

# Υπολογιστική (Αξονική) Τομογραφία

---

I. Σειμένης  
iseimen@med.uoa.gr

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής  
Ακ. Έτος 2024-2025

# Υπολογιστική Τομογραφία

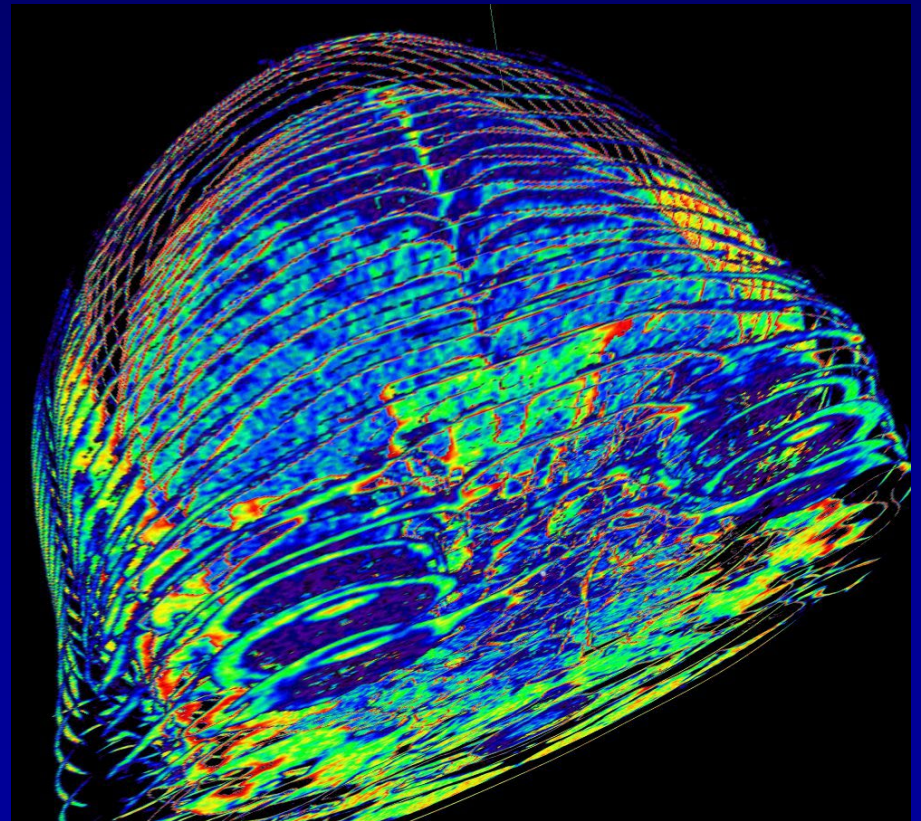
- Υπολογιστική Τομογραφία από τον διεθνή όρο «Computed Tomography» (CT) ή από τον όρο «Computed Axial Tomography» (CAT scan)  
Σημ. Ο αρχικός όρος που χρησιμοποίησε ο Hounsfield ήταν “computerised transverse axial tomography”
- Στην Ελλάδα έχει επικρατήσει ο όρος **Αξονική Τομογραφία**



# Αξονική Τομογραφία

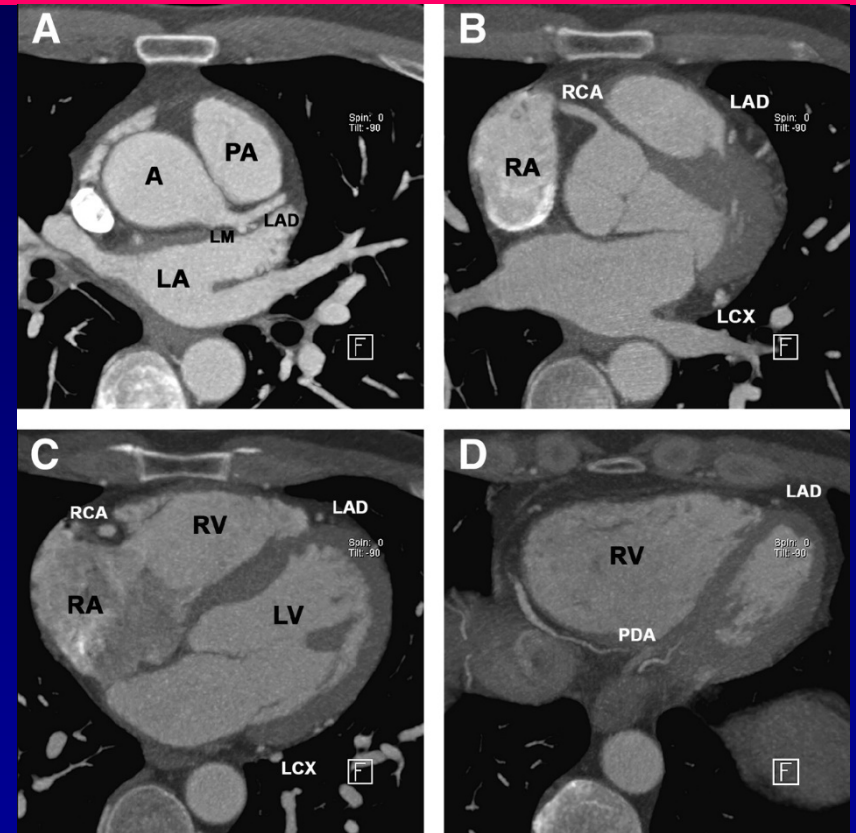
- Αξονική: Κατά τον (διαμήκη) άξονα
- Τομογραφία από «τόμος» και «γραφή»

**Αναπαράσταση τμήματος  
(του σώματος) κατά τον  
(διαμήκη) άξονα**



# Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

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



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



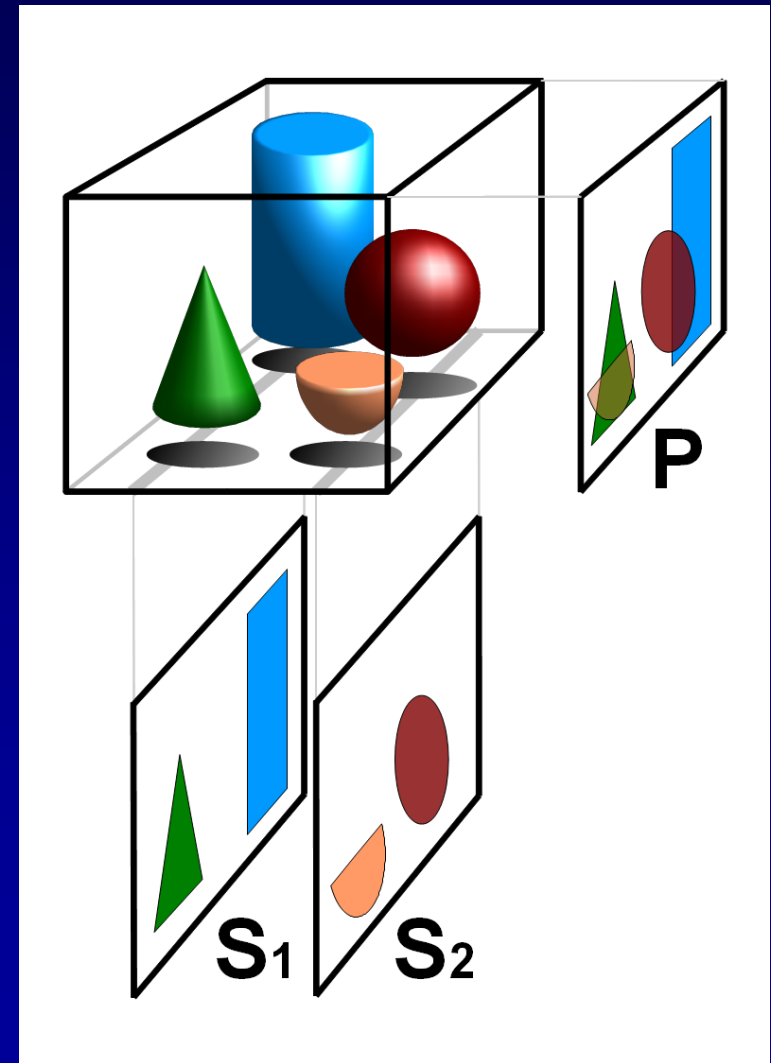
# Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

- Ανάκτηση της πληροφορίας βάθους:

Απεικονιστικός διαχωρισμός

(μη αλληλεπικάλυψη)

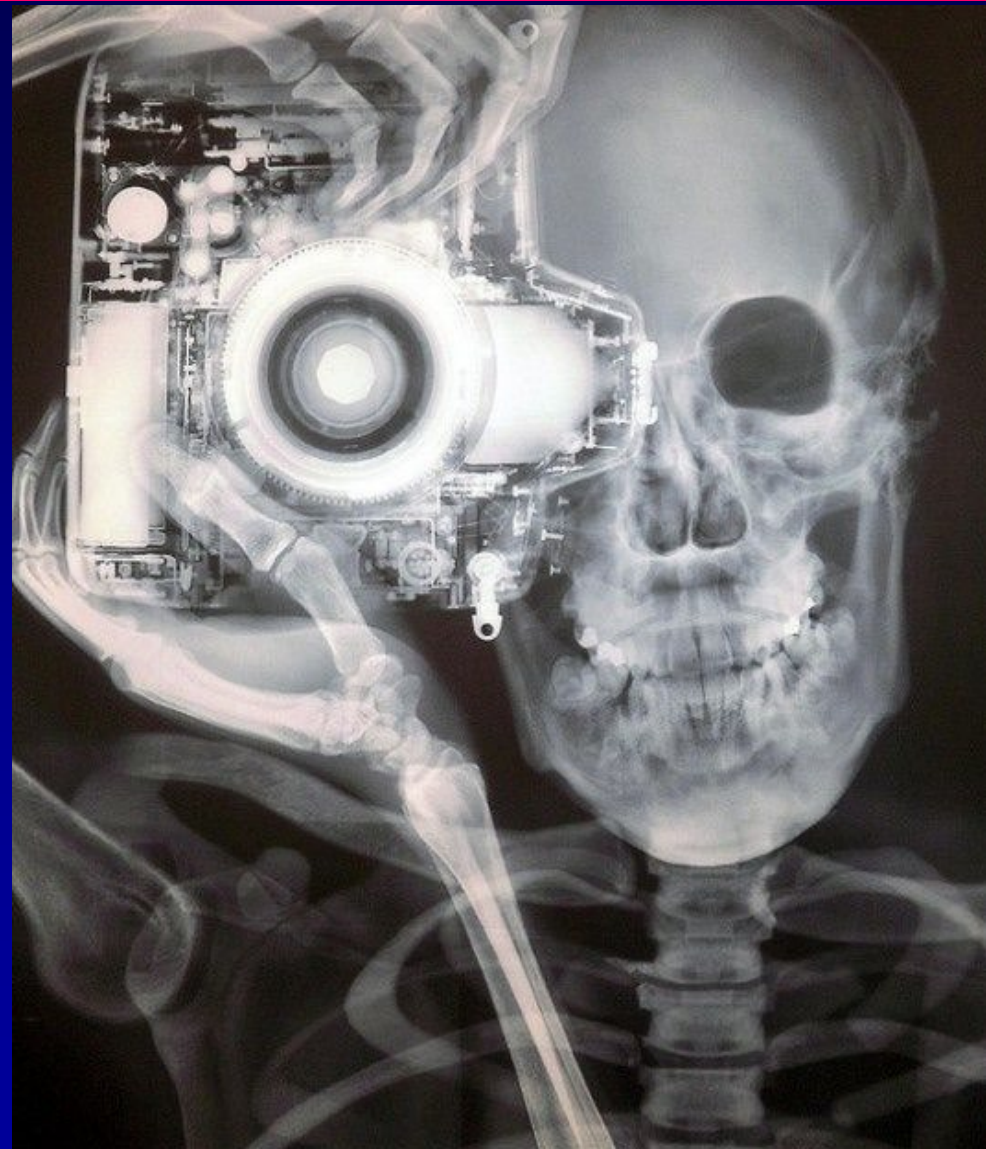
διαφορετικών οντοτήτων



# 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*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*

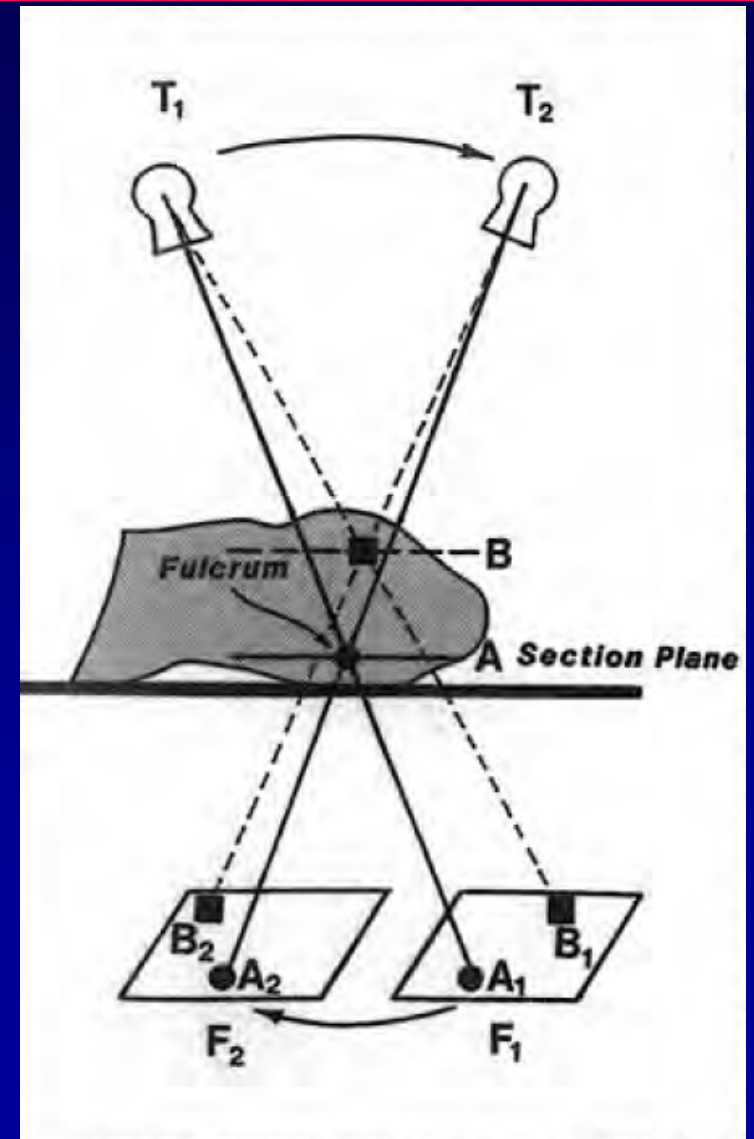
# Τομογραφία: Ιστορική αναδρομή

- 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

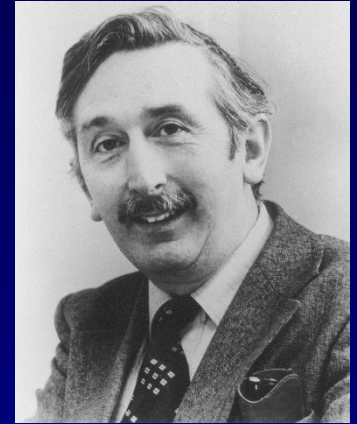
- Η τελική εικόνα απεικονίζει το επίπεδο (τομή) της εστίας με επαρκή οξύτητα, ενώ τα άλλα επίπεδα απεικονίζονται ασαφή (θολά)
- Μετακινώντας το κέντρο περιστροφής, ο ακτινολόγος μπορούσε να επιλέξει τα διαφορετικά επίπεδα εστίας που περιέχουν τη δομή ενδιαφέροντος





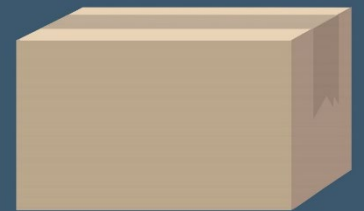
# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ): Ιστορική αναδρομή

Ο άγγλος Η/Μ Godfrey Hounsfield εργαζόταν ερευνητικά σε οπλικά συστήματα, radar και ΗΥ στα εργαστήρια της εταιρίας EMI (Hayes, London, UK)



Σε μια βόλτα του στην εξοχή στα τέλη του '50 συνέλαβε την ιδέα της ακτινοβολήσης ενός κουτιού με ακτίνες X από διαφορετικές γωνίες ώστε να δει τι βρίσκεται εντός του και άρχισε να δουλεύει στην κατασκευή ενός ΗΥ που θα ανακατασκεύαζε τομές του κουτιού από ανάλογα δεδομένα

**WHAT'S INSIDE  
THE BOX?**



# 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)



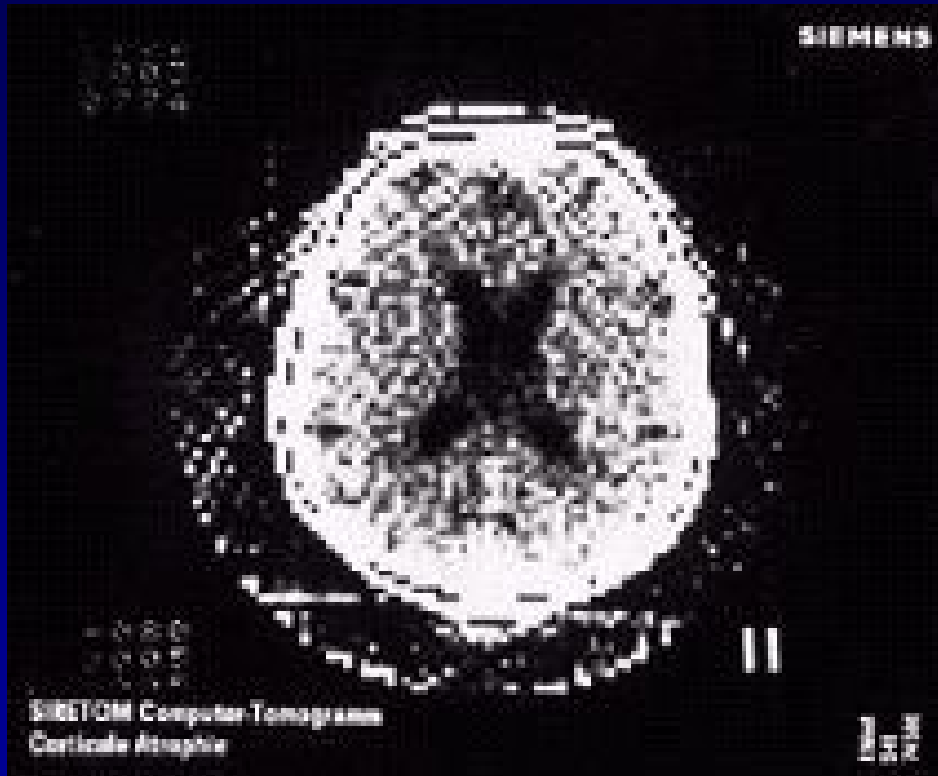
# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ): Ιστορική αναδρομή

Ο ΥΤ της EMI μπορούσε να σαρώσει μόνο εγκεφάλους

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



# Το πρώτο σύστημα ΥΤ



*Εγκάρσια εικόνα εγκεφάλου  
με σύστημα ΥΤ Siemens  
Siretom CT (περίπου το  
1975)*

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



# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ): Ιστορική αναδρομή

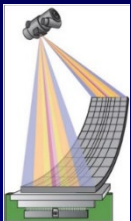
---

- Για την ανακατασκευή των εικόνων στο πρωτότυπο σύστημα, η ομάδα του Hounsfield χρησιμοποίησε τους θεωρητικούς υπολογισμούς του νοτιοαφρικάνου φυσικού Allan Cormack
- Δημοσίευσε τα αποτελέσματά του σε δύο εργασίες στο *Journal of Applied Physics* το 1963 και το 1964
- Μαθηματικά, η μέθοδος βασίζεται στο μετασχηματισμό Radon (ανακαλύφθηκε το 1917 από τον Johann Radon)

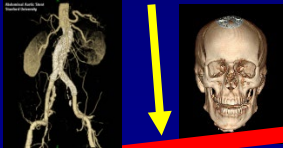
# 1971→Σήμερα: 53 χρόνια εξέλιξης της ΥΤ



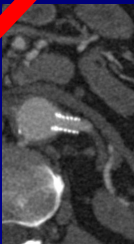
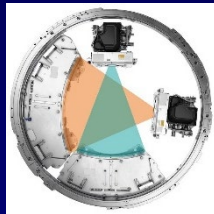
**Ωρίμανση της ΥΤ**



**Ωρίμανση της ΕΥΤ**

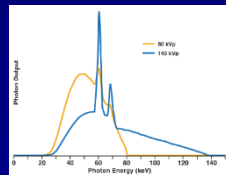


**Ωρίμανση της ΥΤΠΤ**



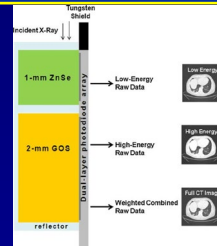
ΥΤΠΤ

256-320 τομές



ΥΤ 2-τομές Ενεργειών 2008

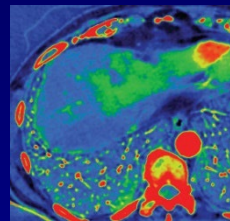
**Ανιχνευτής 2 στρώσεων**



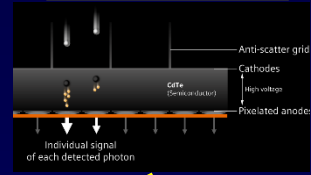
Ανιχνευτής 2 ενεργειών 2013

**Συνδυασμός 3D απεικόνισης, υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας και ταχύτητας**

**Φασματική ΥΤ**



Φασματική ΥΤ 2015

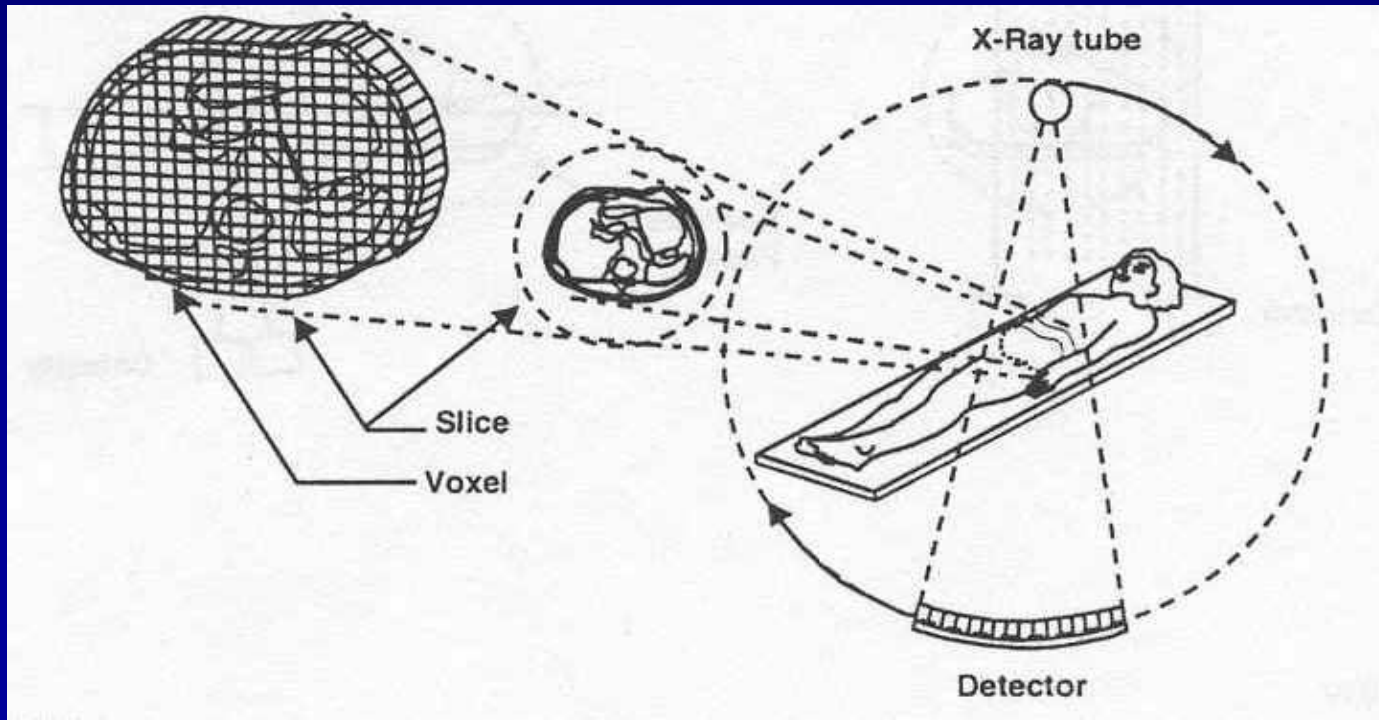


# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *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*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*

# “Ορισμός” Υπολογιστικής Τομογραφίας

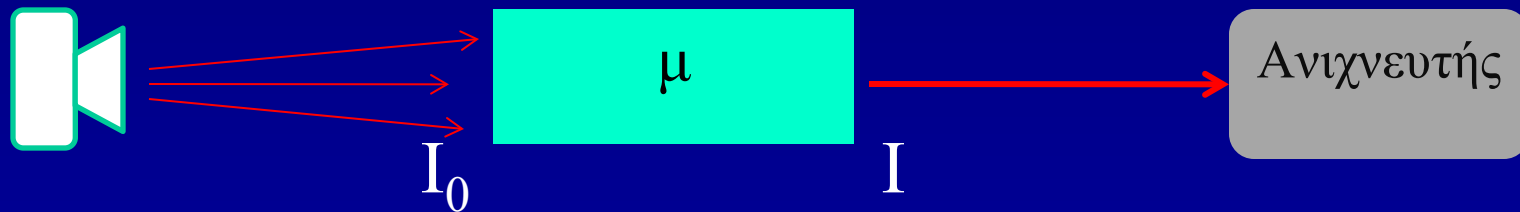
Τομογραφική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος μέσω της χαρτογράφησης χαρακτηριστικών εξασθένησης της ακτινοβολίας από αυτό



# Βασικές Αρχές ΥΤ

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

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

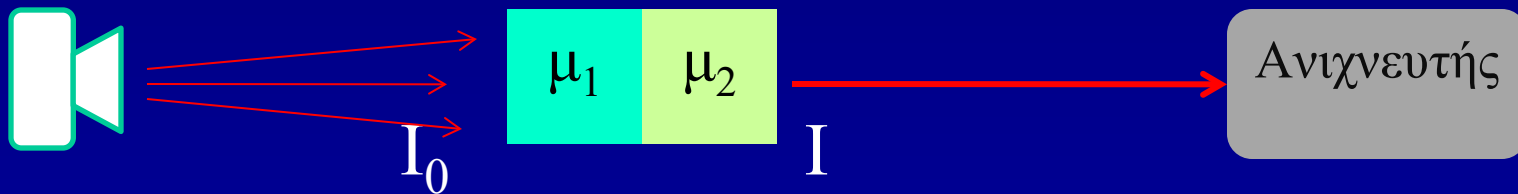




# Βασικές Αρχές ΥΤ

Για λεπτή, μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X που διαπερνά δύο περιοχές με πάχη  $x_1$  &  $x_2$  και συντελεστές εξασθένησης  $\mu_1$  &  $\mu_2$ , αντίστοιχα, η εξασθένηση της πρωτογενούς δέσμης  $I_0$  δίδεται από

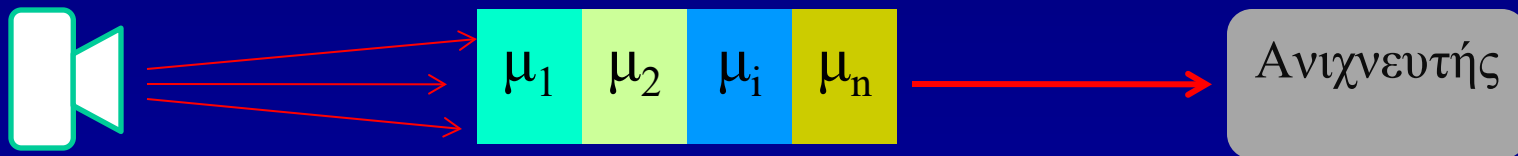
$$I = I_0 * \exp -(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)$$



# Βασικές Αρχές ΥΤ

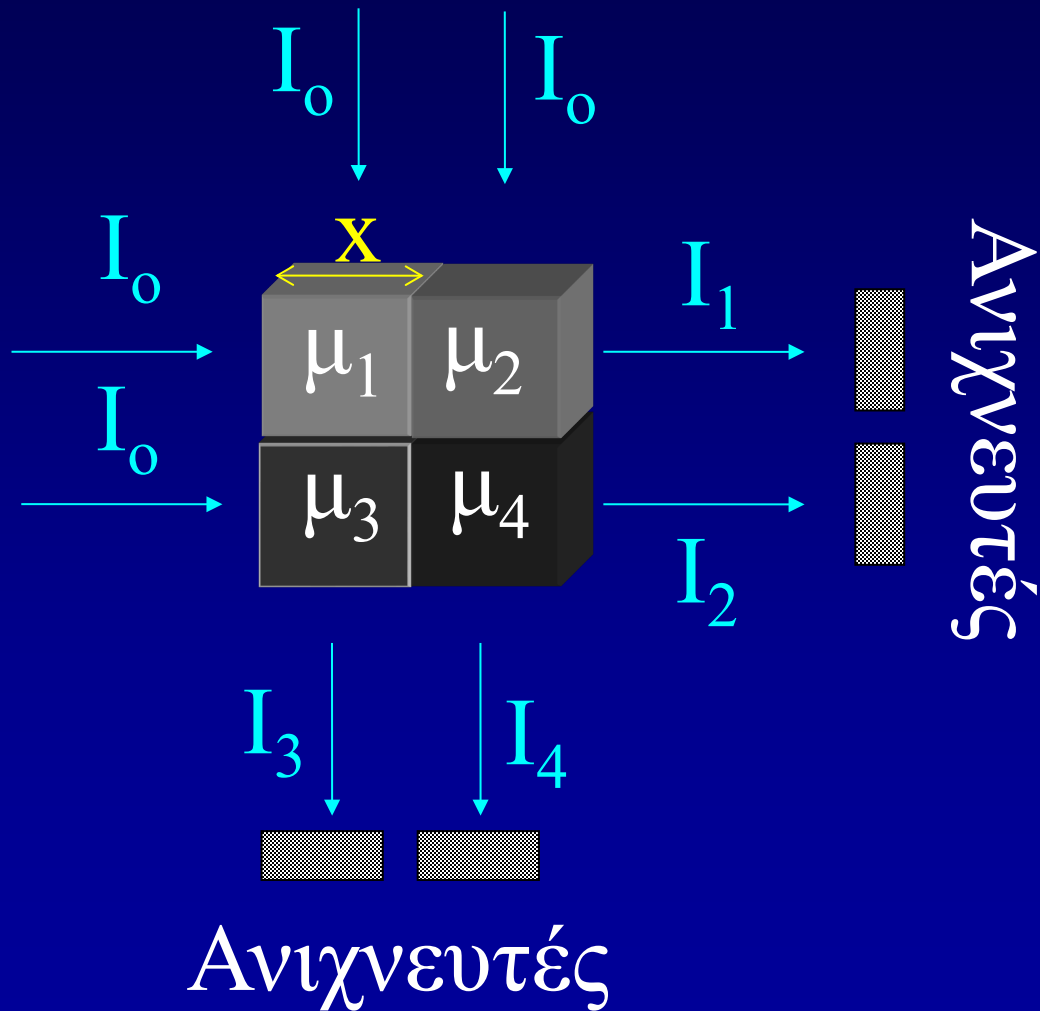
Αν έχουμε  $n$  τμήματα με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένησης το καθένα, τότε η ανιχνεύσιμη ένταση της ακτινοβολίας,  $I$ , δίδεται από

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



Με μία μέτρηση (διέλευση) δεν μπορούμε να καθορίσουμε τους διάφορους συντελεστές  $\mu_i$ : Χρειάζονται πολλαπλές μετρήσεις στο ίδιο επίπεδο αλλά σε διαφορετικές διευθύνσεις

# Βασικές Αρχές ΥΤ



$$\mu_1 + \mu_2 = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_1}{I_o}\right)$$

$$\mu_3 + \mu_4 = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_2}{I_o}\right)$$

$$\mu_1 + \mu_3 = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_3}{I_o}\right)$$

$$\mu_2 + \mu_4 = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_4}{I_o}\right)$$

Σύστημα  
εξισώσεων

4x4

# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

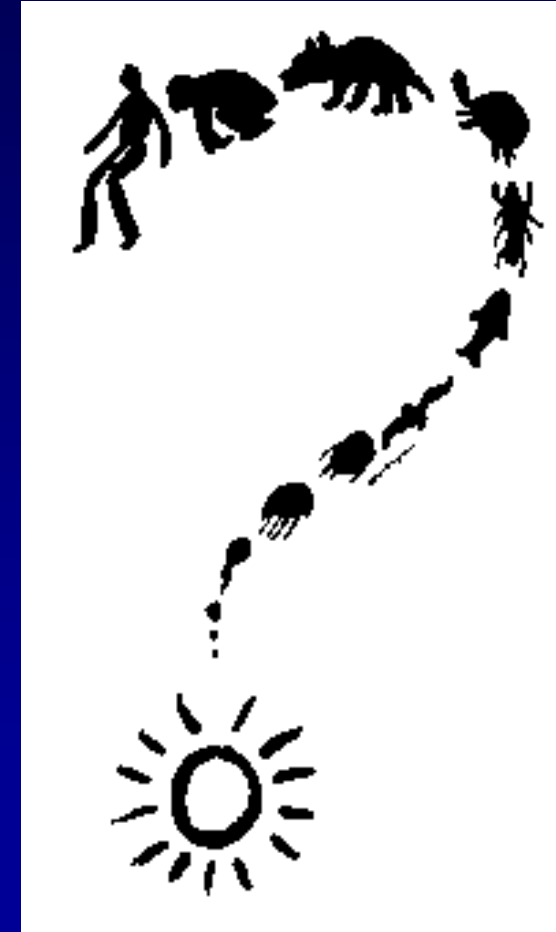
- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*

# 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

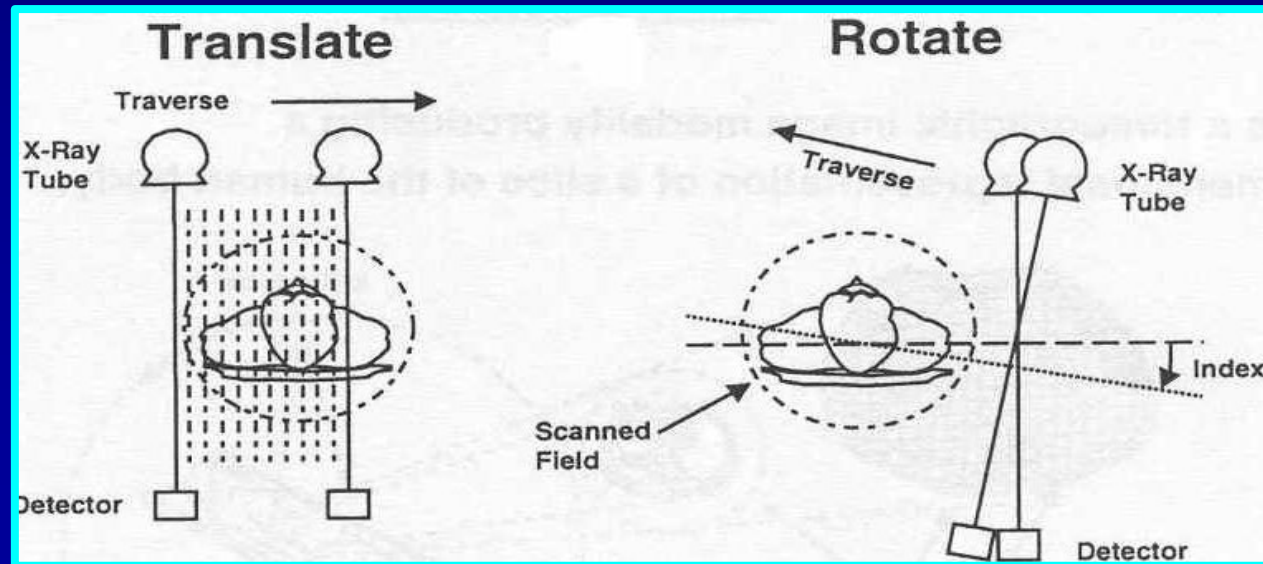
με στόχο την επίτευξη των πολλαπλών μετρήσεων





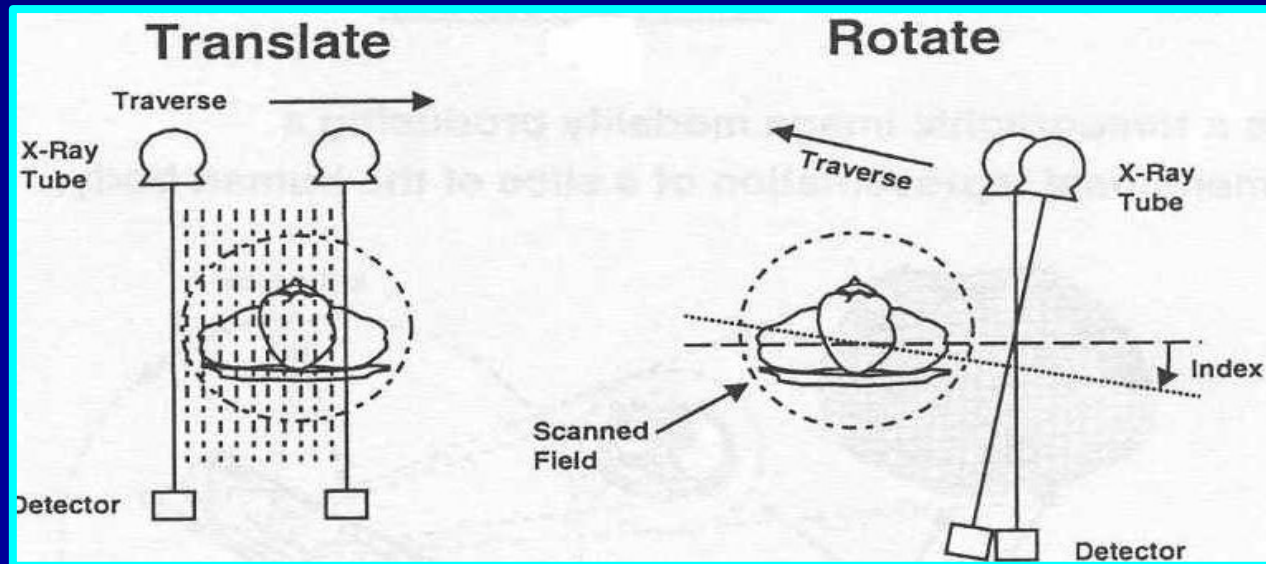
# Συστήματα ΥΤ Πρώτης Γενιάς

- 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  $1^\circ$  και λαμβάνει εκ νέου μετρήσεις
- Επανάληψη της γραμμικής μετατόπισης & των πολλαπλών μετρήσεων για τόξο  $180^\circ$



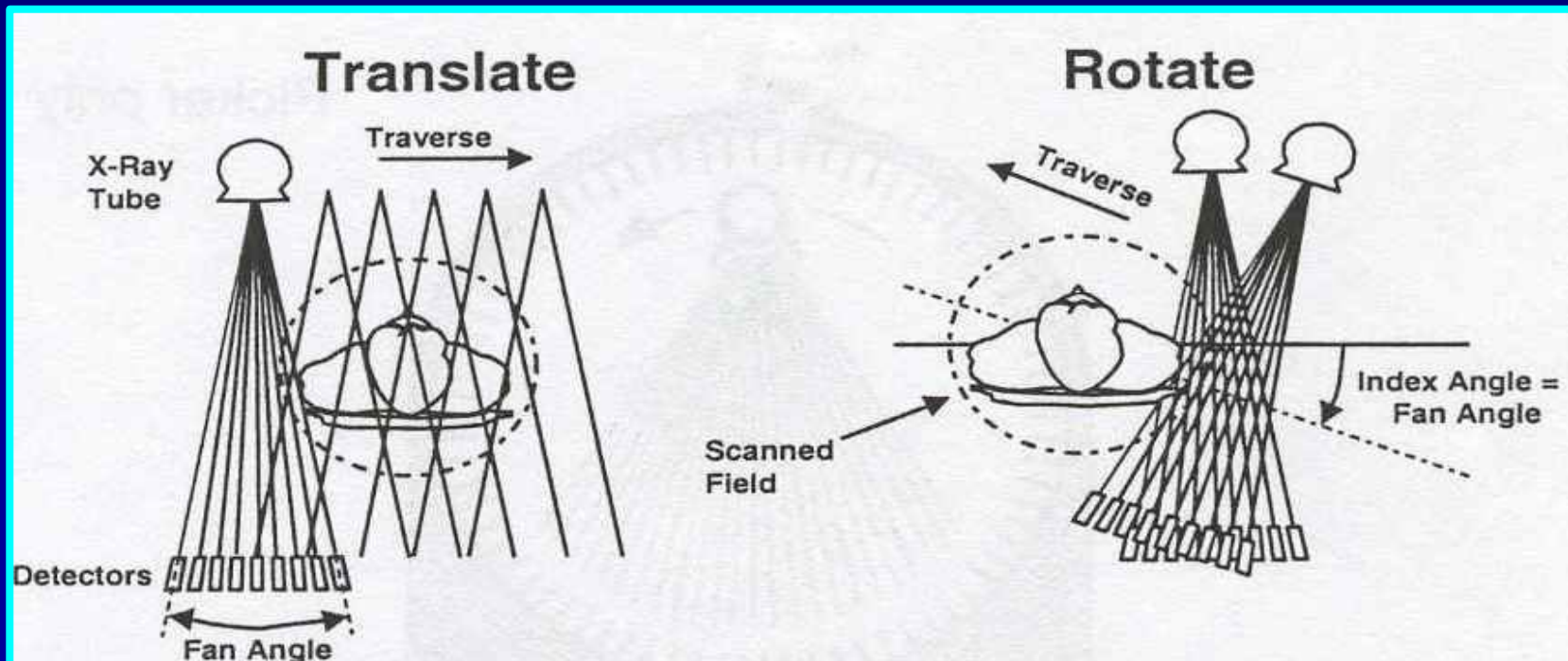
# Συστήματα ΥΤ Πρώτης Γενιάς

- 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)



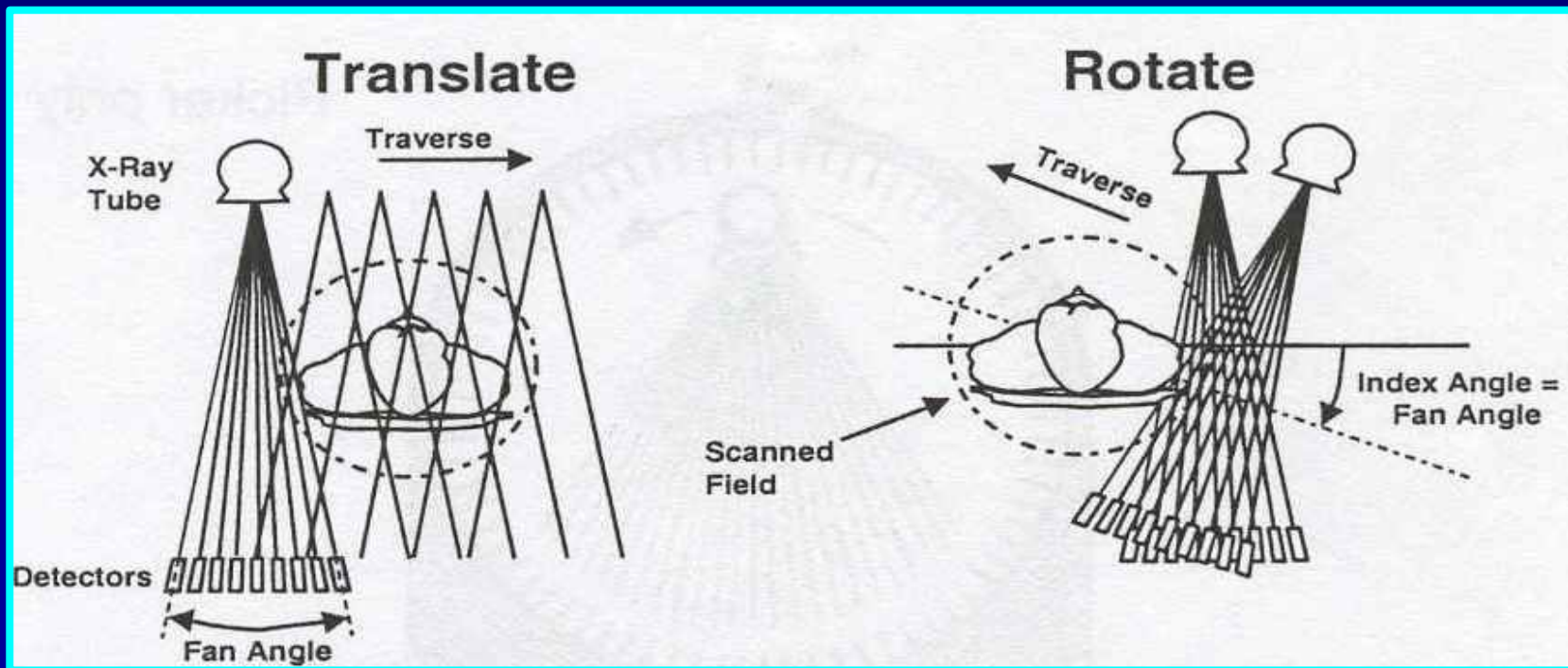
# Συστήματα ΥΤ Δεύτερης Γενιάς

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



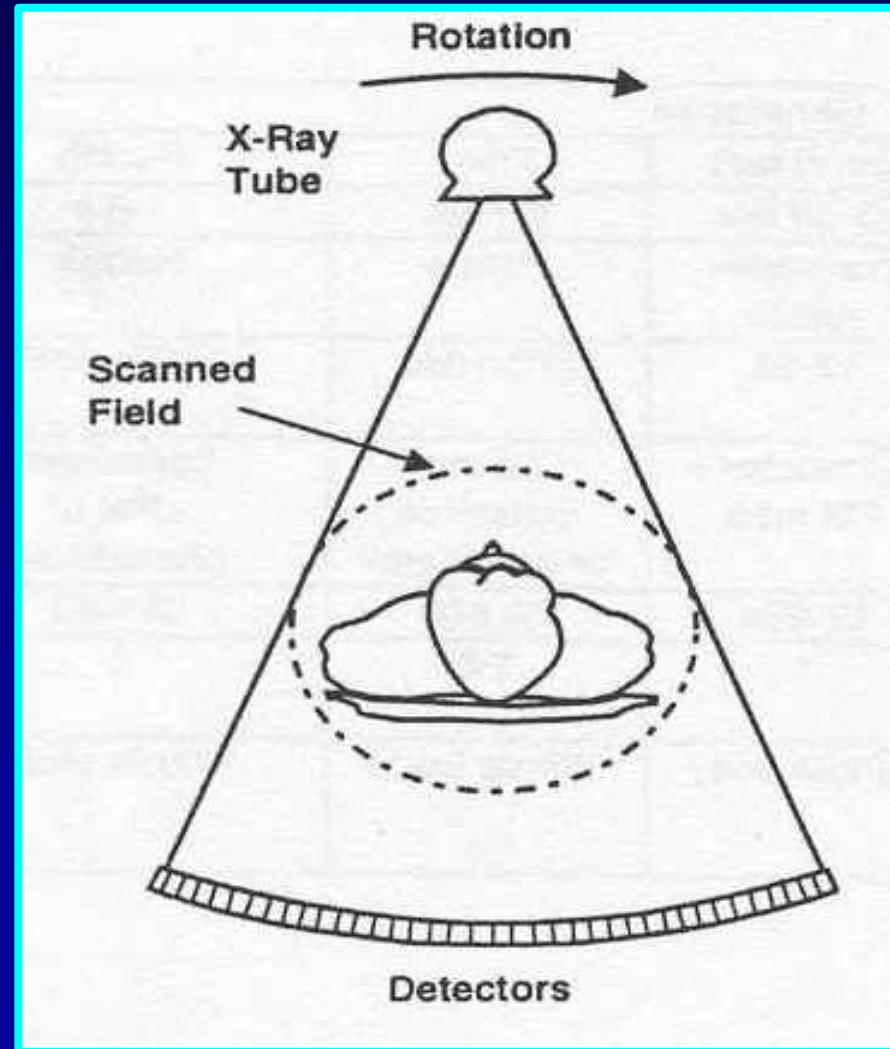
# Συστήματα ΥΤ Δεύτερης Γενιάς

- 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 ( $40^\circ$ ) για κάλυψη όλου του πεδίου απεικόνισης (σώματος)
- Το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτών εκτελεί **μόνο περιστροφική κίνηση** γωνίας  $360^\circ$  (συνεχής περιστροφή)
- Καμπυλοειδής διάταξη 800-1000 ανιχνευτών (**banana-shaped array**)



