

# ΒΟΗΘΟΣ ΡΑΔΙΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ

## Μάθημα: Φυσική Ιατρικής Απεικόνισης – Ακτινοφυσική Γ' Εξάμηνο

- Αρχές φυσικής και λειτουργίας αξονικής τομογραφίας (CT).
- Αρχή λειτουργίας αξονικού τομογράφου (περιστροφή της λυχνίας, τομή, στοιχειώδης κυψέλη (voxel), συστήματα ανιχνευτών, καταγραφή τιμών συντελεστή εξασθένησης).
- Γενεές αξονικού τομογράφου - Εξέλιξη υπολογιστικών τομογράφων, ελικοειδείς, τομογράφοι με πολλαπλές σειρές ανιχνευτών.
  - Απεικόνιση και επεξεργασία εικόνας στην αξονική τομογραφία.
- Τεχνικά χαρακτηριστικά: πάχος τομής, μεσοδιάστημα, αλγόριθμος, παράθυρα, αναπνευστική φάση.
  - Δόσεις ακτινοβολίας κατά την υπολογιστική τομογραφία, αναλογία με της απλής τομογραφίας.

# Εισαγωγή

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

# Απλή ακτινογραφία ακτίνων-Χ

- Στην ακτινογραφία λοιπόν αποτυπώνουμε σε έναν ανιχνευτή (π.χ. φιλμ) τις διαφορές στην απορρόφηση της ακτινοβολίας-Χ κατά τη διέλευσή της από το σώμα του εξεταζόμενου.
- Όσο μεγαλύτερη ποσότητα ακτίνων-Χ προσπίπτει στο φιλμ τόσο μεγαλύτερη είναι η αμαύρωση που δημιουργείται.
- Έτσι σε μια ακτινογραφία θώρακος τα οστά που απορροφούν εντονότερα απεικονίζονται άσπρα ενώ ο πνεύμονας πολύ λιγότερο και γι' αυτό απεικονίζεται μαύρος.

Τα βασικότερα μειονεκτήματα της μεθόδου της ακτινογραφίας είναι :

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



# Υπολογιστική ή Αξονική Τομογραφία (ΥΤ)

Ορισμός ΥΤ: Τομογραφική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος μέσω της χαρτογράφησης χαρακτηριστικών εξασθένησης της ακτινοβολίας από αυτό.

Το σύστημα ΥΤ αποτελείται από:

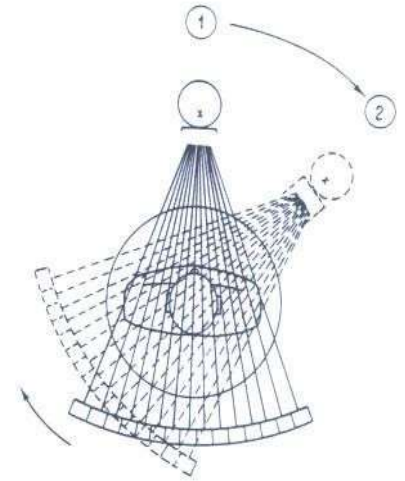
- Τη λυχνία παραγωγής ακτίνων-Χ
- Τους κατευθυντήρες
- Τους ανιχνευτές
- Το σύστημα απόκτησης δεδομένων
- Τον Η/Υ με τις περιφερειακές μονάδες



Ο αριθμός και η διάταξη των ανιχνευτών και της λυχνίας, η μορφή της δέσμης καθώς και η κίνησή τους τροποποιήθηκαν στη διαχρονική εξέλιξη των αξονικών τομογράφων.

# Αρχή Λειτουργίας Αξονικής Τομογραφίας

- Η λειτουργία του CT βασίζεται στη μέτρηση των συντελεστών εξασθένισης ( $\mu$ ) των ιστών που διαπερνά η ακτινοβολία.
- Η λυχνία διαγράφοντας κύκλους εκπέμπει λεπτή δέσμη ακτίνων-Χ σε μορφή βεντάλιας (fan beam) η οποία αλληλεπιδρά με τον ασθενή.
- Η λυχνία λειτουργεί σε τάση 120-140 kV και έχει φίλτρο  $> 6$  mm Al.
- Η δέσμη διαπερνά μια εγκάρσια τομή πάχους 1-10 mm του σώματος του εξεταζομένου και εξασθενεί ανάλογα με το είδος των ιστών που συναντά κατά τη διέλευσή της.
- Η εξερχόμενη από το σώμα του ασθενή ακτινοβολία, φιλτράρεται (θυμηθείτε το αντιδιαχυτικό διάφραγμα στα ακτινολογικά) και ανιχνεύεται από ειδικούς ανιχνευτές που είναι τοποθετημένοι σε δακτύλιο γύρω από το σώμα του.
- Η εικόνα σχηματίζεται από μαθηματική επεξεργασία σε υπολογιστές.



