινικές Εφαρμογές

Η ΥΤ συνεχίζει την εξελικτική της διαδρομή μέσα από τη συντέλεση νέων τεχνολογικών επιτευγμάτων...

ανταποκρινόμενη στις συνεχώς αυξανόμενες κλινικές απαιτήσεις



Συμπεράσματα: Ακτινική Επιβάρυνση & Δυνητικός Κίνδυνος



&



Συμπεράσματα: Ακτινική Επιβάρυνση & Δυνητικός Κίνδυνος



**KEEP
CALM
AND
FOLLOW
THE RULES**

Συμπεράσματα: Αρχές Ακτινοπροστασίας

✓ Αρχή Αιτιολόγησης

Όχι αλόγιστη χρήση. Να εξετάζονται αυτοί για τους οποίους προκύπτει συγκεκριμένο και ουσιώδες όφελος (evidence based medicine). Ανεξαρτήτως δόσης, πρέπει να ακολουθούνται οι κατευθυντήριες γραμμές για ιατρική έκθεση¹ και τα κριτήρια καταλληλότητας για τη χρήση της ΥΤ

✓ Αρχή Βελτιστοποίησης

Αποφυγή μη διαγνωστικών εξετάσεων και ανάγκης επανάληψής τους. Επιλογή κατάλληλου πρωτοκόλλου και εξατομικευμένη παραμετροποίηση ώστε να γίνει χρήση της μικρότερης δυνατής δόσης

✓ Αρχή Ορίων Δόσεων

Τήρηση των ορίων για το κοινό και για τους εργαζόμενους

1. http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/118_update_en.pdf.

Συμπεράσματα: Ανάλυση Κινδύνου - Οφέλους



Συμπεράσματα:

Εξατομικευμένη Εκτίμηση Ακτινογενούς Κινδύνου