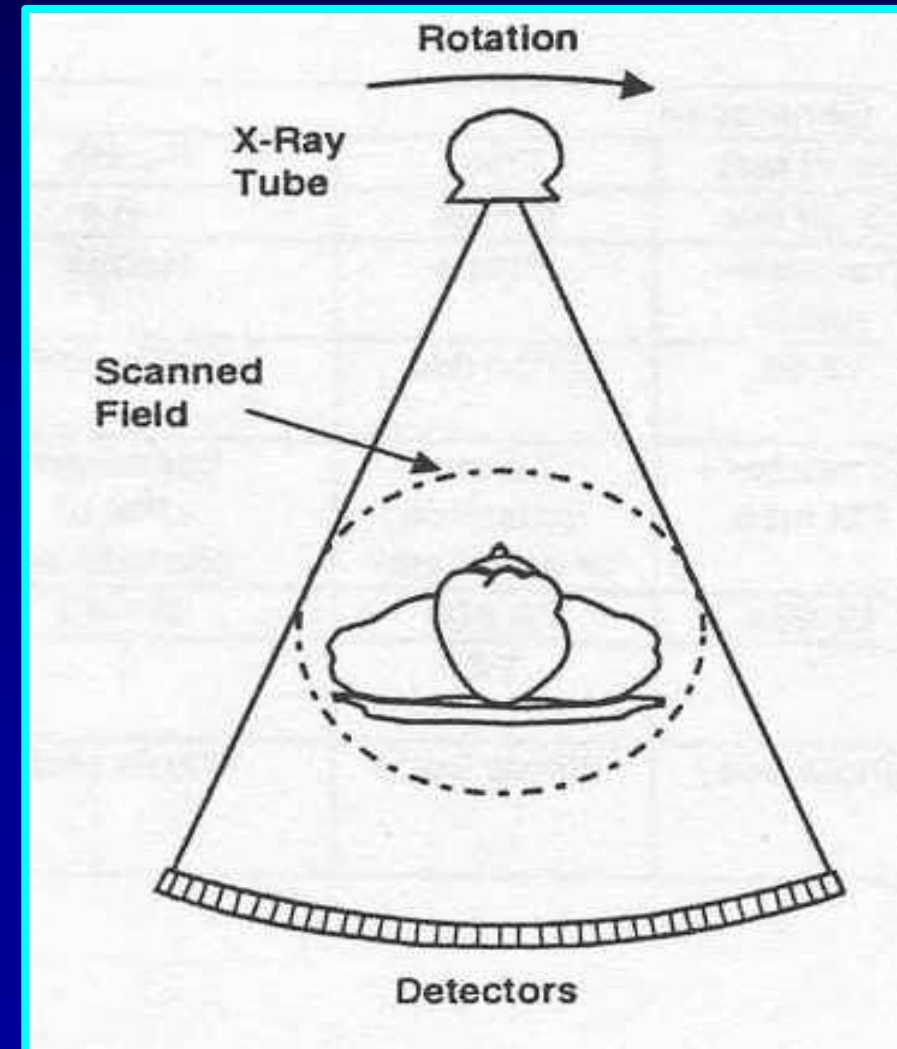


# Συστήματα ΥΤ Τρίτης Γενιάς

- Σάρωση (ανά τομή) σε ελάχιστα sec:

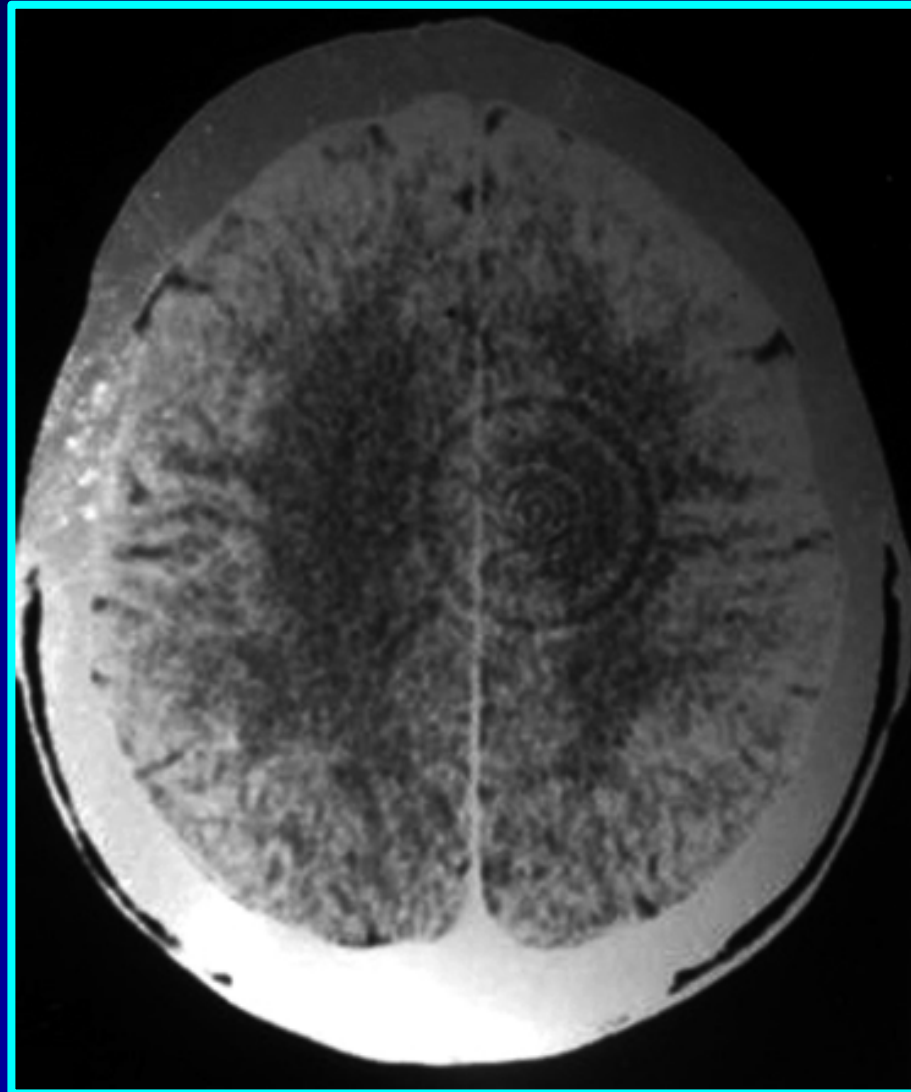
Εύκολη ακινητοποίηση

- Είναι κρίσιμης σημασίας η σωστή βαθμονόμηση και ρύθμιση των ανιχνευτών (π.χ., για την αποφυγή κυκλικών ψευδοδομών – ring artifacts)



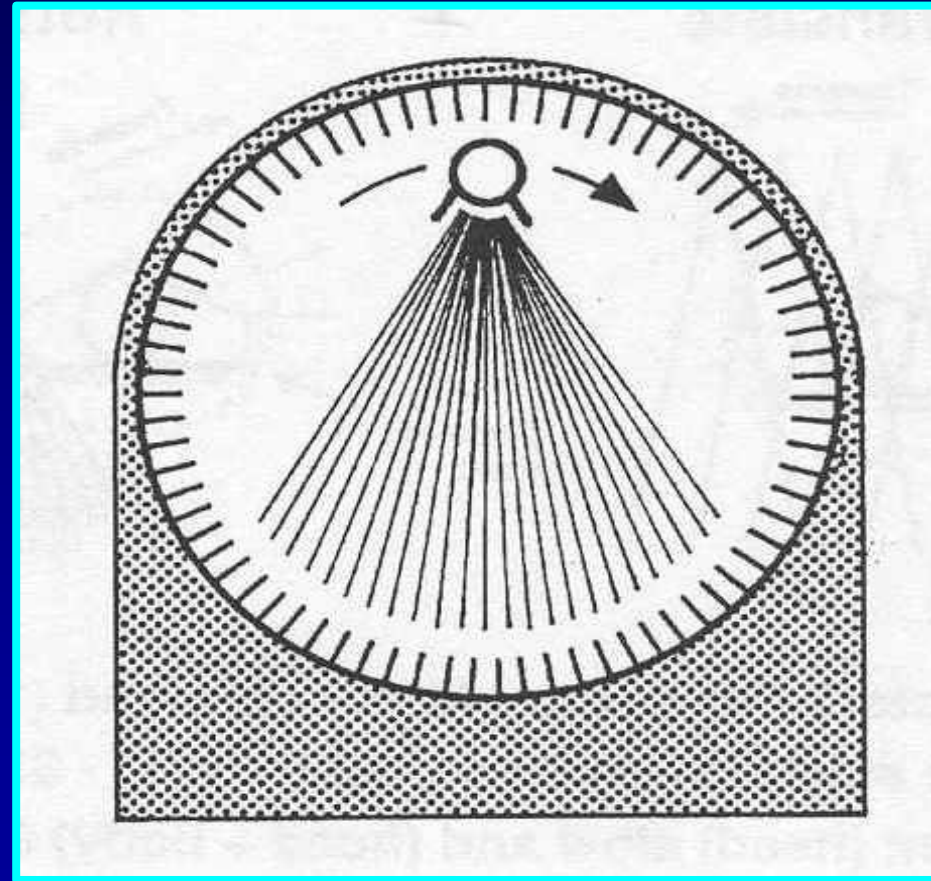


# Συστήματα ΥΤ Τρίτης Γενιάς



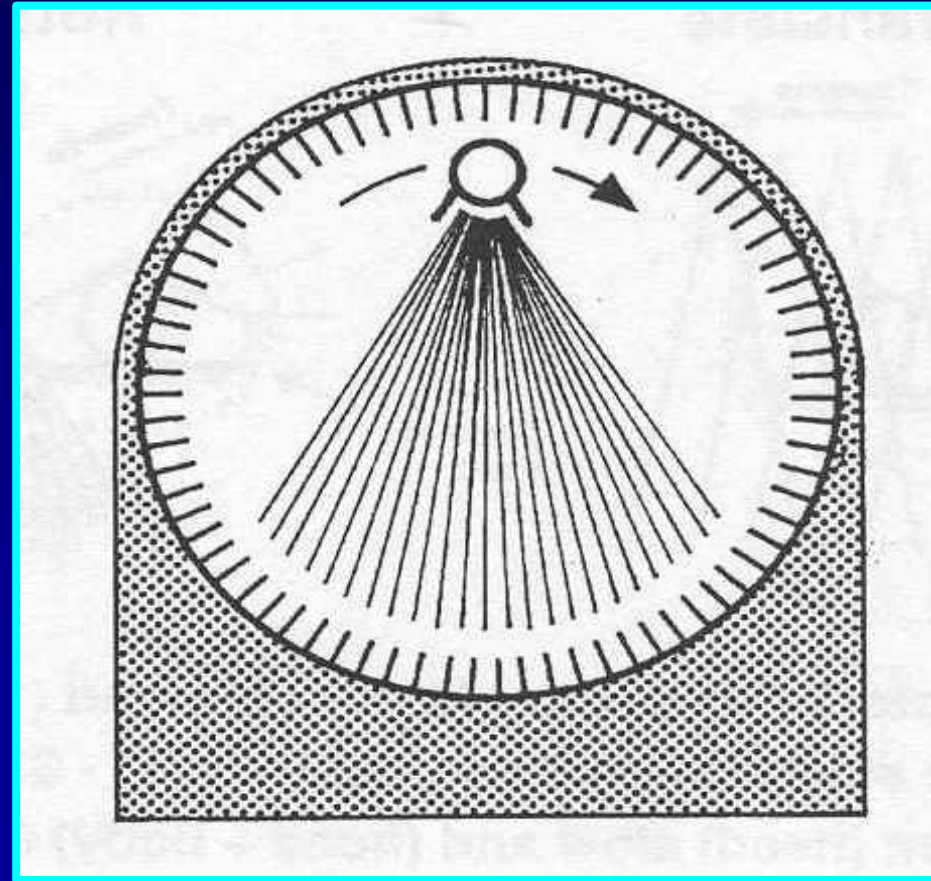
# Συστήματα ΥΤ Τέταρτης Γενεάς

- Σταθεροί πολλαπλοί ανιχνευτές (έως 5000) σε διάταξη  $360^\circ$
- 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



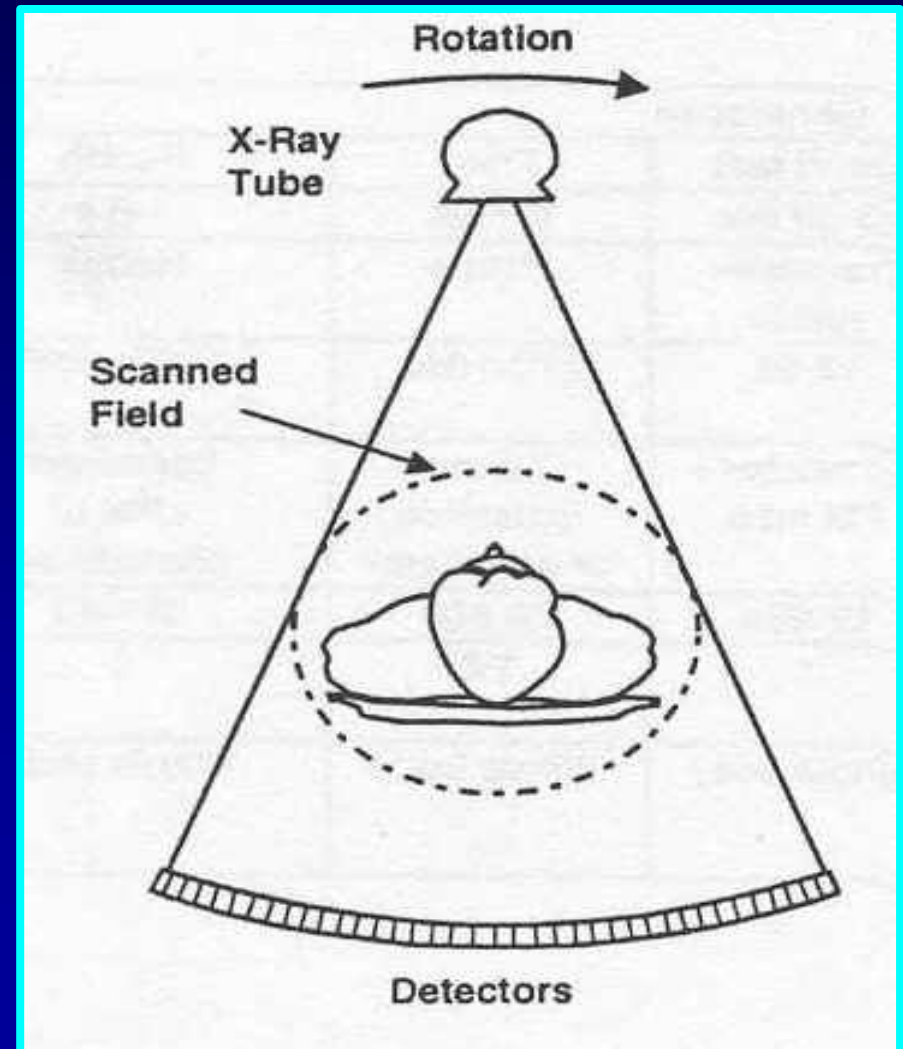
# Συστήματα ΥΤ Τέταρτης Γενεάς

- 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*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*

# Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές

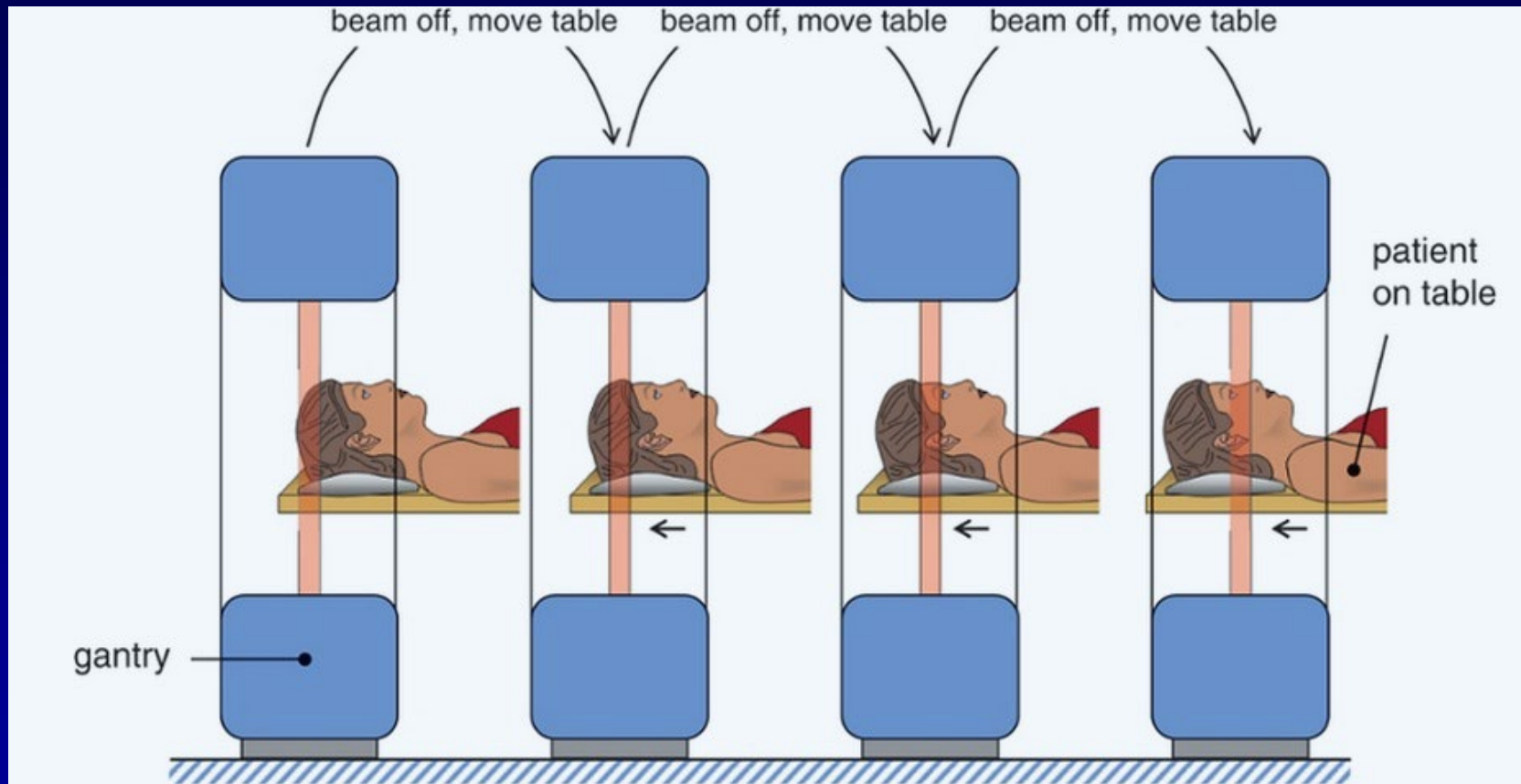
Συμβατική (απλή) λήψη: Λήψη τομή-τομή

(sequential CT, axial CT, slice-by-slice, scan-to-scan)

- Περιστροφή του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής & ακτινοβολήση
- Η τράπεζα δεν 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

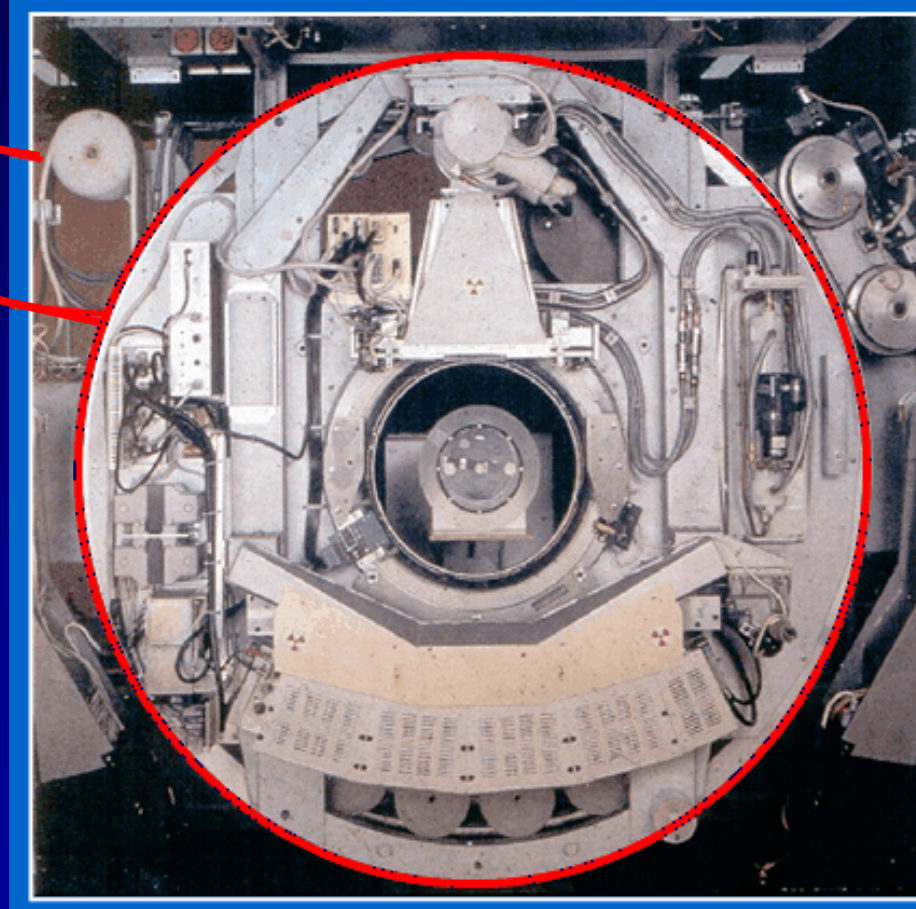
# Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές

Καλώδια μεταφοράς ισχύος και δεδομένων

Περιστρεφόμενο ικρίωμα (gantry)

Καλώδια πεπερασμένου μήκους:

- Ανάγκη για τερματισμό της περιστροφής και αλλαγή της κατεύθυνσης περιστροφής
- Λήψη σειράς εικόνων με εναλλασσόμενες δεξιόστροφες και αριστερόστροφες περιστροφές (τύλιγμα-ξετύλιγμα καλωδίων υψηλής τάσης)





# Μείωση του Χρόνου Σάρωσης

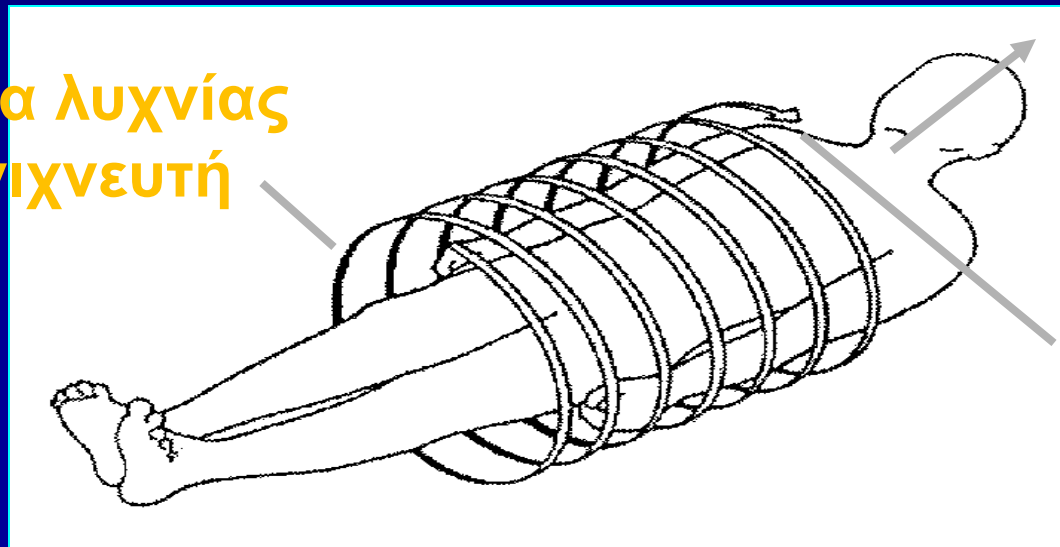
- YT πολλαπλών λυχνιών (14 Λυχνίες, “the Mayo monster”)
- Σύστημα εκτροπής δέσμης ηλεκτρονίων (Electron beam CT)
  - 5<sup>ης</sup> γενιάς YT
- YT κωνικής δέσμης (cone beam CT, C-arm CT, cone beam volume CT, or flat panel CT)
  - 6<sup>ης</sup> γενιάς YT;
- **Ελικοειδής (σπειροειδής / ογκομετρική) Υπολογιστική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



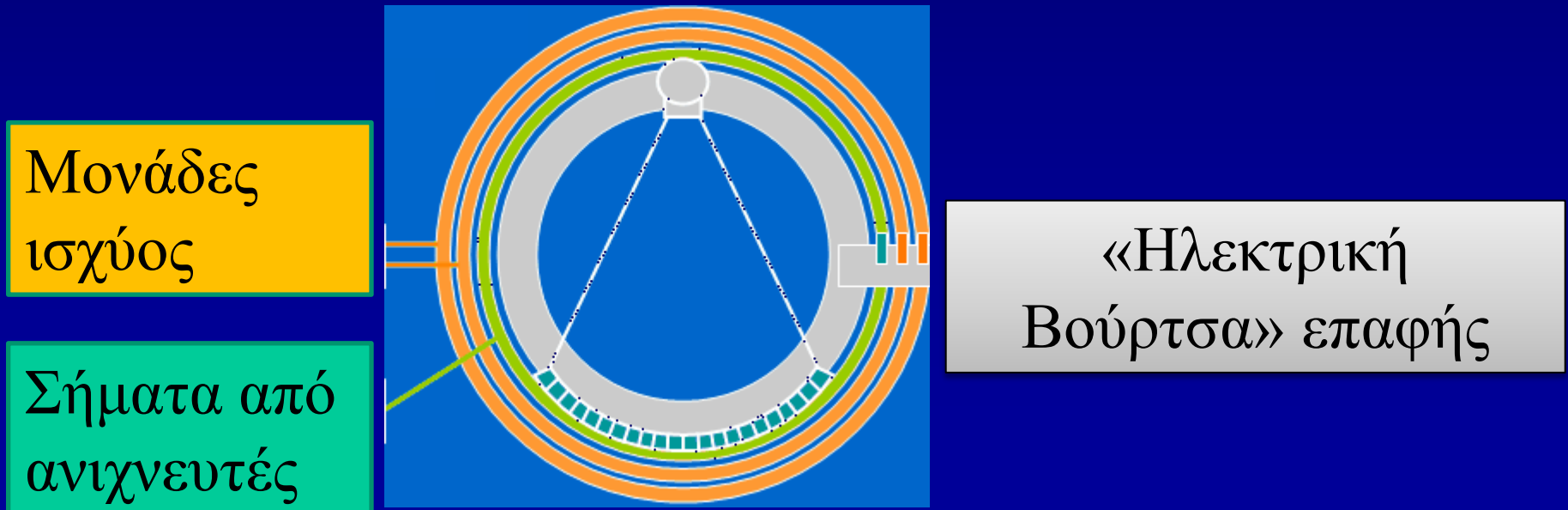
Διεύθυνση  
κίνησης

Αρχή  
ελικοειδούς  
σάρωσης

# ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

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

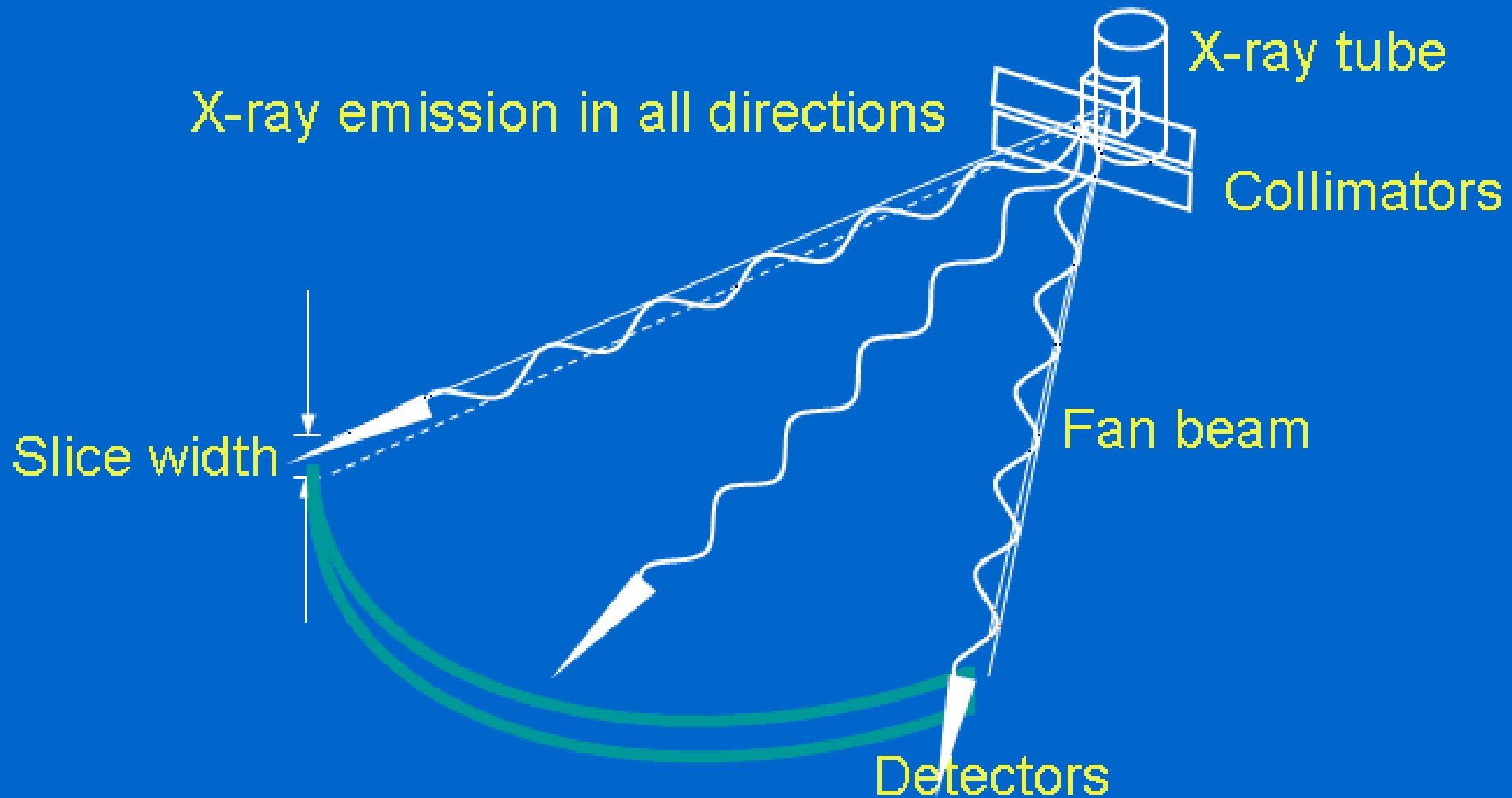


# ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

- 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) =  $d / sw$

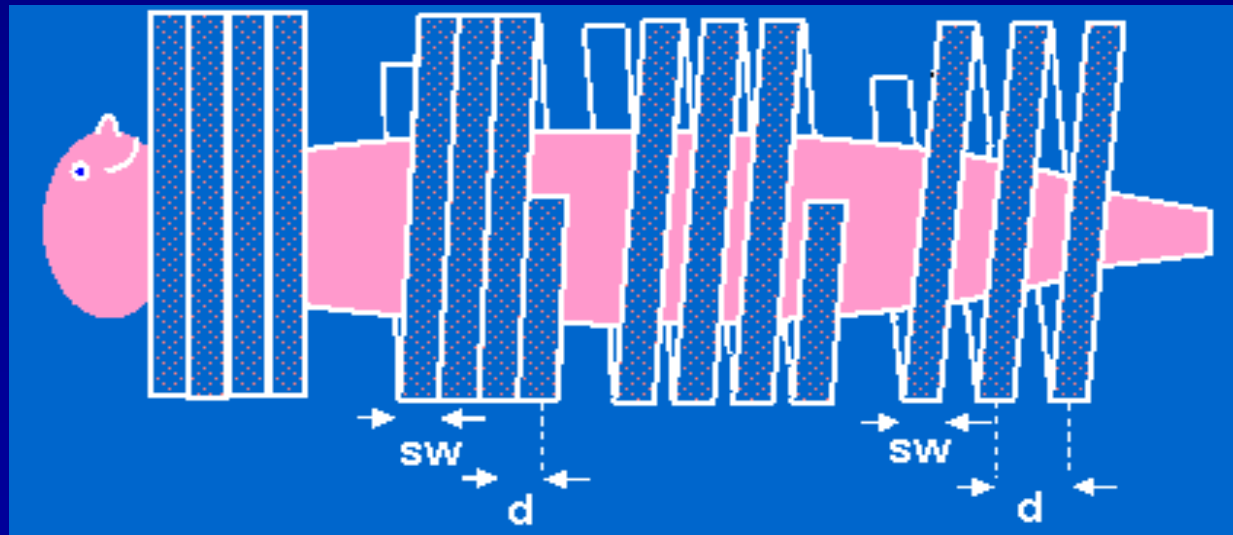
Συμβατική σάρωση  
με διαδοχικές τομές

Ελικοειδείς σαρώσεις

$p=1$

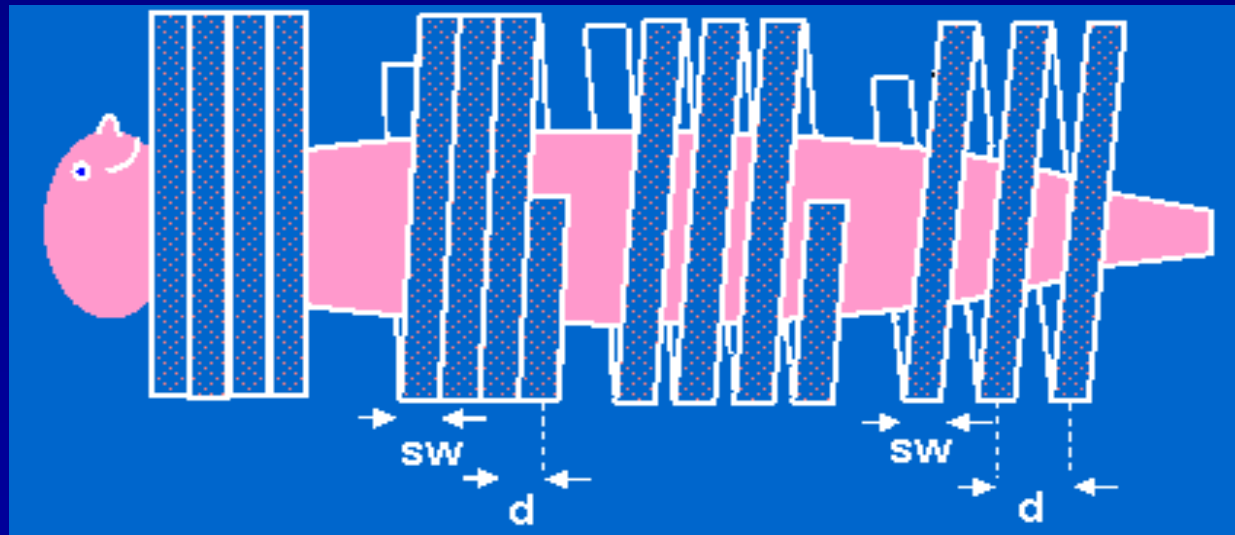
$p=1.5$

$p=2$



# ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

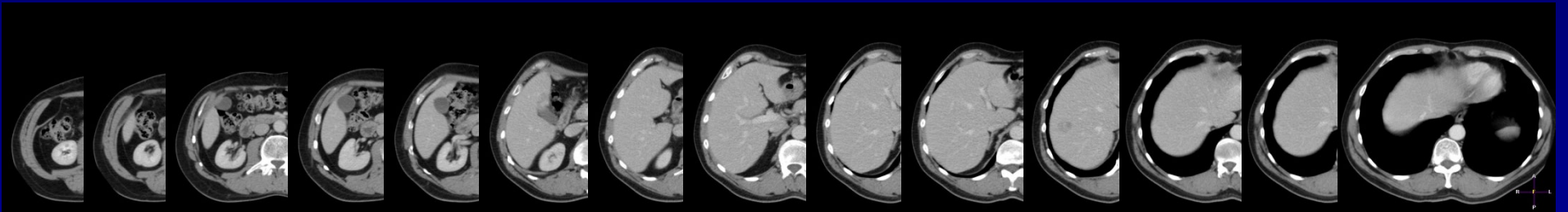
- Ανακατασκευή τομής σε οποιαδήποτε θέση κατά μήκος του  $z$
- Με οποιοδήποτε πάχος
  - Ο μόνος περιορισμός είναι ότι το πάχος της ανακατασκευασμένης τομής δεν μπορεί να είναι μικρότερο από το άνοιγμα των κατευθυντήρων (ονομαστικό πάχος τομής)





# ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

- Δυνατότητα για αλληλοεπικαλυπτόμενες τομές



- Πάχος ανακατασκευασμένης τομής = slice thickness  
(0.5 - 10 mm)

*Προσοχή: slice thickness  $\neq$  slice width*

# Μείωση του Χρόνου Σάρωσης

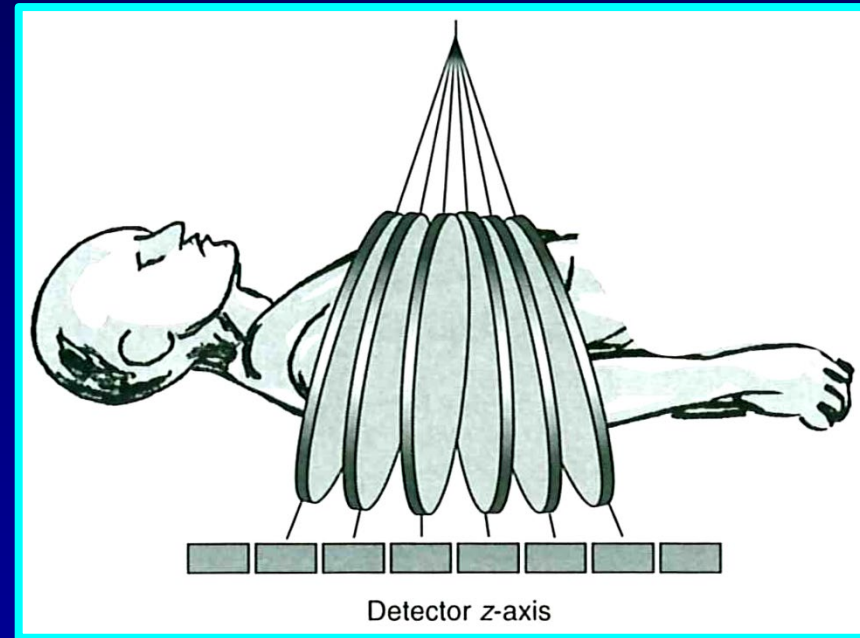
- YT πολλαπλών λυχνιών (14 Λυχνίες, “the Mayo monster”)
- Σύστημα εκτροπής δέσμης ηλεκτρονίων (Electron beam CT)
  - 5<sup>ης</sup> γενιάς YT
- YT κωνικής δέσμης (cone beam CT, C-arm CT, cone beam volume CT, or flat panel CT)
  - 6<sup>ης</sup> γενιάς YT;
- Ελικοειδής (σπειροειδής / ογκομετρική) Υπολογιστική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

# ΥΤ Πολλαπλών Τομών

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

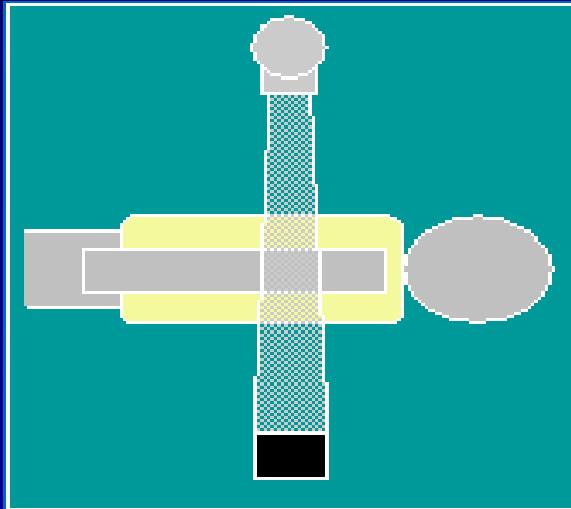
Με μια βασική διαφορά:

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

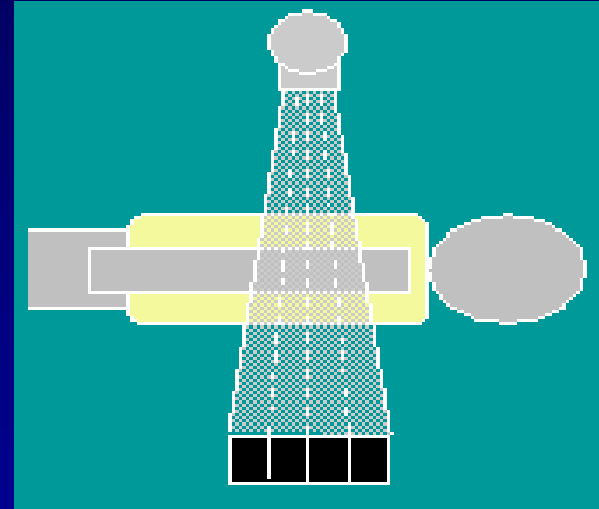


# ΥΤ Πολλαπλών Τομών

- Συμβατική (απλή) σάρωση διαδοχικών τομών



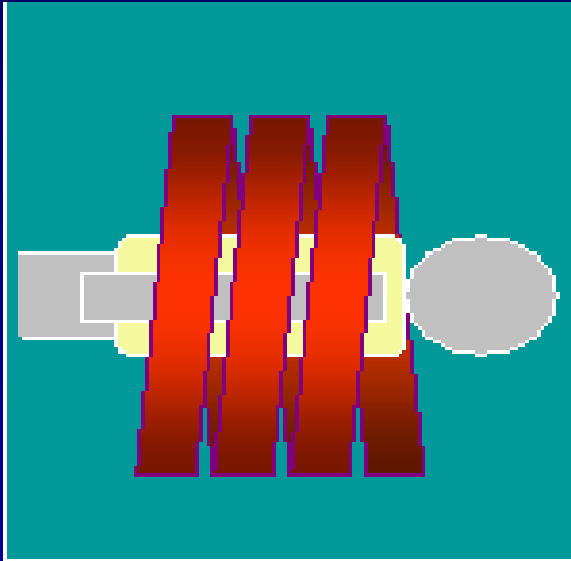
Σύστημα μίας τομής



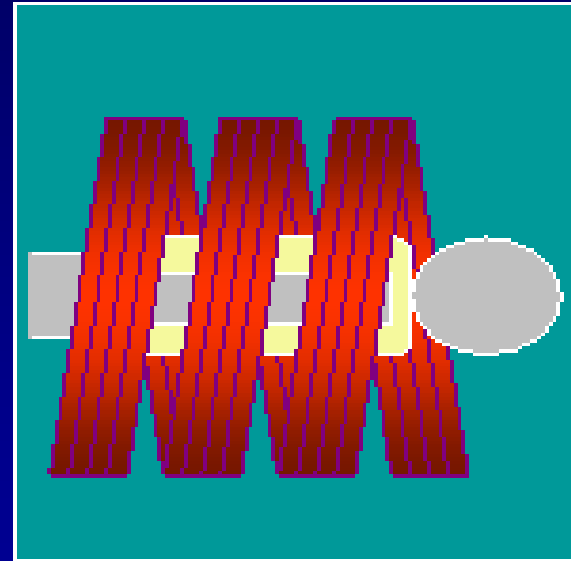
Σύστημα τεσσάρων τομών

# ΥΤ Πολλαπλών Τομών

- Ελικοειδής σάρωση



Μία έλικα



Τέσσερες έλικες

# Ελικοειδής Σάρωση με ΥΤΠΤ: Ορισμός pitch (προώθηση τράπεζας)

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

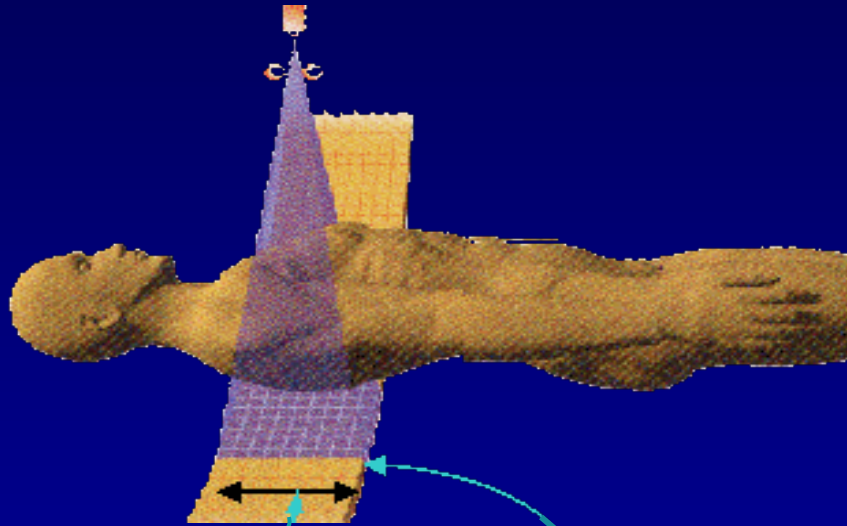
Πάχος: ονομαστικό πάχος τομής

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

- 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

# ΥΤ 4-τομών: Ανιχνευτής

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



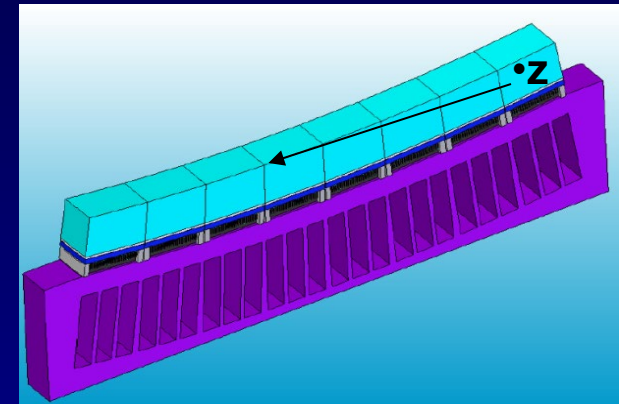
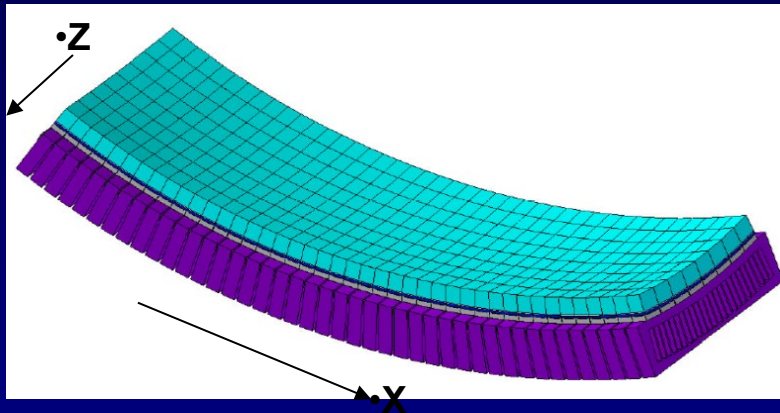
**z - άξονας**  
→

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



Η ΥΤΠΤ σε συνδυασμό με την ελικοειδή σάρωση έχουν ως αποτέλεσμα την υπερταχεία λήψη των απαραίτητων δεδομένων