# Αρχή Λειτουργίας Αξονικής Τομογραφίας

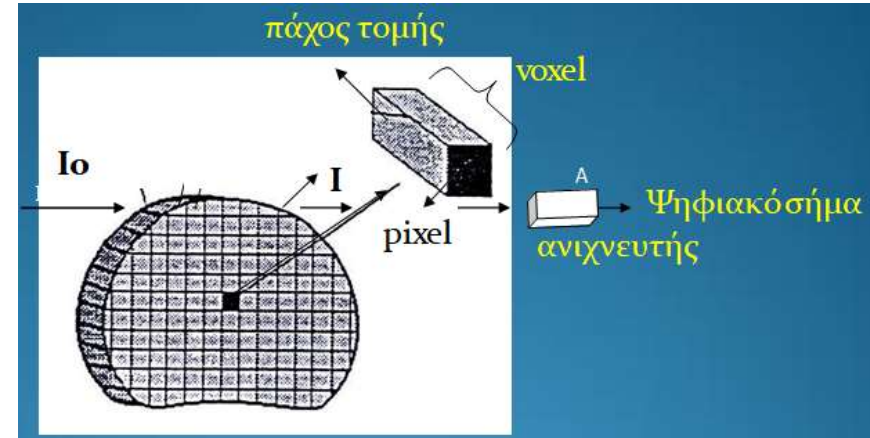
Η τομή χωρίζεται σε πλήθος ίσων **voxels**.

Το πάχος του voxel είναι το **πάχος της τομής**.

**I<sub>0</sub>**: εισερχόμενη ένταση δέσμης,

**I**: εξερχόμενη ένταση δέσμης

Από τη σχέση:  **$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$**  υπολογίζεται η τιμή του  **$\mu$**  για κάθε **voxel**.



Αριθμοί CT ή Hounsfield Unit (HU):

Αφού βρεθεί ο συντελεστής εξασθένισης  **$\mu$**  για όλα τα voxel, υπολογίζεται ο αριθμός CT από τη σχέση:

$$\text{Αριθμός CT} = \frac{1000 \cdot \mu_{\text{voxel}} - \mu_{\text{νερό}}}{\mu_{\text{νερό}}}$$

Αν το **voxel** περιέχει:

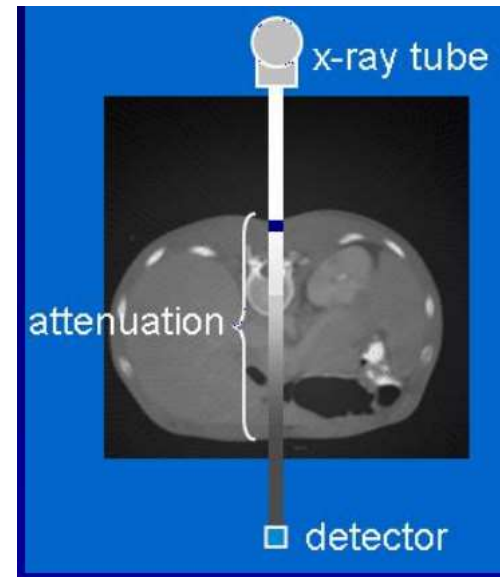
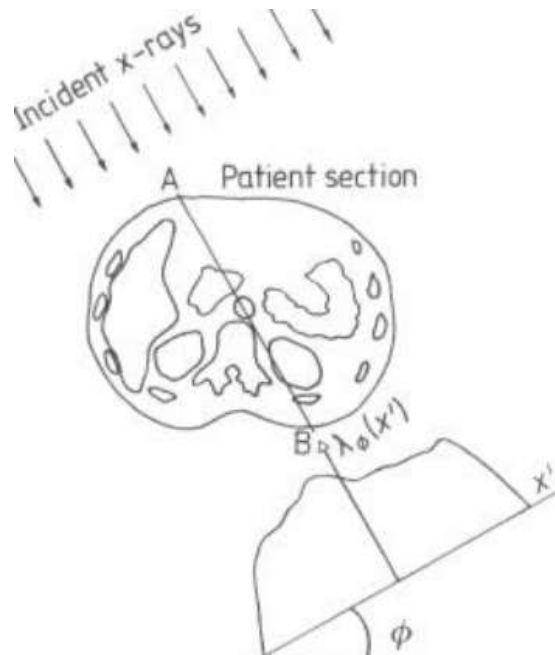
- **νερό** τότε ο αριθμός CT του θα είναι **0**.
- **αέρα** τότε ο αριθμός CT του θα είναι **-1000** (διότι  $\mu_{\text{αέρα}} = 0$ ).
- **οστό** τότε ο αριθμός CT του θα είναι **+1000** (διότι  $\mu_{\text{οστό}} = 2 \mu_{\text{νερό}}$ ).

# Διαδικασία λήψης δεδομένων

- Προβολές λαμβάνονται με τη λυχνία να περιστρέφεται σε τόξο  $360^\circ$  γύρω από τον ασθενή. Η λυχνία εκπέμπει καθ' όλη τη διάρκεια της περιστροφής της και λαμβάνονται χιλιάδες αριθμητικά δεδομένα.
- Για παράδειγμα αν ο τομογράφος διαθέτει 800 ανιχνευτές και λαμβάνονται 1000 προβολές γύρω από τον ασθενή τότε τα αριθμητικά δεδομένα για τη δημιουργία της εικόνας μιας εγκάρσιας τομής είναι:  $800 \text{ αριθμοί/προβολή} \times 1000 \text{ προβολές} = 800.000 \text{ αριθμοί}$ .
- Η δημιουργία της εικόνας μιας εγκάρσιας τομής από τα αριθμητικά δεδομένα ονομάζεται ανασύσταση.
- Η εικόνα της τομής δημιουργείται αποδίδοντας σε κάθε pixel μία απόχρωση της κλίμακας του γκρι που εξαρτάται από την αντίστοιχη τιμή του συντελεστή  $\mu$ .

## Τι μετράμε στην πραγματικότητα;

- Την προσπίπτουσα ακτινοβολία πάνω στους ανιχνευτές, δηλαδή τη διερχόμενη ακτινοβολία μετά την εξασθένησή της από το προς απεικόνιση αντικείμενο.



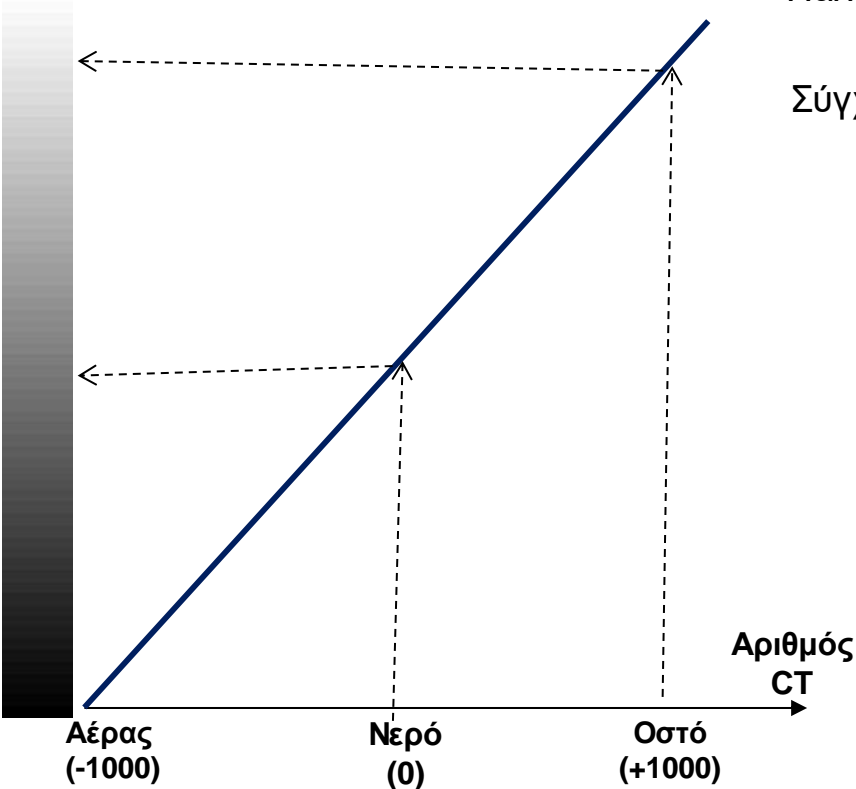
Προβολή: Το αποτέλεσμα μέτρησης όλων των ανιχνευτών (δηλ. όλα τα ληφθέντα σήματα) για μία θέση (γωνία) της λυχνίας.

- Μέτρηση πολλών προβολών για διάφορες γωνίες.



# Σχηματισμός εικόνας στην αξονική τομογραφία

Σε κάθε αριθμό CT αντιστοιχίζεται μια διαβάθμιση του γκρι



Παλαιά τεχνολογία →

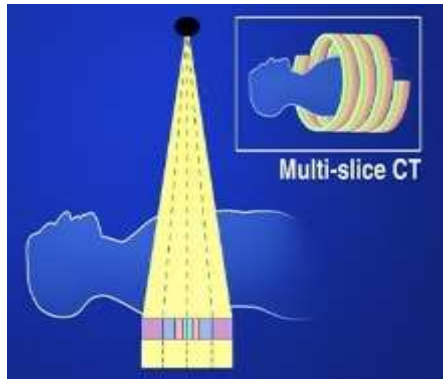
1 τομή σε κάθε περιστροφή της λυχνίας

Σύγχρονη τεχνολογία →

πολλαπλές τομές σε κάθε περιστροφή της λυχνίας

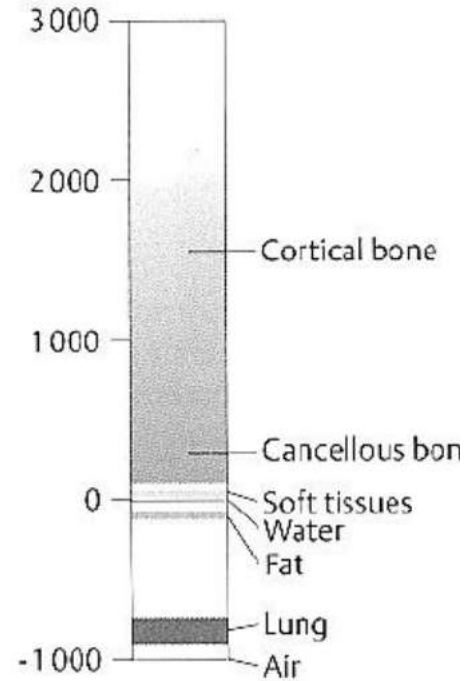
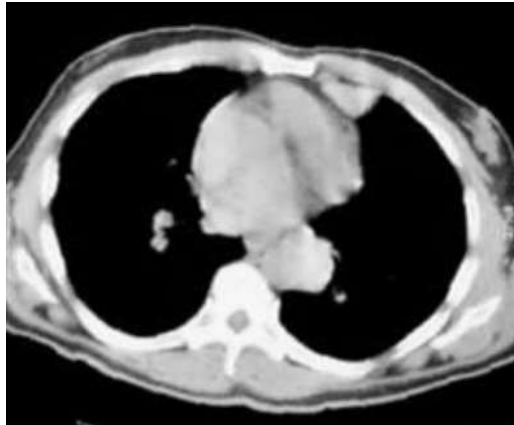
## MULTISLICE CT

- Η διάταξη των ανιχνευτών επιτρέπει τη λήψη πολλαπλών διαδοχικών τομών με διάφορα πάχη τομής.
- Μικρός χρόνος εξέτασης, τομές ιδιαίτερα μικρού πάχους.