# 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**

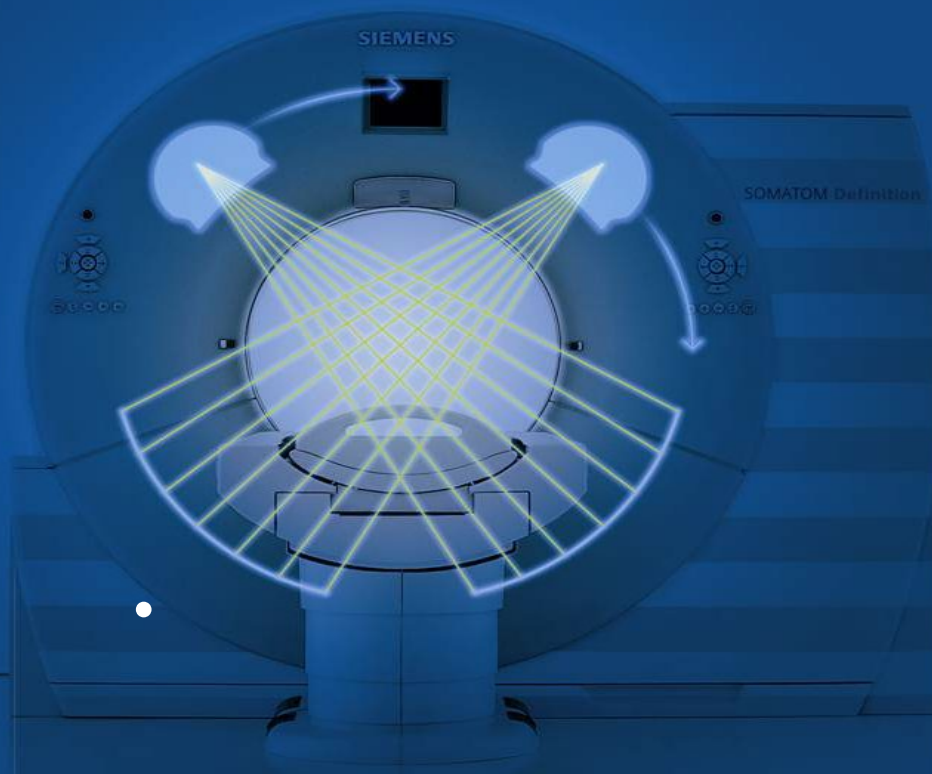


# Μείωση του Χρόνου Σάρωσης

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

# ΥΤ Δύο Λυχνιών

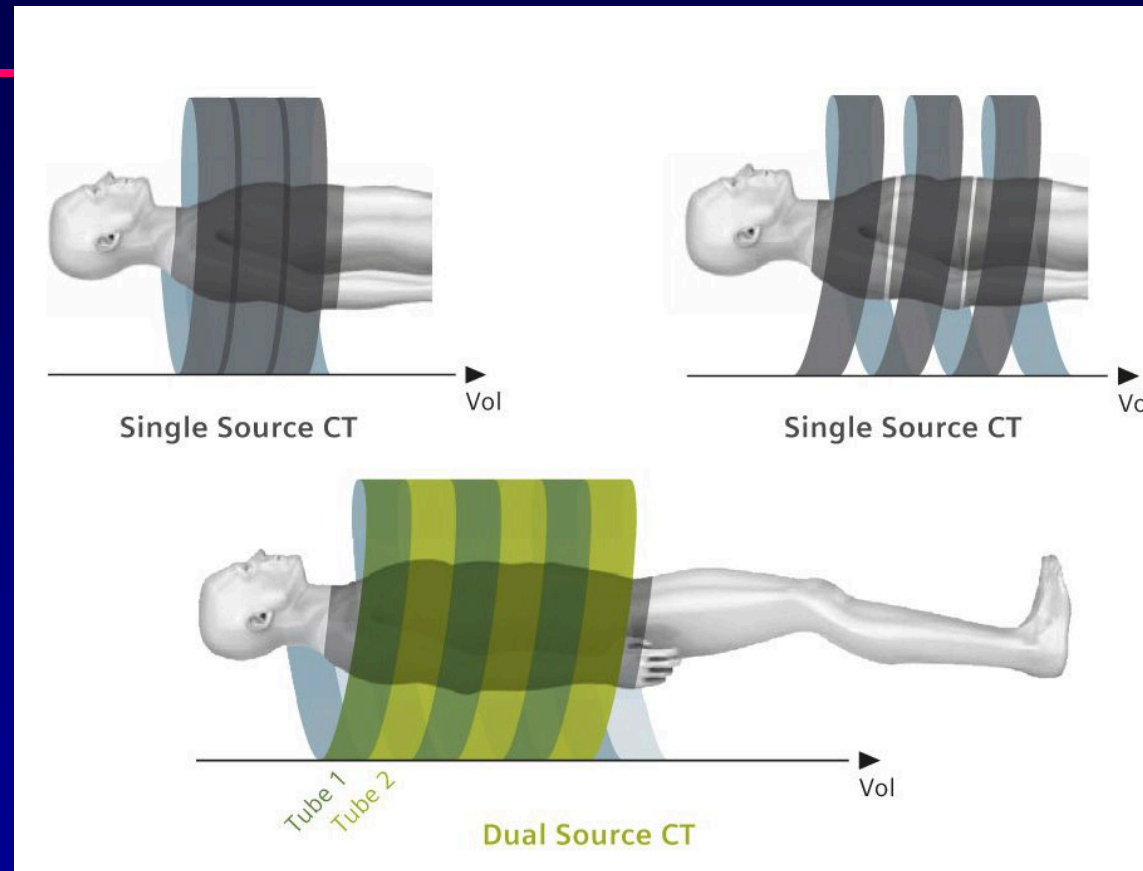
## Δύο Λυχνίες Δύο Ανιχνευτικά Συστήματα



Δύο ανεξάρτητες διατάξεις με μία λυχνία και ένα ανιχνευτικό σύστημα η καθεμία που διαχωρίζονται γεωμετρικά κατά  $94^\circ$

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

# ΥΤ Δύο Λυχνιών



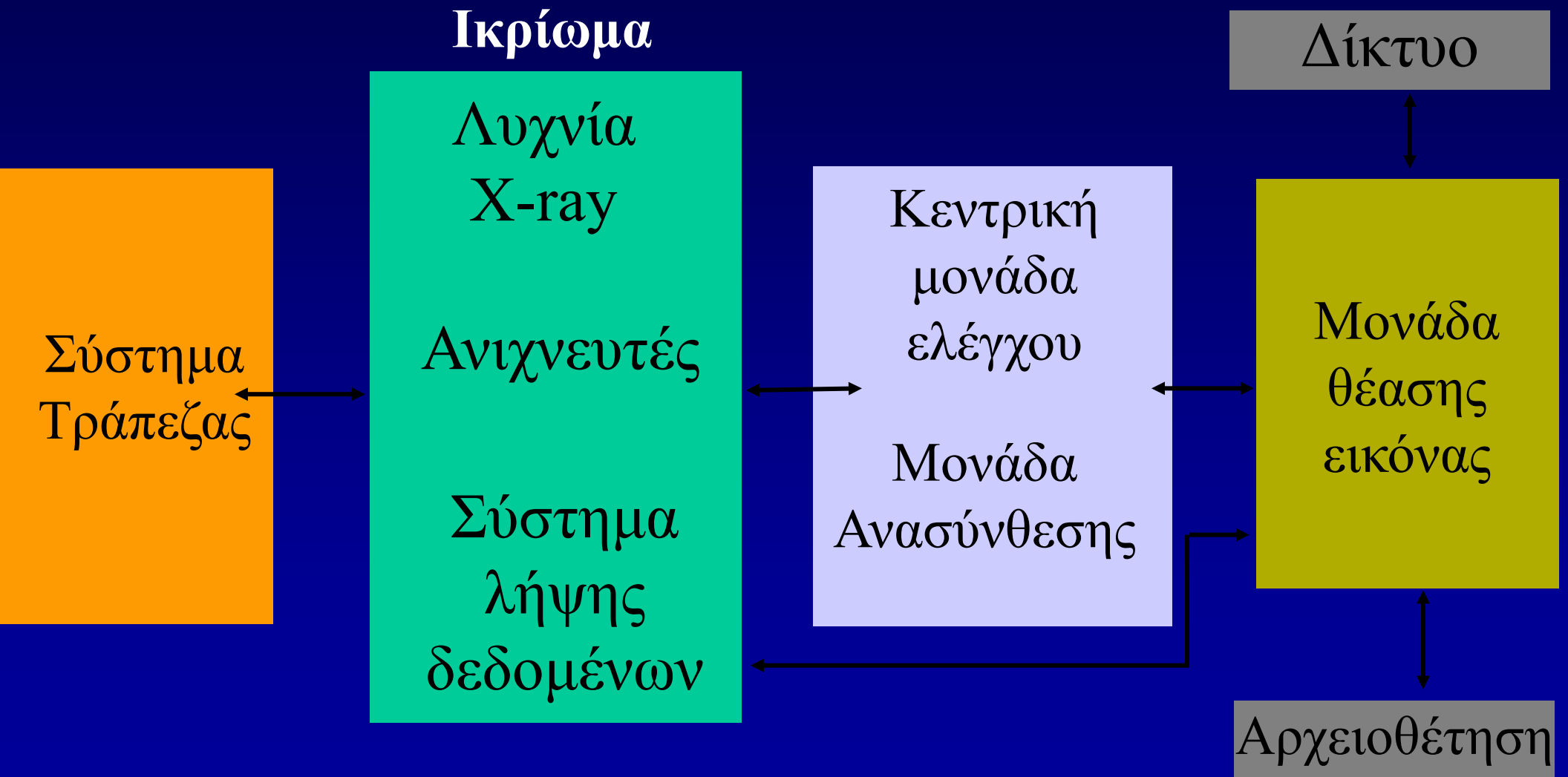
Επιτυγχάνουν μικρότερο χρόνο λήψης των απαραίτητων δεδομένων για την ανασύνθεση μίας εικόνας σε σχέση με τα συστήματα μίας λυχνίας: καλύτερη χρονική διακριτική ικανότητα ή καλή χωρική διακριτική ικανότητα σε μικρό χρόνο σάρωσης

# 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*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*



# Σχηματικό Διάγραμμα Συστήματος ΥΤ

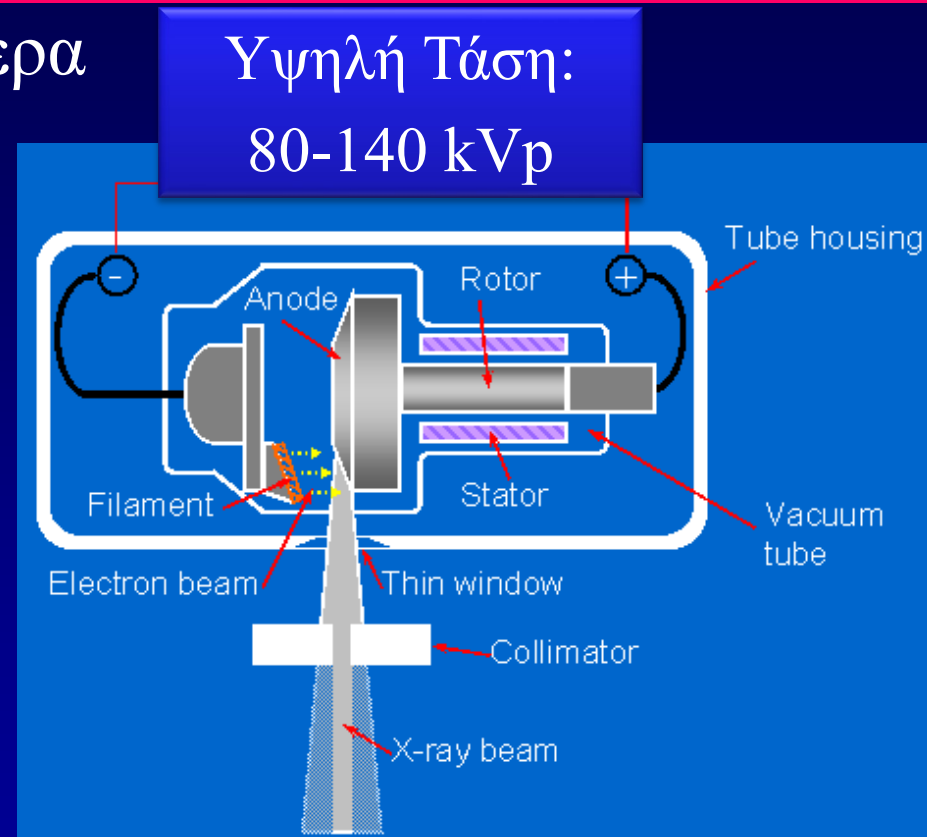


# Λυχνία Ακτίνων Χ

- 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

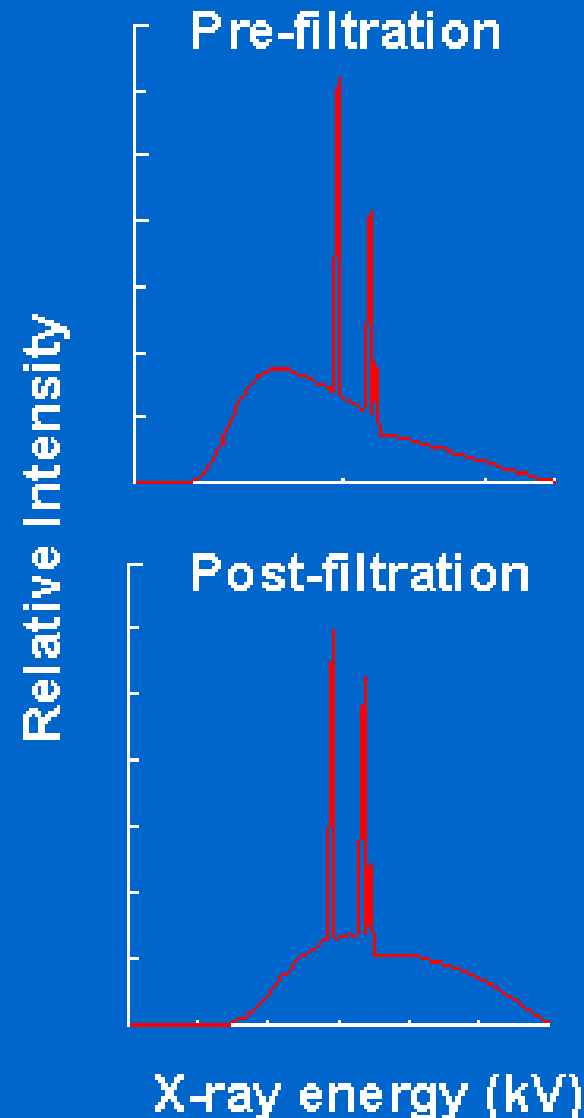
- Οι λυχνίες που χρησιμοποιούνται σήμερα στην ΥΤ είναι προηγμένης τεχνολογίας:
- Υψηλές τιμές ρεύματος (έως 1000 mA)
- Μεγάλες τιμές θερμοχωρητικότητας (έως 8 MHU)
- Υψηλοί ρυθμοί απαγωγής θερμότητας (έως 4.7MHU/min για άμεση απαγωγή)
- Υψηλή αντοχή σε μηχανική καταπόνηση (έως 13G για περιστροφή 0.5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



# Ηθμός Ακτίνων X

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

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

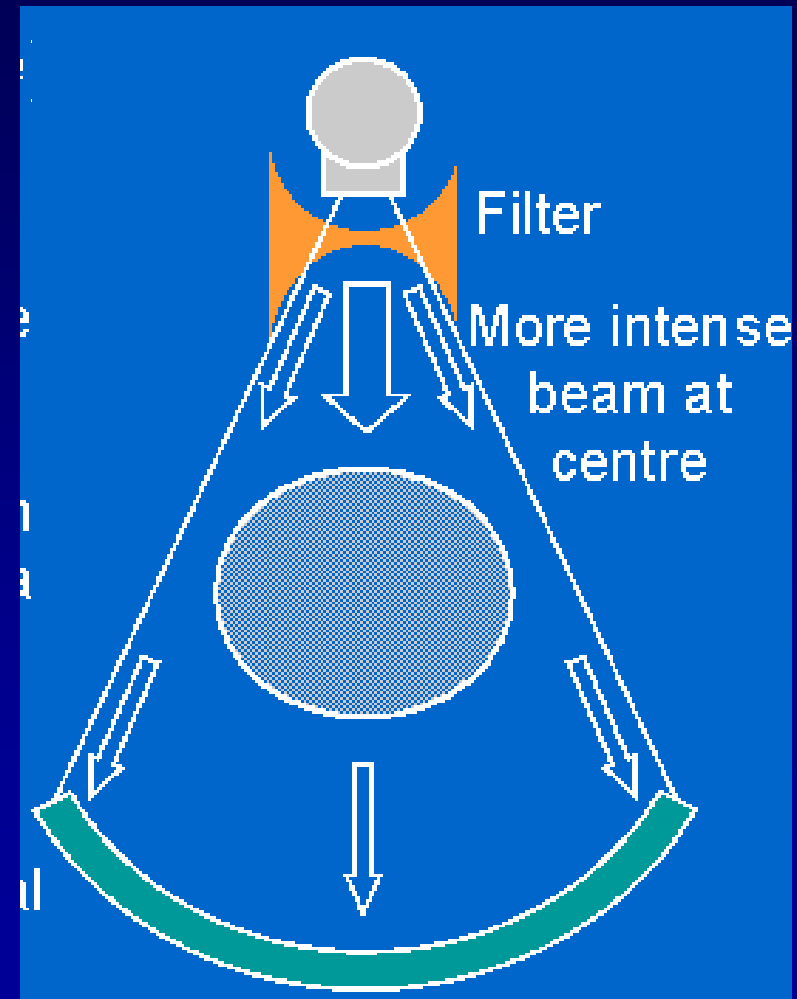


# Σφηνοειδές Φίλτρο

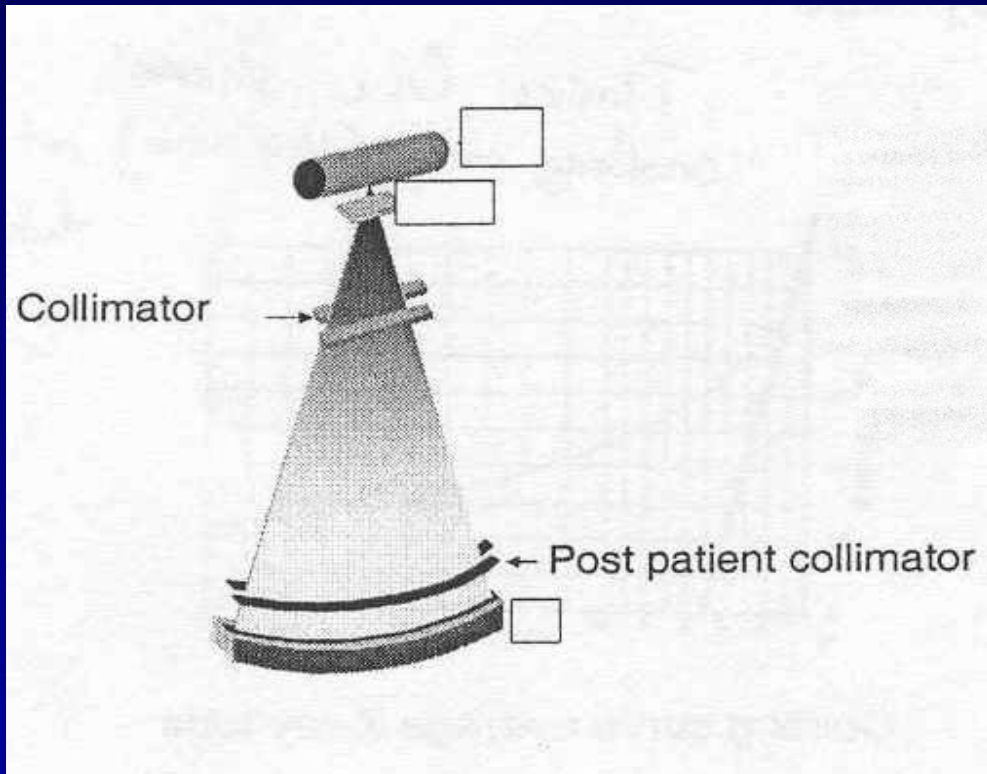
Σφηνοειδές φίλτρο (wedge or bow-tie filter) για τη διαμόρφωση της δέσμης (εκτός του κελύφους της λυχνίας)

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 & μετά τον ασθενή

Καθορίζουν (διαμορφώνουν)  
το ονομαστικό πάχος τομής  
(εύρος διαμορφωμένης δέσμης  
στον άξονα z)

&

αποκόπτουν τη σκεδαζόμενη  
ακτινοβολία

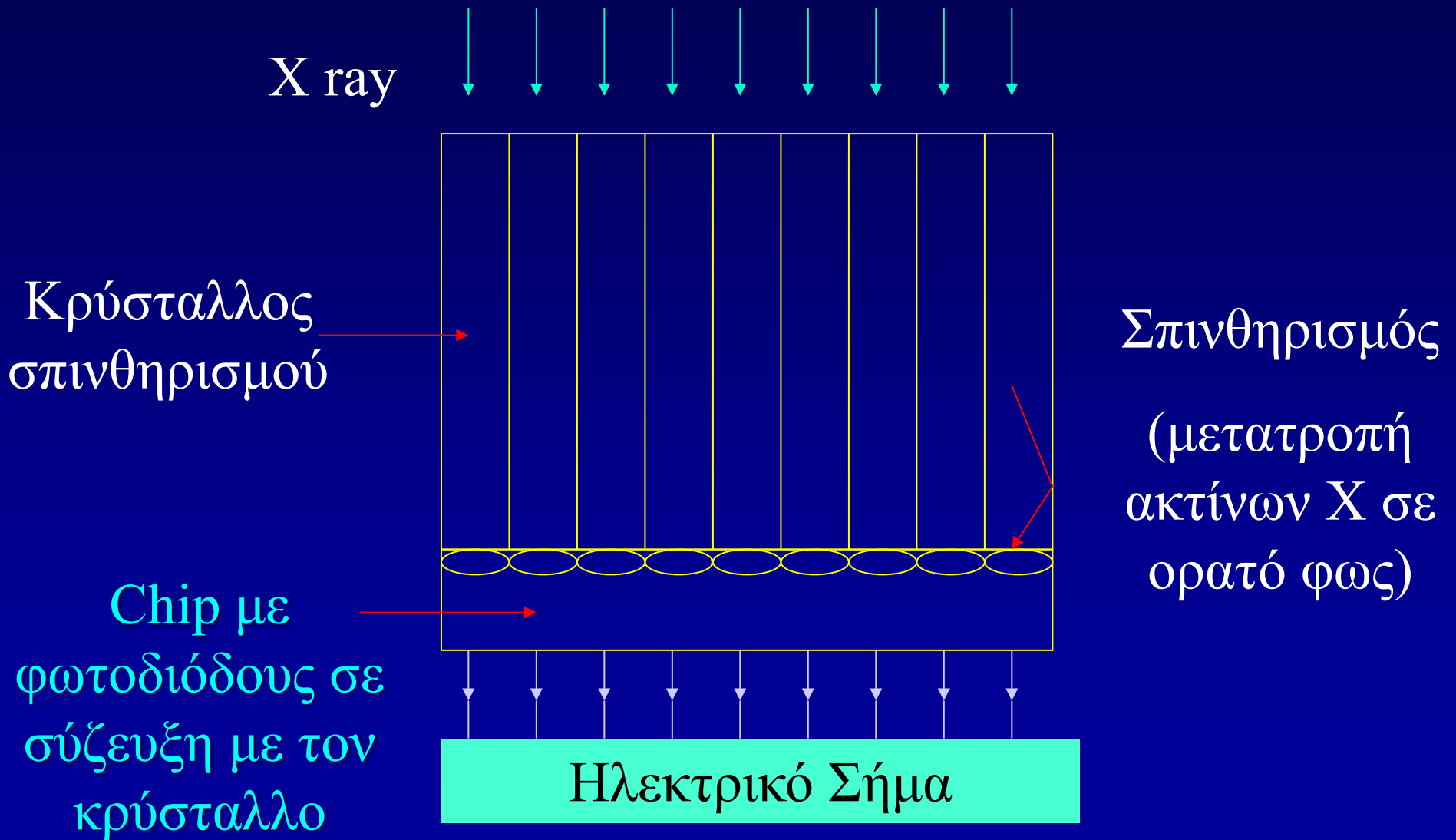
# Ανιχνευτές Ακτινοβολίας

## 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



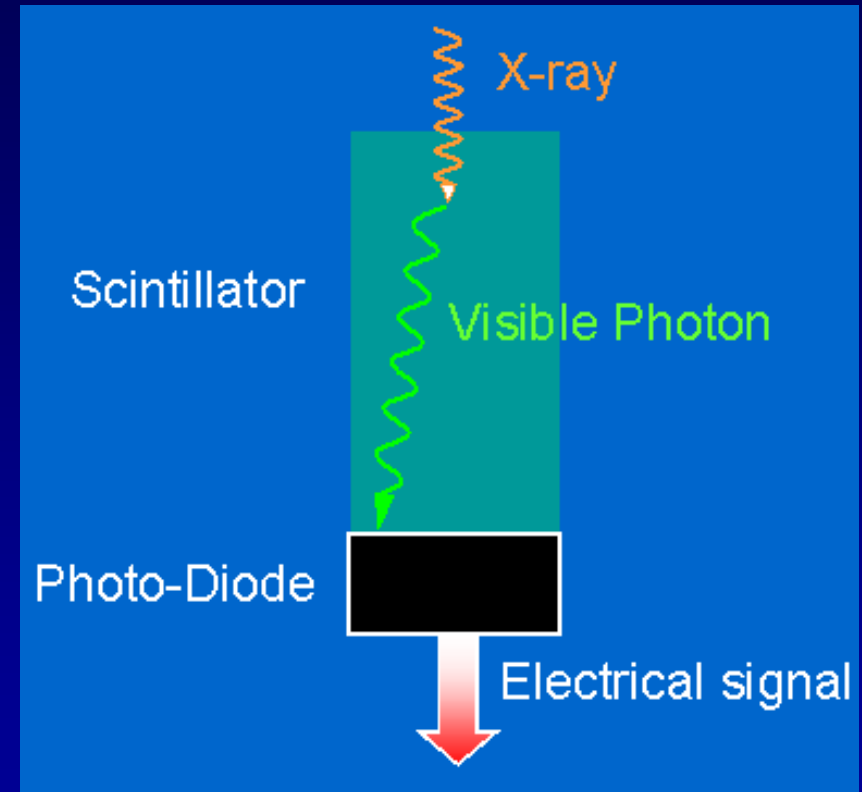
# Κεραμικοί Ανιχνευτές Σπινθηρισμών (solid state)



# Κεραμικοί Ανιχνευτές Σπινθηρισμών (solid state)

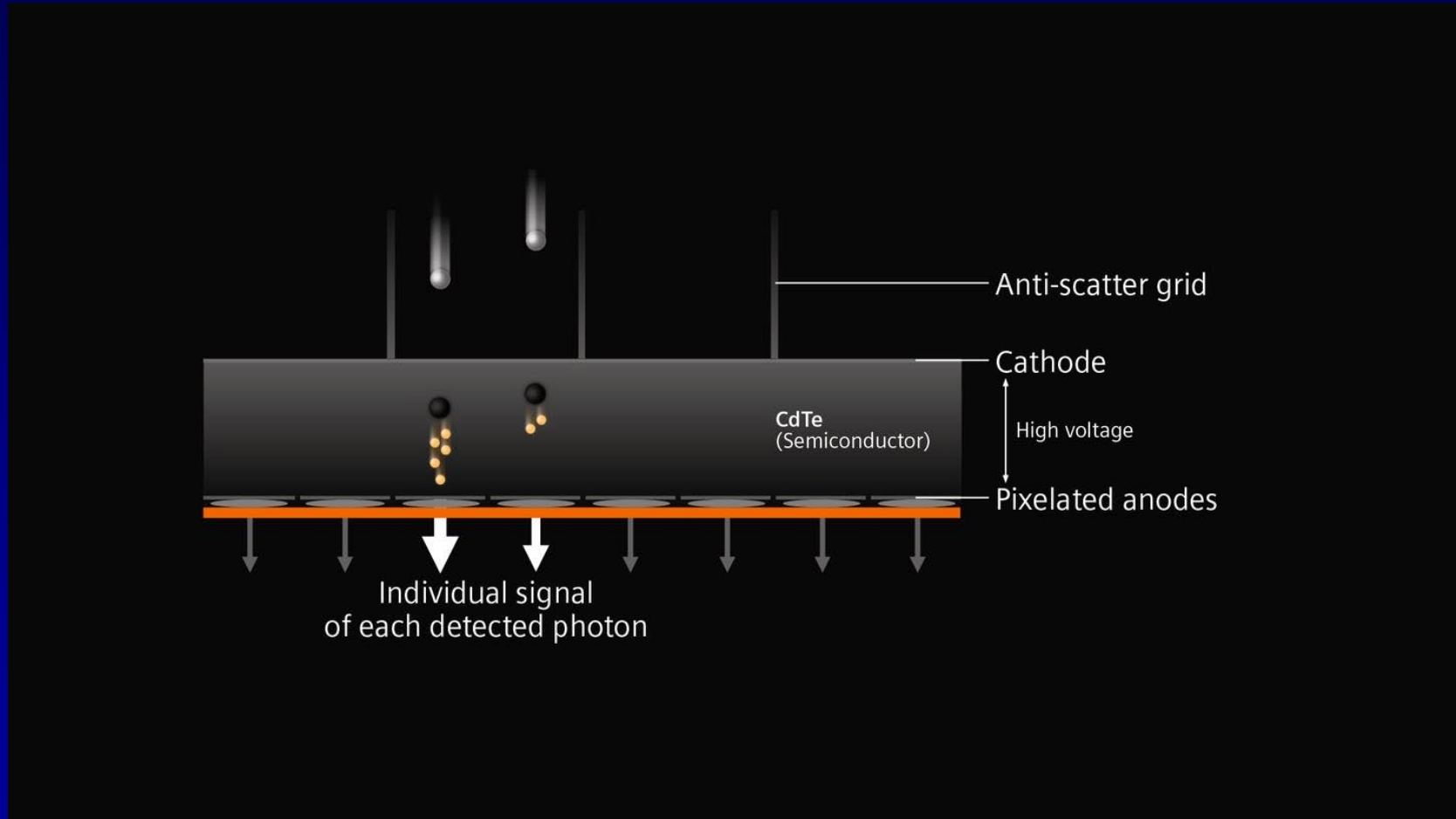
- Μέτριο κόστος
- Μέτρια απόκριση
- Πολύ υψηλή απόδοση: 99%
- Οι ανιχνευτές επιλογής στα σύγχρονα συστήματα

(*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*

# Μονάδα Ανακατασκευής Εικόνας

Αναγκαία η ταχύτατη ανακατασκευή εικόνων (>300 εικόνες/sec)

Υπολογιστής μεγάλης ισχύος

Σκληρός δίσκος αποθήκευσης αρχικών (raw) δεδομένων

Λογισμικό για φιλτράρισμα και διορθωτικούς αλγόριθμους επεξεργασίας εικόνας (π.χ. Beam Hardening Artefact correction)

Λογισμικό εξειδικευμένων αλγόριθμων ανακατασκευής (π.χ., καρδιολογικές εφαρμογές)

# Μονάδα Ανακατασκευής Εικόνας

---

Συνήθως διατίθενται δύο ξεχωριστές μονάδες για ανασύνθεση με διαφορετικούς αλγόριθμους

# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

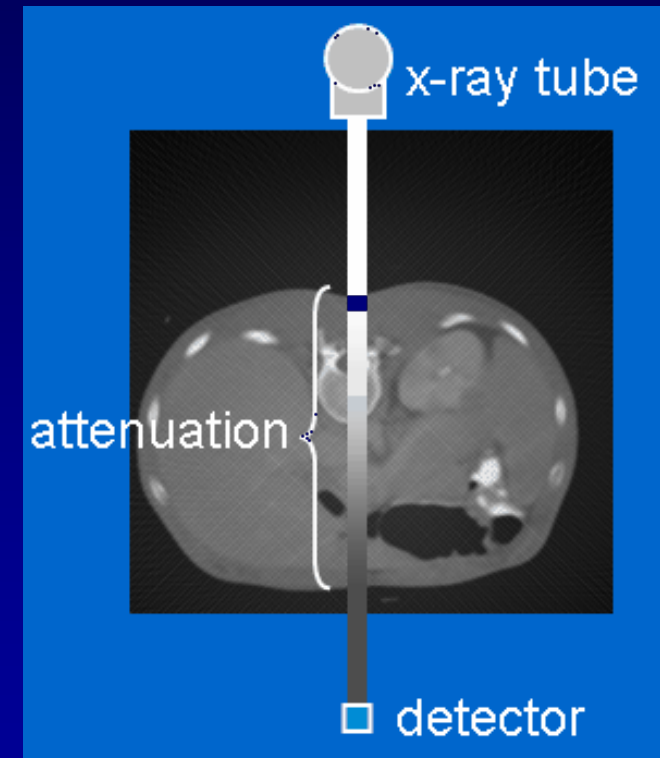
- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*

# 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





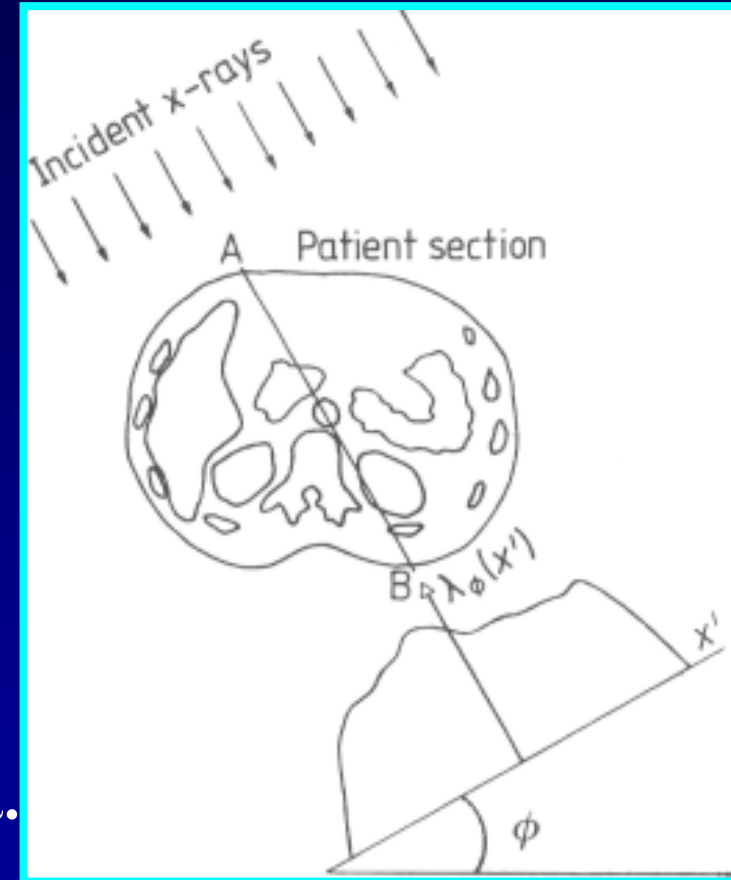
# Λήψη Δεδομένων

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

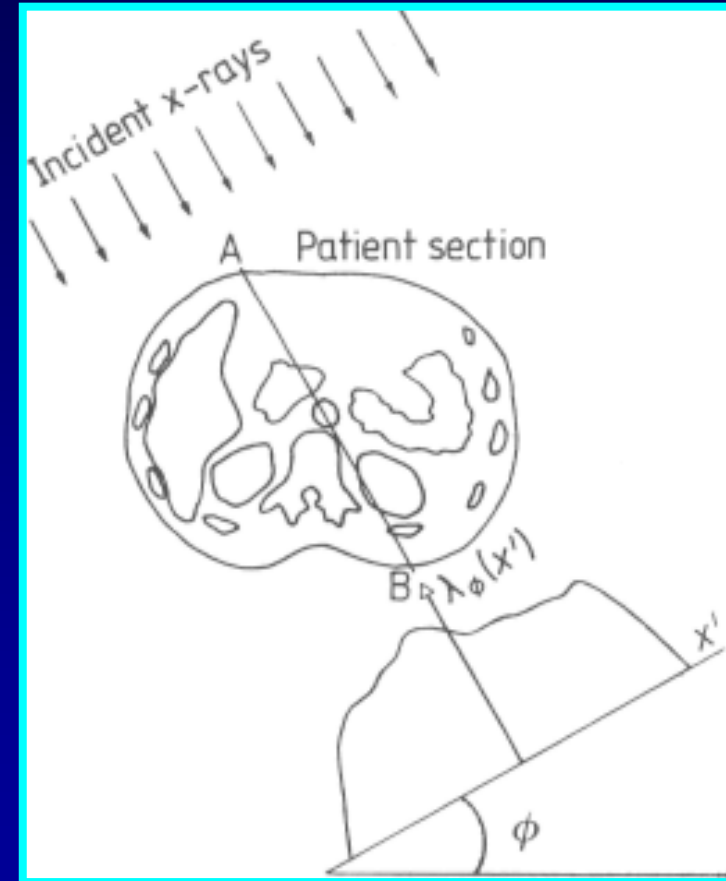


# Λήψη Δεδομένων

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  $\mu$

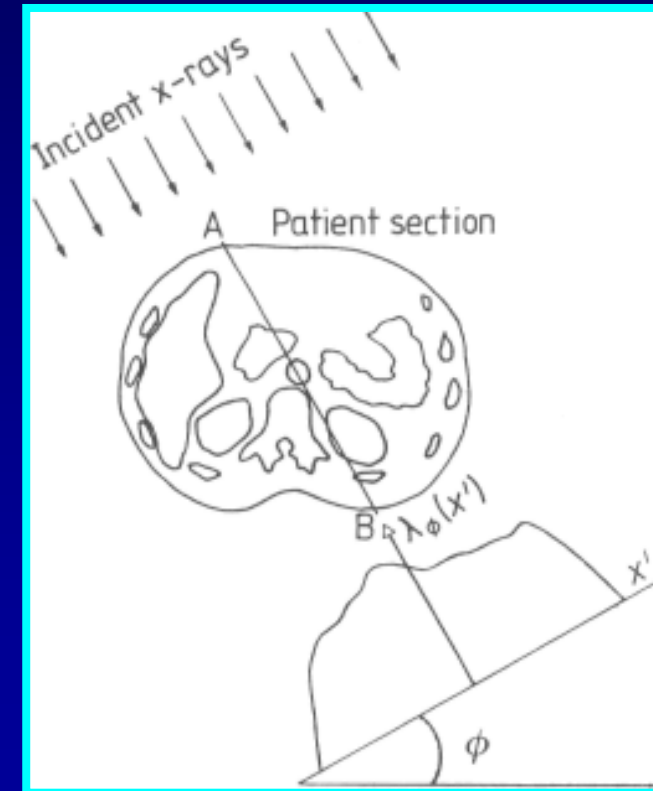


# Λήψη Δεδομένων

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

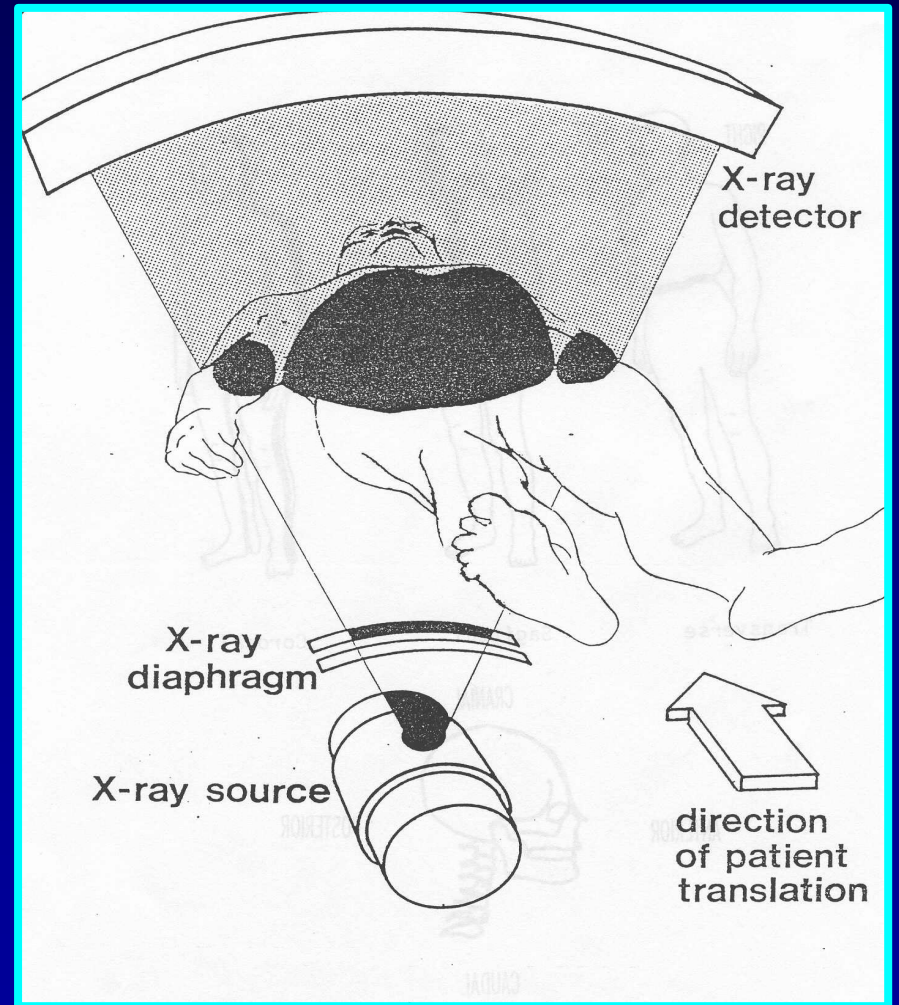
$$\begin{aligned}\lambda_\phi(x') &= -\ln[I_\phi(x')/I_\phi^0(x')] \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu[x, y] \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy\end{aligned}$$

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

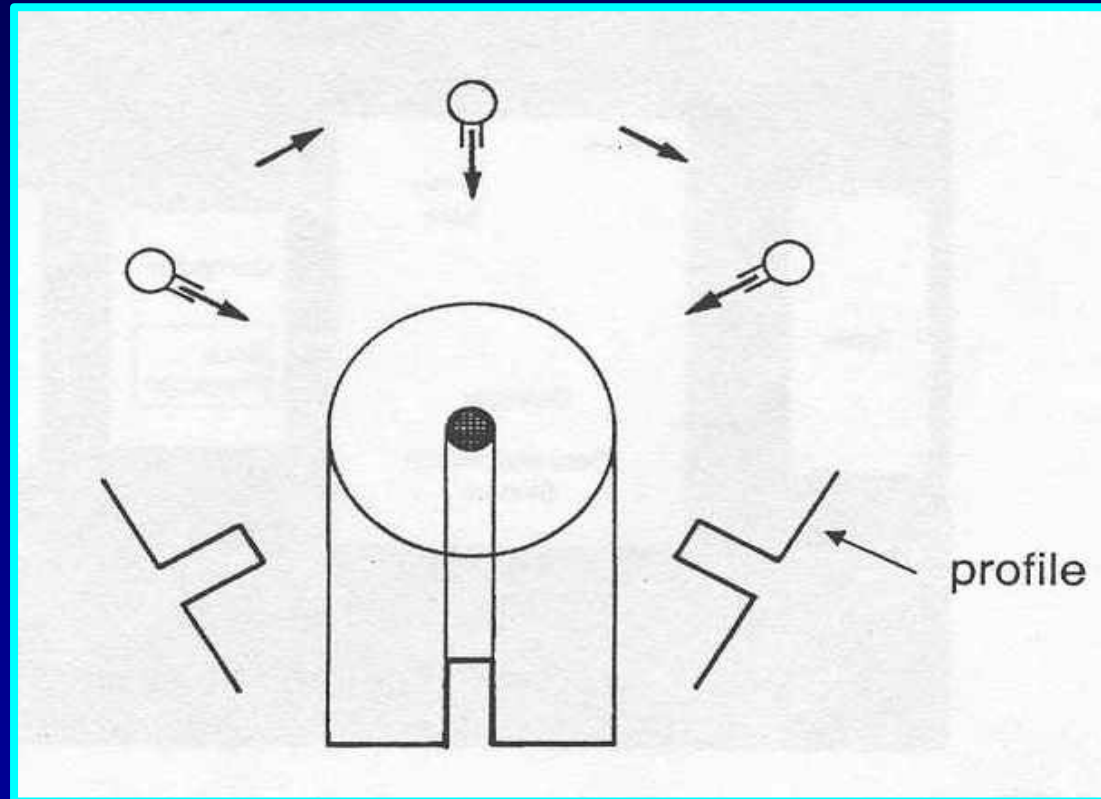


# Λήψη Δεδομένων

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

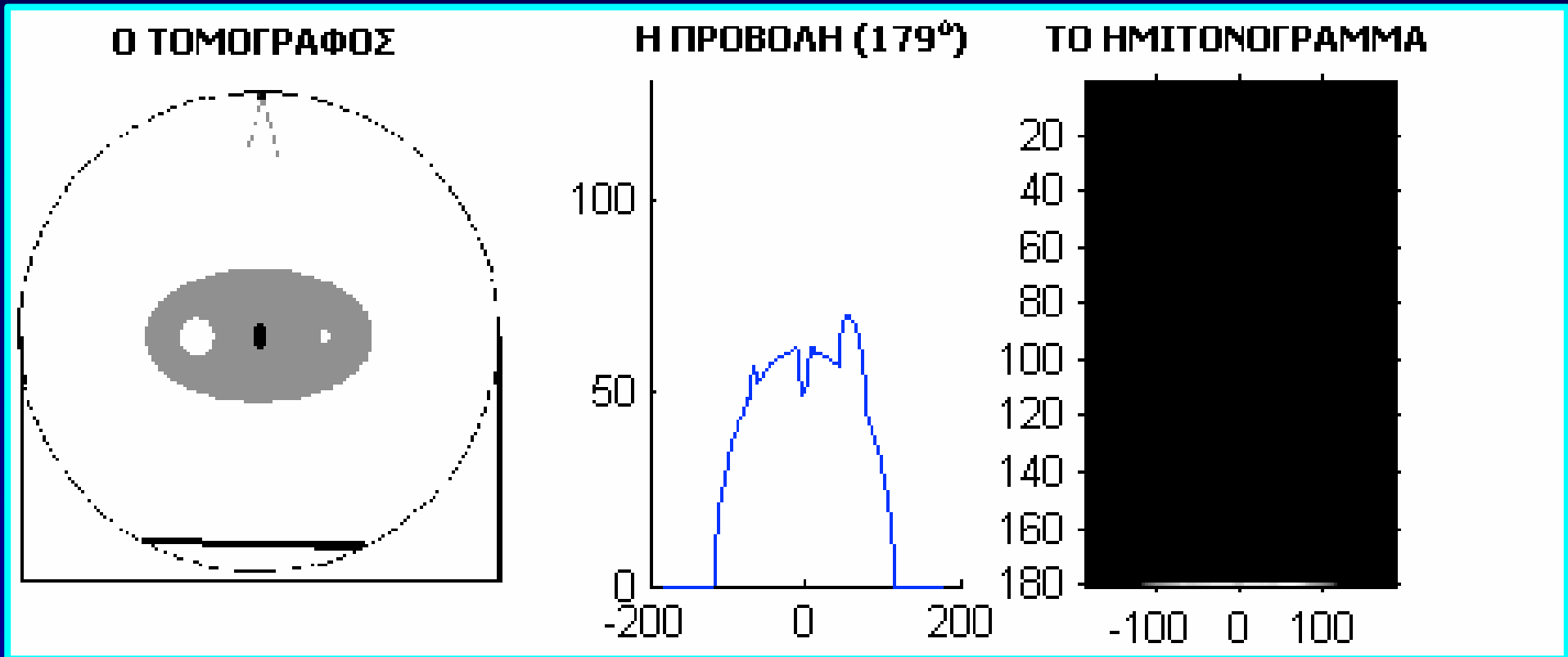


# Λήψη Δεδομένων



Μέτρηση πολλών προβολών για διάφορες γωνίες

# Λήψη Δεδομένων



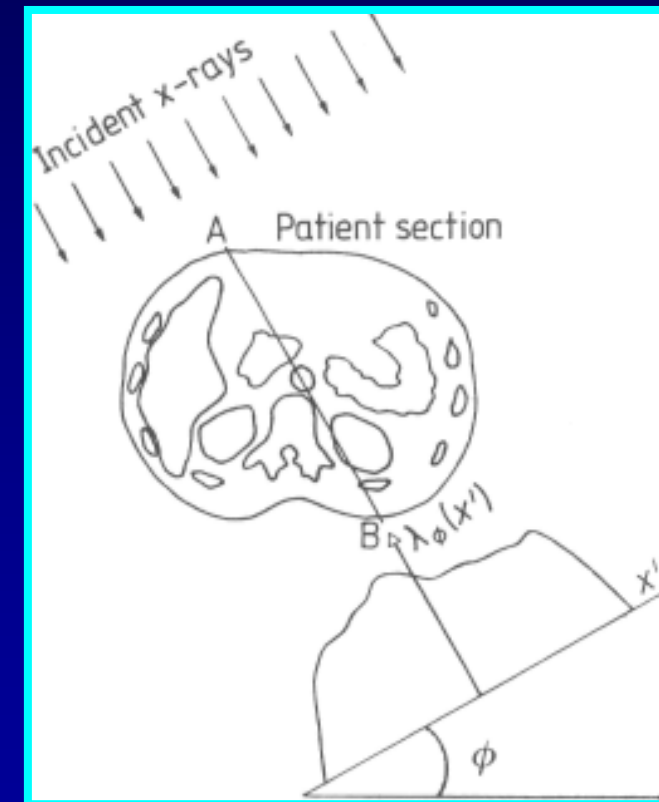
**Ημιτονόγραμμα (sinogram)** = Το δισδιάστατο σύνολο των προβολών αναπαριστάμενο σε άξονες θέσης ( $x'$ ) & γωνίας προβολής ( $\varphi$ )