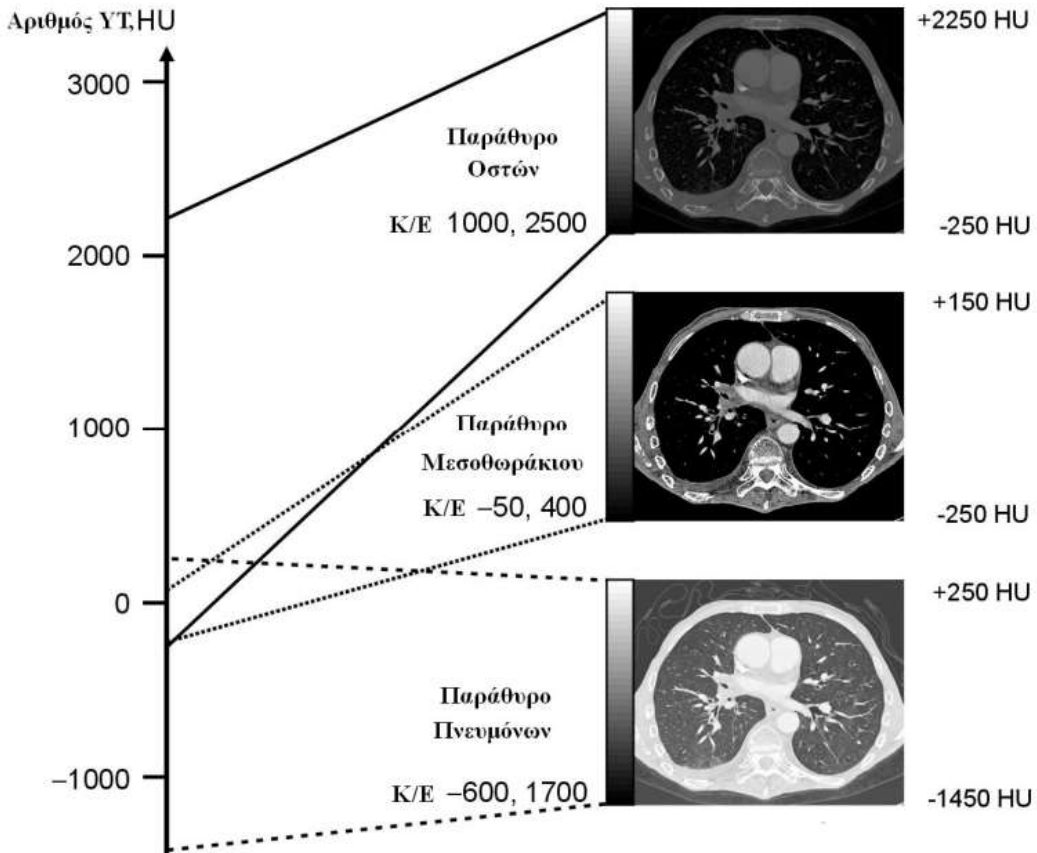


# Οπτικοποίηση στην αξονική τομογραφία

- Κάθε pixel (στο μόνιτορ ή το φιλμ) 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).



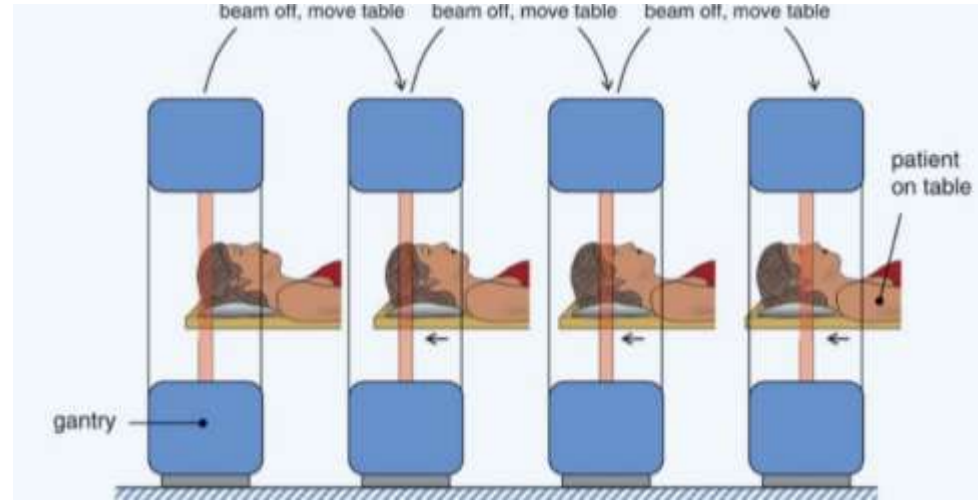
Το ανθρώπινο μάτι, παρόλο που ανιχνεύει  $10 \times 10^6$  χρώματα, μπορεί να ξεχωρίσει μόνο 30 αποχρώσεις του γκρι.