# 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,  $\lambda_{\phi}$





# 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*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*

# 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)

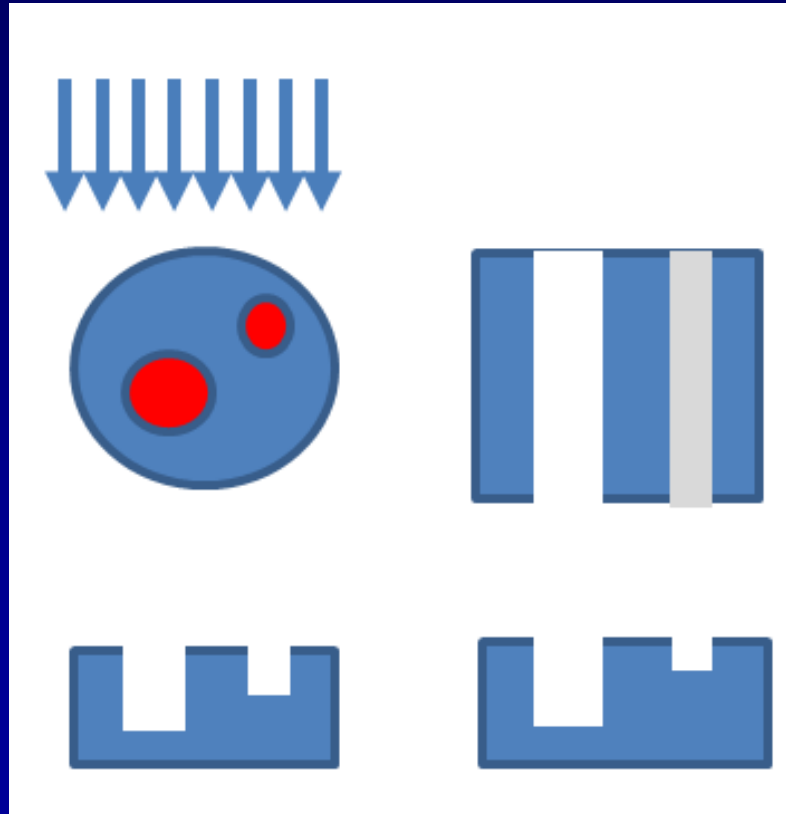
# Ανακατασκευή Εικόνας

## 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

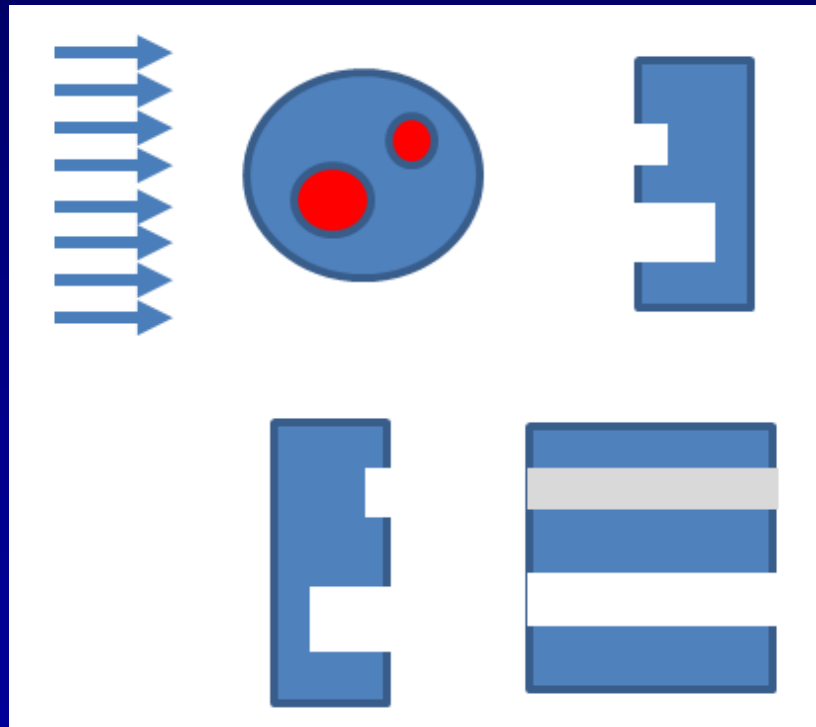
## Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



Πρώτη  
Οπισθοπροβολή

# Ανακατασκευή Εικόνας

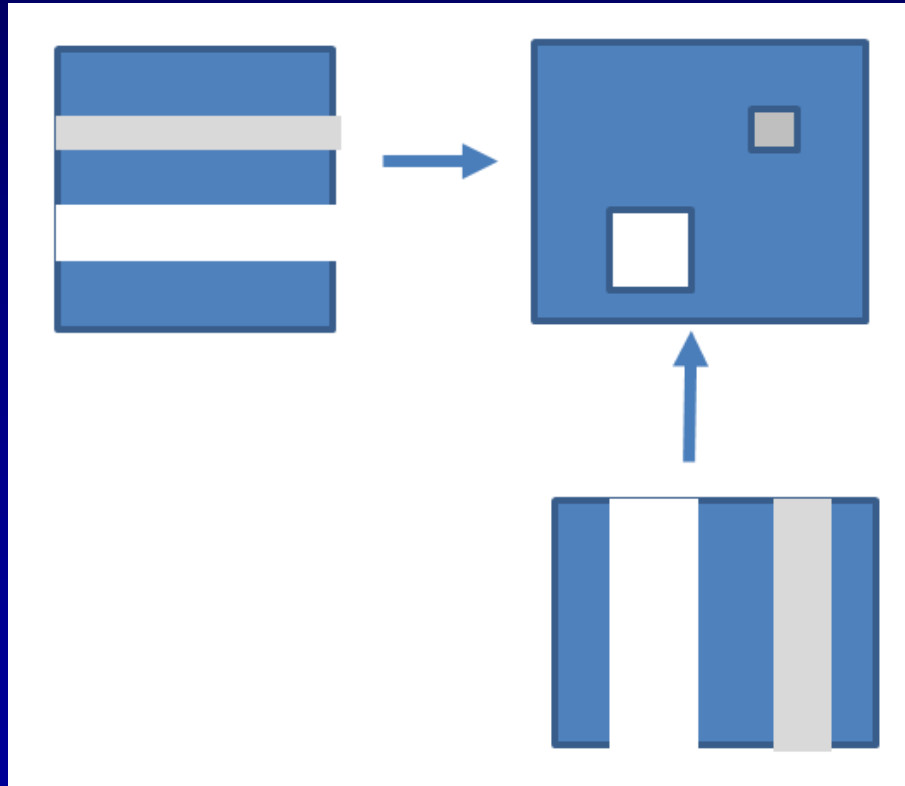
## Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



Δεύτερη  
Οπισθοπροβολή

# Ανακατασκευή Εικόνας

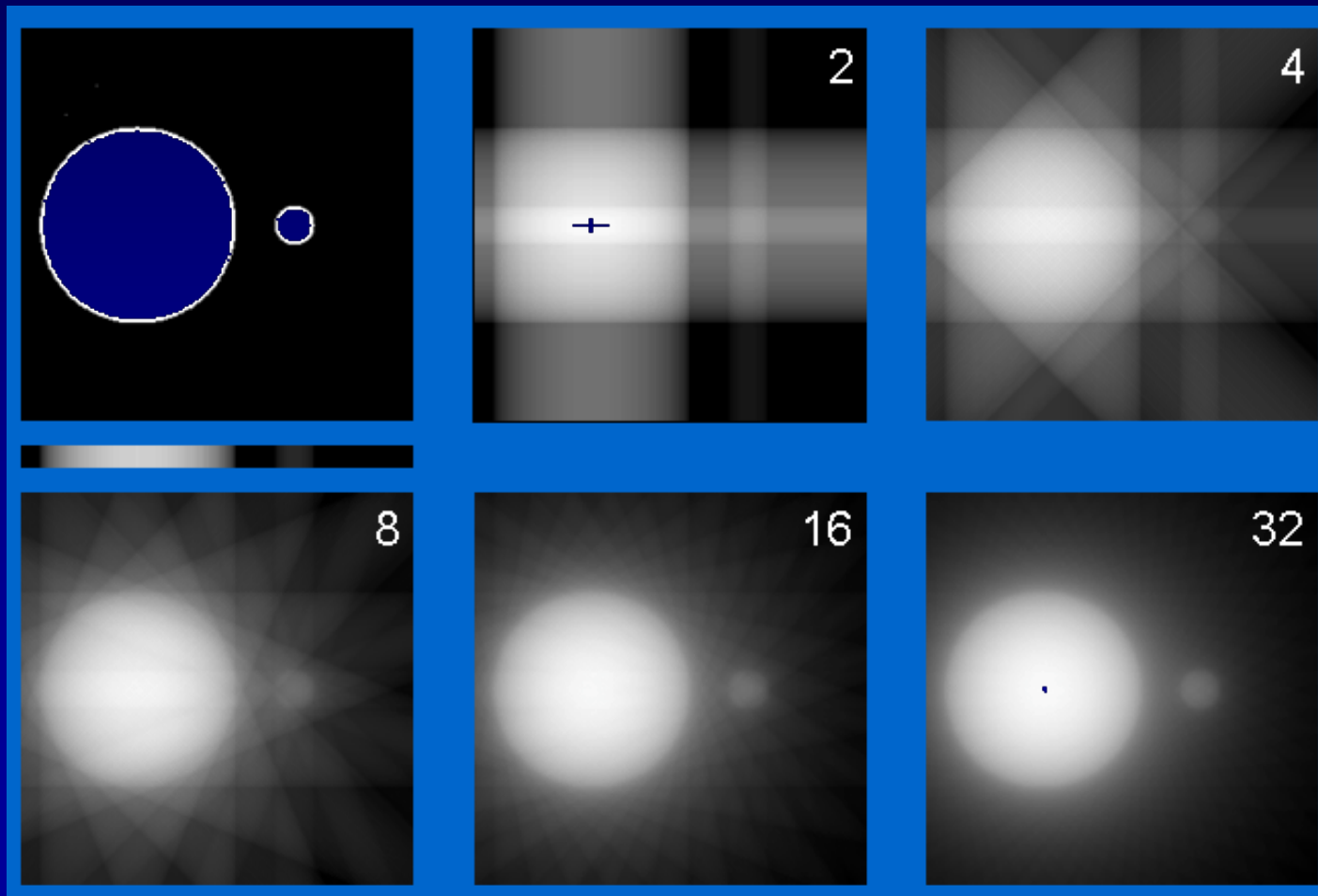
## Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



Συνδυασμός  
Οπισθοπροβολών

# Ανακατασκευή Εικόνας

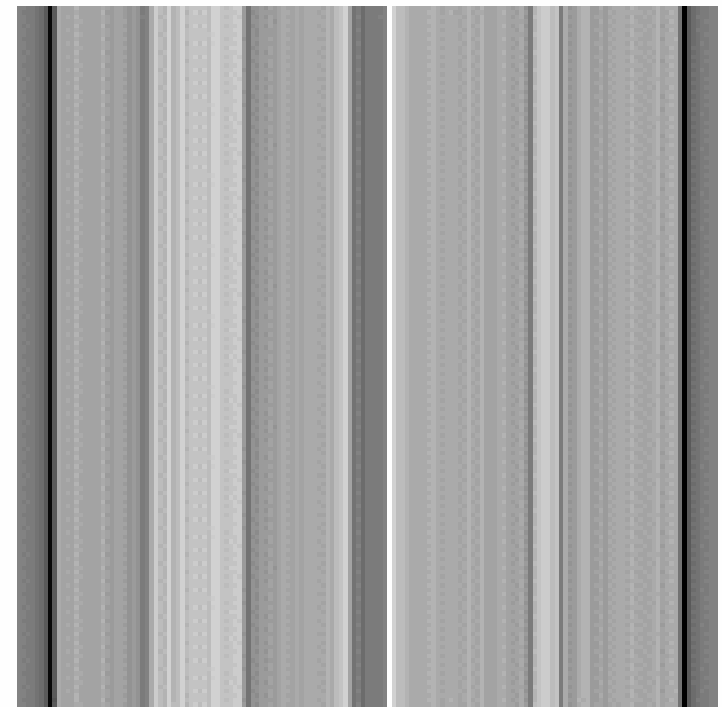
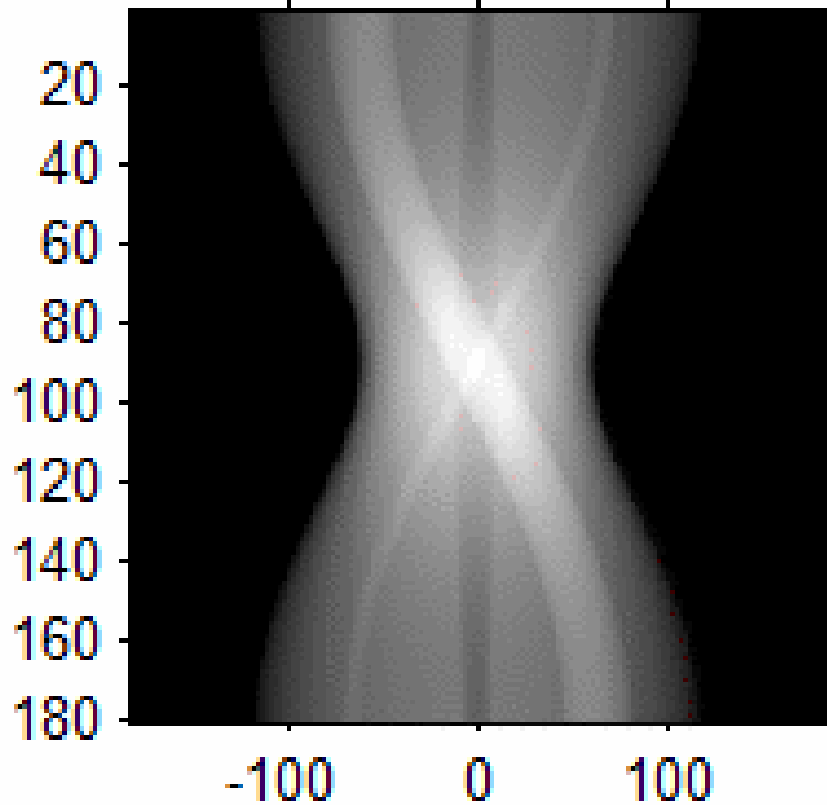
## Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)





# Ανακατασκευή Εικόνας

## Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



# Ανακατασκευή Εικόνας

## Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection): Παραδοχές

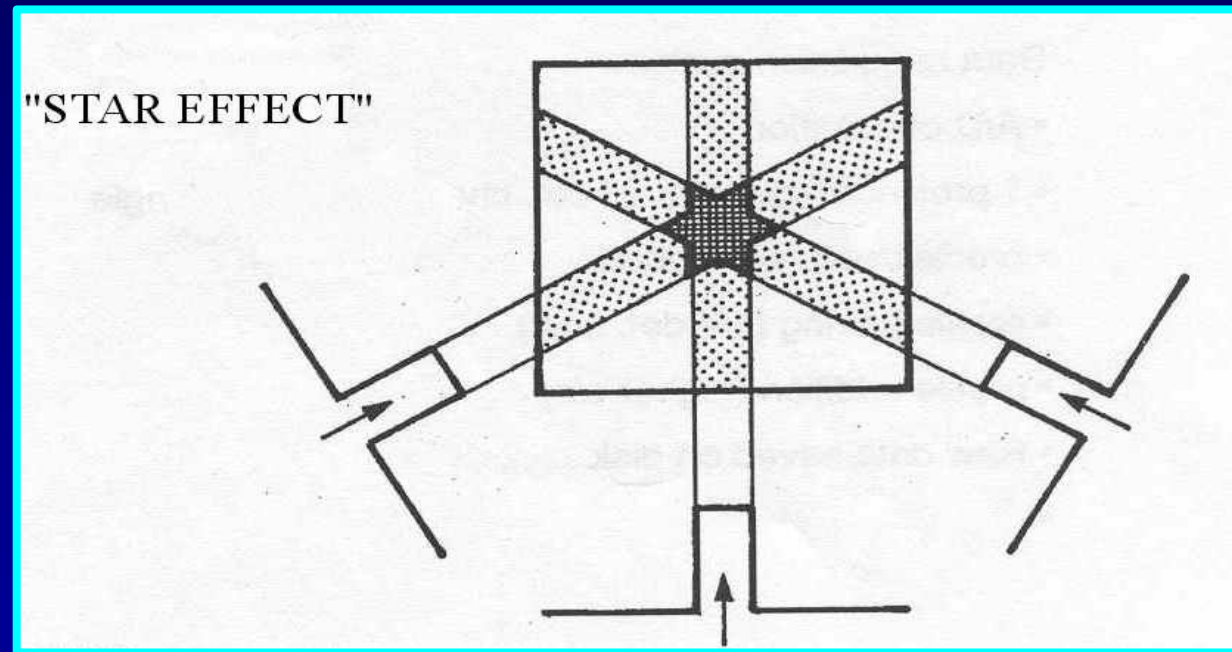
- Κάθε διαδρομή διέλευσης των ακτίνων  $X$  χωρίζεται σε **στοιχειώδη ισομεγέθη τμήματα**, τα οποία θεωρούμε ότι συνεισφέρουν με την ίδια βαρύτητα στην συνολική εξασθένηση της δέσμης κατά μήκος της συγκεκριμένης διαδρομής
- Ο τελικός συντελεστής εξασθένησης κάθε στοιχειώδους τμήματος θεωρούμε ότι προέρχεται 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

---

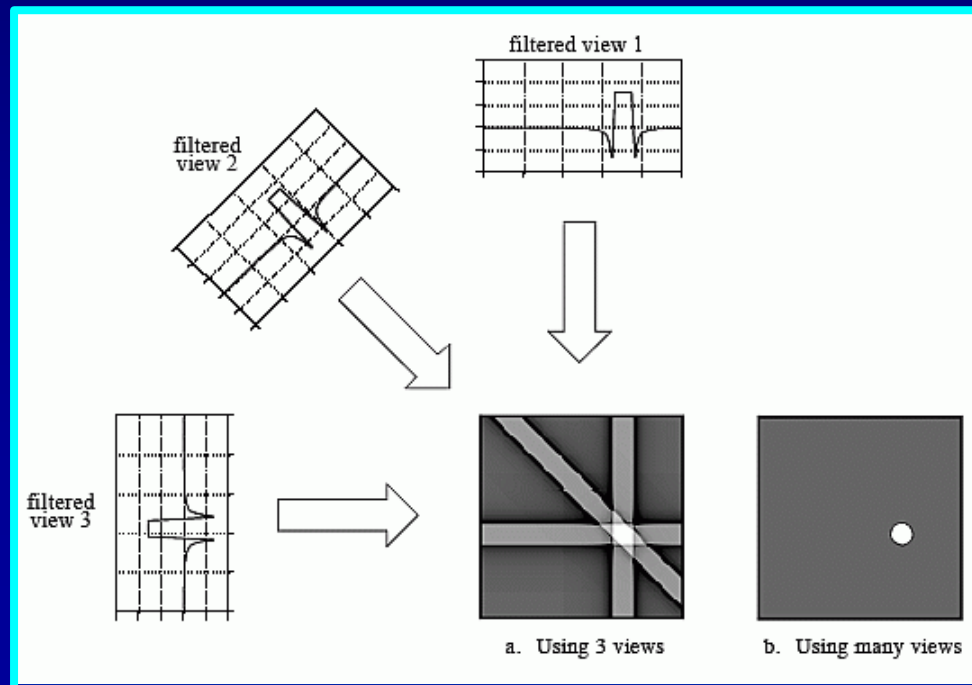
Διάφορες προσεγγίσεις (αλγόριθμοι):

- 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)

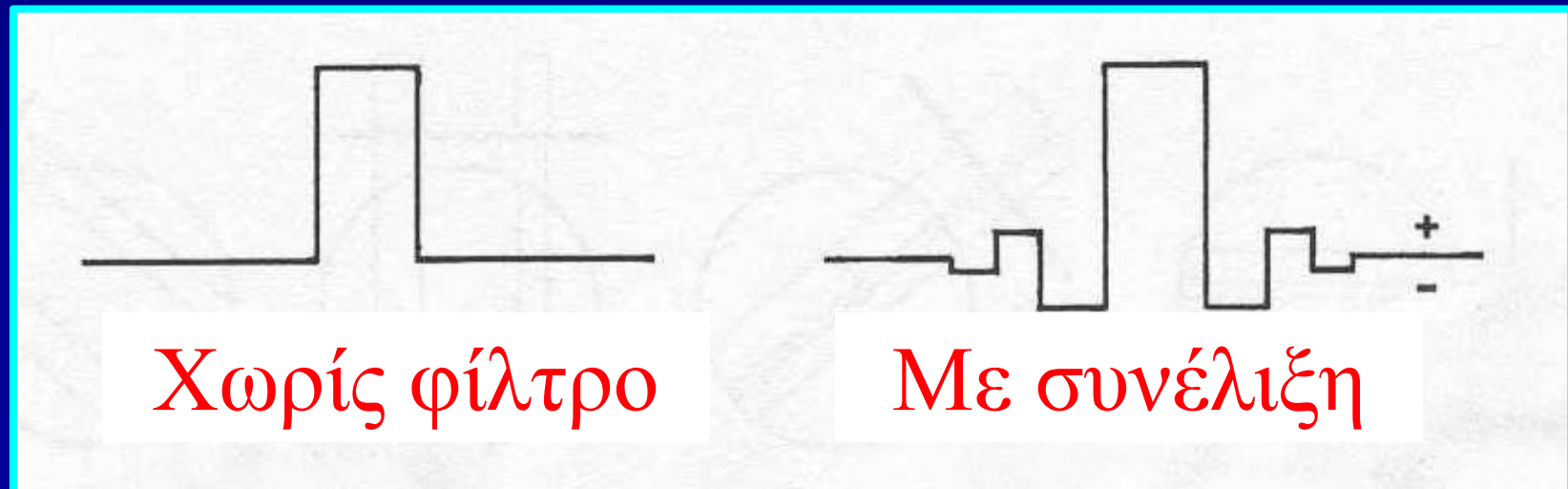
- Οι προβολές φιλτράρονται πριν την οπισθοπροβολή
- Εν συνεχεία, ακολουθείται η προαναφερόμενη διαδικασία



# Ανακατασκευή Εικόνας

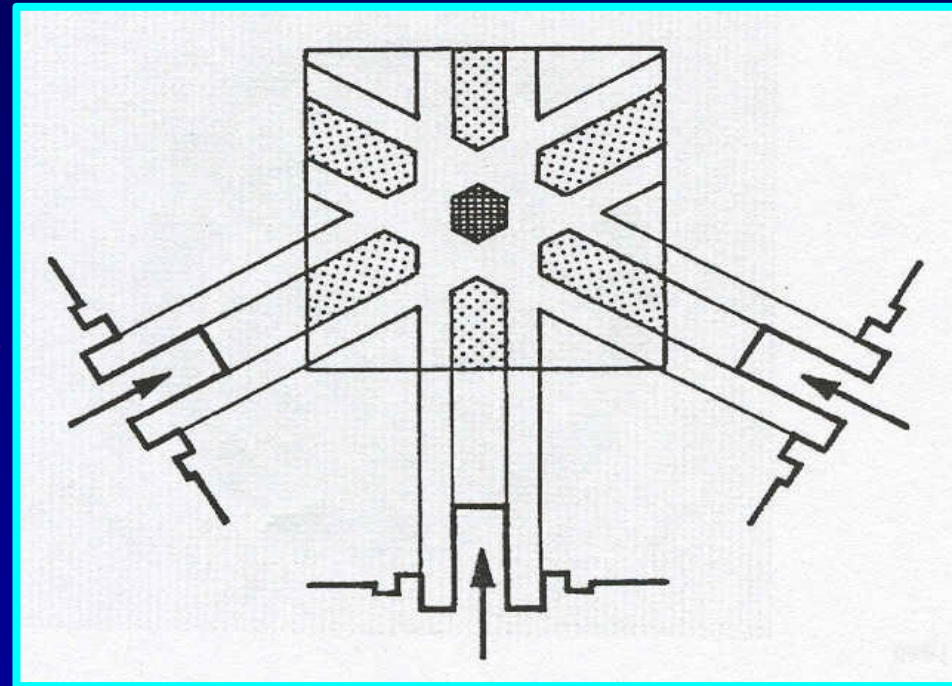
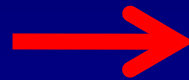
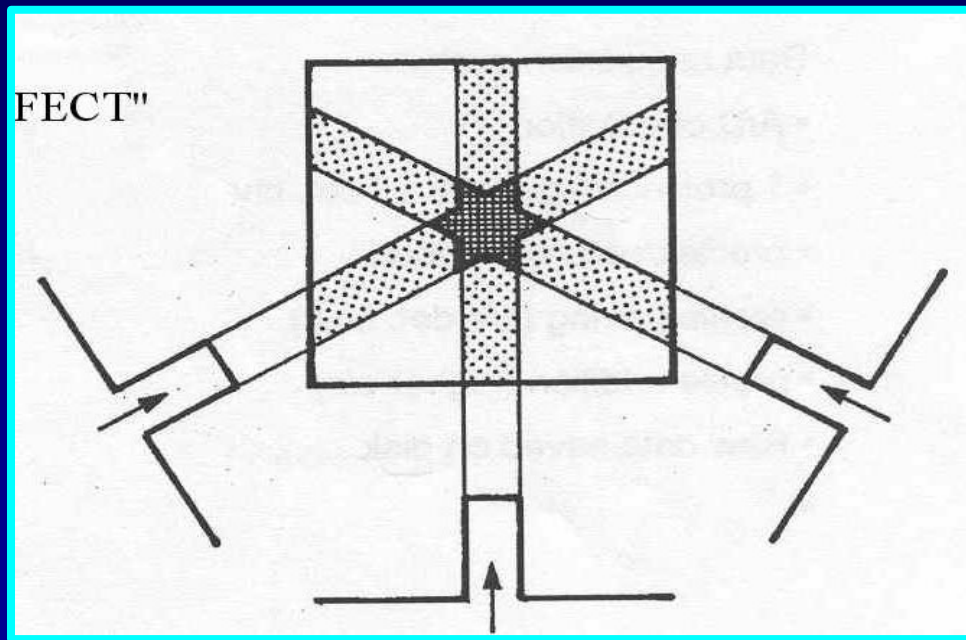
## Φιλτράρισμα

- 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

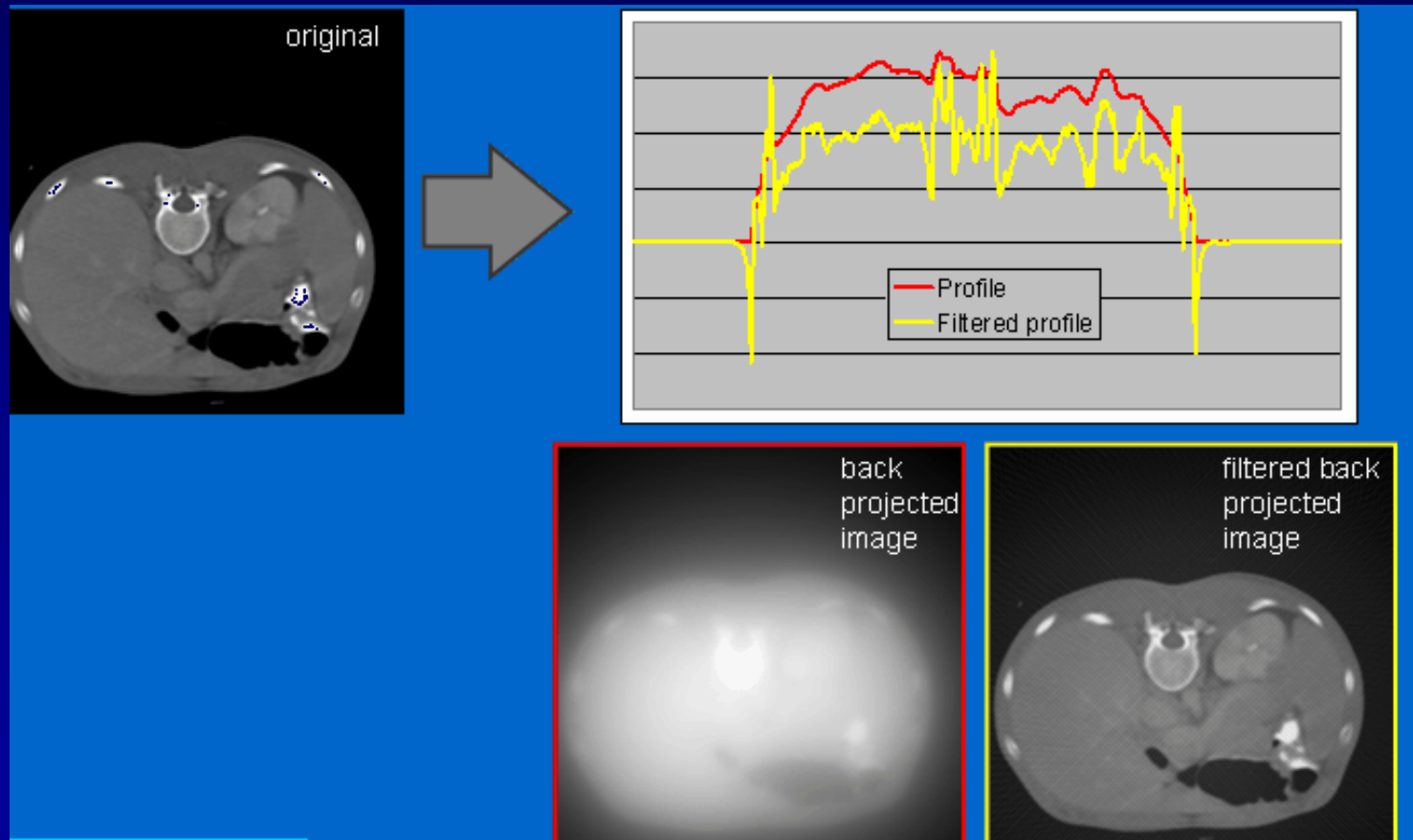


Ουσιαστικά το φίλτρο απαλείφει τις συχνότητες των σημάτων που οδηγούν σε ασαφοποίηση της τελικής εικόνας



# Ανακατασκευή Εικόνας

## Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα



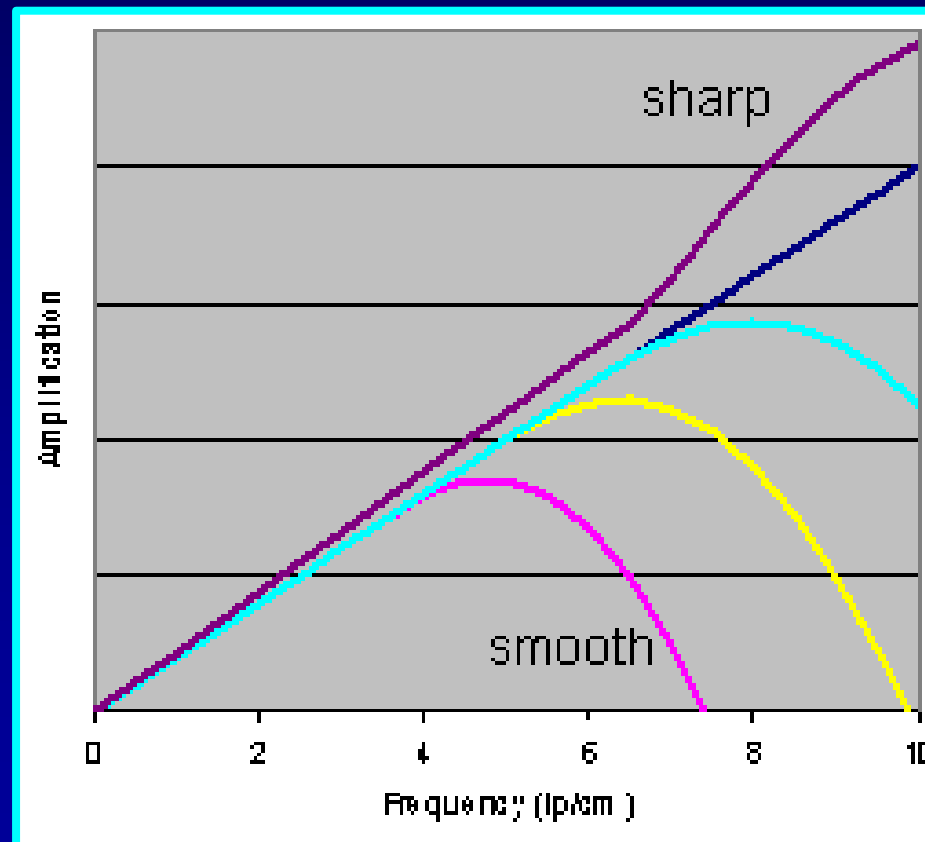
Βελτίωση της ποιότητας απεικόνισης



# Ανακατασκευή Εικόνας

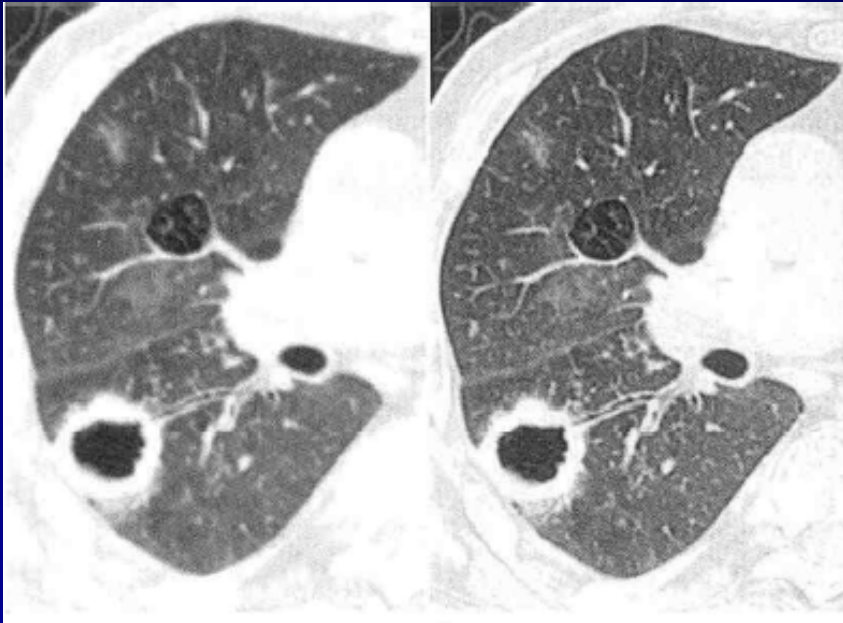
## Φιλτράρισμα

- 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

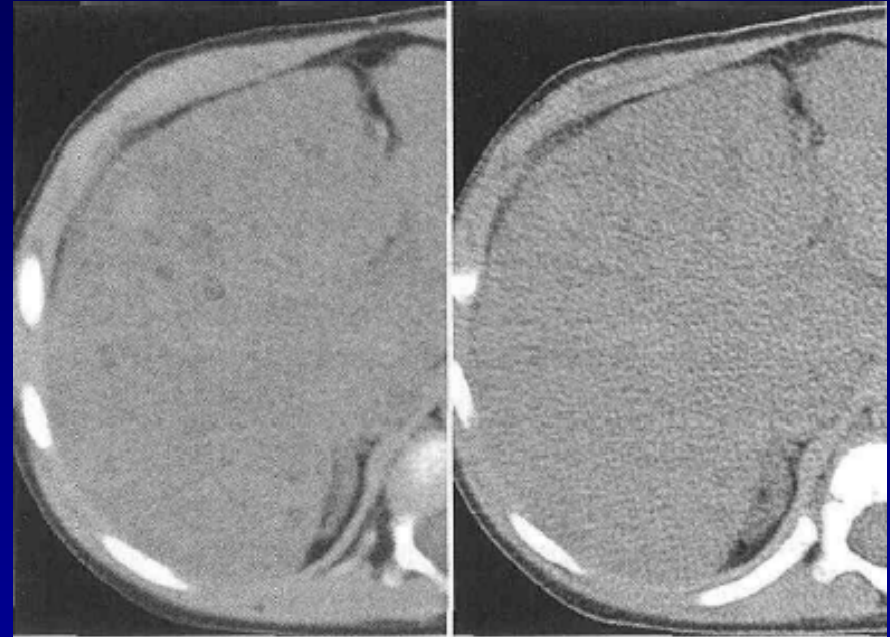


# Ανακατασκευή Εικόνας

## 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

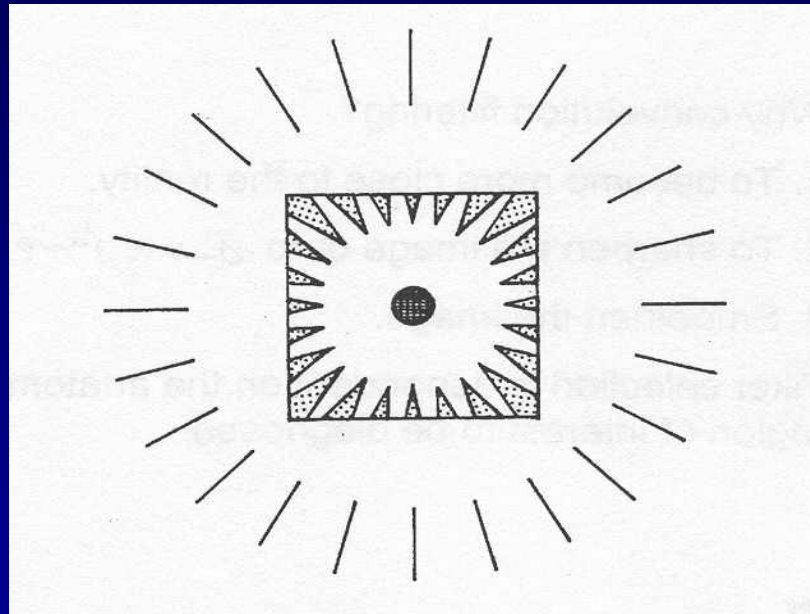
# Ανακατασκευή Εικόνας

## 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



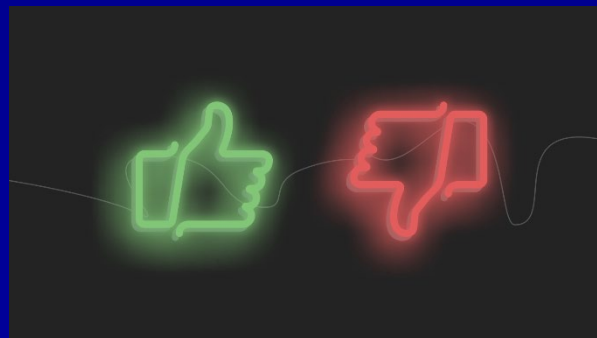
Σύγχρονα Συστήματα:

- 500-1500 προβολές για κάθε περιστροφή  $360^\circ$  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)

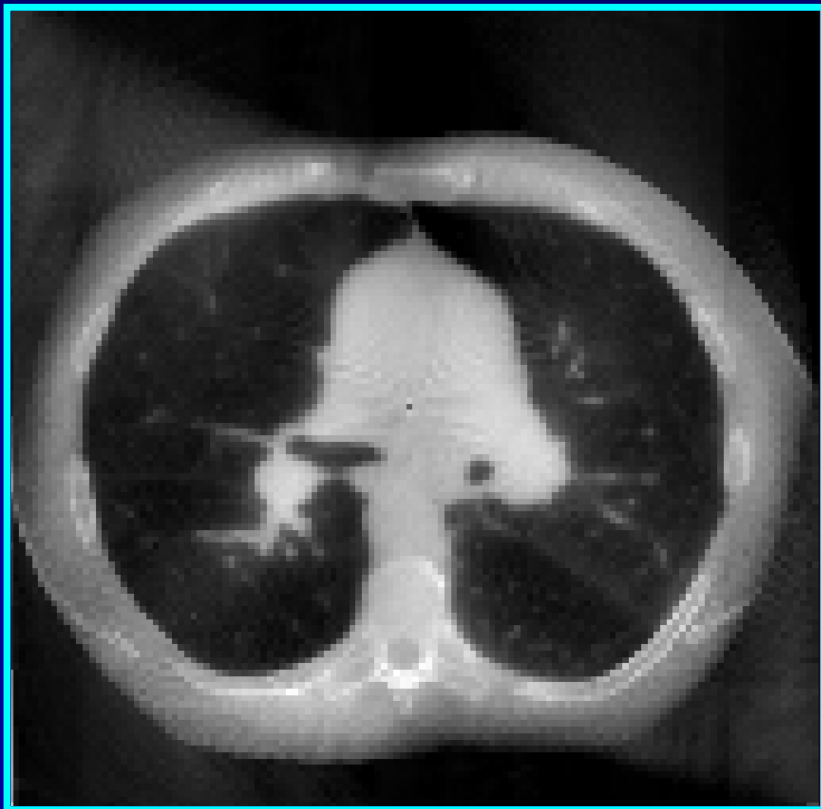
# Ανακατασκευή Εικόνας

## Επαναληπτικές Τεχνικές

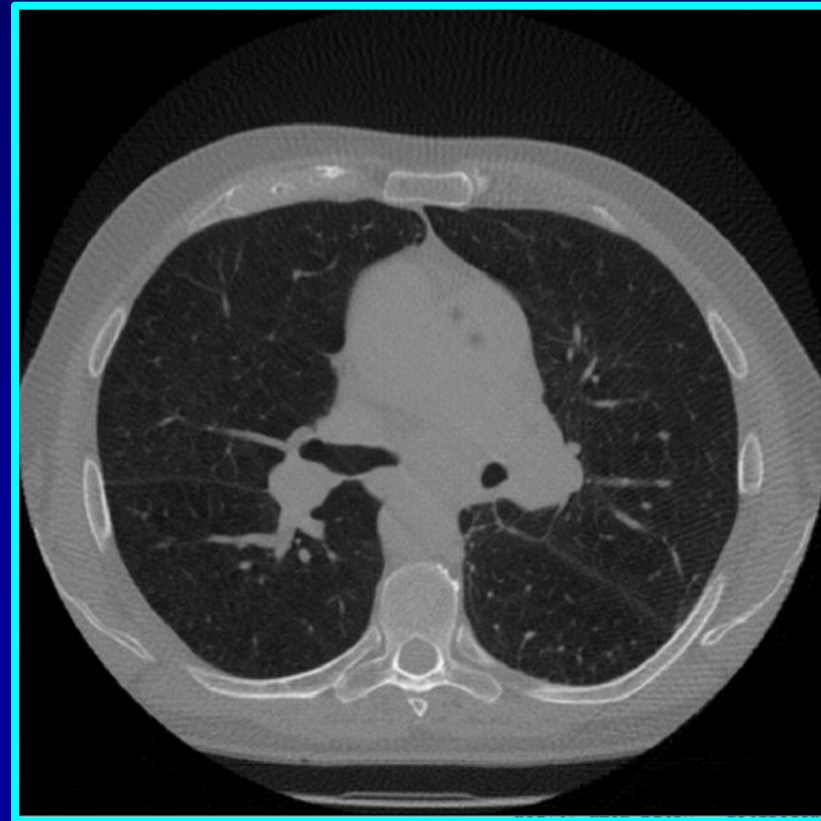
- Χρησιμοποιήθηκαν ευρέως στα πρώτα συστήματα ΥΤ. Μετά εξαφανίσθηκαν...
- Υπολογιστικά απαιτητικοί αλγόριθμοι και χρονοβόρα διαδικασία ανασύνθεσης: Η διαδικασία ανασύνθεσης ξεκινά **μετά** τη λήψη όλων των δεδομένων
- Επανήλθαν πριν περίπου δέκα πέντε έτη στο ερευνητικό πεδίο, και εδώ και αρκετά χρόνια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

# Ανακατασκευή Εικόνας

5 Επαναλήψεις



50 Επαναλήψεις





# Ανακατασκευή Εικόνας

## Υβριδικές Τεχνικές

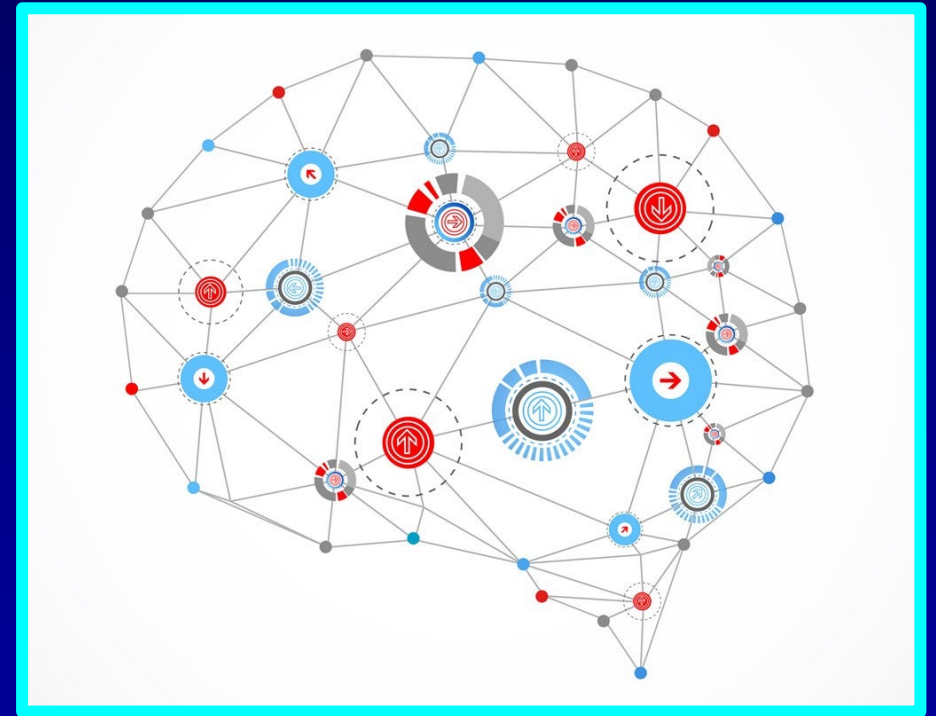
Σήμερα υπάρχουν πολλές και ποικίλες προσεγγίσεις που συνεχώς εξελίσσονται, ενώ υπάρχουν και υβριδικές προσεγγίσεις με συνδυασμό οπισθοπροβολικών και επαναληπτικών τεχνικών