**Εικόνες της ίδιας τομής σώματος με διαφορετικά χαρακτηριστικά παραθύρου.**

# ΥΤ Συμβατικής (απλής) σάρωσης: Λήψη τομή-τομή

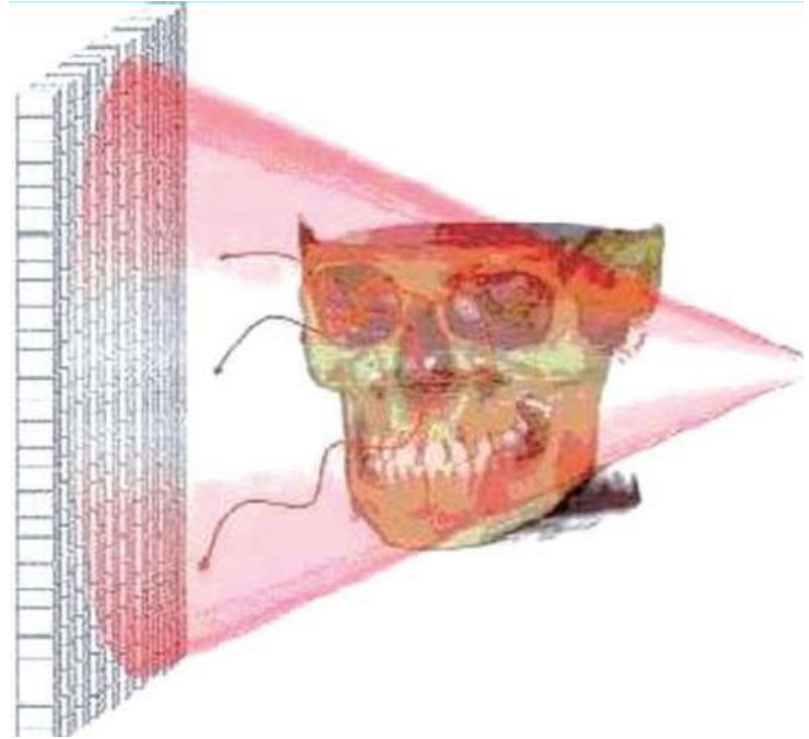
- Περιστροφή του συστήματος λυχνία - ανιχνευτής.
- Το τραπέζι δε μετακινείται κατά την ακτινοβολήση (λήψη δεδομένων).
- Μετά τη λήψη των δεδομένων η λυχνία σταματά την ακτινοβολήση και το τραπέζι μετακινείται στην επόμενη θέση για ακτινοβολήση εκ νέου.



- Μεγάλος συνολικός χρόνος εξέτασης για επαρκή ανατομική κάλυψη με συνεχόμενες τομές.
- Αρχικά λαμβάνονται τομές και μετά από επεξεργασία απεικονίζεται ο συνολικός όγκος.

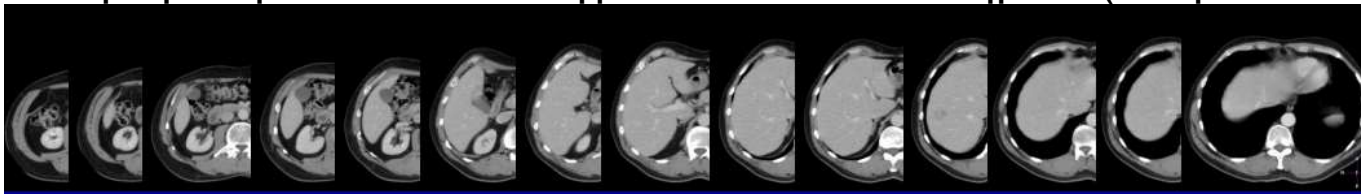
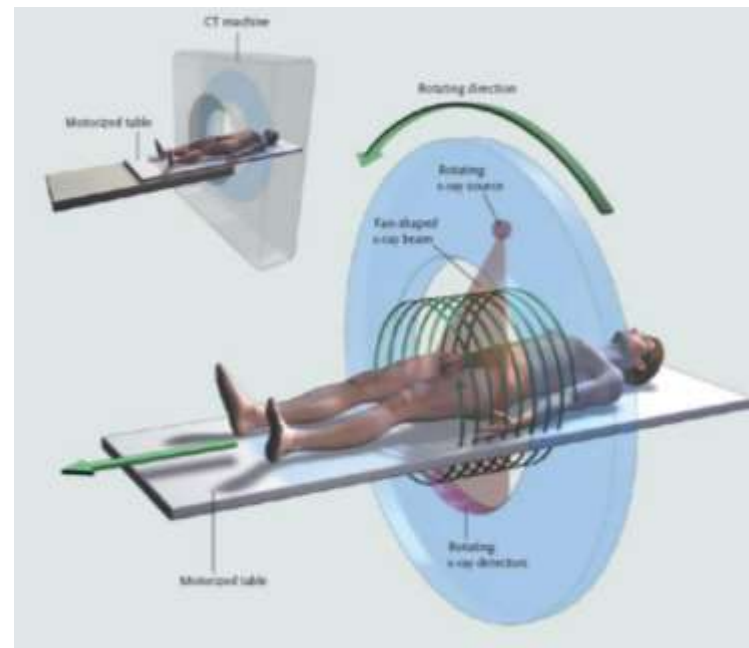
# ΥΤ κωνικής δέσμης - cone beam CT (CBCT)

- Ενιαίος επίπεδος ανιχνευτής.
- Κώνος ακτινοβολησης που καλύπτει πλήρως την περιοχή ενδιαφέροντος.
- Λήψη δεδομένων σε μία μόνο περιστροφή.
- Απευθείας τριδιάστατη ανακατασκευή χωρίς το «ενδιάμεσο» στάδιο της ανασύνθεσης διδιάστατων τομών.
- Σημαντική μείωση του χρόνου σάρωσης γιατί αρχικά λαμβάνεται ο συνολικός όγκος και μετά από επεξεργασία μπορούν να ανακατασκευασθούν τομές ή υποπεριοχές.
- Διαθέσιμη σήμερα τεχνολογία σε οδοντιατρικά, αγγειογραφικά και ακτινοθεραπευτικά συστήματα λόγω εξέλιξης σε ανιχνευτές & υπολογιστές.



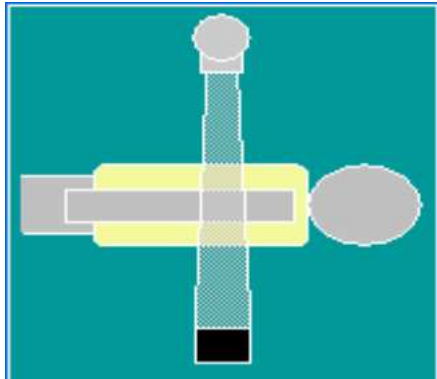
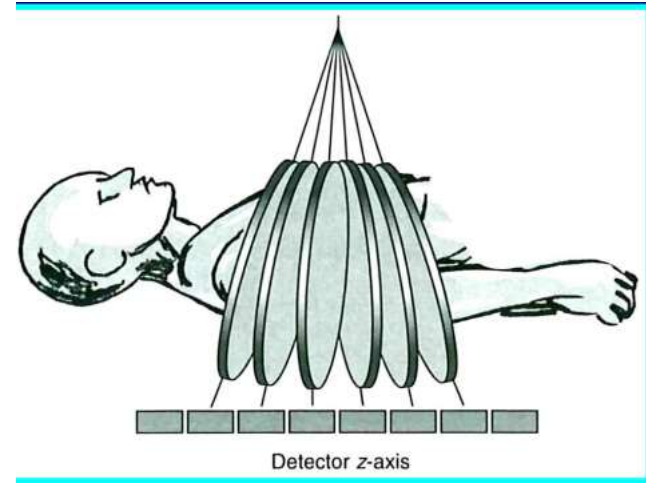
# ΥΤ Ελικοειδούς σάρωσης

- Εισαγωγή της ελικοειδούς σάρωσης το 1989.
- Συνεχής σάρωση (έκθεση και μέτρηση).
- Συνεχής κίνηση εξεταστικής τράπεζας.
- Τεχνολογία slip ring (δαχτυλίδι επαφής): Επιτρέπει την μεταφορά ισχύος ή/και δεδομένων ανάμεσα σε μία σταθερή και μία περιστρεφόμενη δομή.
- Ανακατασκευή τομής σε οποιαδήποτε θέση κατά μήκος της «έλικας» και με οποιοδήποτε πάχος.
- Δυνατότητα για ανακατασκευή επικαλυπτόμενων τομών.
- Ο μόνος περιορισμός είναι ότι το πάχος της ανακατασκευασμένης τομής δεν μπορεί να είναι μικρότερο από το άνοιγμα των κατευθυντήρων (ονομαστικό πάχος τομής).

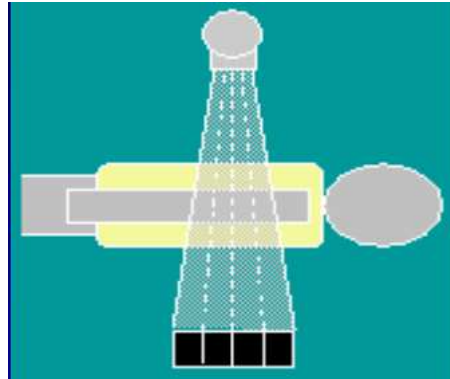


# ΥΤ Πολλαπλών Τομών

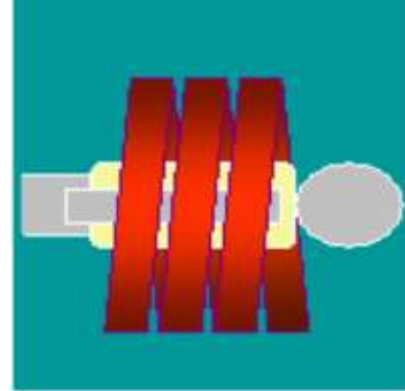
- Οι σαρώσεις με σύστημα πολλαπλών τομών είναι ίδιες με τις σαρώσεις με σύστημα μιας τομής. Με μια βασική διαφορά:
- Με το σύστημα πολλαπλών τομών, πολλαπλές τομές λαμβάνονται σε μία πλήρη περιστροφή **διότι υπάρχουν πολλαπλές σειρές (συστοιχίες) ανιχνευτών κατά μήκος του z.**