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



# Επαναληπτική Ανασύνθεση

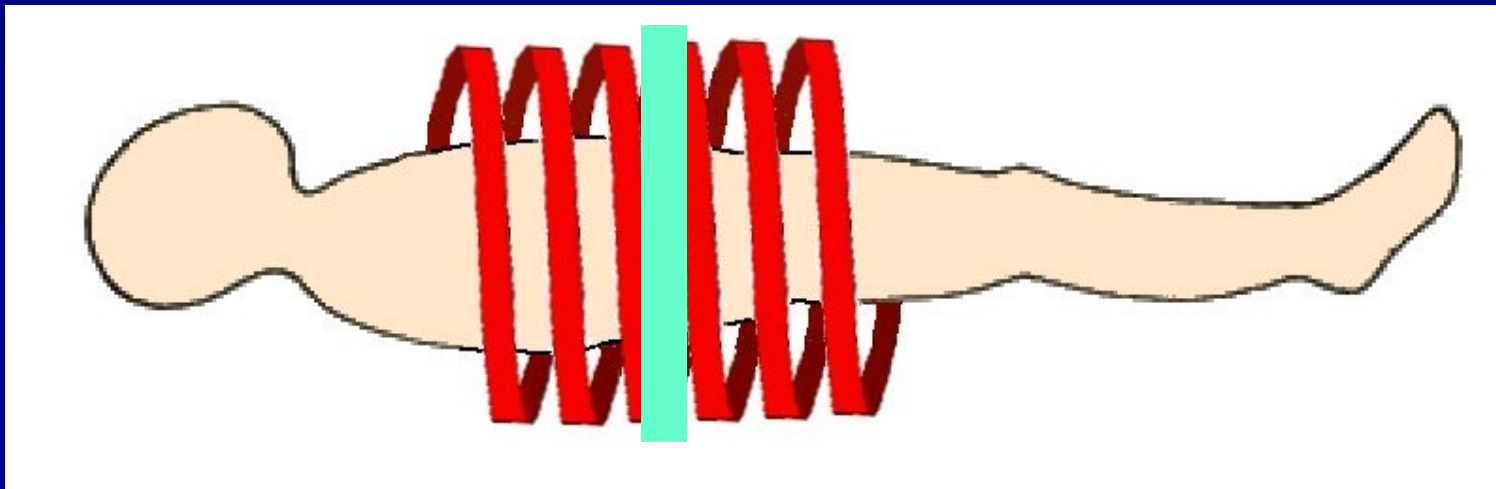


*Advanced intelligent Clear IQ Engine*

*Deep convolutional neural network (DCNN) reconstruction technology*

# 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  $360^\circ$  «δειγματίζουν» διαφορετικά δεδομένα



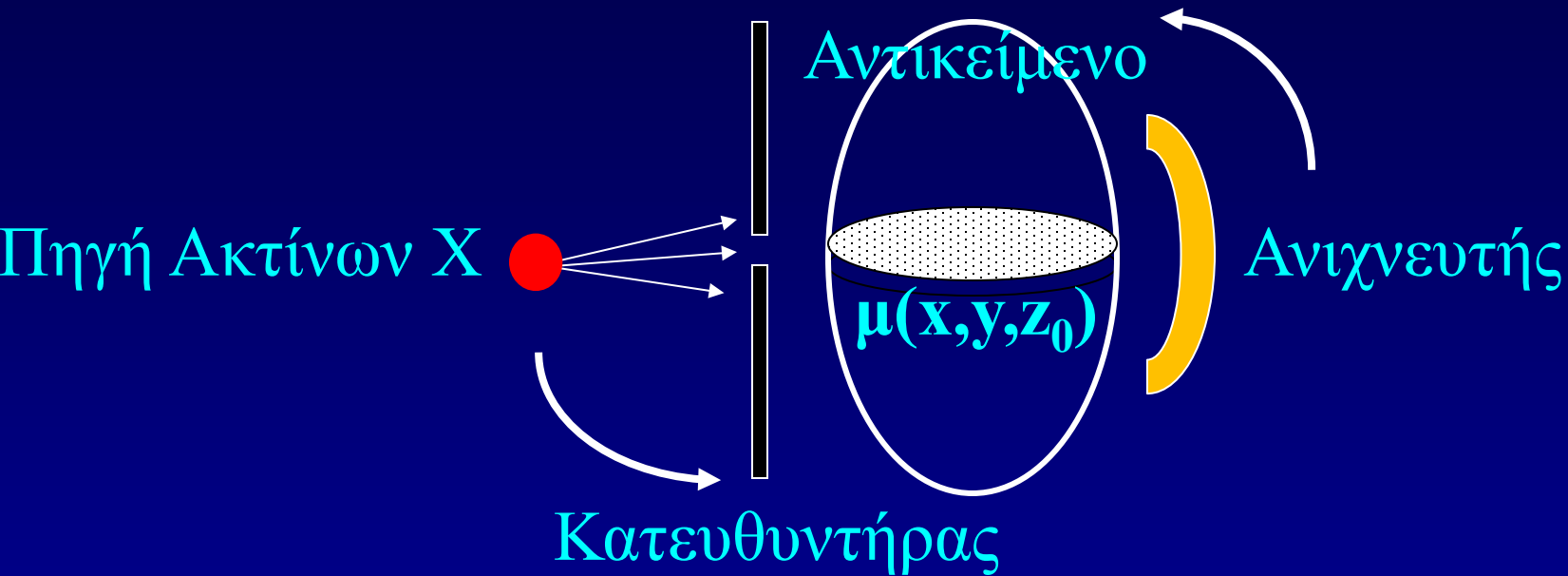
# Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

Αν τα πρωτογενή (raw) δεδομένα που λαμβάνονται κατά την περιστροφή των  $360^\circ$  χρησιμοποιηθούν ως έχουν για την ανακατασκευή της εικόνας θα δημιουργηθούν ψευδείς κινήσεις

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

**Στόχος: Η απόκτηση ενός πλήρους σετ ( $360^\circ$ ) δεδομένων για κάθε θέση στον άξονα z**

# Σύνοψη βασικών αρχών 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

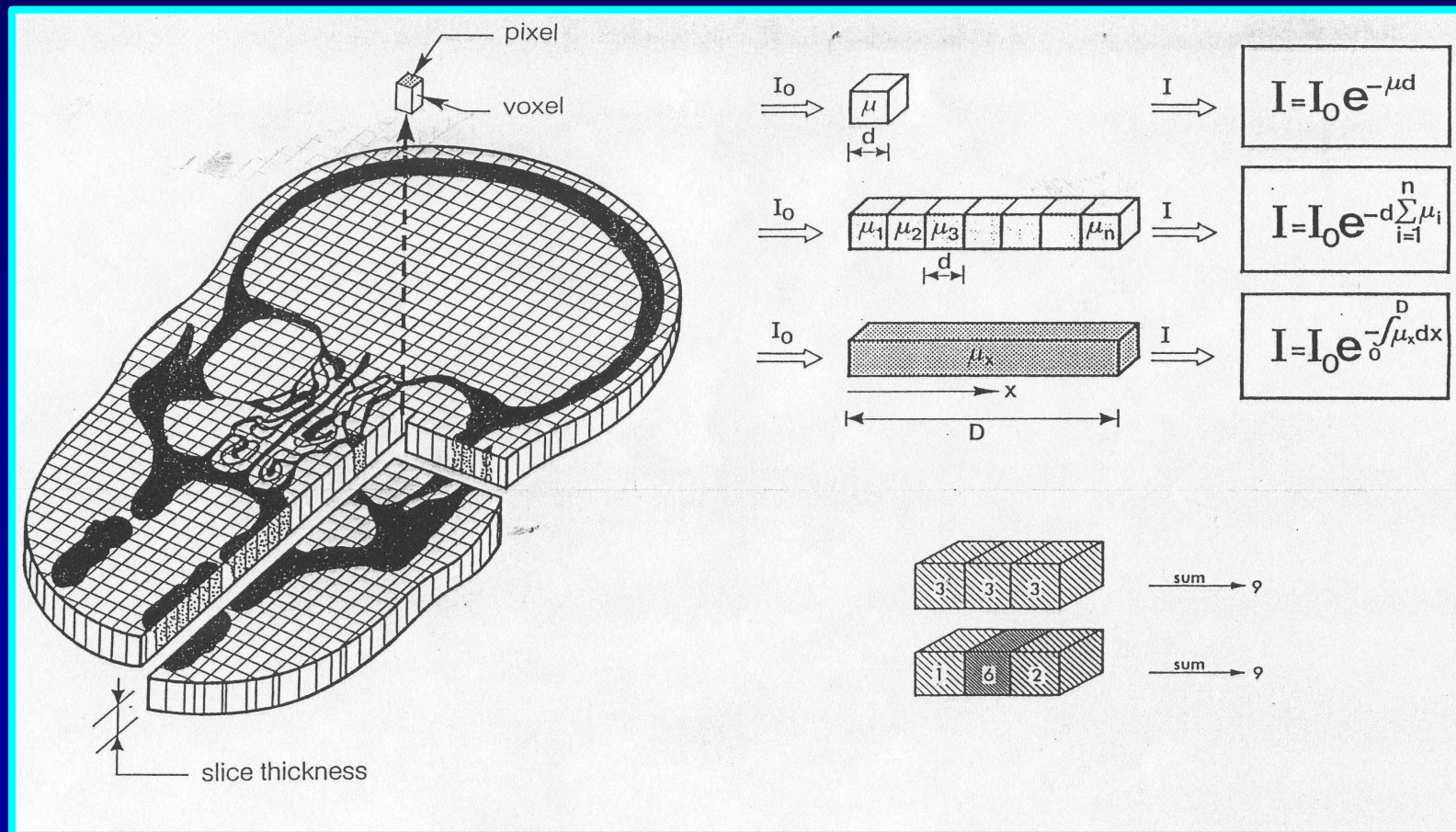
# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *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*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *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 (δηλ. με τη μέση ενέργεια του φάσματος της δέσμης)

$\mu$	80kV	100kV	150kV
$\mu$ muscle	0.1892	0.1760	0.1550
$\mu$ water	0.1835	0.1707	0.1504

# Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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

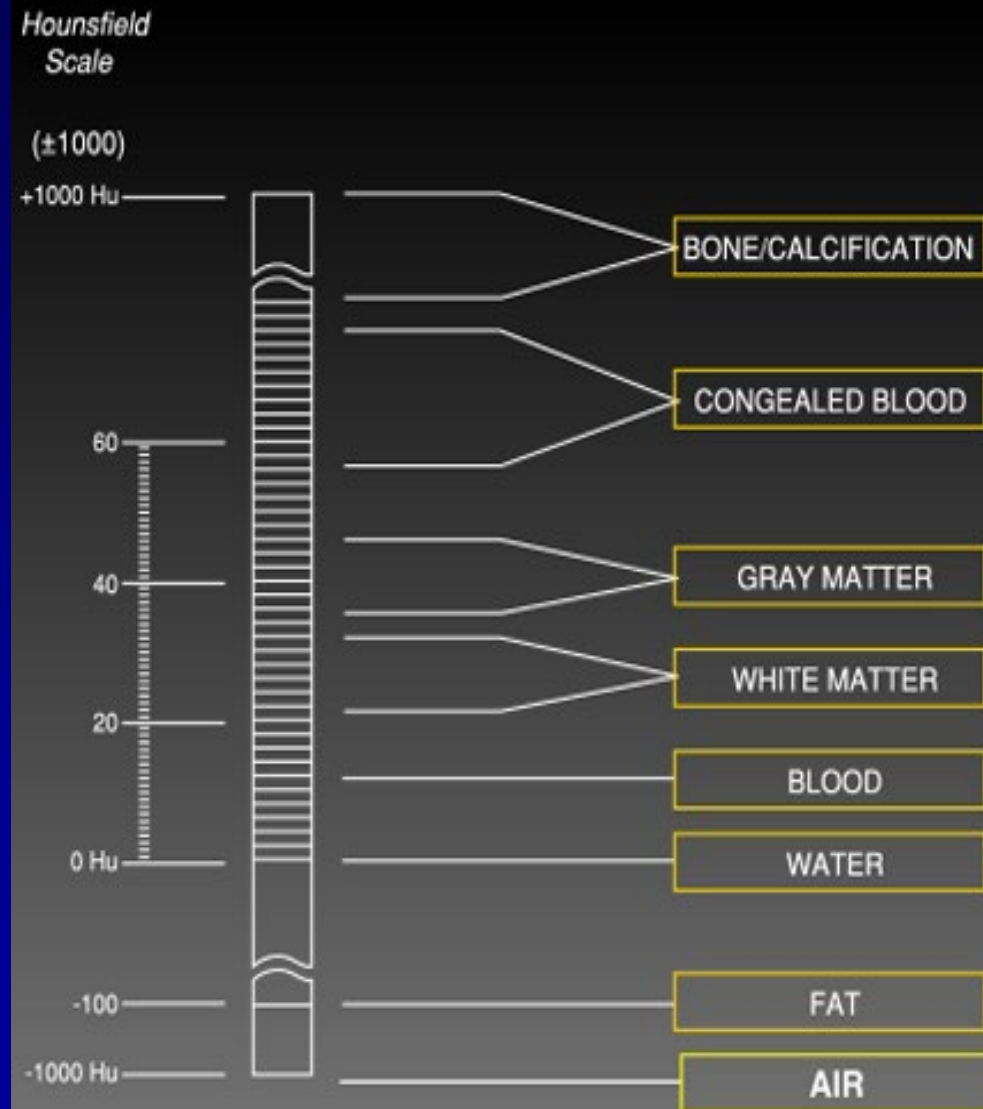
$$\text{Αριθμός CT} = \frac{1000 (\mu_{\text{ιστού}} - \mu_{\text{νερού}})}{\mu_{\text{νερού}}}$$

Μονάδα μέτρησης : Hounsfield Unit

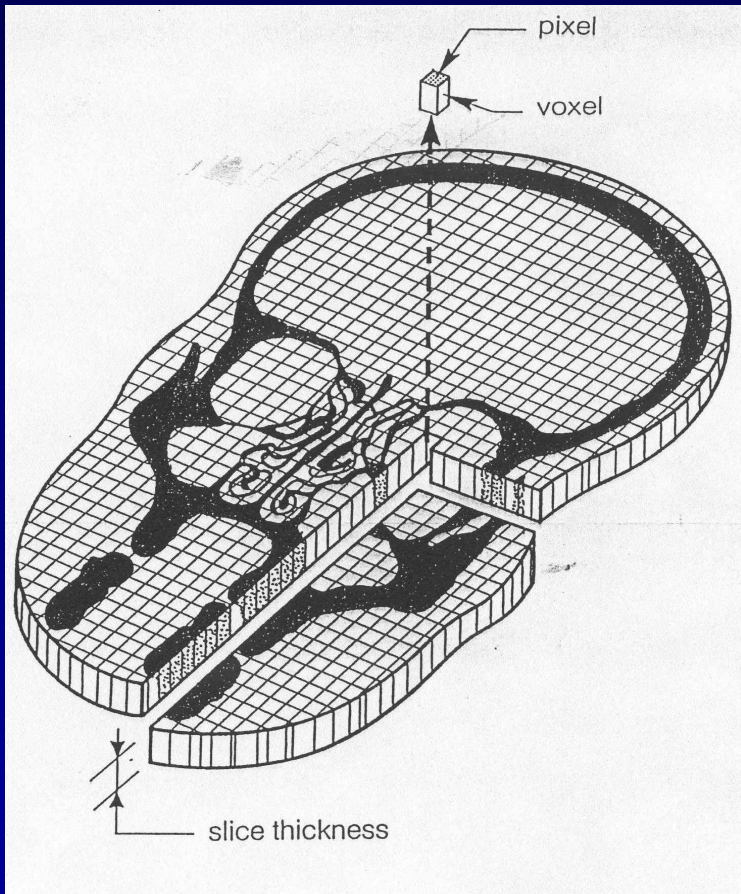
# Οπτικοποίηση στην ΥΤ

- 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

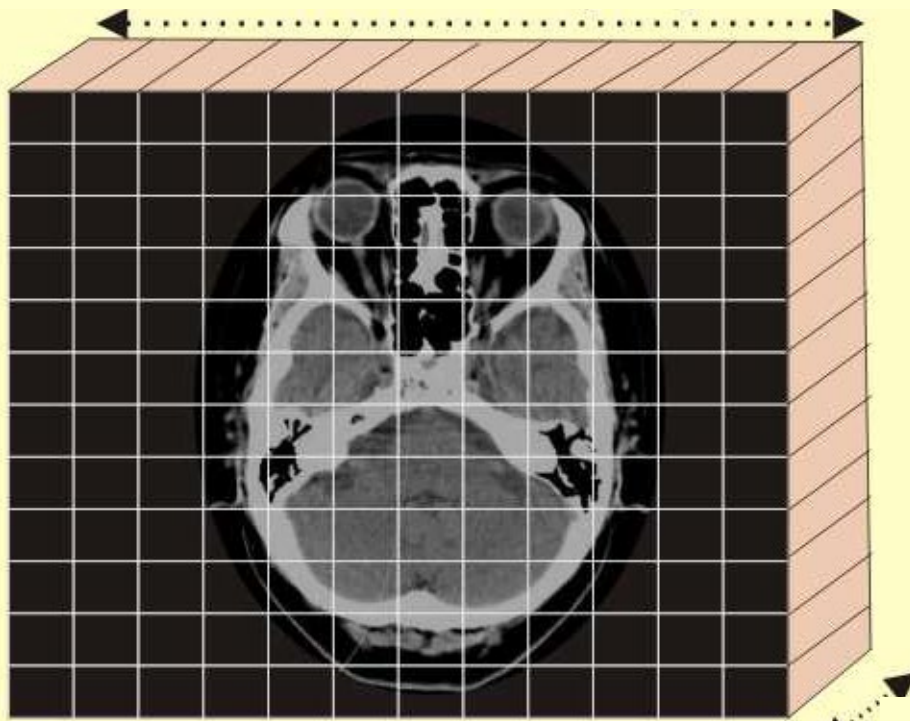


- Ο χάρτης των αριθμών CT παρουσιάζεται ως μια δισδιάστατη εικόνα με τετράγωνη μήτρα (**matrix**) αποτελούμενη συνήθως από 512x512 εικονοστοιχεία (**pixels = picture elements**)
- Η εικόνα αυτή αντιστοιχεί σε μία τομή με πεπερασμένο πάχος. Άρα, το κάθε pixel αντιστοιχεί σε ένα στοιχειώδη όγκο (**voxel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

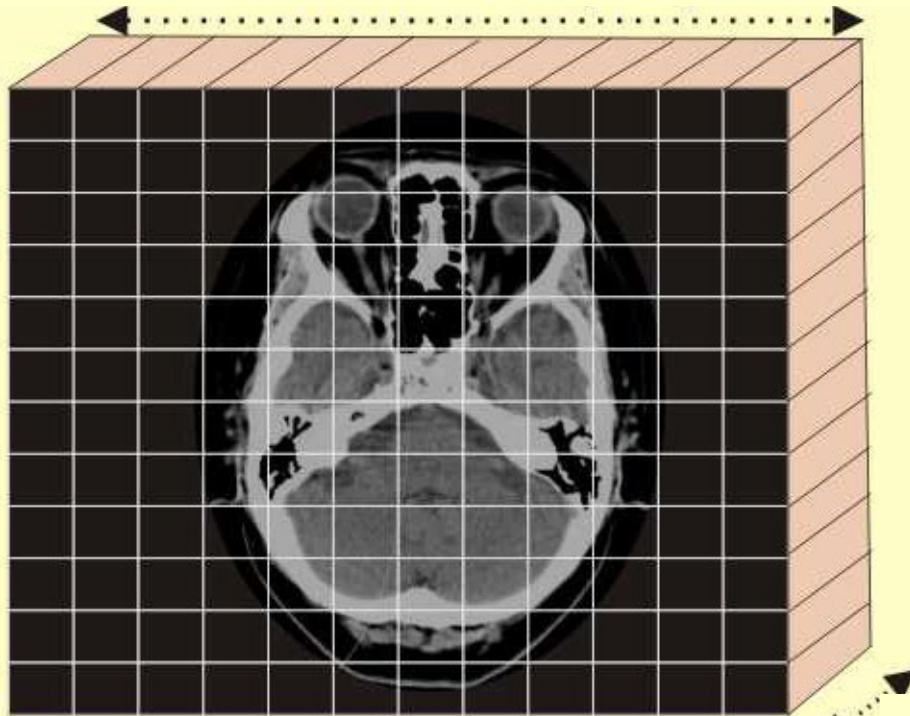
Πάχος τομής (mm)

Μέγεθος μήτρας (# pixels/voxels)

# Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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

Πεδίο απεικόνισης (mm)



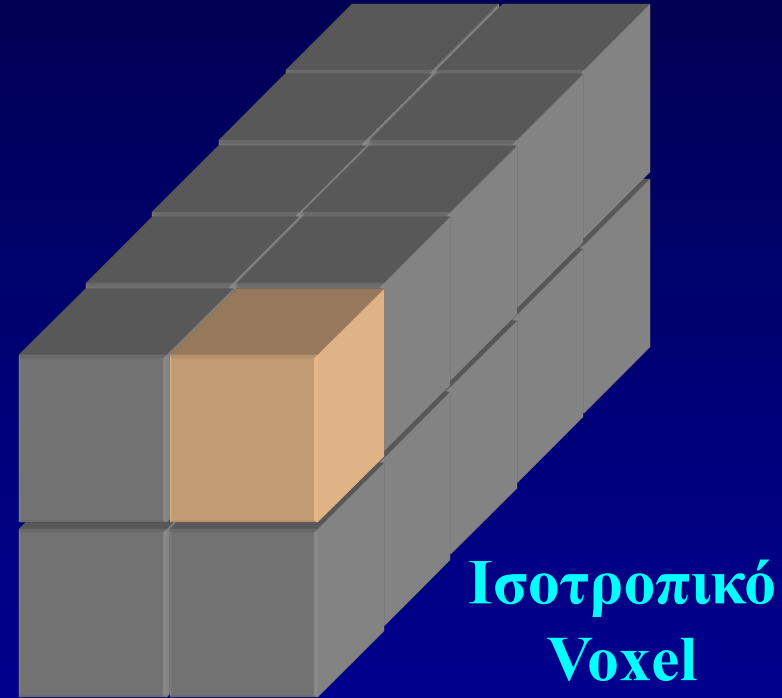
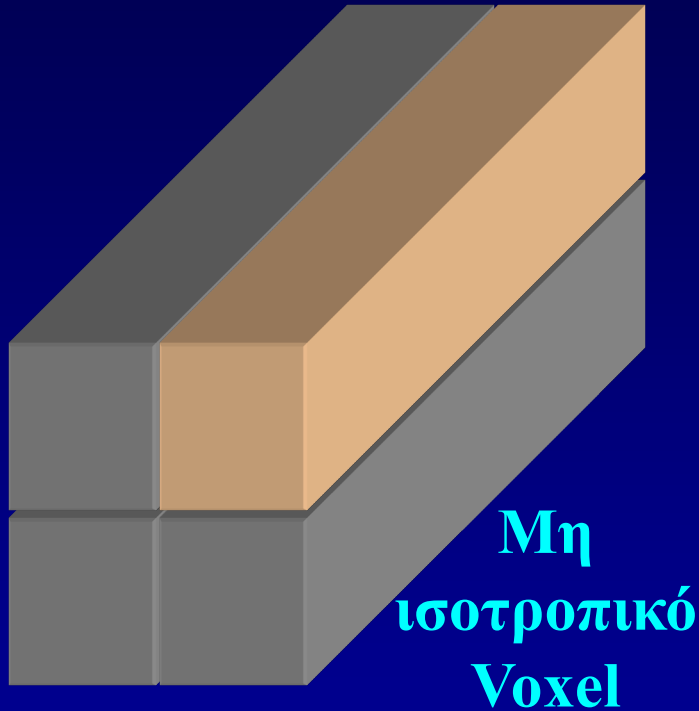
Μέγεθος μήτρας (# pixels/voxels)

Πάχος τομής (mm)

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



# 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

# Ισοτροπική απεικόνιση (isotropic imaging): Το πλεονέκτημα της ΥΤΠΤ

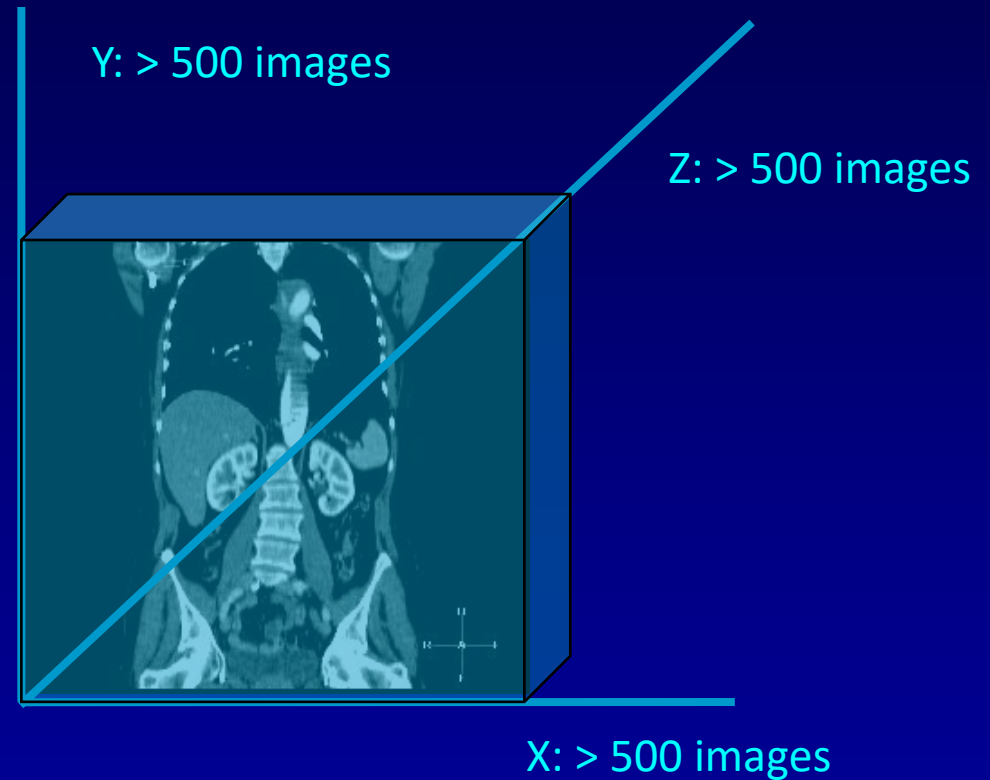


- Τυπική διάσταση ογκοστοιχείου (voxel): 0.5 mm – 1.0 mm
- Ακριβής ανακατασκευή εικόνων μετεπεξεργασίας (3D, MIP, MPR)

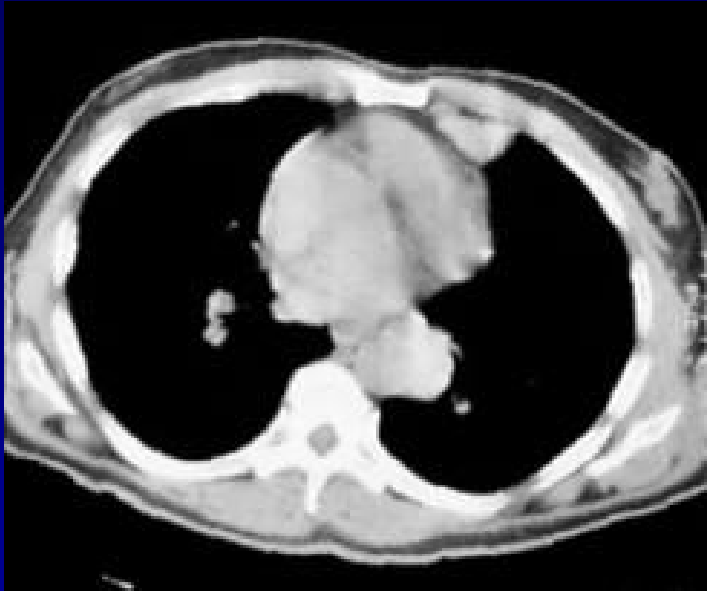


# Ισοτροπική απεικόνιση (isotropic imaging): Το πλεονέκτημα της ΥΤΠΤ

- Ίδια χωρική διακριτική ικανότητα σε όλες τις διευθύνσεις  
(Το ογκοστοιχείο είναι κύβος)
- Θέαση σε εγκάρσιο, οβελιαίο και στεφανιαίο επίπεδο με την ίδια ποιότητα
- Η τιμή του pixel σε MPR ανασυνθέσεις αντιστοιχεί σε αριθμό CT (HU)

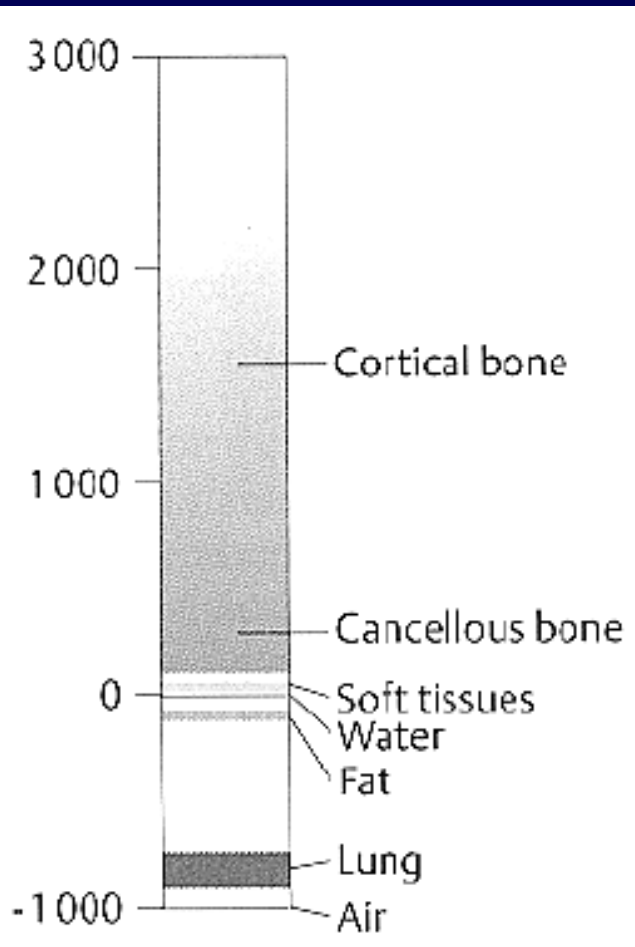


# Οπτικοποίηση στην ΥΤ



- 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

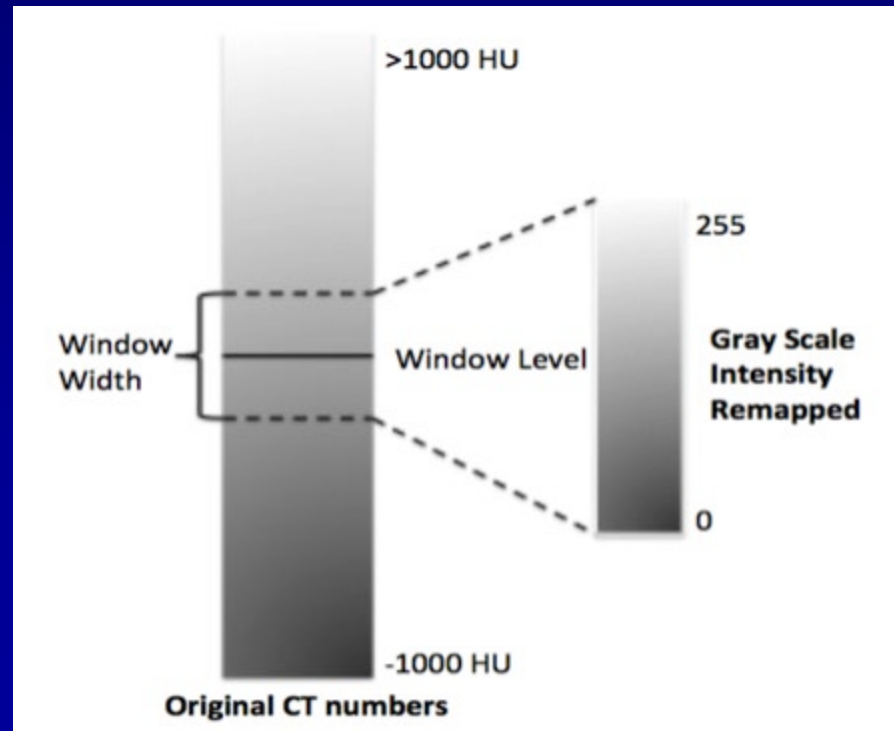


Συνεπώς, δεν έχει νόημα να αντιστοιχίσουμε την πλήρη κλίμακα των αριθμών CT (περίπου 4000 HU, 12 bits) σε πλήρη κλίμακα αποχρώσεων του γκρι, γιατί μικρές διαφορές στον αριθμό CT δεν θα είναι ορατές

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)**

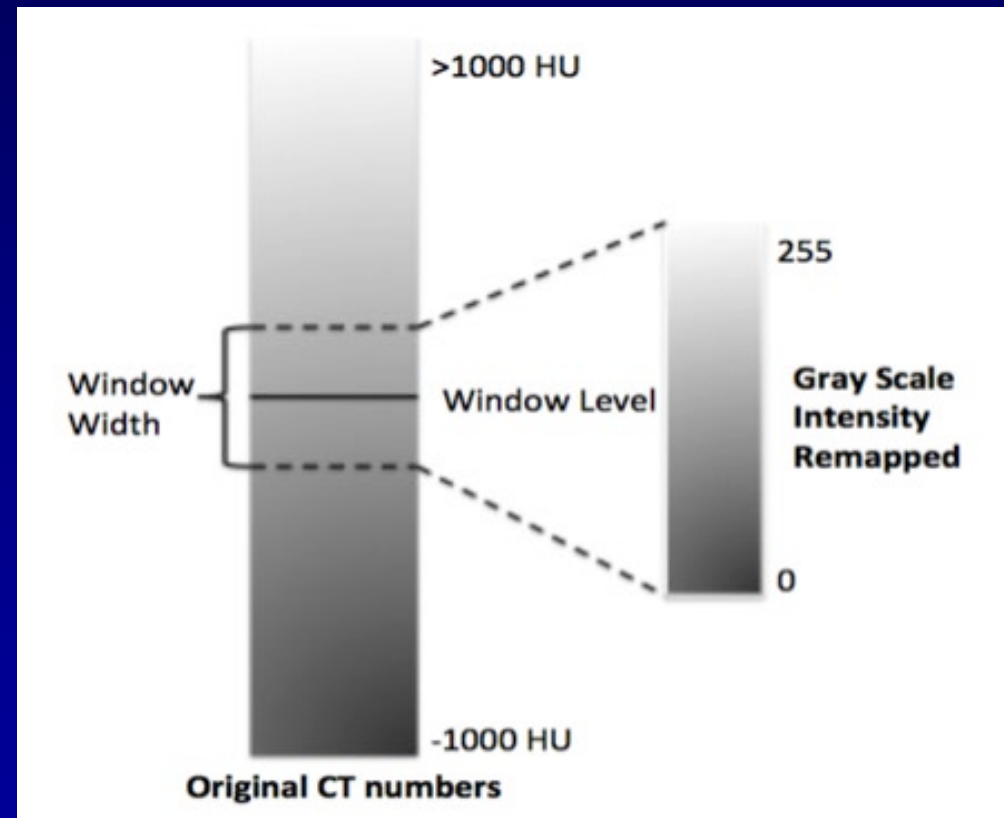


# Οπτικοποίηση στην ΥΤ

## 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



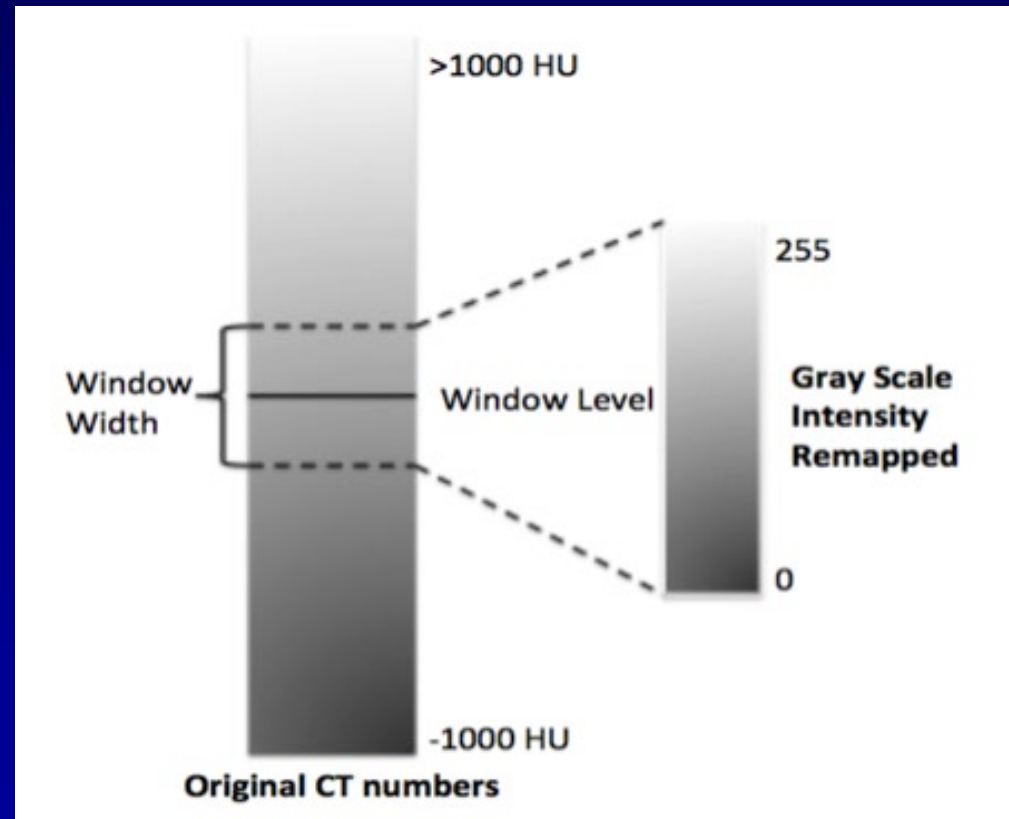
Βάθος εικόνας: 8 bits

# Οπτικοποίηση στην ΥΤ

## Κέντρο παραθύρου

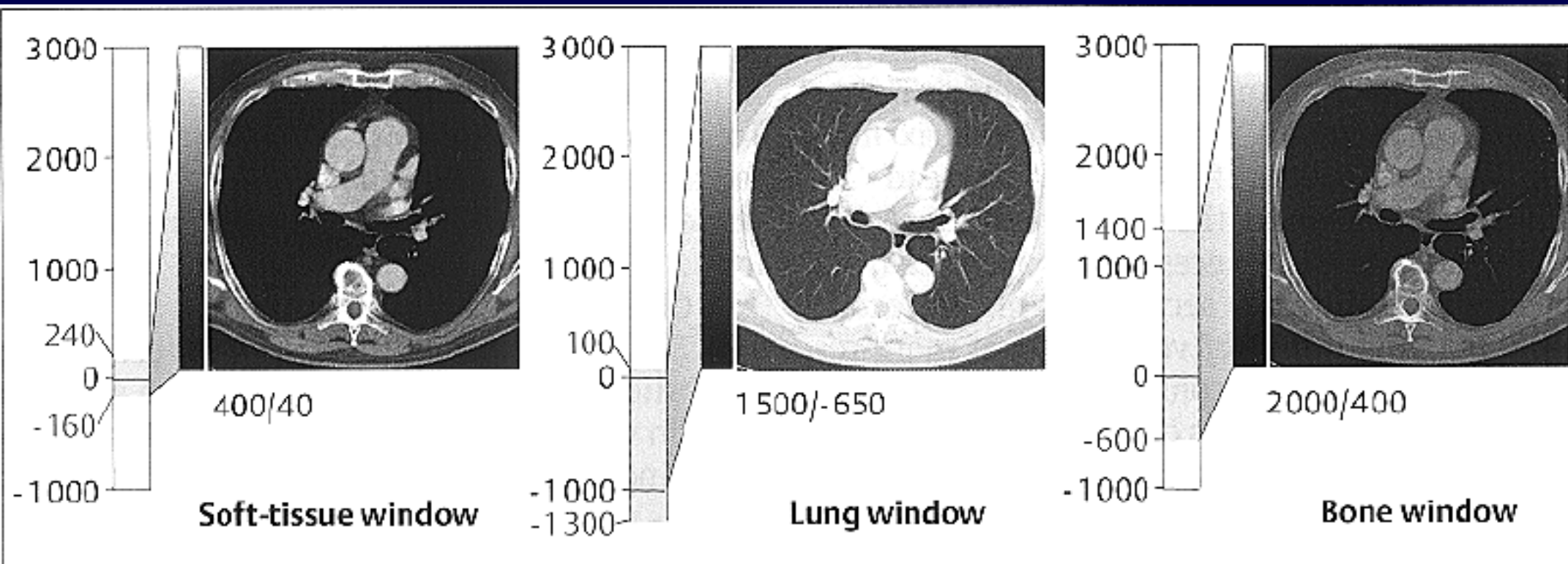
Καθορίζει τη θέση του παραθύρου πάνω στην κλίμακα των αριθμών CT και τον κεντρικό αριθμό CT στην απεικονιζόμενη εικόνα

– Επηρεάζει τη **φωτεινότητα** της εικόνας



Βάθος εικόνας: 8 bits

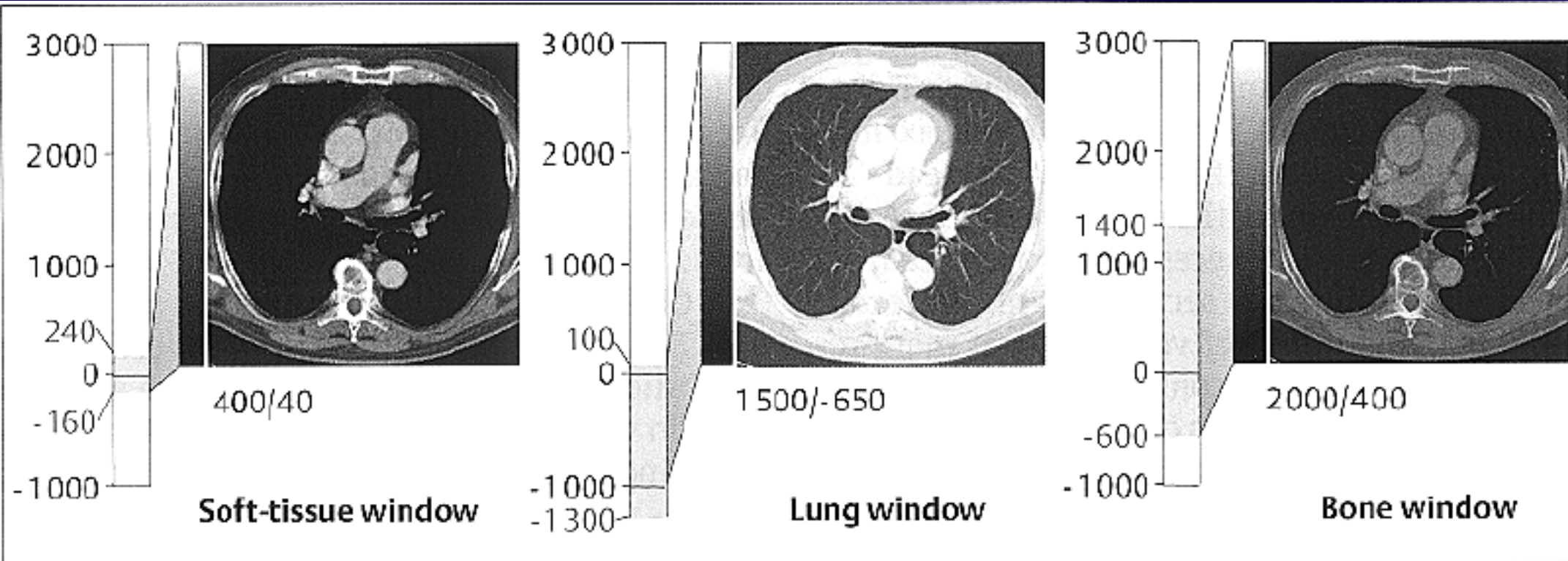
# Οπτικοποίηση στην ΥΤ



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



# Οπτικοποίηση στην ΥΤ

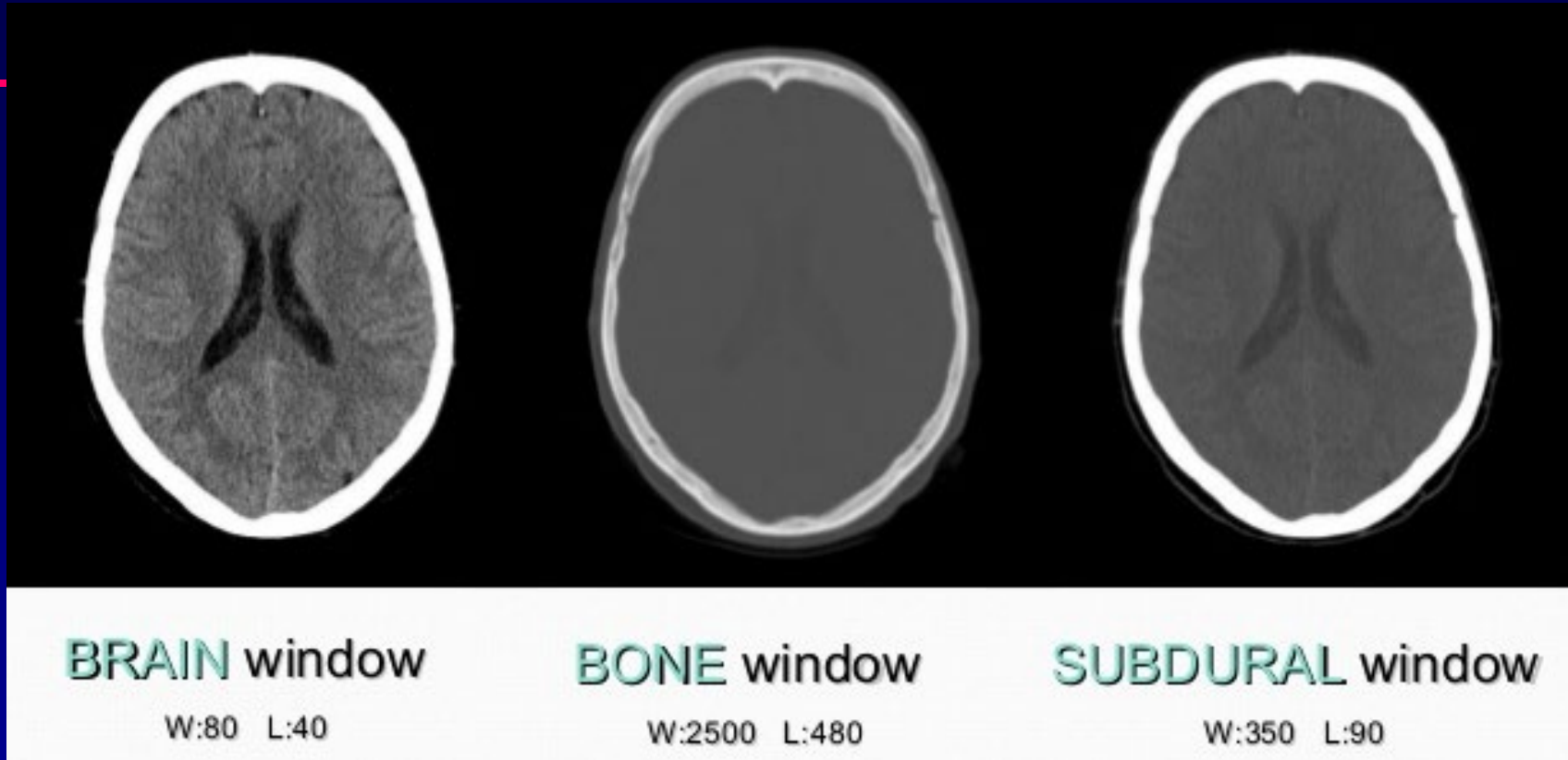


Τρία διαφορετικά παράθυρα για την ίδια εικόνα:

- 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)**

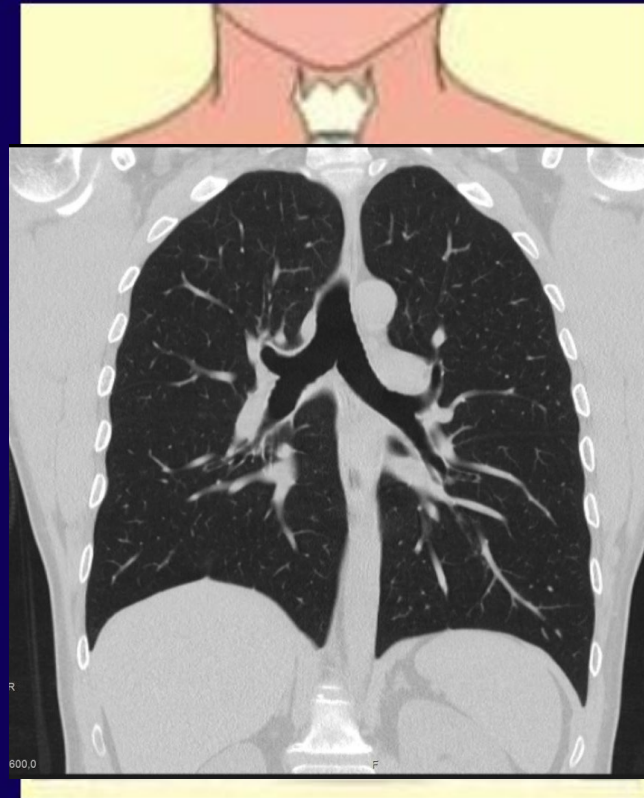
# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *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*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*

# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ

## Χαρακτηριστικά της ποιότητας απεικόνισης

Χωρική  
Διακριτική  
Ικανότητα



Ψευδαικόνες  
&  
παραπονήσεις

Ασύφεια

Αντίθεση  
Εικόνας

Θόρυβος

# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ:

## Χωρική Διακριτική Ικανότητα (spatial resolution)

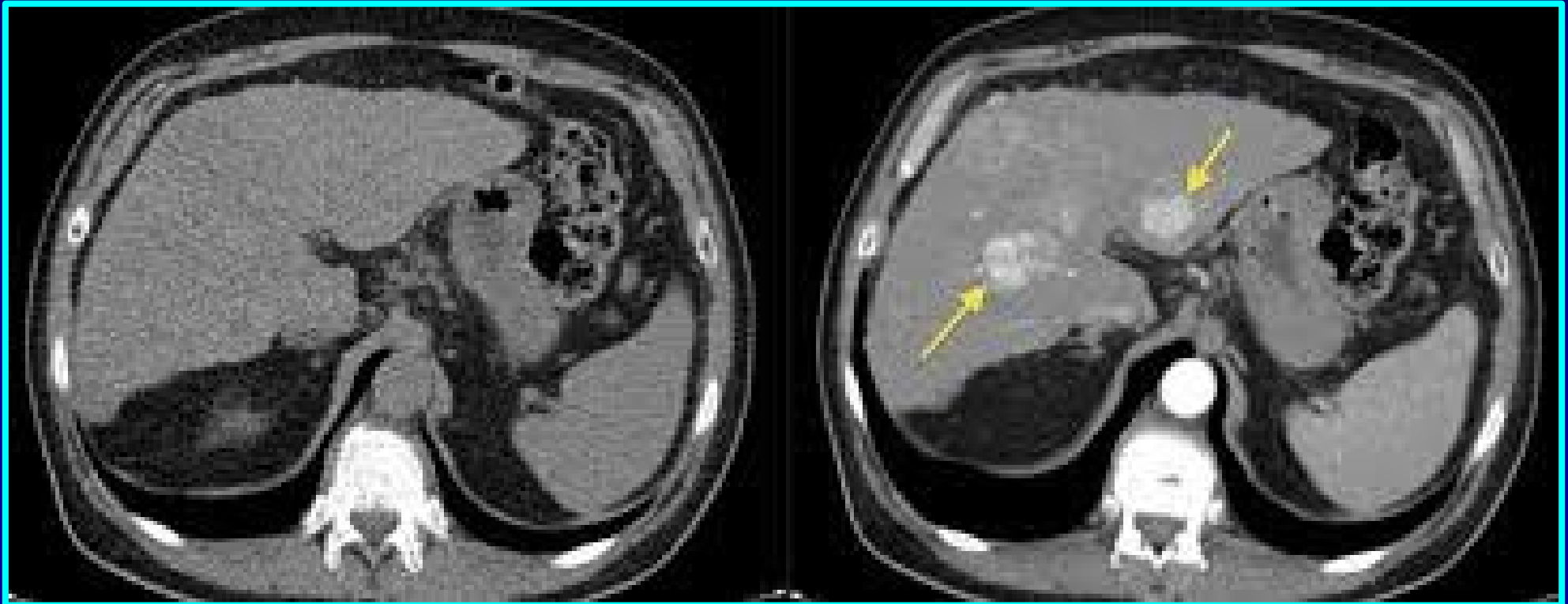
- Η ικανότητα του συστήματος να διακρίνει σαν διαφορετικές μικρές δομές υψηλής πυκνότητας που βρίσκονται σε μικρή απόσταση μεταξύ τους
  - Με άλλα λόγια, εκφράζει το μέγεθος του μικρότερου αντικειμένου (ή δομής) υψηλής αντίθεσης (υψηλής πυκνότητας), το οποίο είναι δυνατόν να απεικονισθεί

Εξαρτάται από

- Τις διαστάσεις του voxel (δηλ. της μήτρας της εικόνας και του πάχους τομής)
- Το μέγεθος της εστίας
- Τον αλγόριθμο ανακατασκευής και το παράθυρο θέασης
- Τα στοιχεία έκθεσης

# 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



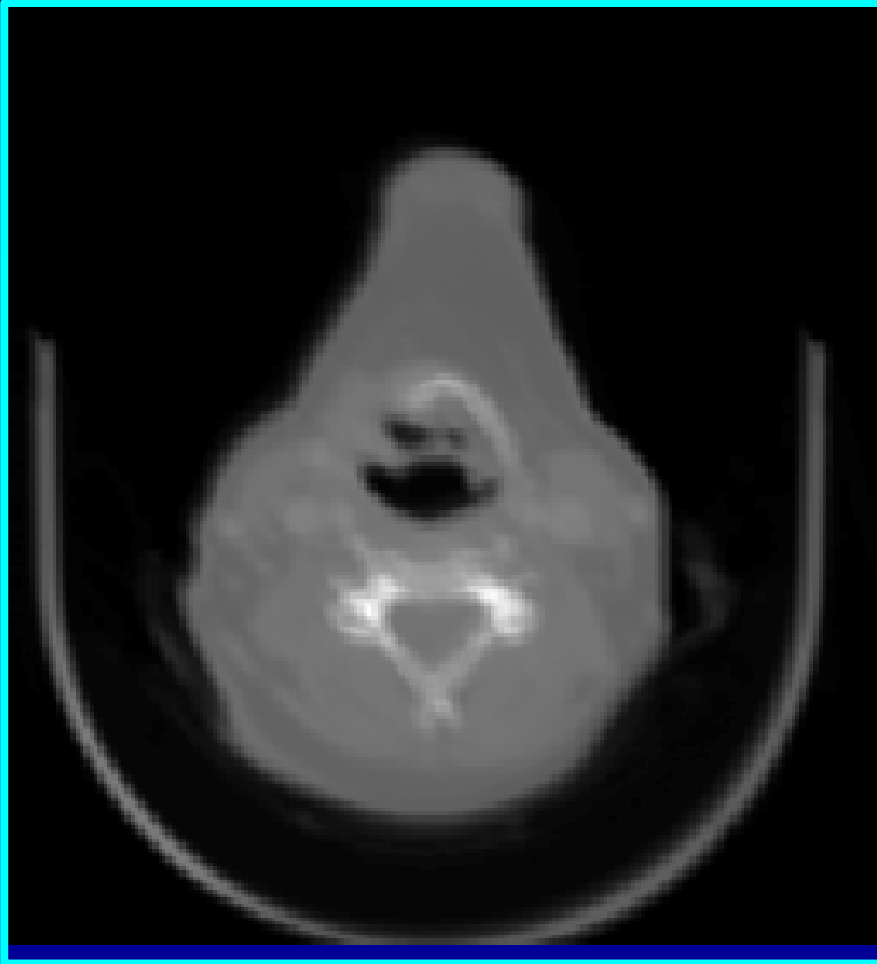
# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ασάφεια



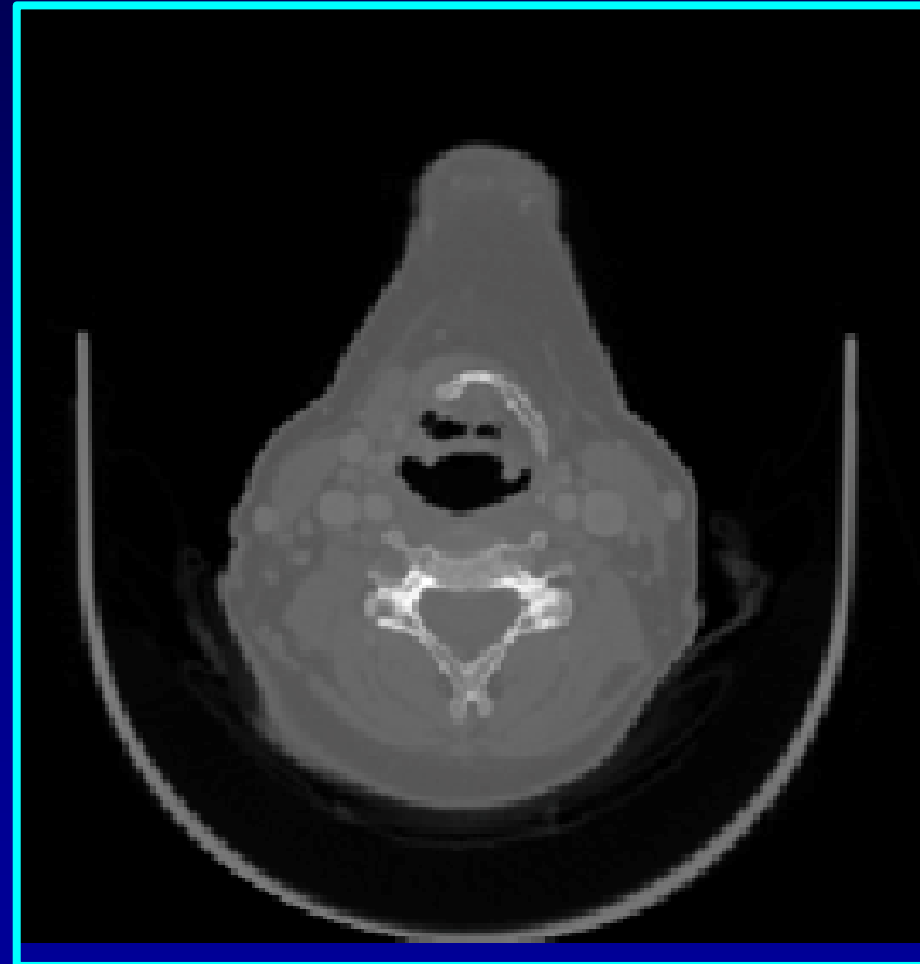
Η αδυναμία της μεθόδου να απεικονίσει αυστηρά το περίγραμμα, τα όρια ή εσωτερικές δομές του αντικειμένου. Οφείλεται σε:

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

# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ασάφεια



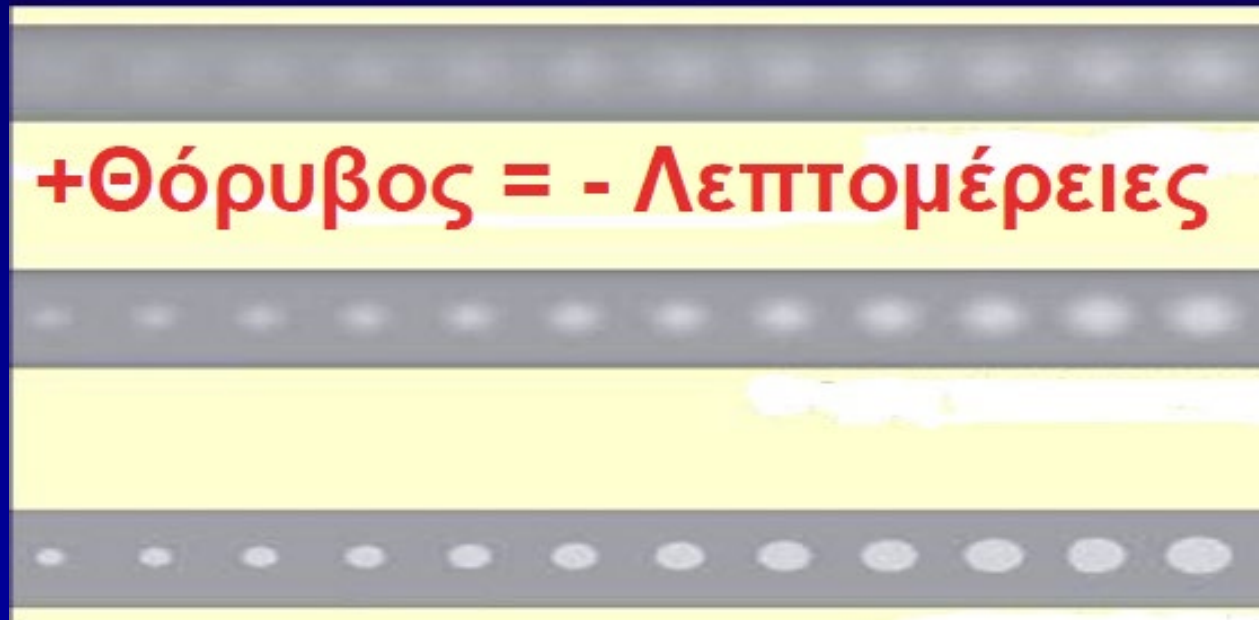
Με ασάφεια



Χωρίς ασάφεια

# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

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

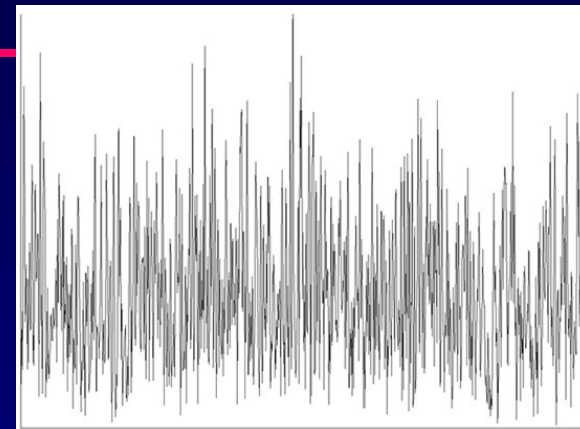




# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

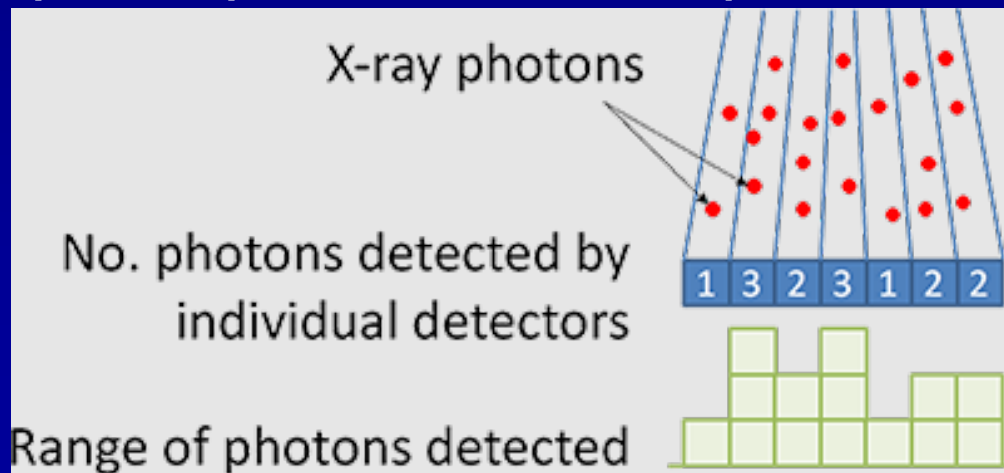
## Είδη θορύβου:

- Κβαντικός (στατιστικός) θόρυβος
- Θόρυβος ανιχνευτικού συστήματος (ηλεκτρονικός)
- Θόρυβος λόγω σκεδαζόμενης ακτινοβολίας
- Θόρυβος που οφείλεται στη διαδικασία ανακατασκευής εικόνων (π.χ., οπισθοπροβολή)
- Δομικός θόρυβος (π.χ., επιπροβολή δομών / φαινόμενο μερικού όγκου)



# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

- Κύριο είδος θορύβου: **Κβαντικός (στατιστικός, στοχαστικός) θόρυβος**
- Οφείλεται στον στατιστικό (τυχαίο) χαρακτήρα της καταγραφής των φωτονίων από το ανιχνευτικό σύστημα
- Ο αριθμός των φωτονίων που ανιχνεύονται από κάθε ανιχνευτικό στοιχείο κυμαίνεται τυχαία γύρω από μια μέση τιμή και η διακύμανση αυτή αντιπροσωπεύει τον κβαντικό θόρυβο



# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

Αριθμοί CT μιας περιοχής νερού  
(HU = 0)

Ο κβαντικός 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

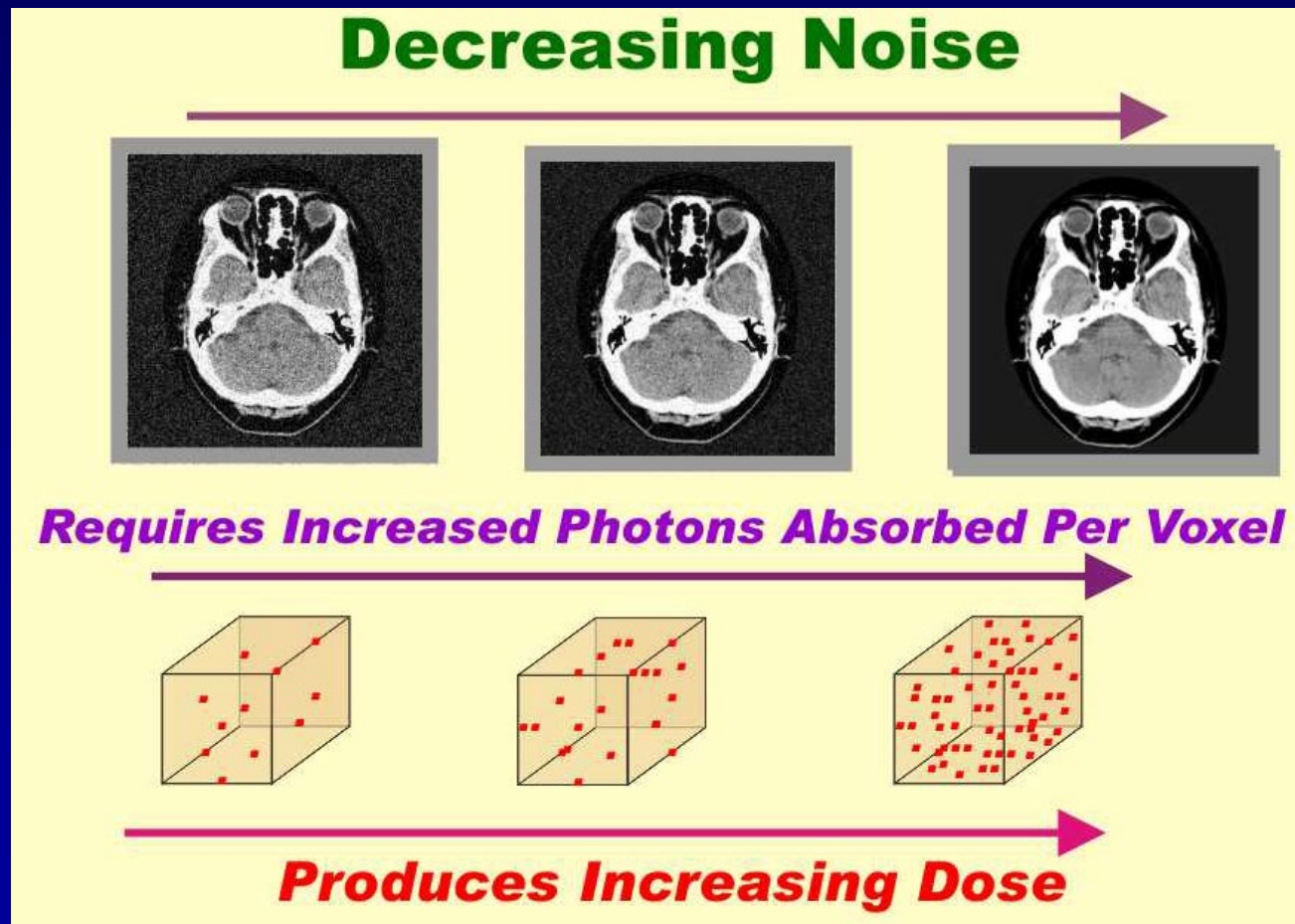
$$\sigma \sim 1/N^{1/2}$$

N=αριθμός ανιχνευθέντων φωτονίων

-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

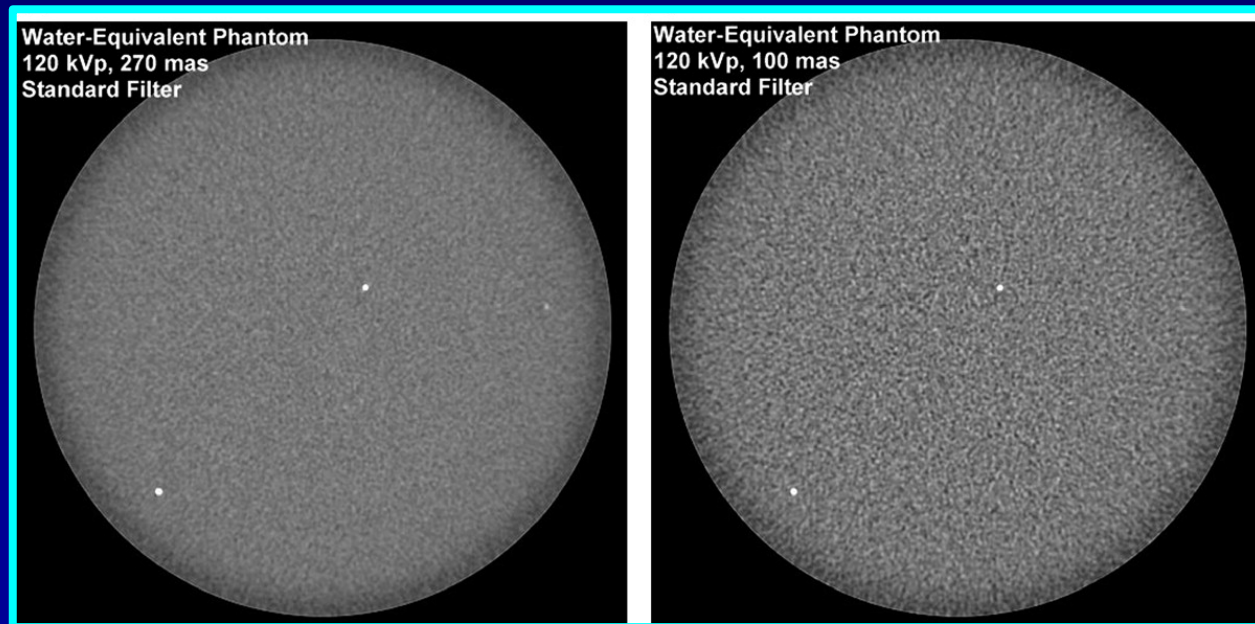
# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

Όσο αυξάνει η δόση (mAs) ή ο αριθμός φωτονίων ανά voxel, τόσο μειώνεται ο θόρυβος



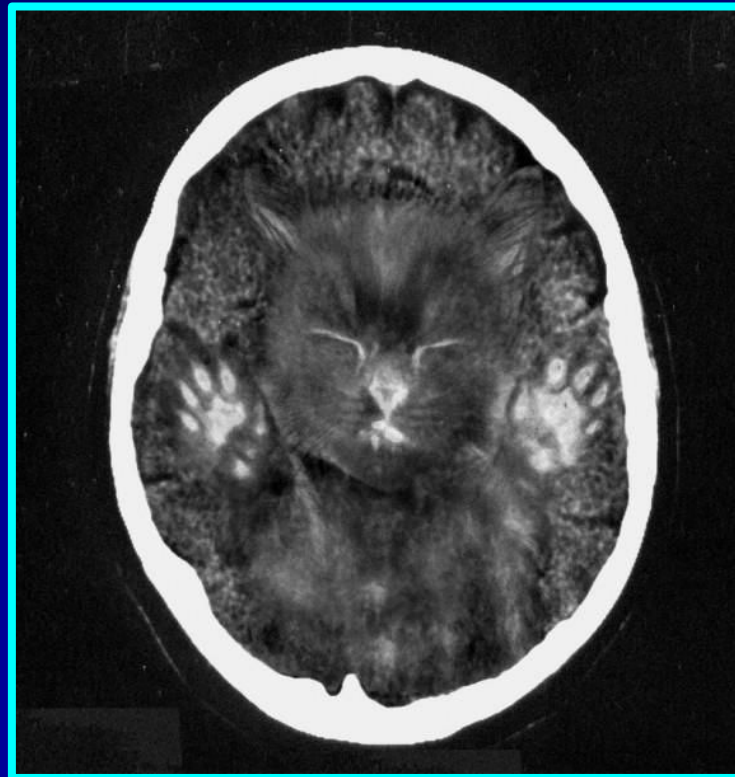
# Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Θόρυβος

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



# 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:

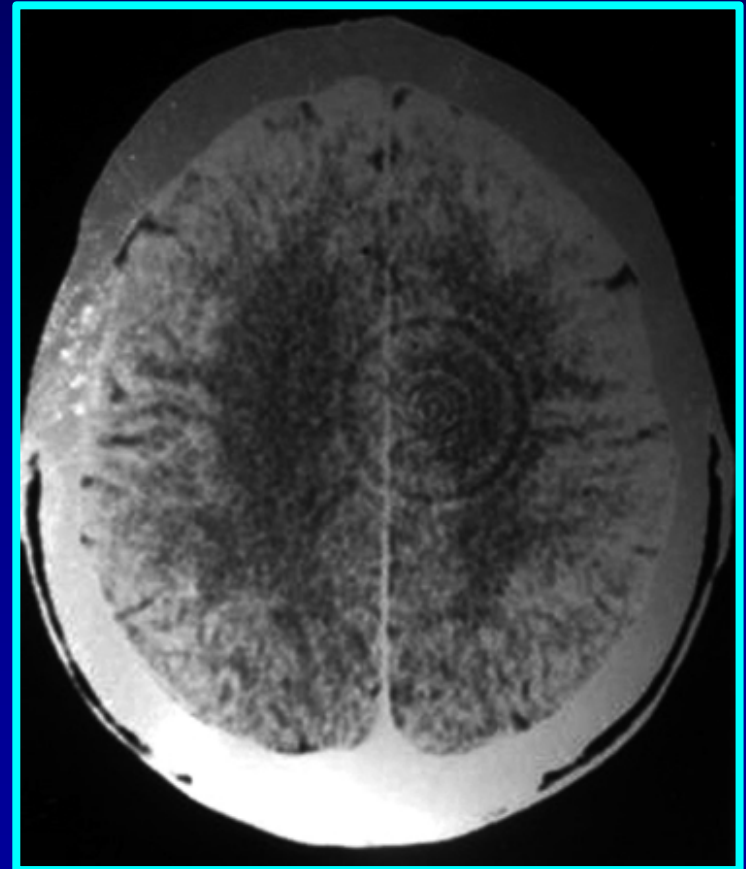
- Τη σκλήρυνση της δέσμης των ακτίνων X (beam hardening):  
Σημαντική απορρόφηση φωτονίων χαμηλής ενέργειας κατά τη διέλευσή τους μέσα από το σώμα, με αποτέλεσμα την αύξηση της μέσης ενέργειας της δέσμης



# 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. ψευδοδομή «ανεμόμυλου»)

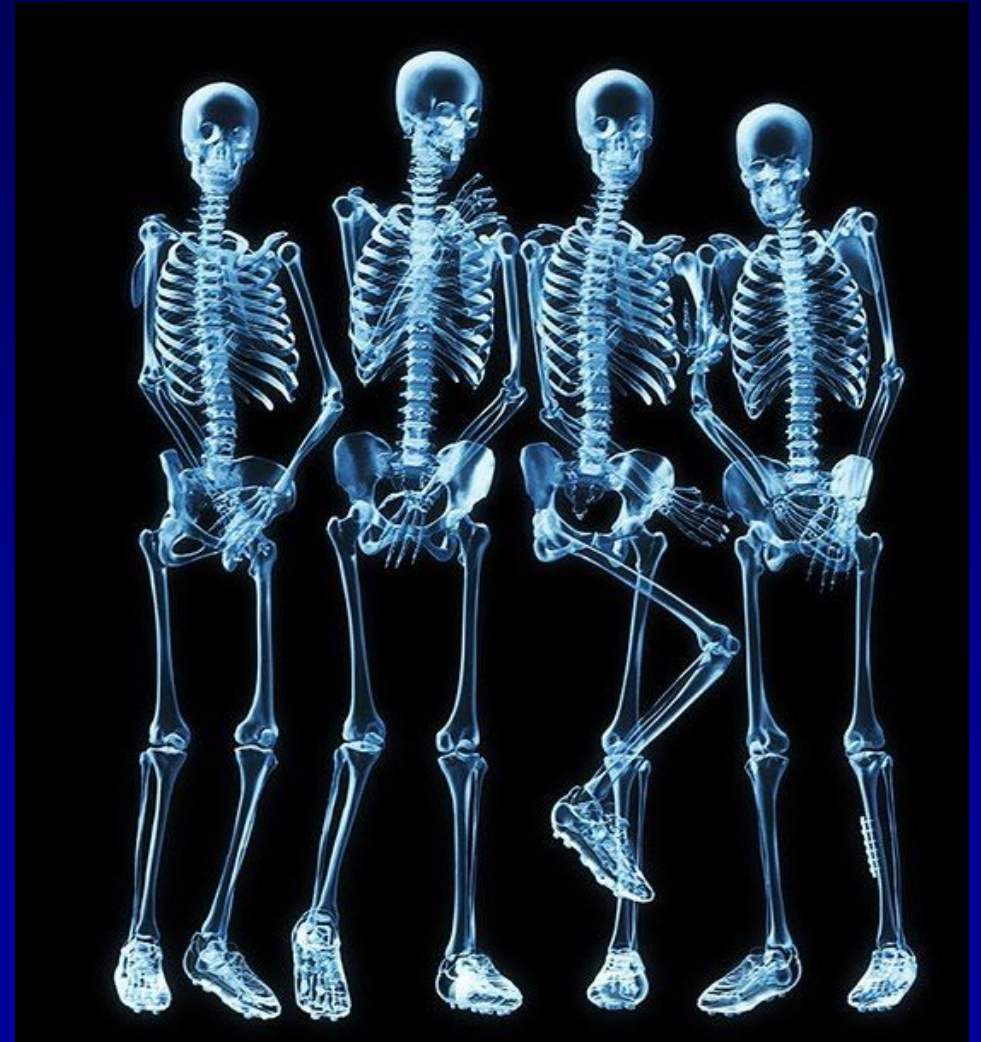


# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

- *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*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *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

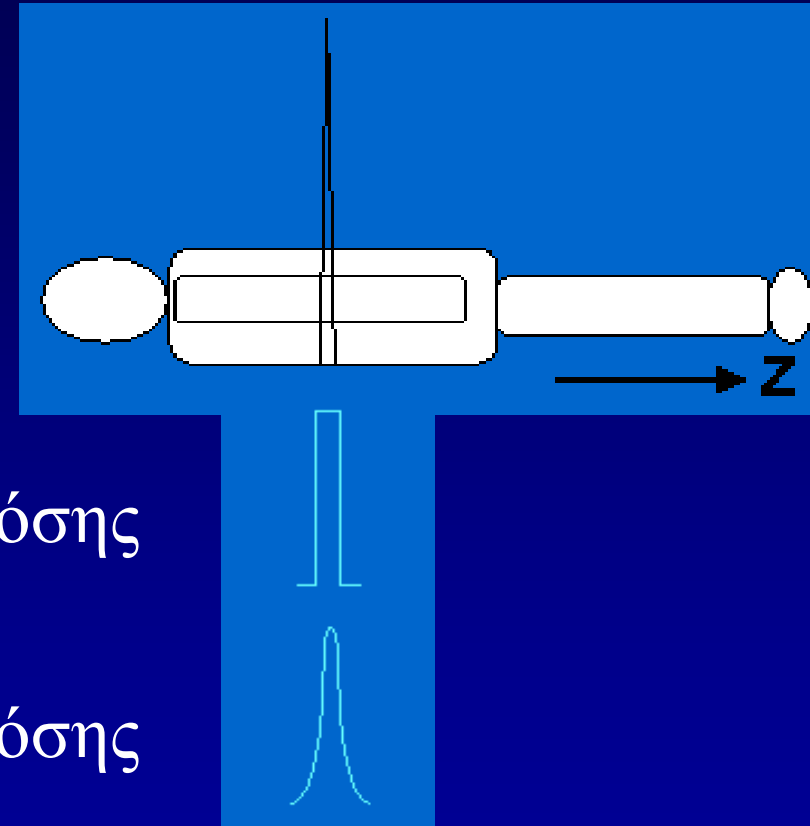
Εξέταση	Δόση CT Ενεργός δόση (mSv)	Δόση ακτινογραφίας Ενεργός δόση (mSv)
Θώρακας	7,8	0,05
ΟΜΣΣ	3,6	2,15
Κρανίο	1,8	0,15
Κοιλία	7,6	1,39
Λεκάνη	7,1	1,22

# 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)
  - Απόδοση απορρόφησης ή ενδογενής ευαισθησία ανιχνευτών
  - Γεωμετρική απόδοση και υπερέκθεση (overbeaming)
  - Υπερσάρωση (overcanning)
  - Μέγεθος και ανατομία ασθενή

# Η κατανομή δόσης κατά την ΥΤ καθορίζεται από:

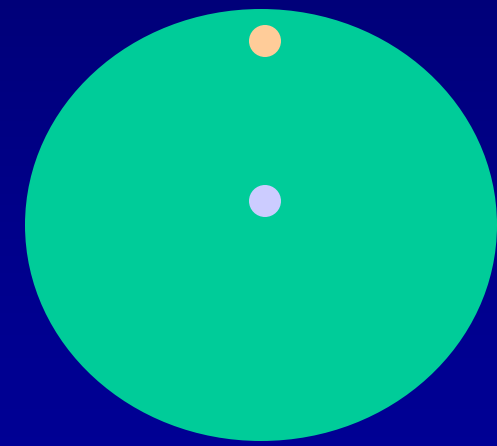
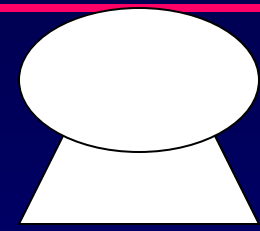
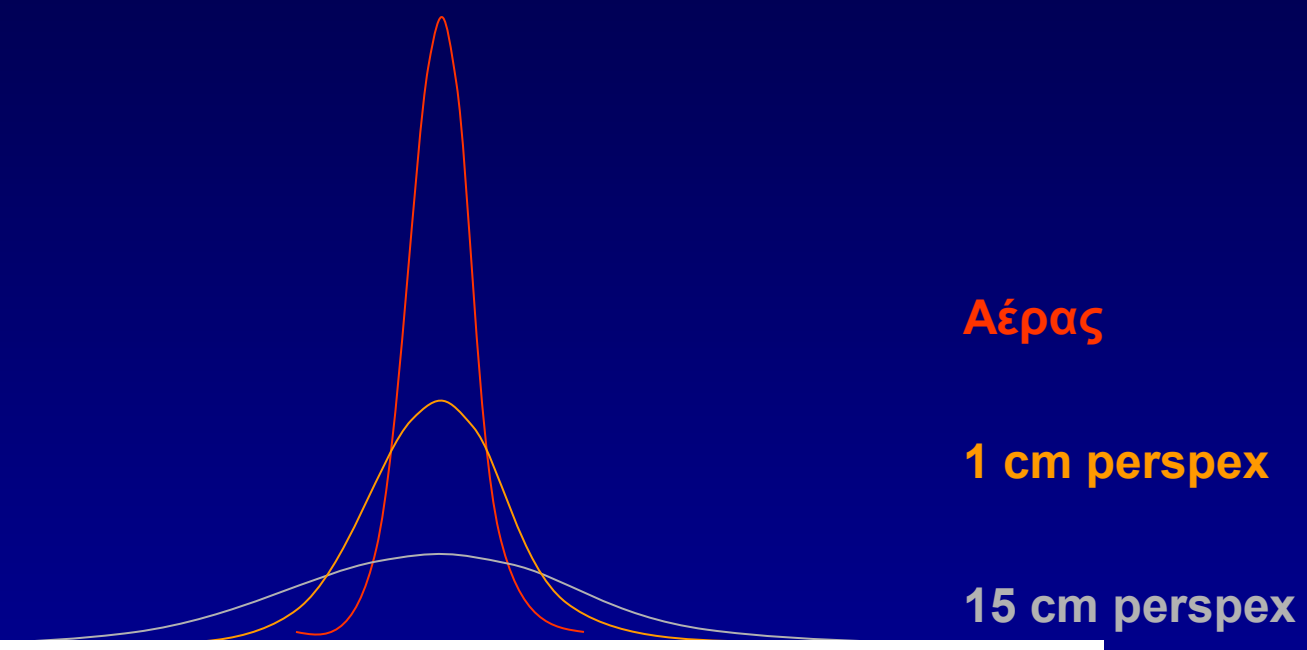
- Τα χαρακτηριστικά της δέσμης
  - τη μέση ενέργεια της δέσμης
  - το προφίλ της δέσμης κατά το z-άξονα



Ιδανικό προφίλ δόσης

Πραγματικό προφίλ δόσης

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



Aέρας

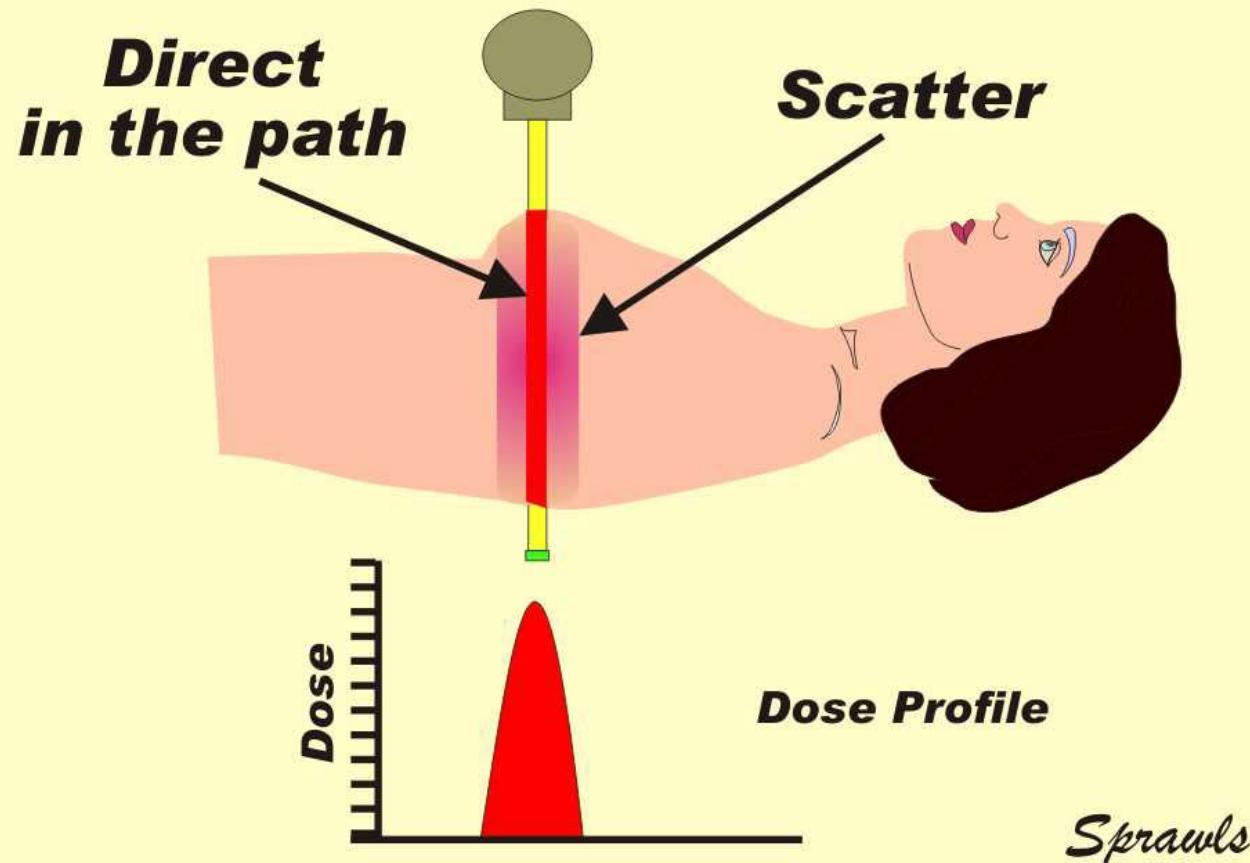
1 cm perspex

15 cm perspex



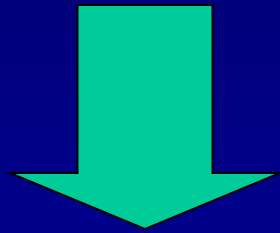
# Το προφίλ της δόσης διευρύνεται λόγω της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας

## Radiation Dose for Single Slice



# 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



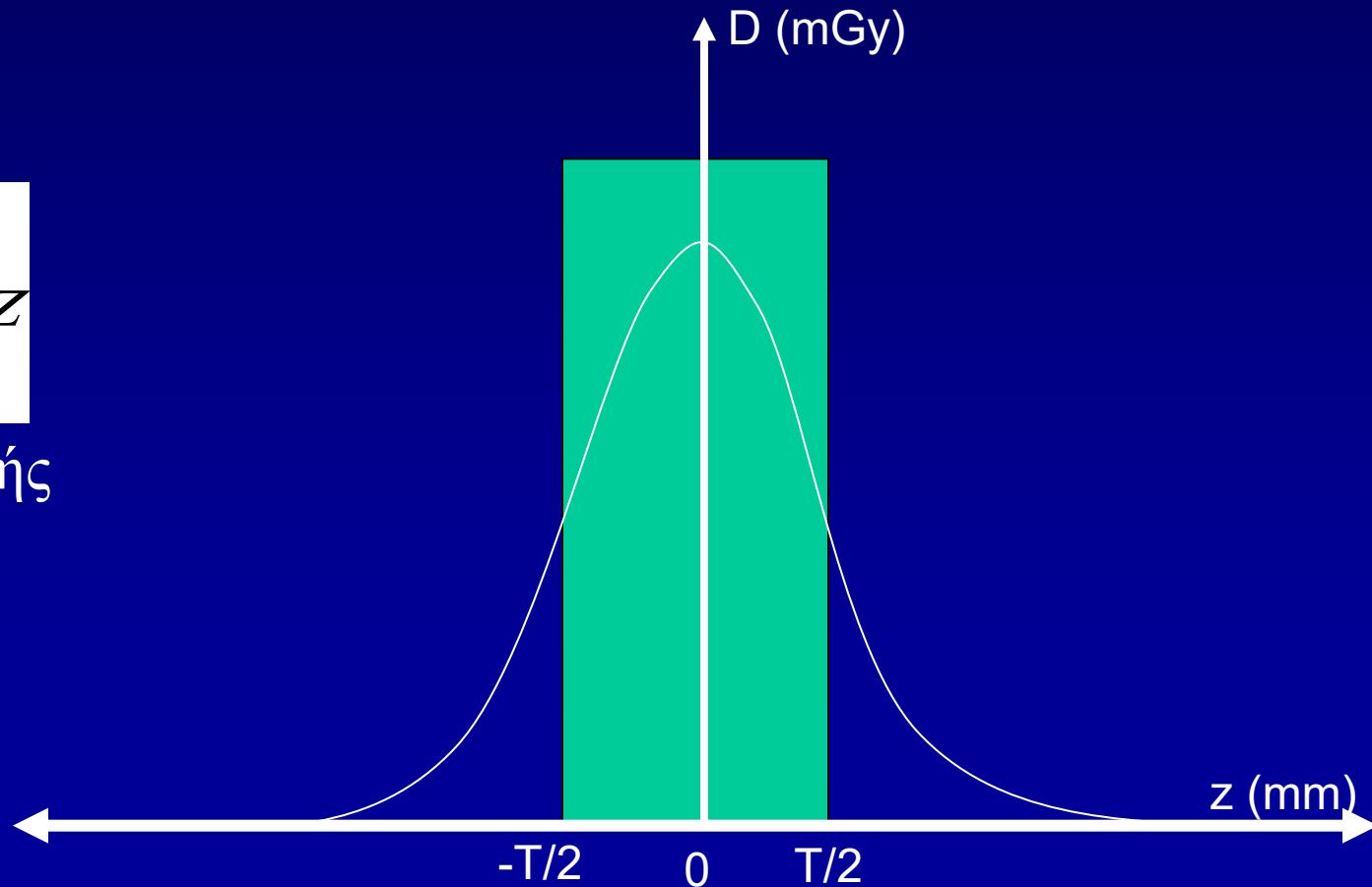
- Στις αρχές της δεκαετίας του '80 εισαγωγή του **Computed Tomography Dose Index (CTDI)**

# 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

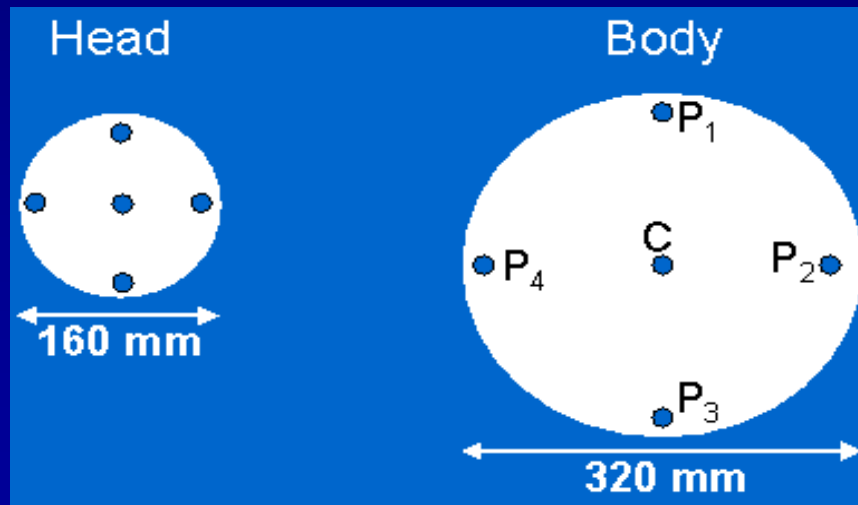
1. Στον αέρα στο ισόκεντρο:

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

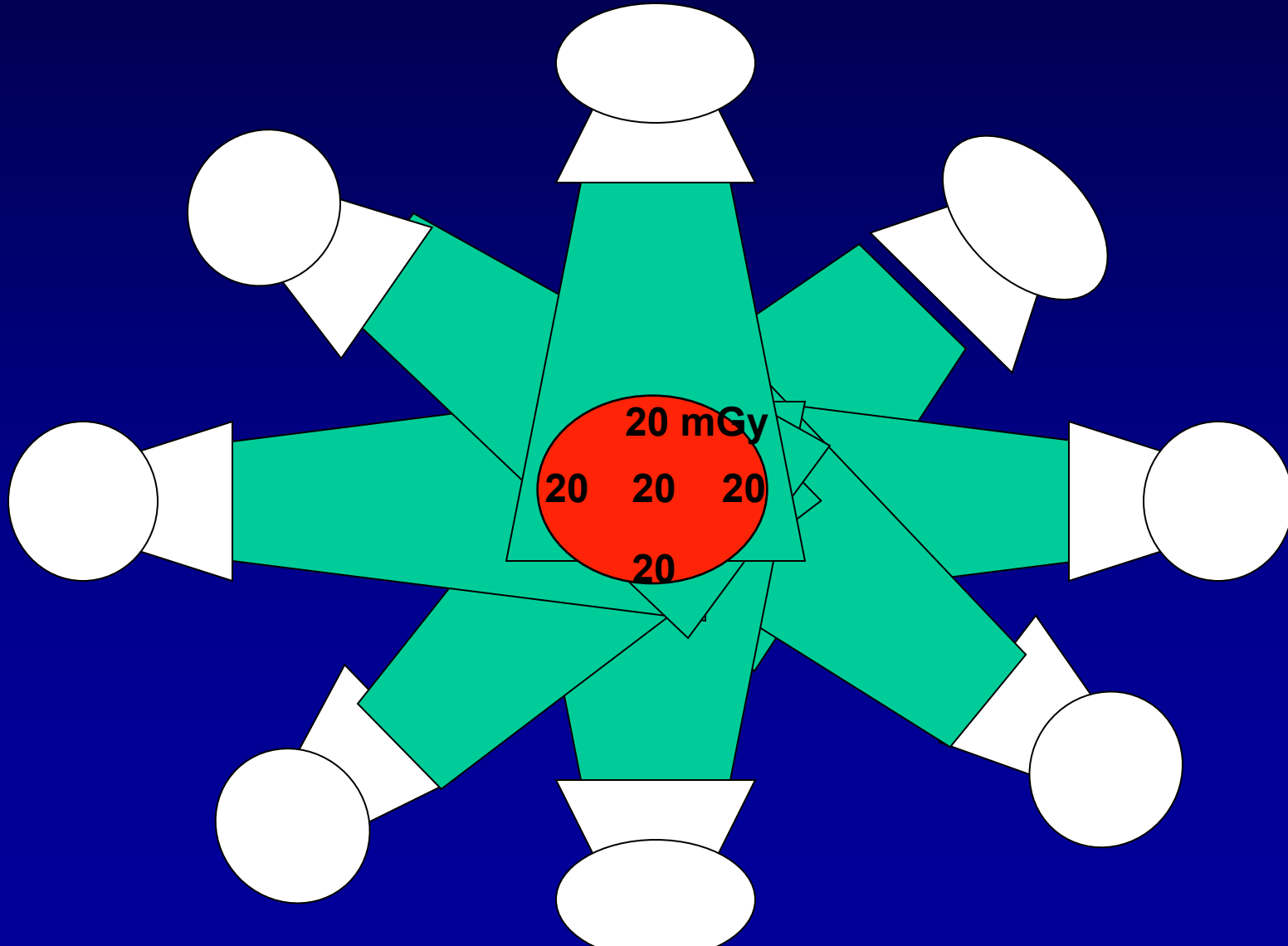


2. Σε PMMA ομοιώματα μήκους 15 cm και διαμέτρου:

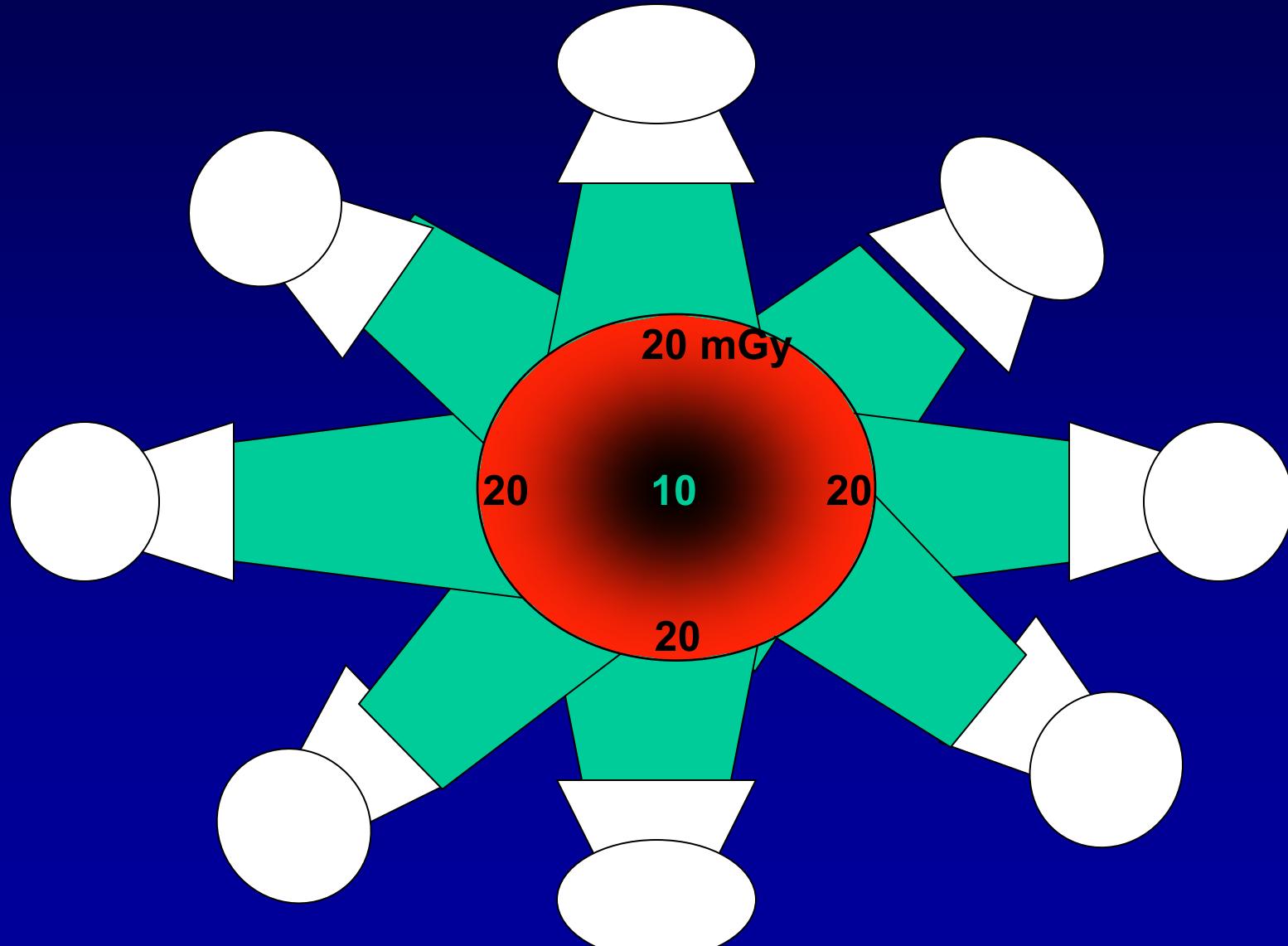
- 16 cm (head)
- 32 cm (body)



# PMMA head phantom: $CTDI_p \approx CTDI_c$



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

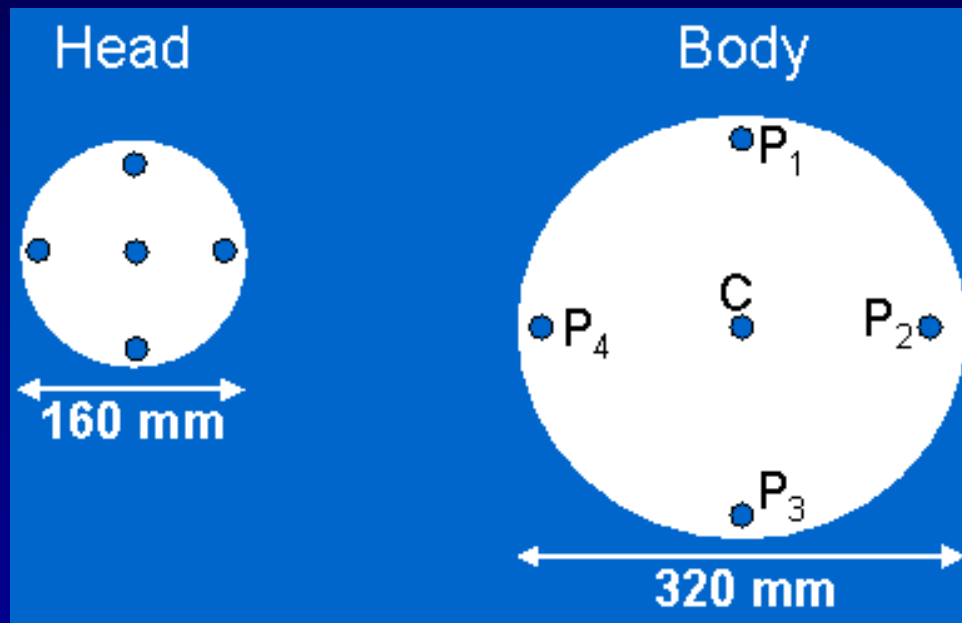




# Μετρήσεις CTDI

- 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<sub>w</sub>)



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

# Ορισμός $CTDI_{vol}$

- Απλή, συμβατική σάρωση

$N$ : # τομών ανά περιστροφή

$T$ : Ονομαστικό πάχος τομής

$\Delta d$ : 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<sub>w</sub>) ή κατά μήκος του άξονα z (CTDI<sub>vol</sub>) 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 <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )
Κεφάλι	0.0023
Τράχηλος	0.0054
Θώρακας	0.017
Κοιλιά	0.015
Πύελος	0.019

# Αυτόματη Επιλογή Ρεύματος

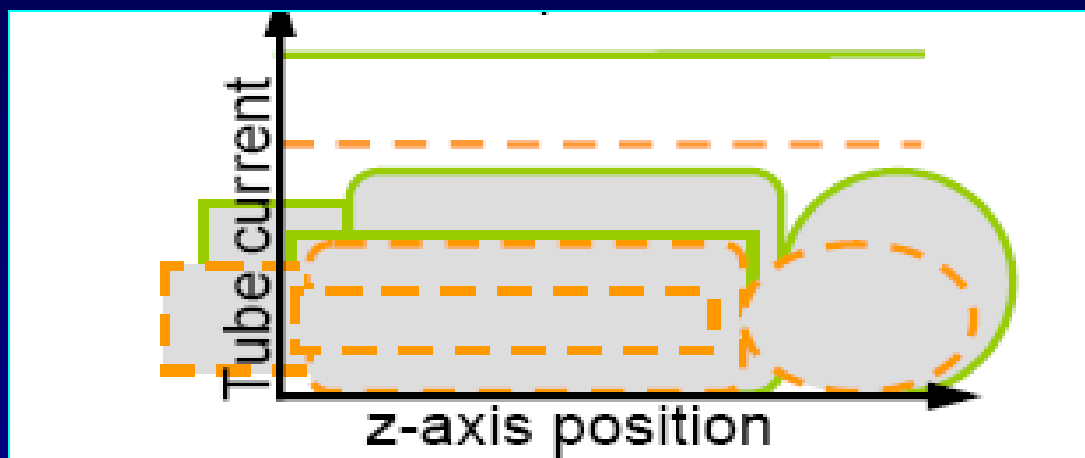
## Automatic Current Selection (ACS)

- Διαθέσιμη τεχνική σε όλα τα σύγχρονα συστήματα ΥΤΠΤ
- Χρησιμοποιείται σε μελέτες κοιλίας, πύελου, 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 H<sub>2</sub>O) που έχει αποθηκευτεί στο σαρωτή για κάθε τμήμα του σώματος

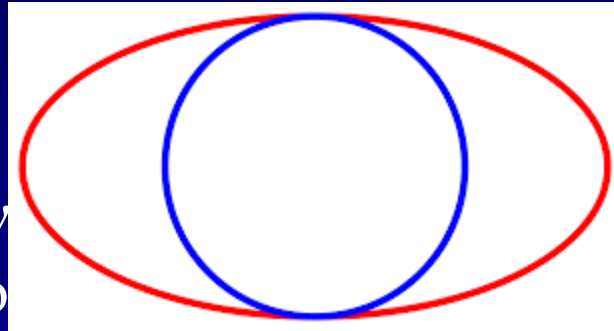


# Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

## 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

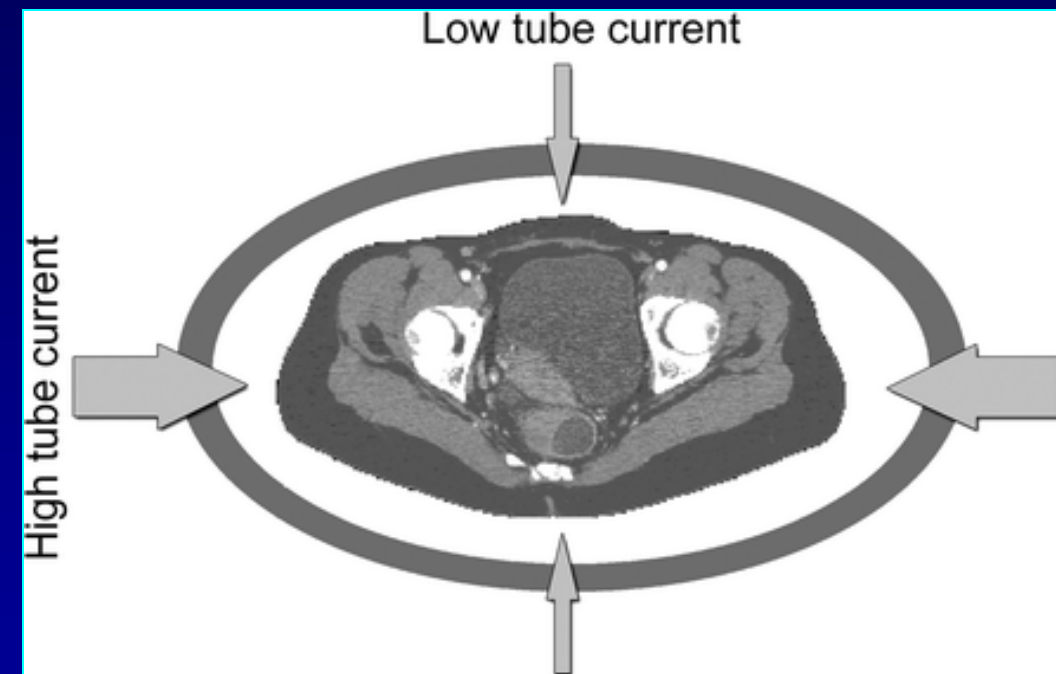


- Σε ασύμμετρα αντικείμενα παρέχονται υψηλότερα σήματα θόρυβου ενώ σε κυκλικά αντικείμενα παρέχονται ελάχιστα στο συνολικό θόρυβο
- Χωρίς τη γωνιακή διαμόρφωση χρησιμοποιείται η ίδια τιμή mA για όλες τις γωνίες (άρα, υψηλή τιμή για περιορισμό των επιπέδων θορύβου)

# Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

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

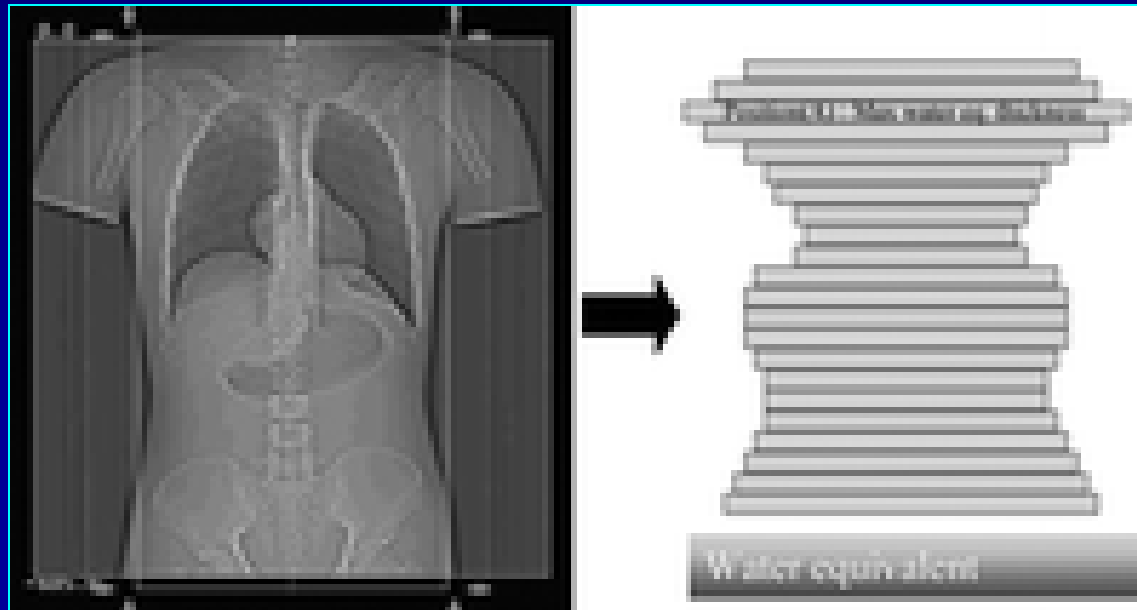
- Χρησιμοποιείται, κατά την περιστροφή, για τη μείωση της τιμής mA στην κατεύθυνση του υψηλού σήματος
- Χρησιμοποιεί τα δεδομένα της προηγούμενης περιστροφής για τον υπολογισμό της διαμόρφωσης στην επόμενη περιστροφή



# Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

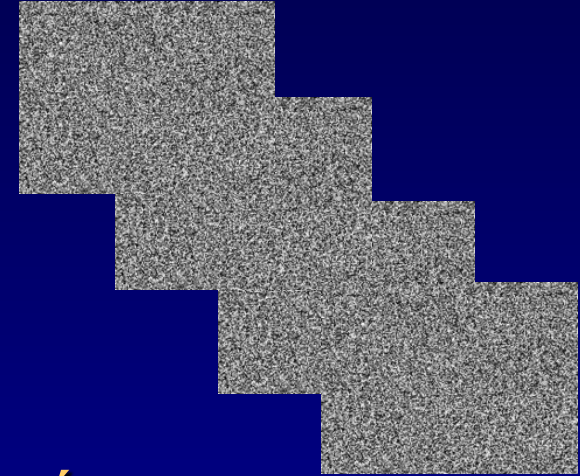
## Διαμήκης διαμόρφωση (Z-axis AEC / DOM)

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



# 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



# Τα τελευταία 20 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. Boreham, 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 by current rates of use of computed tomography (CT). This paper

defenses. This effect has been called radiation activated natural protection (ANP).<sup>2</sup> 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.<sup>3</sup>

Recent papers by Bauer<sup>4</sup> and by Portess et al.<sup>5</sup> 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  $\beta$ ).

# Μας απασχολεί όλο και περισσότερο η ακτινική επιβάρυνση από εξετάσεις ΥΤ σε παιδιά & εφήβους

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

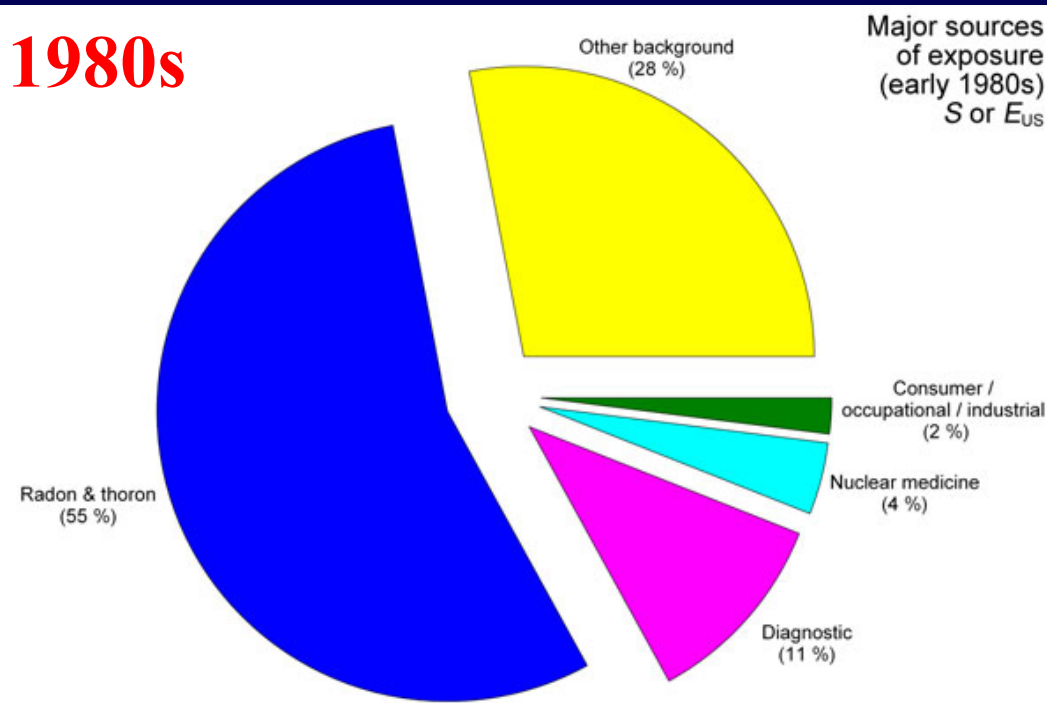
Magda Bosch de Basea Gomez<sup>1,2,3</sup>, Isabelle Thierry-Chef<sup>1,2,3,4</sup>, Richard Harbron<sup>1,2,3,5</sup>, Michael Hauptmann<sup>6</sup>, Graham Byrnes<sup>4</sup>, Maria-Odile Bernier<sup>7</sup>, Lucian Le Cornet<sup>8,9</sup>, Jérémie Dabin<sup>10</sup>, Gilles Ferro<sup>4</sup>, Tore S. Istad<sup>11</sup>, Andreas Jahn<sup>12</sup>, Choonsik Lee<sup>13</sup>, Carlo Maccia<sup>14</sup>, Françoise Malchair<sup>14</sup>, Hilde Olerud<sup>11,15,16</sup>, Steven L. Simon<sup>13</sup>, Jordi Figuerola<sup>1,2,3</sup>, Anna Peiro<sup>1,2,3</sup>, Hilde Engels<sup>10</sup>, Christoffer Johansen<sup>17</sup>, Maria Blettner<sup>8</sup>, Magnus Kaijser<sup>18</sup>, Kristina Kjaerheim<sup>19</sup>, Amy Berrington de Gonzalez<sup>13,20</sup>, Neige Journy<sup>7,21</sup>, Johanna M. Meulepas<sup>22</sup>, Monika Moissonnier<sup>4</sup>, Arvid Nordenskjold<sup>18</sup>, Roman Pokora<sup>8</sup>, Cecile Ronckers<sup>6,8</sup>, Joachim Schüz<sup>4</sup>, Ausrele Kesminiene<sup>4</sup> & Elisabeth Cardis<sup>1,2,3</sup>✉

Για κάθε 10,000 παιδιά, εφήβους και νεαρούς ενήλικες που υποβάλλονται σε ΥΤ (υποθέτοντας μέση δόση 8 mGy), 1–2 αναμένεται να αναπτύξουν αιματολογική κακοήθεια μέσα στα επόμενα 12 χρόνια λόγω της έκθεσης



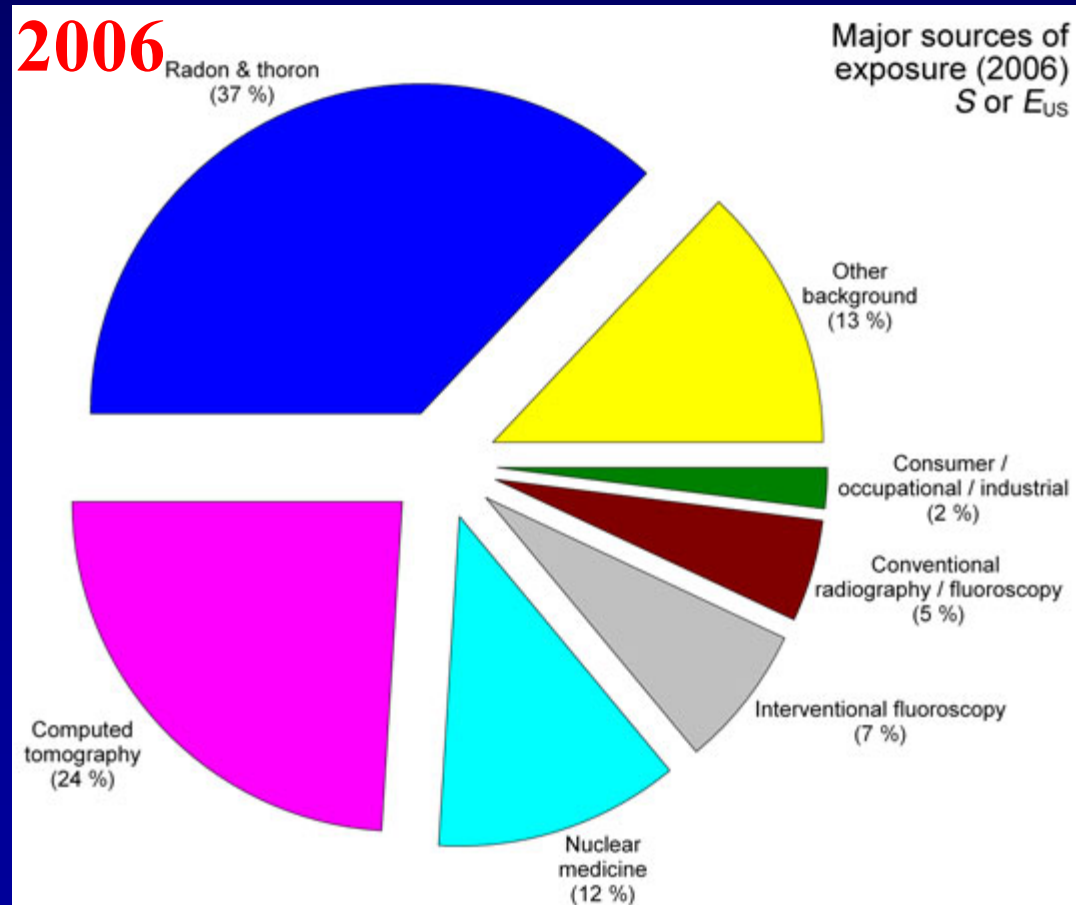
# Γιατί μας απασχολεί τόσο πολύ η ακτινική επιβάρυνση από εξετάσεις ΥΤ;

1980s



Πηγή: NCRP Report 160, 2009

2006



Κατανομή της αθροιστικής δόσης (S) στο σύνολο του πληθυσμού των ΗΠΑ ή, ισοδύναμα, κατανομή της μέσης ενεργού δόσης (E<sub>US</sub>) ανά κάτοικο των ΗΠΑ



# 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

# Στην Ελλάδα;

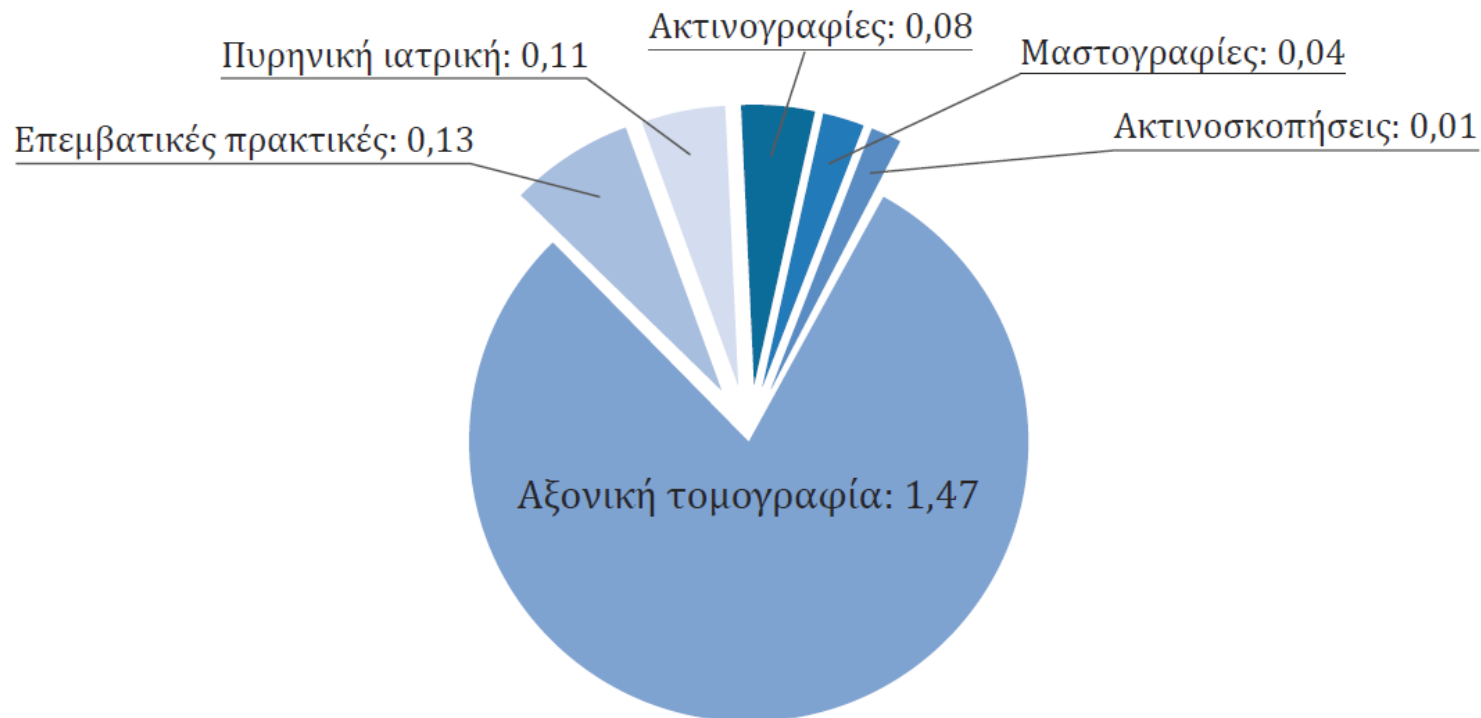
Συνολική μέση ετήσια ενεργός δόση: 4.5 mSv

- 2.7 mSv ραδιενέργεια περιβάλλοντος
- 1.8 mSv ιατρικές διαγνωστικές πρακτικές

ΠΡΙΣΜΑ (ΕΕΑΕ): Ολιστική εκτίμηση της ακτινικής επιβάρυνσης του πληθυσμού

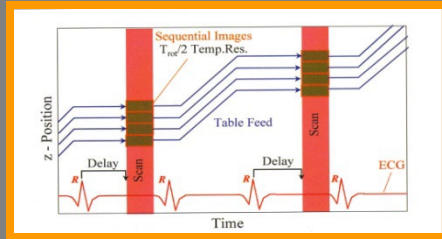
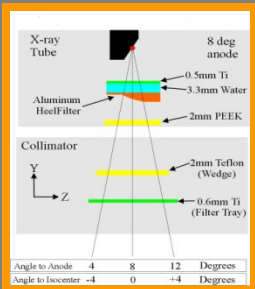
# Στην Ελλάδα;

Μέση ετήσια ενεργός δόση ανά άτομο του πληθυσμού από τις ιατρικές διαγνωστικές πρακτικές (mSv)



**Το 1/3 (1.5 mSv) της μέσης ετήσιας ενεργού δόσης ανά άτομο του πληθυσμού οφείλεται στη χρήση της ΥΤ**

# Σύγχρονα Συστήματα ΥΤΠΤ & Δόση



Δραστική μείωση  
των επιπέδων  
θορύβου

Τομογράφοι  
σύγχρονης  
τεχν/γίας

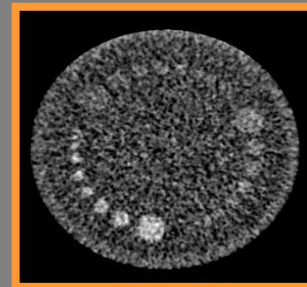
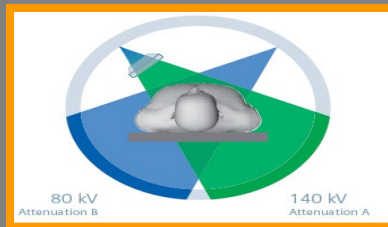
Τεχνικές &  
μέθοδοι  
μείωσης  
δόσης

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 20 έτη, έχουν επιφέρει θετικά αποτελέσματα

A red, rectangular stamp with a distressed, ink-like texture. The word "EVIDENCE" is written in bold, uppercase letters across the center of the stamp. The stamp is tilted slightly upwards to the right.

# 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





# 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.

2006  
2016

2.92  
(mSv)

Estimated Average Individual Effective Dose (E<sub>IS</sub>) per person

2.16  
(mSv)

Estimated Average Individual Effective Dose (E<sub>IS</sub>) per person

Noncardiac Interventional Fluoroscopy

0.2 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

0.13 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

Cardiac Interventional Fluoroscopy

0.23 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

0.12 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

Radiography & Fluoroscopy

0.3 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

0.22 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

Nuclear Medicine

0.73 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

0.32 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

The number of CT exams increased 20% from 2006 to 2016, however, the overall dose per CT procedure was essentially unchanged.

1.46 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

1.37 (mSv)  
E<sub>IS</sub> per person

Percent of collective effective dose from different modalities for 2006

Noncardiac Interventional Fluoroscopy: 6%

Cardiac Interventional Fluoroscopy: 8%

Radiography & Fluoroscopy: 11%

Nuclear Medicine: 25%

Computed Tomography: 50%

Percent of collective effective dose from different modalities for 2016

Noncardiac Interventional Fluoroscopy: 6%

Cardiac Interventional Fluoroscopy: 6%

Radiography & Fluoroscopy: 10%

Nuclear Medicine: 15%

Computed Tomography: 63%

## ιατα ΥΤ & Δόση

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

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

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

# Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ)

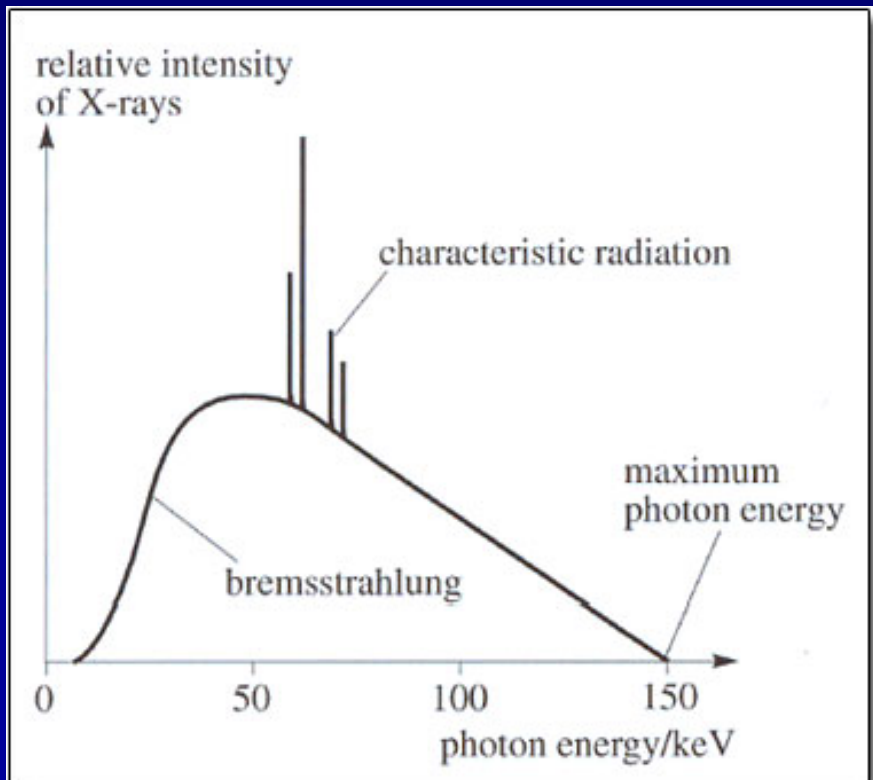
- *Ιστορική αναδρομή*
- *Βασικές αρχές ΥΤ*
- *Συστήματα ΥΤ*
- *Είδη σάρωσης*
- *Κύρια υλικά και λογισμικά μέρη*
- *Λήψη δεδομένων*
- *Ανακατασκευή εικόνας*
- *Οπτικοποίηση στην ΥΤ*
- *Ποιότητα εικόνας ΥΤ*
- *Θέματα δόσης στην ΥΤ*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*



# Φασματική ΥΤ

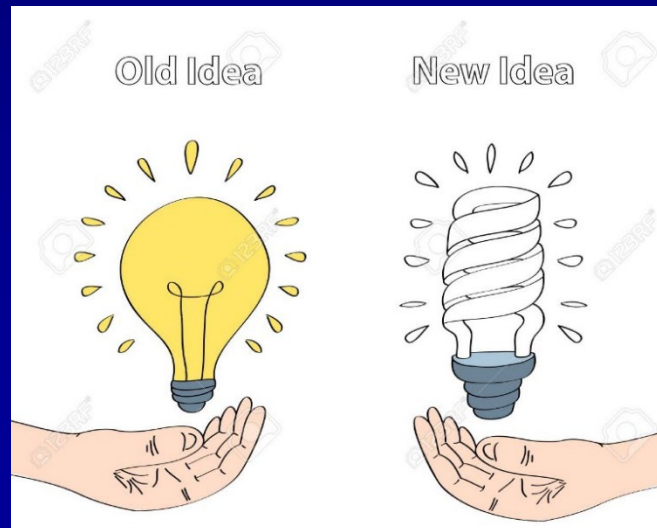
Στοχεύει στο διαχωρισμό της πολυχρωματικής δέσμης ακτινοβολίας στις συνιστώσες ενέργειές της...

... όπως το πρίσμα αναλύει τη δέσμη λευκού φωτός στα χρώματα του φάσματος της



# Φασματική ΥΤ πρώτης γενιάς: Υπολογιστική Τομογραφία Διπλής Ενέργειας

- Εφαρμόζεται εδώ και αρκετά χρόνια σε εμπορικά διαθέσιμα συστήματα ΥΤ
- Η σχετικά απλή ιδέα είχε ήδη διατυπωθεί από τον Housfield το 1973



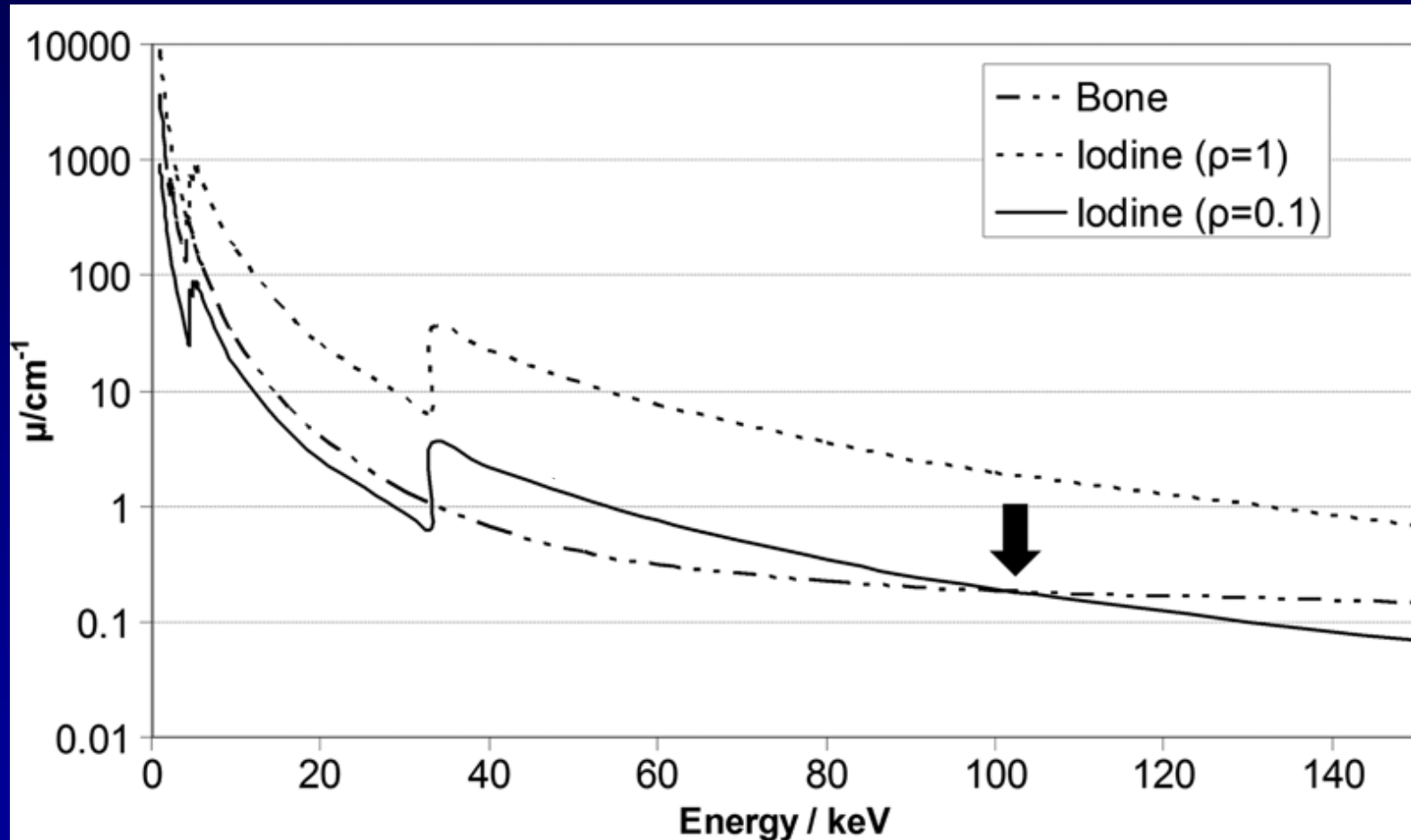
# Φασματική ΥΤ πρώτης γενιάς: Υπολογιστική Τομογραφία Διπλής Ενέργειας

- Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων και το υλικό/ιστό στο οποίο διεισδύουν (συνάρτηση του ενεργού ατομικού αριθμού,  $Z_{\text{eff}}$  και της πυκνότητας,  $\rho$ )

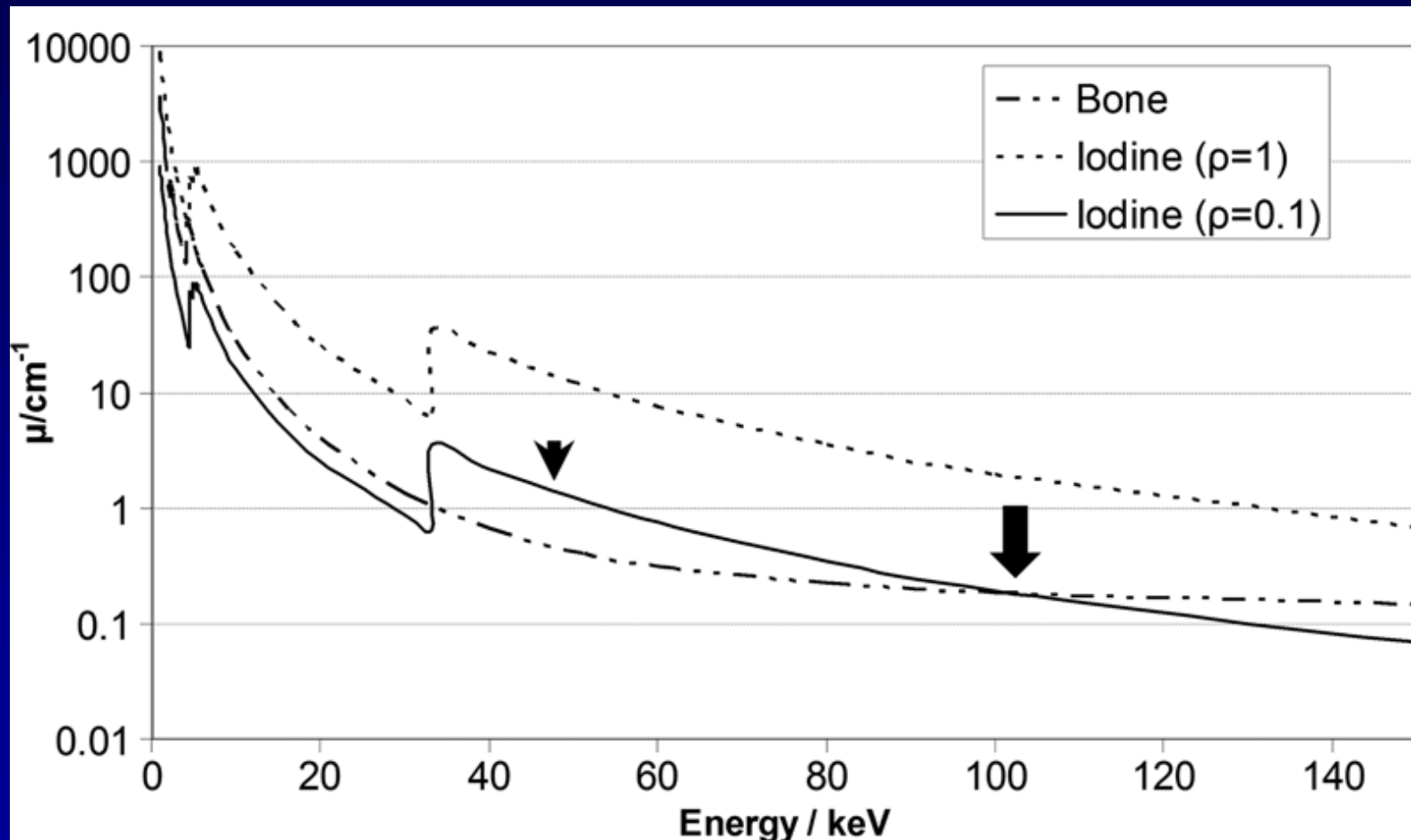


- Αν σαρώσουμε ένα αντικείμενο με δύο διαφορετικά ενεργειακά φάσματα (π.χ. 80 και 140 kVp), μπορούμε να διαχωρίσουμε δύο υλικά με αρκετά διαφορετικά φάσματα απορρόφησης και να ανακατασκευάσουμε δύο διαφορετικές εικόνες (π.χ. εικόνα «νερού» και εικόνα «ιωδίου»)

# Φασματική ΥΤ πρώτης γενιάς: Υπολογιστική Τομογραφία Διπλής Ενέργειας

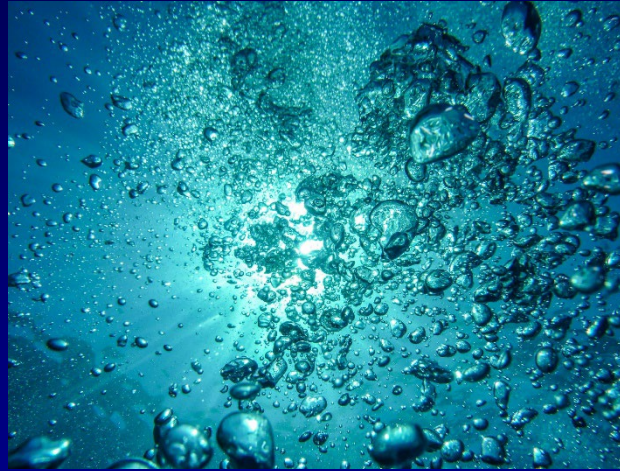
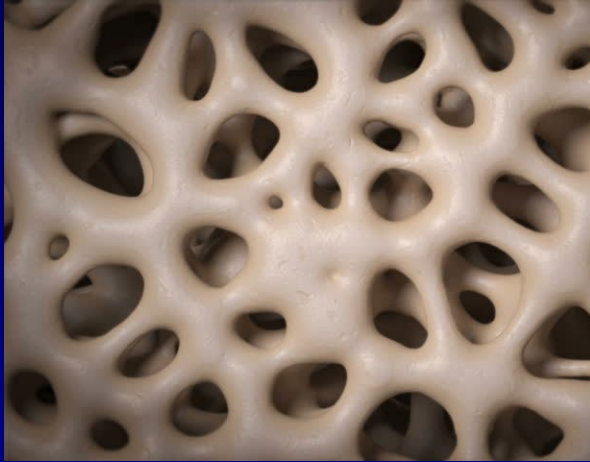


Για μια συγκεκριμένη  $E$ , τα  $\mu$  δύο διαφορετικών υλικών μπορεί να συμπίπτουν



Για μια συγκεκριμένη  $E$ , τα  $\mu$  δύο διαφορετικών υλικών μπορεί να συμπίπτουν  
Η μέτρηση της εξασθένησης στη  $2^{\text{η}}$   $E$  επιτρέπει τη διαφοροποίηση των υλικών

# Φασματική ΥΤ πρώτης γενιάς: Υπολογιστική Τομογραφία Διπλής Ενέργειας

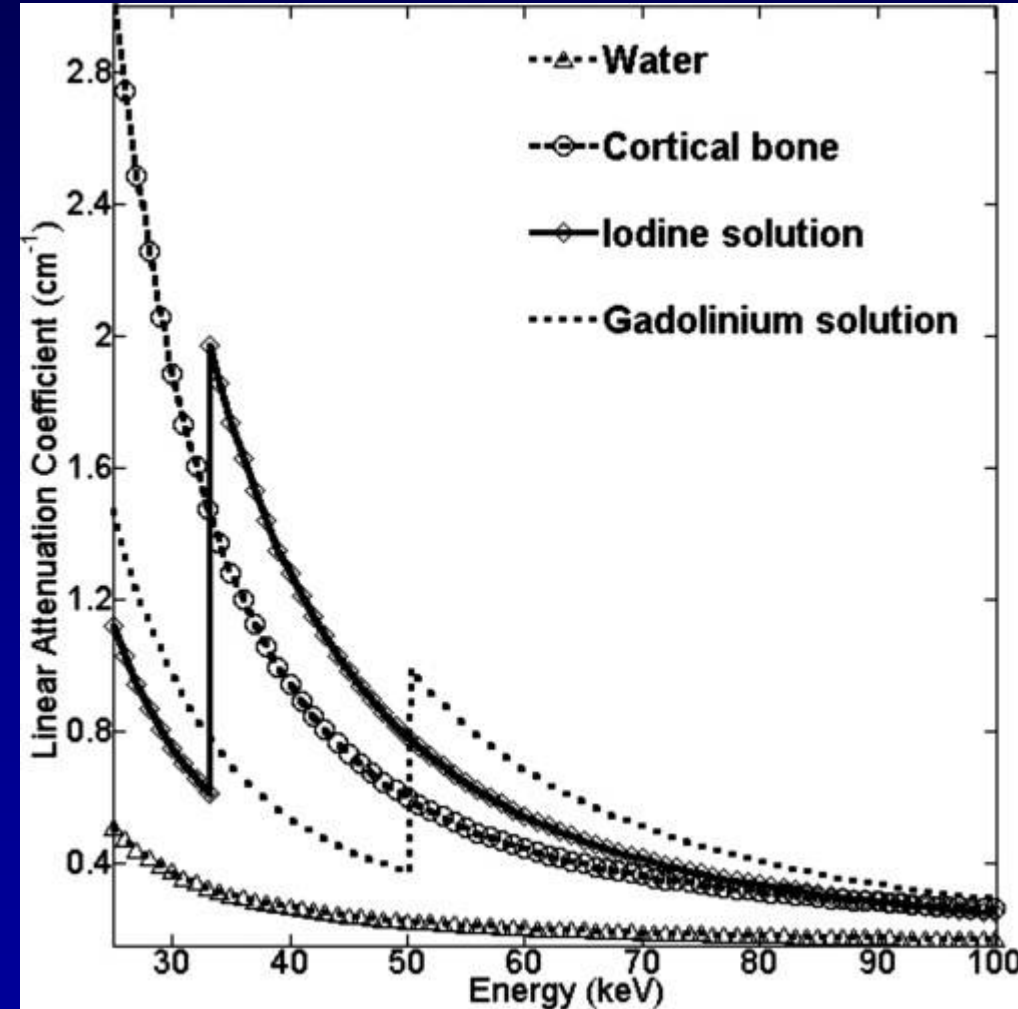


Οστό = Νερό + Ιώδιο

# Φασματική ΥΤ πρώτης γενιάς: Υπολογιστική Τομογραφία Διπλής Ενέργειας

$$\mu_{\text{οστό}} = 0.88 \mu_{\text{νερό}} + 0.18 \mu_{\text{ιώδιο}}$$

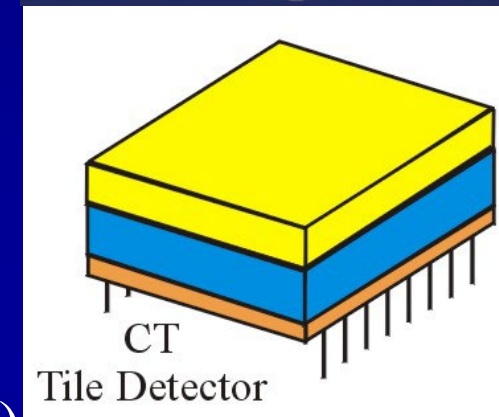
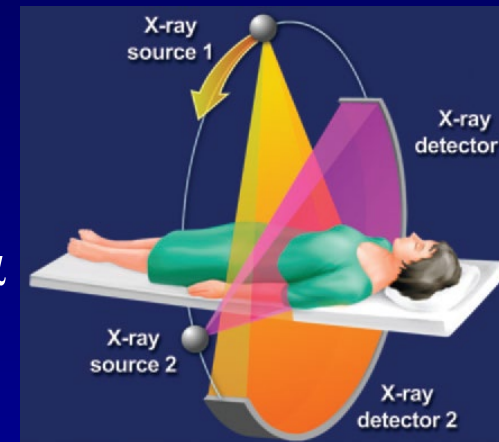
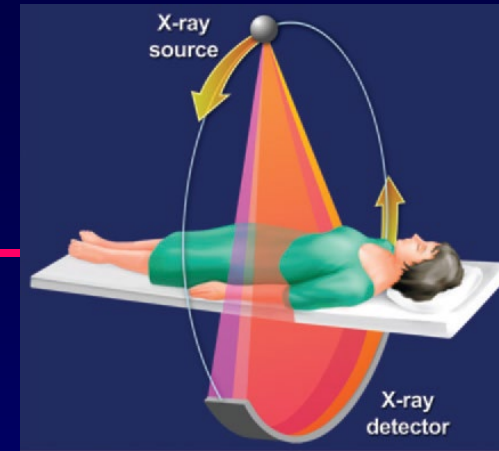
(ισχύει για  $E > 33.2 \text{ keV}$ )





# Διπλοενεργειακή ΥΤ: Υλοποίηση

- Δύο σαρώσεις (απλές ή ελικοειδείς) με διαφορετική τάση λυχνίας (**slow kV switching**)
- Ταχύτατη μεταβολή της τάσης λυχνίας και συνεπώς ταχύτατη μεταγωγή του παραγόμενου ενεργειακού φάσματος (**rapid kV switching**)
- Σύστημα δύο λυχνιών (**dual source system**), όπου η κάθε μία λειτουργεί με διαφορετική διαφορά δυναμικού και συνεπώς εκπέμπει ακτίνες X διαφορετικού ενεργειακού φάσματος
- Σύστημα με ανιχνευτή αποτελούμενο από δύο διακριτές στρώσεις (**multilayer detector**). Η πρώτη ανιχνεύει φωτόνια χαμηλής σχετικά E και η δεύτερη φωτόνια υψηλής E
- Λήψη δεδομένων υψηλής & χαμηλής E (**Twin beam**) φιλτράροντας τη δέσμη με δύο διαφορετικά υλικά (Au & Sn)





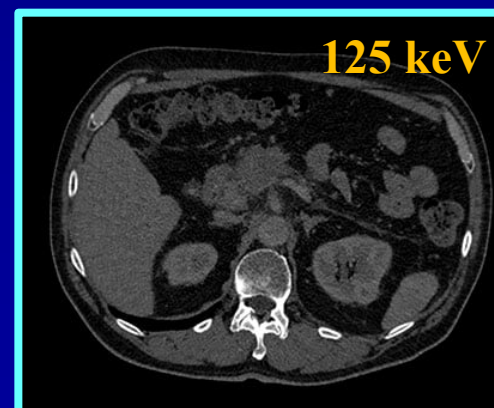
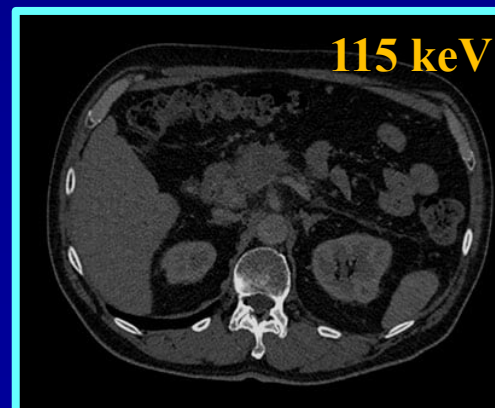
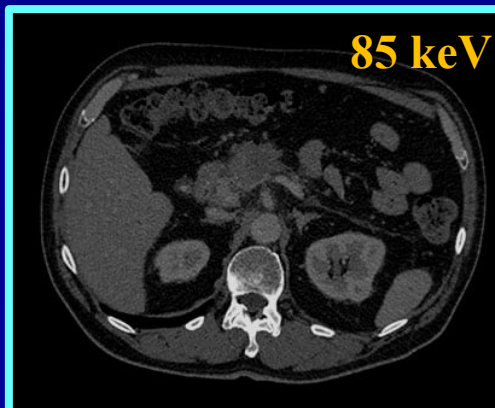
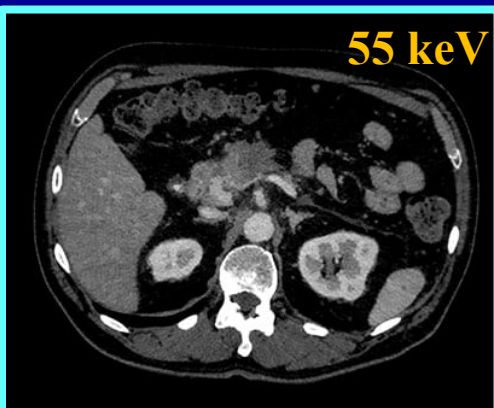
# Συμβατική ΥΤ



Η ανακατασκευασμένη εικόνα χρησιμοποιεί πληροφορίες από όλα τα φωτόνια που ανιχνεύονται, ανεξάρτητα από την ενέργειά τους, και δεν παρέχει ποσοτικές πληροφορίες

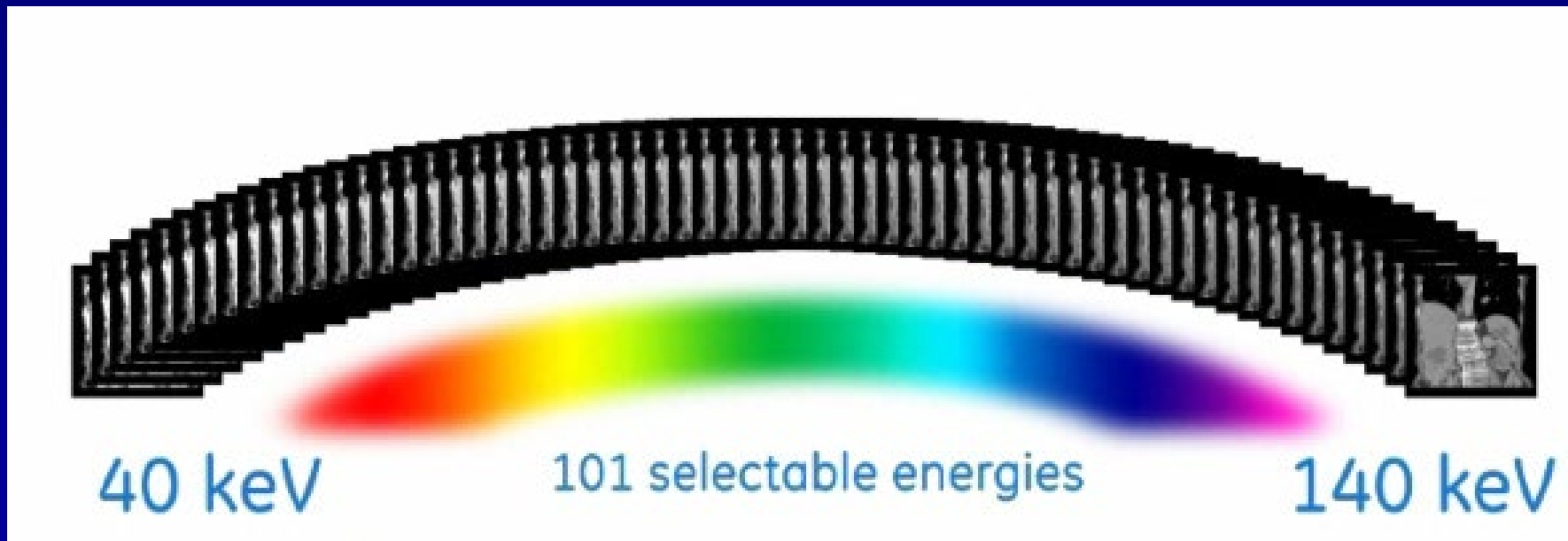
# ΥΤ Διπλής Ενέργειας

Στην ΥΤ Διπλής Ενέργειας μπορούν να ανακατασκευαστούν εικόνες πυκνότητας υλικού (δηλ. συγκέντρωσης υλικού), καθώς και συνθετικές μονοενεργειακές (μονοχρωματικές) εικόνες



# Φασματική ΥΤ δεύτερης γενιάς: ΥΤ Μέτρησης Φωτονίων (Πολυενεργειακή ΥΤ)

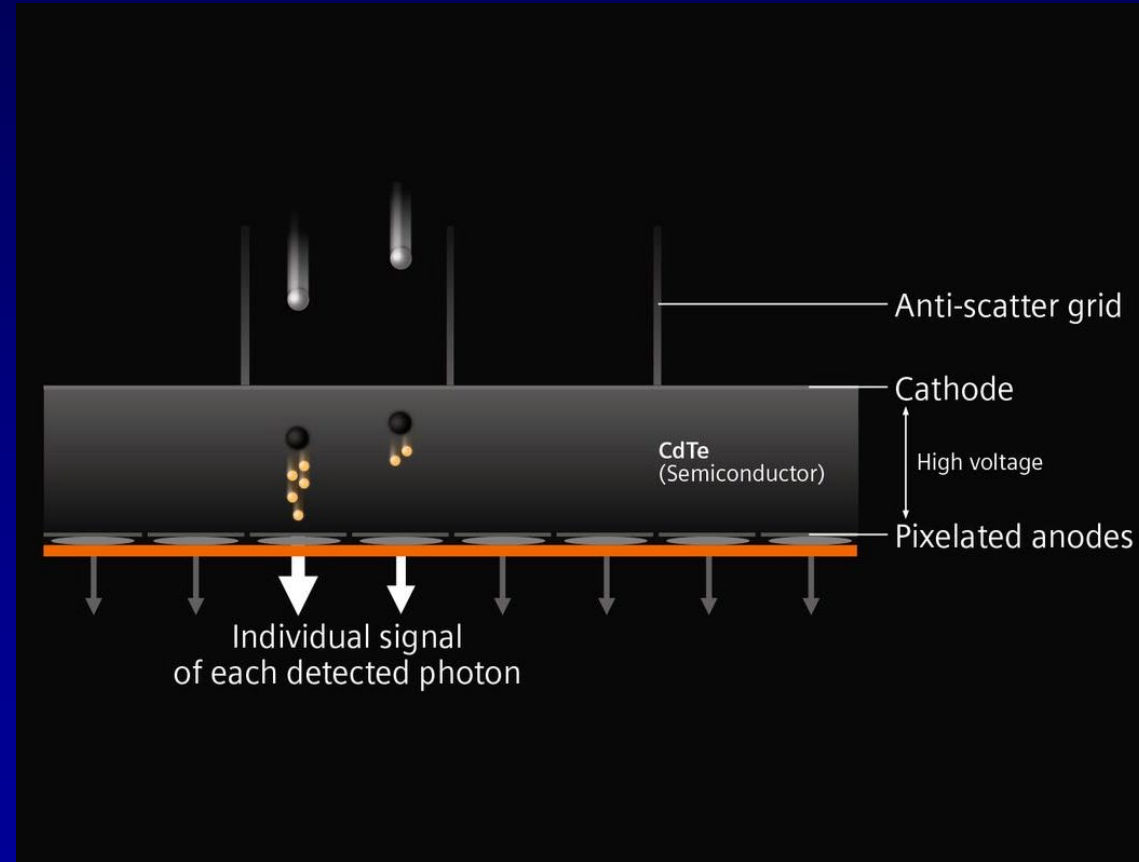
Ανακατασκευή μονοχρωματικών εικόνων με μέτρηση και ενεργειακή διάκριση φωτονίων (για μέγιστη ακρίβεια), σε αντίθεση με τις συνθετικές μονοχρωματικές εικόνες που λαμβάνονται με ΥΤ Διπλής Ενέργειας



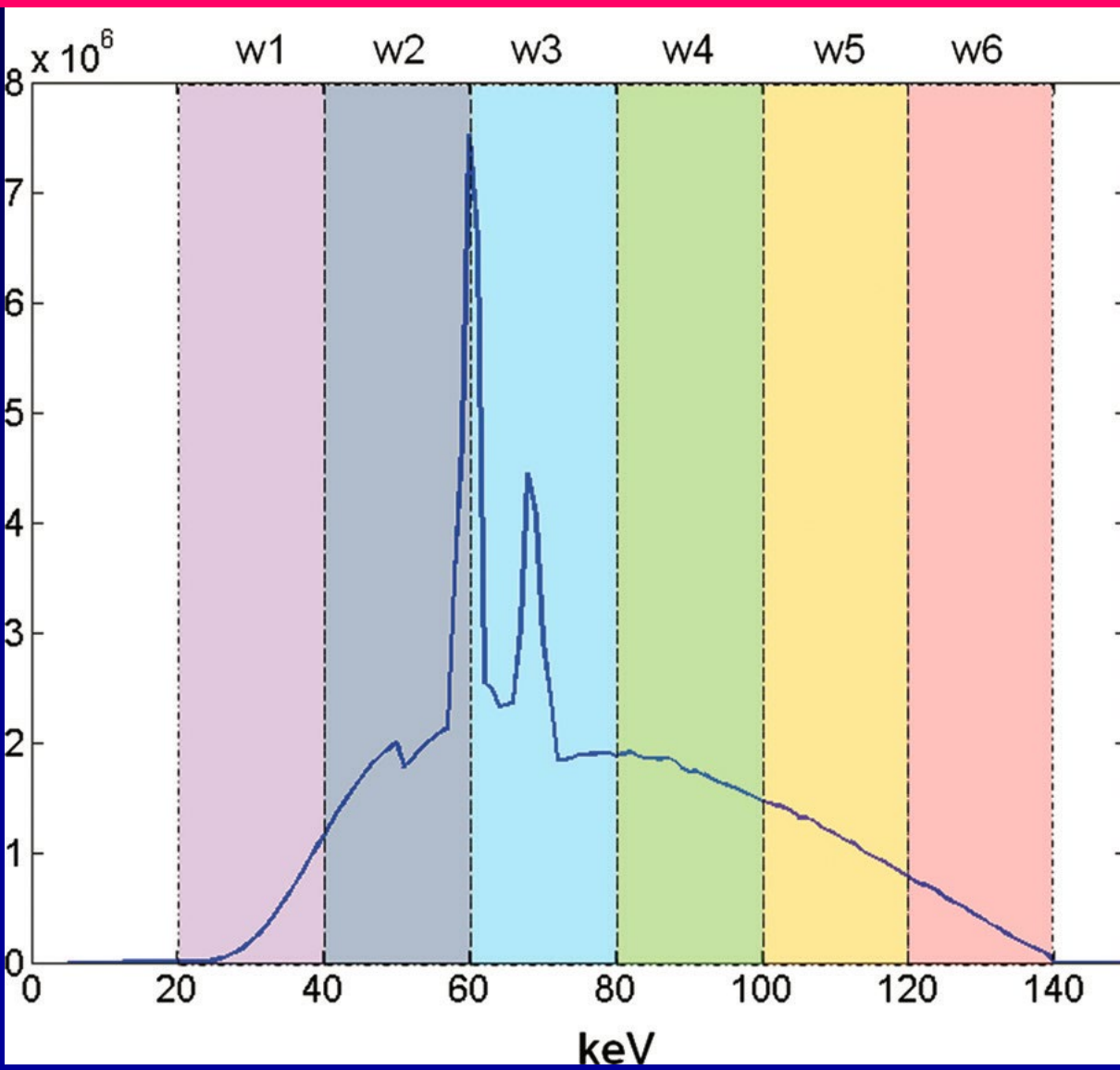
# Φασματική ΥΤ δεύτερης γενιάς:

## Ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων με ενεργειακή διάκριση

- Οι συμβατικοί ανιχνευτές δεν ξεχωρίζουν τα φωτόνια ως προς την ενέργειά τους
- Πρόσφατα (2021) διατέθηκαν ανιχνευτές μέτρησης φωτονίων με ενεργειακή διάκριση: Τα φωτόνια καταχωρούνται ξεχωριστά, ανάλογα με την ενέργειά τους



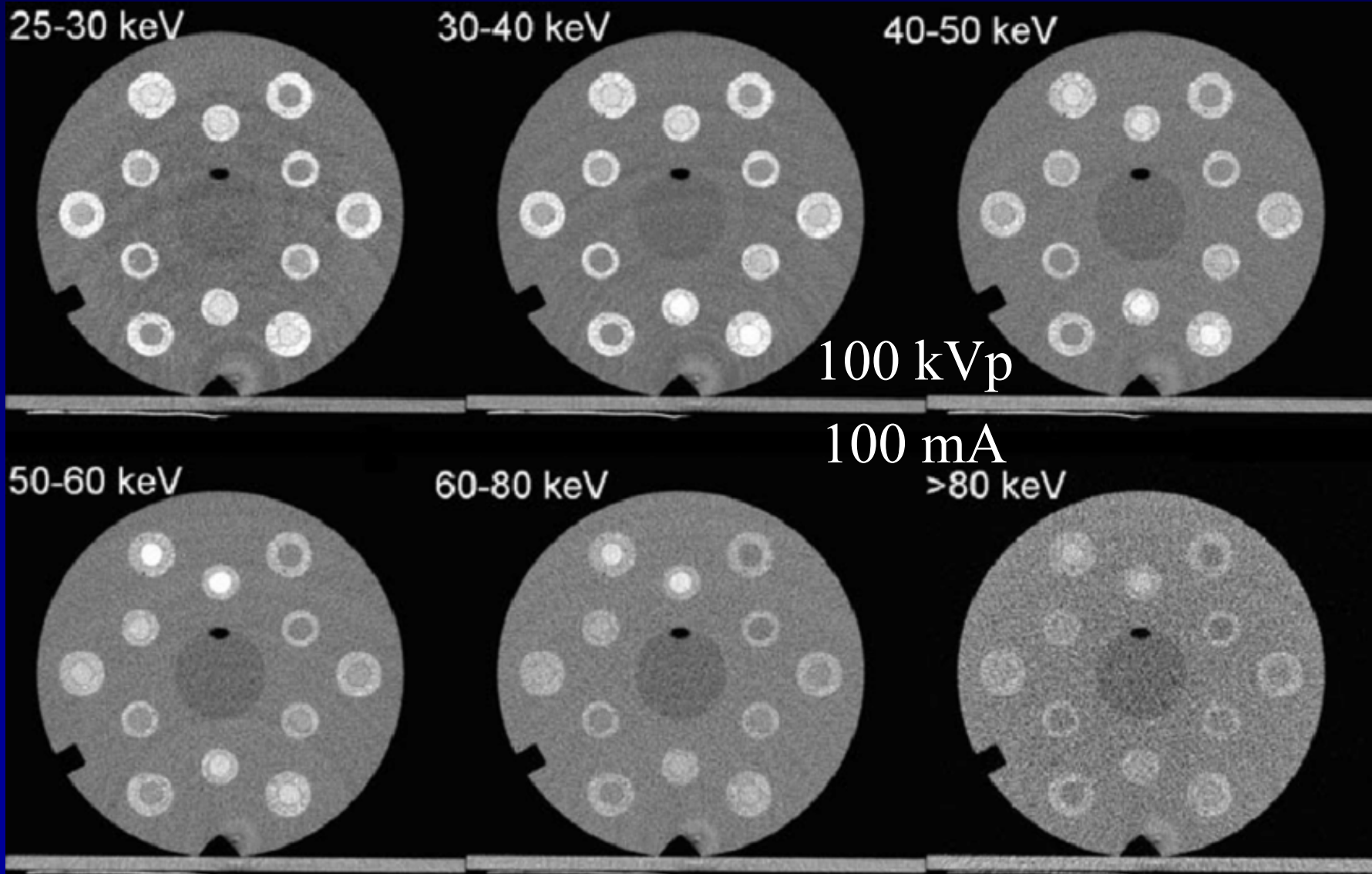
# Φασματική ΥΤ δεύτερης γενιάς: ΥΤ Μέτρησης Φωτονίων (Πολυενεργειακή ΥΤ)



Σχηματικό παράδειγμα με 6 διακριτές ενεργειακές ζώνες (ενεργειακά παράθυρα) για καταμέτρηση φωτονίων (photon counting) ή ενεργειακή διάκριση φωτονίων (photon energy resolution)

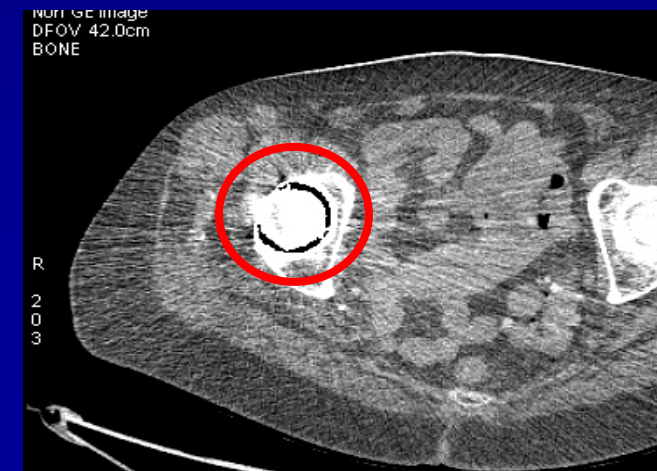
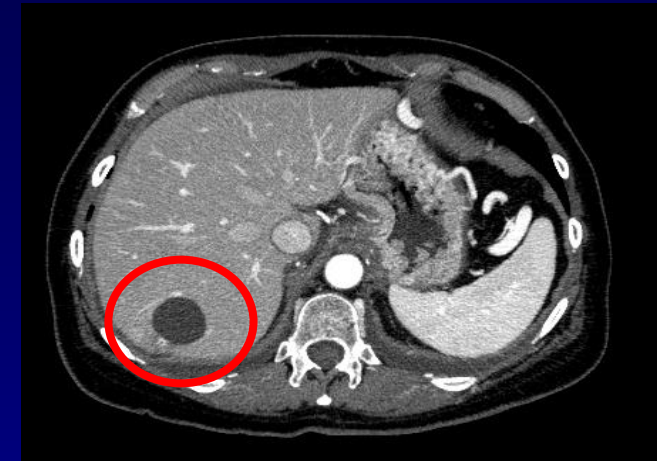


# Φασματική ΥΤ δεύτερης γενιάς: ΥΤ Μέτρησης Φωτονίων (Πολυενεργειακή ΥΤ)

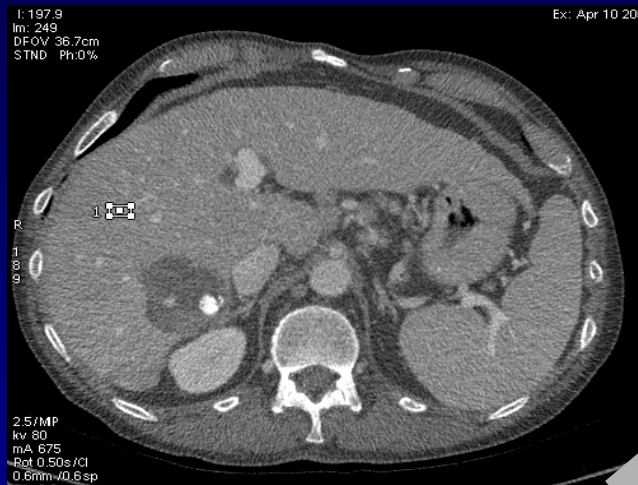


# Φασματική ΥΤ: Κλινικοί στόχοι

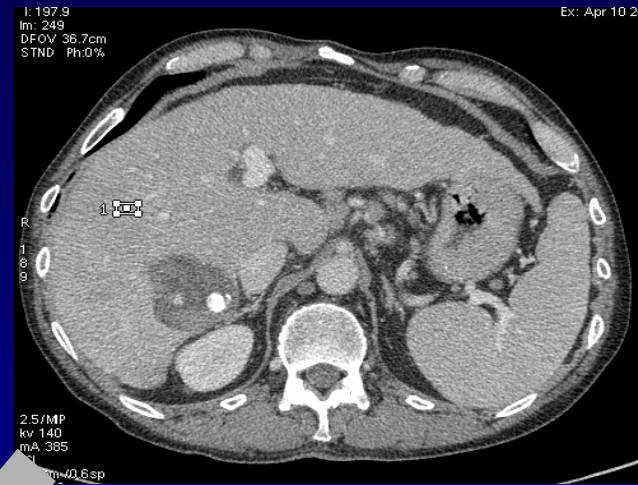
- Αύξηση του λόγου αντίθεσης-θορύβου
  - Μέσω της μονοχρωματικής απεικόνισης
- Αύξηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας (συστήματα καταμέτρησης φωτονίων)
- Μείωση/διόρθωση σφαλμάτων – ψευδοδομών
- Μείωση του όγκου της χορηγούμενης σκιαγραφικής ουσίας
- Εικονική απεικόνιση παρεγχυματικών ιστών άνευ σκιαγραφικής ουσίας
- Μείωση της απορροφούμενης δόσης
  - Μείωση σαρώσεων / Χαμηλότερα επίπεδα θορύβου (συστήματα καταμέτρησης φωτονίων)
- Ανάπτυξη νέων κλινικών εφαρμογών



# Εικονική απεικόνιση χωρίς σκιαγραφικό μέσο



80 kVp



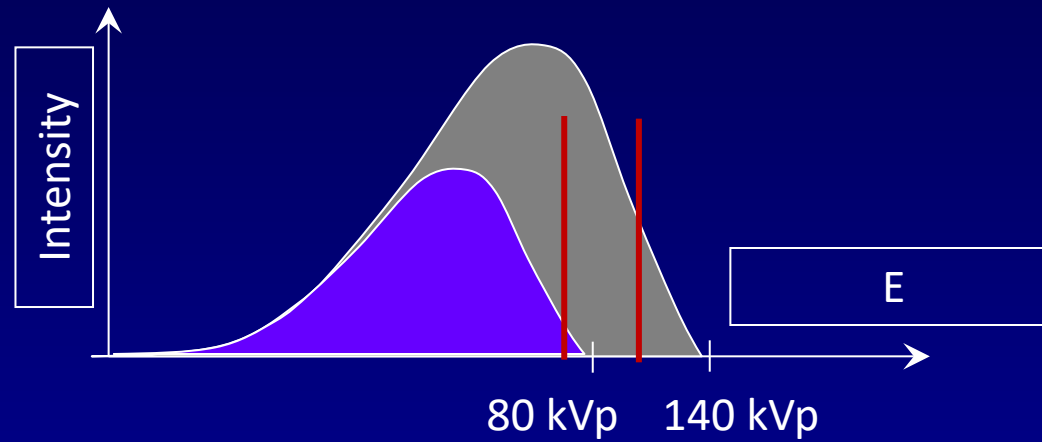
140 kVp



**Χαμηλότερη δόση !**



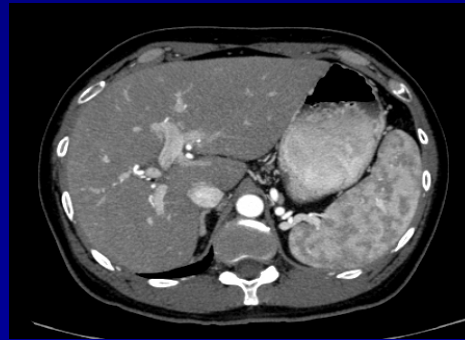
# Το πλεονέκτημα των μονοχρωματικών εικόνων



80 kVp

Υψηλή αντίθεση

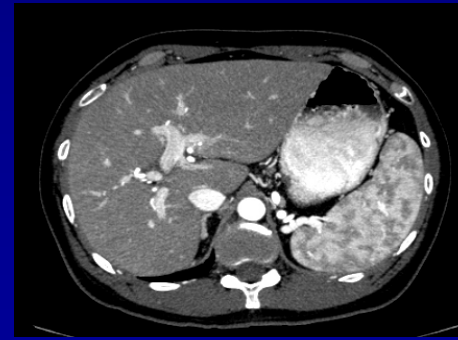
Υψηλά επίπεδα θορύβου



140 kVp

Χαμηλή αντίθεση

Χαμηλά επίπεδα θορύβου



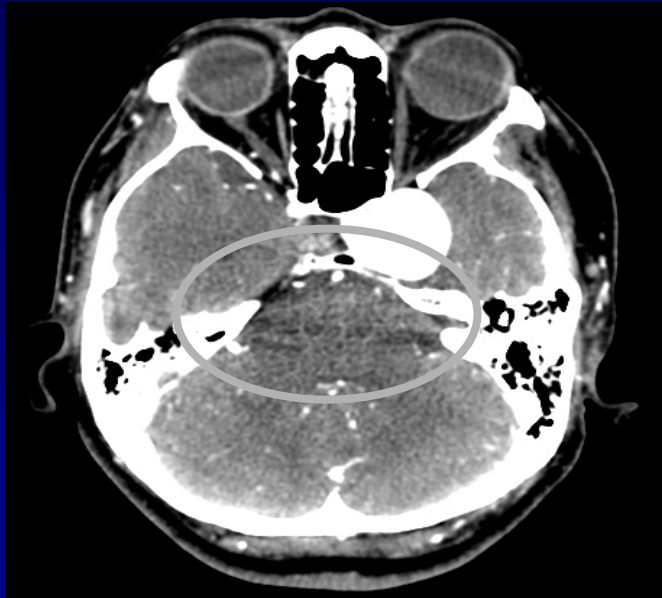
70 keV

Βελτιστοποιημένη αντίθεση ή  
επίπεδα θορύβου (κατ' επιλογή)

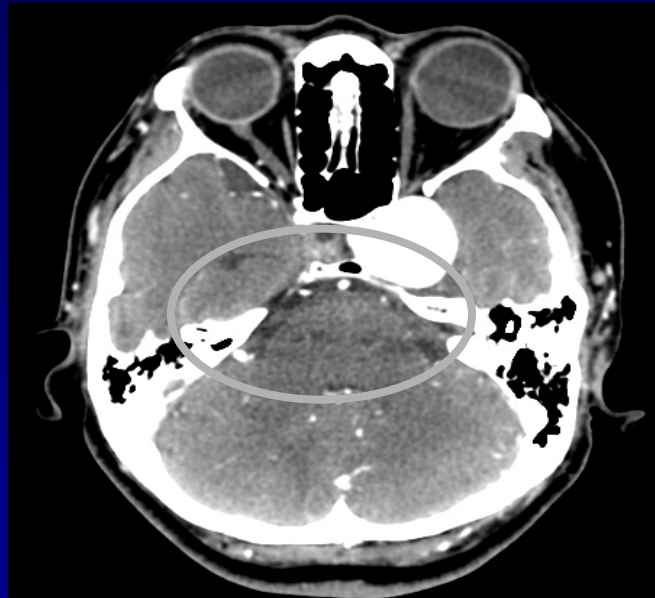


100 keV

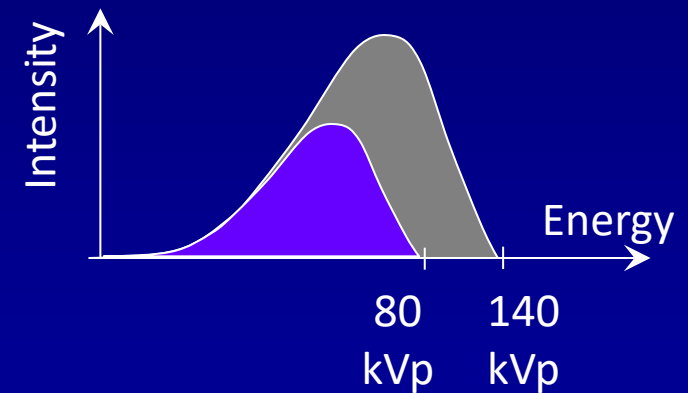
# Το πλεονέκτημα των μονοχρωματικών εικόνων



80kVp

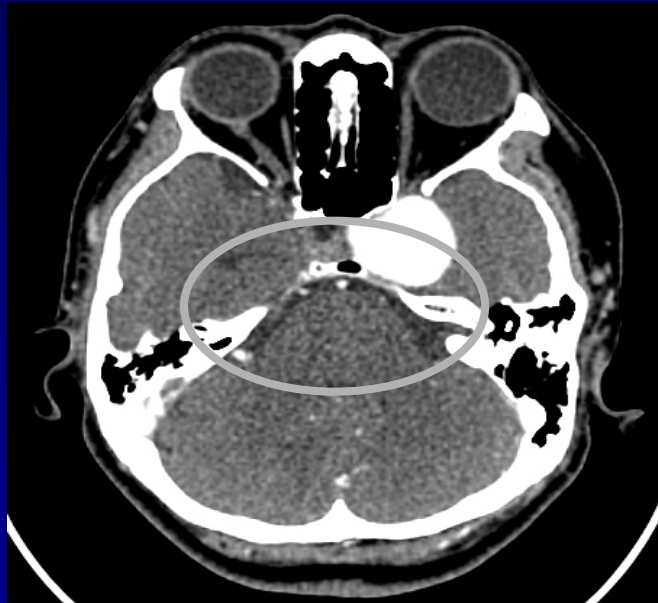


140kVp

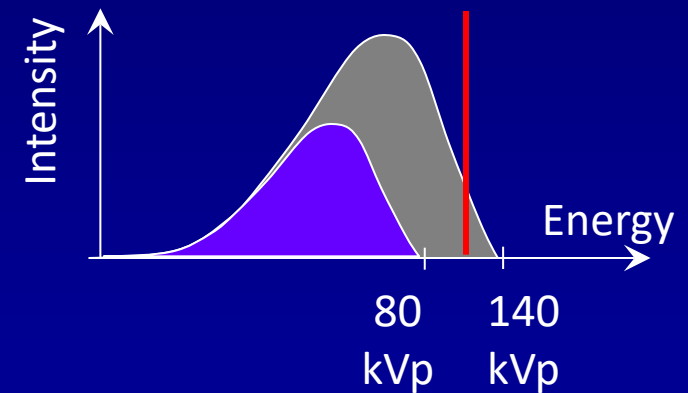


Ψευδοδομή σκλήρυνσης δέσμης

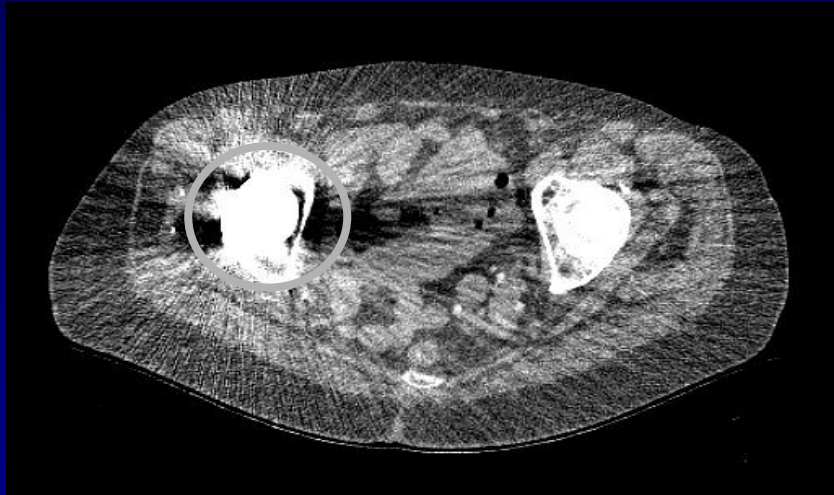
# Το πλεονέκτημα των μονοχρωματικών εικόνων



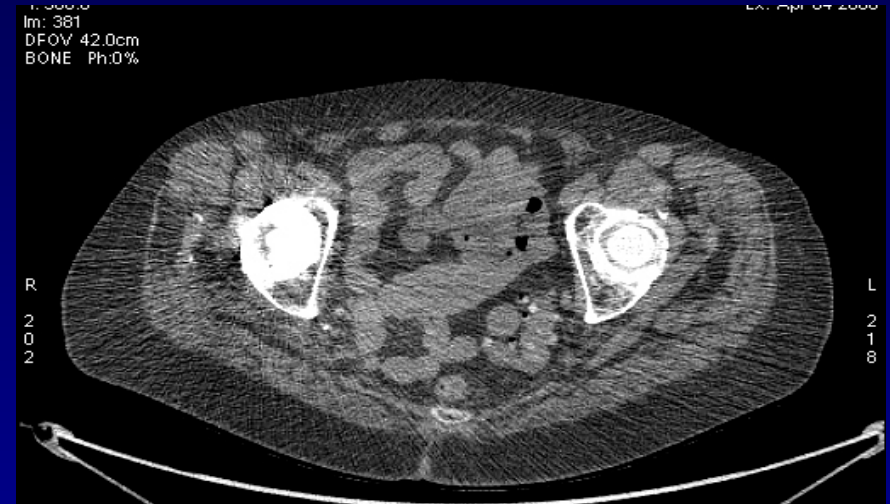
100keV  
μονοχρωματική εικόνα



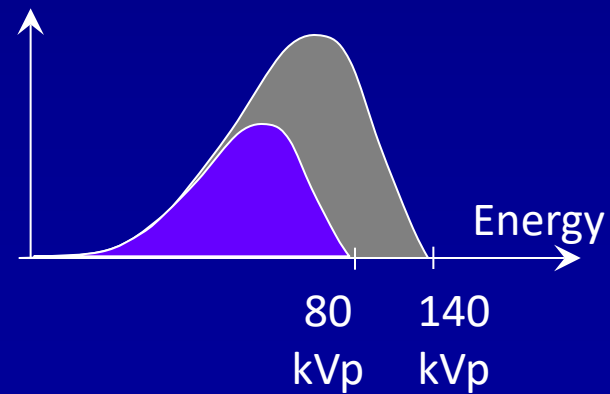
# Το πλεονέκτημα των μονοχρωματικών εικόνων



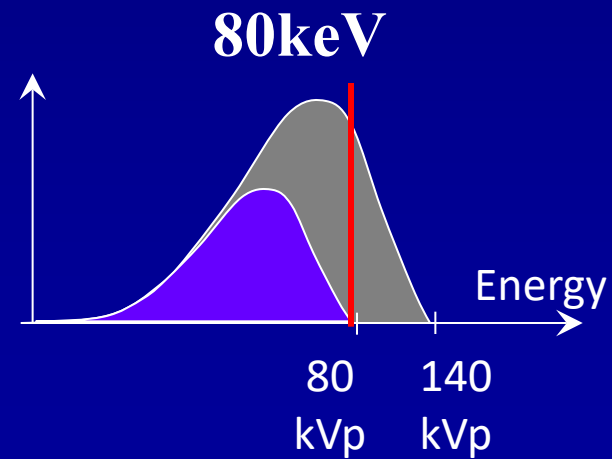
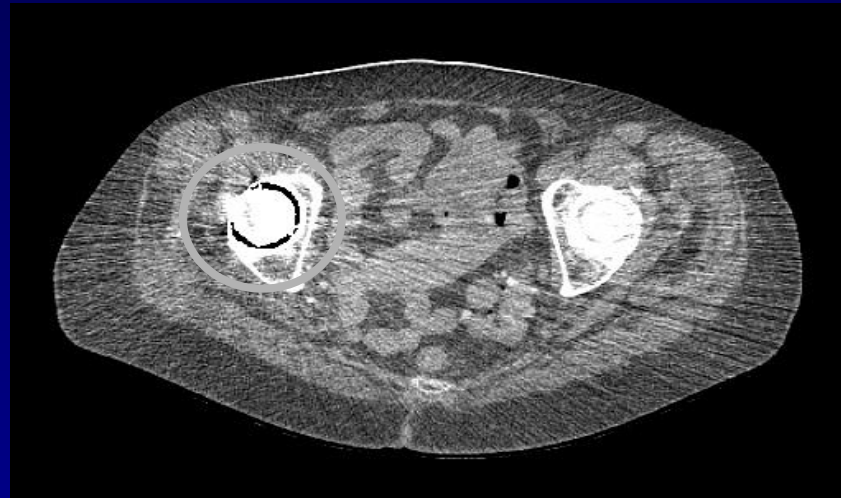
80kVp



140 kVp



# Το πλεονέκτημα των μονοχρωματικών εικόνων



# 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*
- *Φασματική ΥΤ (Διπλοενεργειακή & Πολυενεργειακή)*
- *Συμπεράσματα*

# Συμπεράσματα: Τεχνολογία & Κλινικές Εφαρμογές

- Για 53 χρόνια η ΥΤ ακολουθεί μια εκθετική τεχνολογική εξέλιξη
- Σήμερα, θεωρείται μια τεχνολογικά ώριμη μέθοδος απεικόνισης
- Περαιτέρω σημαντική ανάπτυξη στα υλικά μέρη αναμένεται να πραγματοποιηθεί σε 10-20 χρόνια
- Η εξελικτική της πορεία συνεχίζεται μέσω της ανάπτυξης λογισμικών προγραμμάτων και εφαρμογών TN, ανταποκρινόμενη στις συνεχώς αυξανόμενες κλινικές απαιτήσεις





# Συμπεράσματα: Τεχνολογία & Κλινικές Εφαρμογές



Η εστίαση τώρα είναι:

- Σε κλινικές εφαρμογές και όχι σε μεθόδους
- Στη λήψη, διαχείριση και επεξεργασία μεγάλου όγκου δεδομένων (αυτοματοποίηση, χρόνος, κόστος)
- Στο ρόλο του ακτινολόγου (χρόνος για κρίσιμες αποφάσεις στις διαδικασίες διάγνωσης & θεραπείας)
- Σε ζητήματα δόσης



# Συμπεράσματα: Ακτινική Επιβάρυνση & Δυσνητικός Κίνδυνος



&



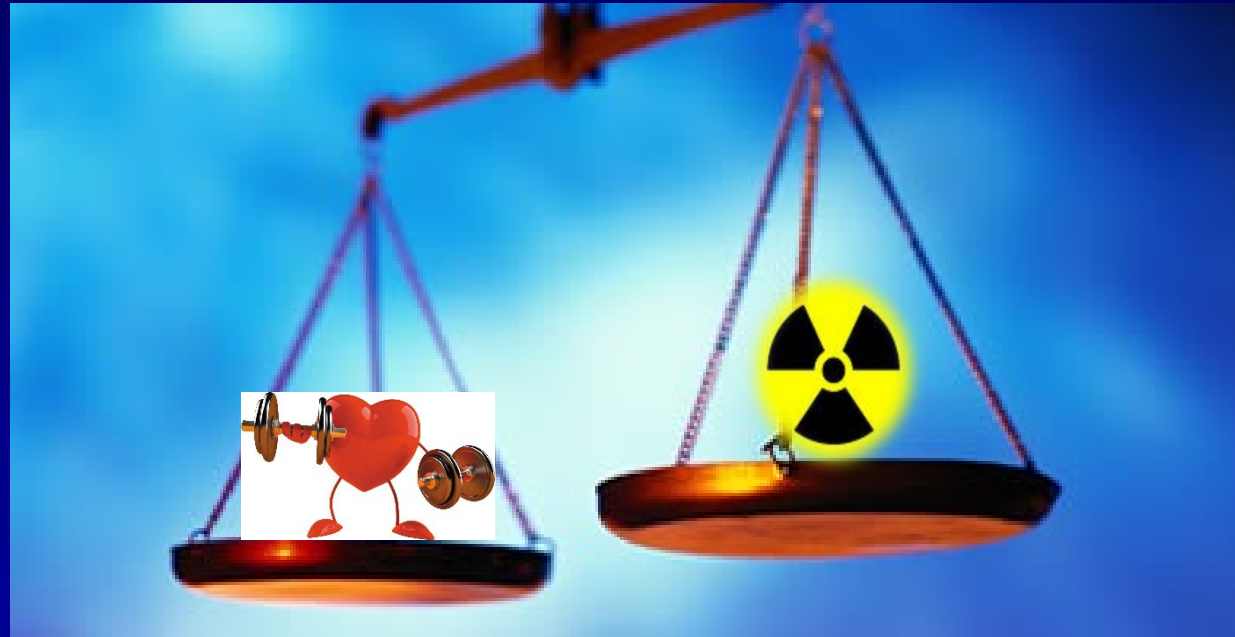
# Συμπεράσματα: Ακτινική Επιβάρυνση & Δυσνητικός Κίνδυνος



**KEEP  
CALM  
AND  
FOLLOW  
THE RULES**

# Συμπεράσματα:

## Ανάλυση Οφέλους - Ακτινογενούς Κινδύνου



# Συμπεράσματα:

## Εξατομικευμένη Εκτίμηση Ακτινογενούς Κινδύνου



# Συμπεράσματα: Φασματική ΥΤ

Επιφέρει μια αλλαγή παραδείγματος στην κλινική πρακτική, από την ποιοτική στην ποσοτική αξιολόγηση:

Ο υπολογιστικός τομογράφος δεν είναι απλά μια συσκευή απεικόνισης, αλλά αποτελεί ένα **επιστημονικό όργανο μέτρησης**