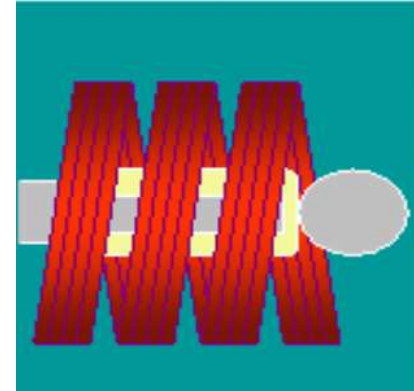
Σύστημα μιας τομής



Σύστημα τεσσάρων τομών



Μία έλικα



Τέσσερις έλικες

# ΥΤ Πολλαπλών Τομών - Κλινικά Πλεονεκτήματα

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



# ΥΤ Πολλαπλών Τομών - Βελτίωση κλινικών εφαρμογών

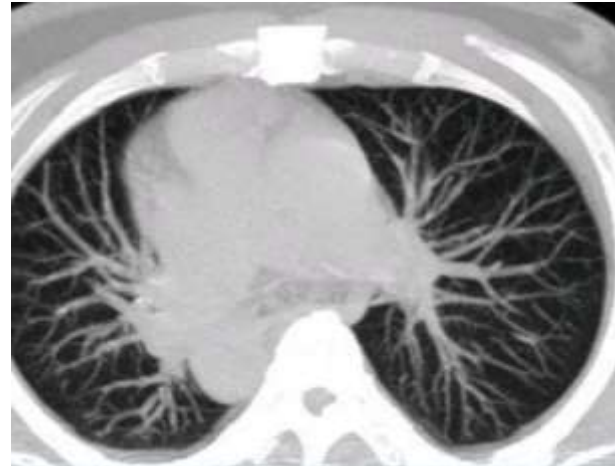
## Αγγειογραφία

- Λεπτότερες τομές για επεξεργασία
- Μεγαλύτερη κάλυψη σε συντομότερο χρόνο
- Μείωση αναγκαίας ποσότητας σκιαγραφικού



## Θώρακας / Κοιλιακή χώρα

- Λεπτότερες τομές για ανίχνευση μικρών οζιδίων
- Μεγαλύτερη κάλυψη στη διακράτηση μιας αναπνοής



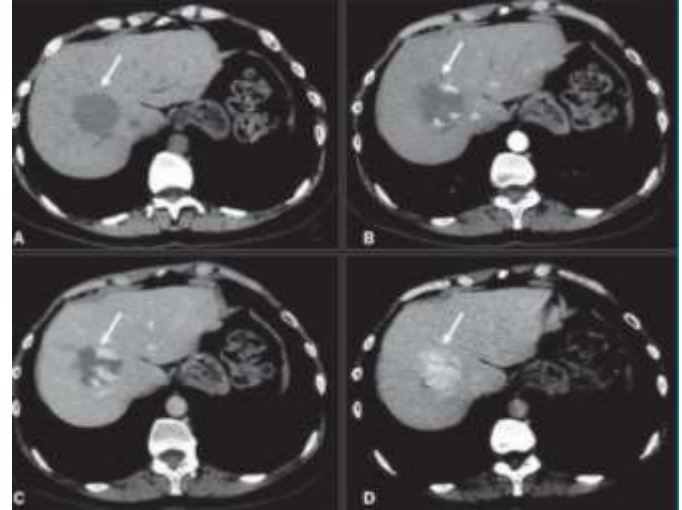
# ΥΤ Πολλαπλών Τομών - Βελτίωση κλινικών εφαρμογών

## Δυναμικές μελέτες

- Λήψη δεδομένων αρτηριακής φάσης με μέγιστη συγκέντρωση σκιαγραφικού
- Ακριβέστερη απεικόνιση των διαφόρων φάσεων
- Μείωση χρησιμοποιούμενης ποσότητας σκιαγραφικού
- Λεπτότερες τομές με μεγαλύτερη κάλυψη

## Παιδιατρική

- Μεγάλη ανατομική κάλυψη σε σύντομο χρόνο
- Λήψη επιπλέον δεδομένων για γενικότερη εκτίμηση
- Λιγότερες ψευδοεικόνες λόγω κίνησης του ασθενή

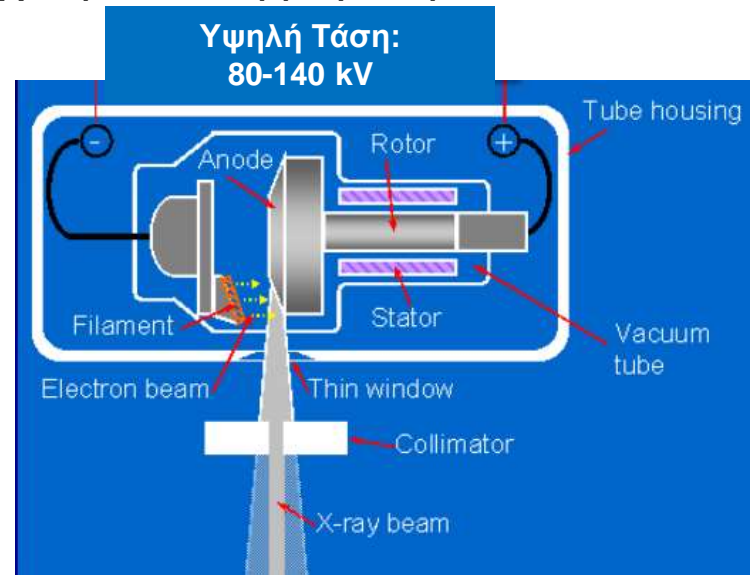


# Λυχνία Ακτίνων-Χ

- 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

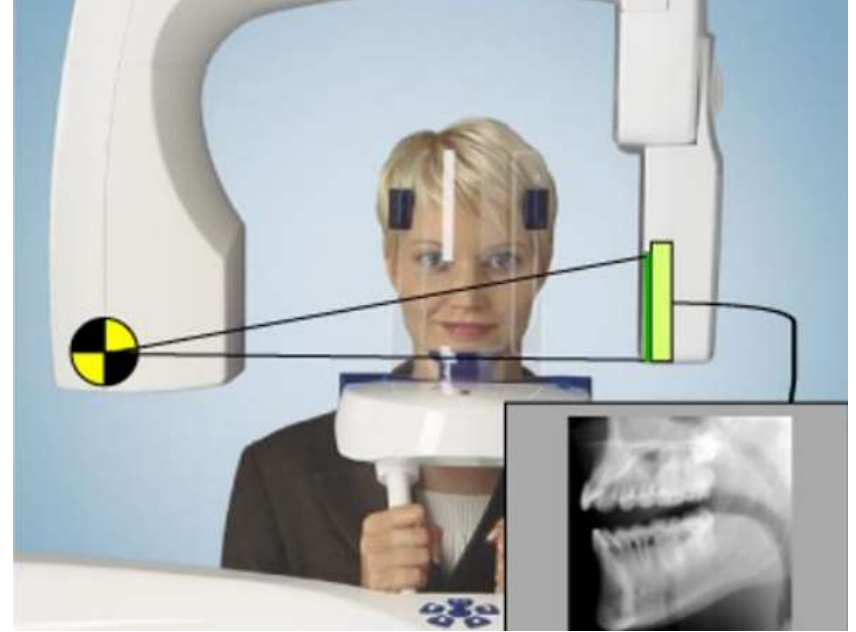
Οι λυχνίες που χρησιμοποιούνται σήμερα είναι προηγμένης τεχνολογίας:

- ✓ Υψηλές τιμές ρεύματος (έως 1000 mA)
- ✓ Μεγάλες τιμές θερμοχωρητικότητας (έως 8 MHU).
- ✓ Υψηλοί ρυθμοί απαγωγής θερμότητας (έως 4.7MHU/min για άμεση απαγωγή).



# Λυχνία Ακτίνων-Χ σε Σύστημα ΥΤ κωνικής δέσμης

- Λήψη δεδομένων σε μία μόνο περιστροφή
- Καμία ανάγκη για ταχύτατη περιστροφή
- Χαμηλό κόστος λυχνίας

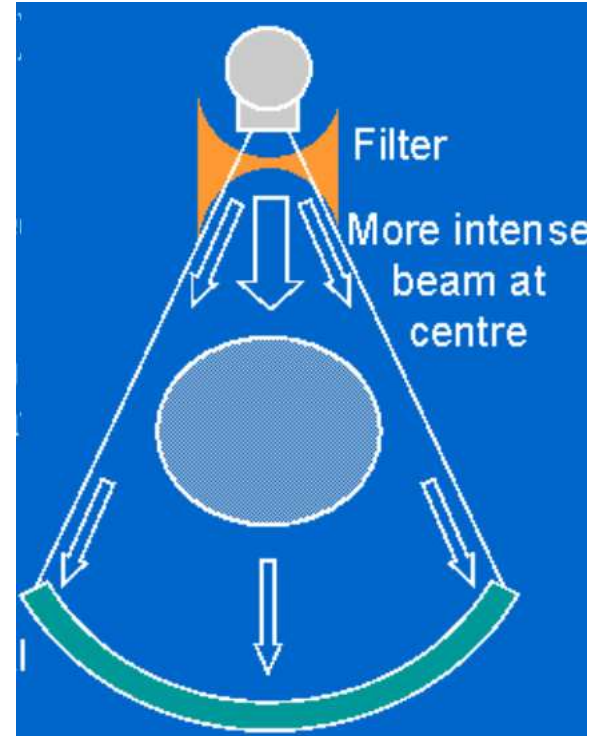


# Φίλτρο Ακτίνων-Χ

- Ανάγκη εξάλειψης των ακτίνων-Χ χαμηλής ενέργειας (beam hardening).
- Επίπεδο φίλτρο εντός του κελύφους της λυχνίας.
- Τουλάχιστον ισοδύναμο με 2.5 mm αλουμινίου (Al).

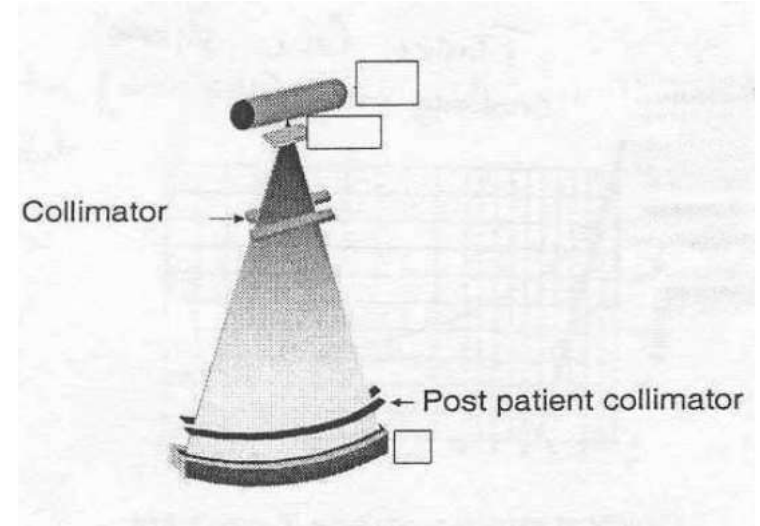
## Σφηνοειδές Φίλτρο:

- Σφηνοειδές φίλτρο (wedge 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.**



# Χειριστήριο

- Υπολογιστής μεγάλης ισχύος.
- Δυνατότητα ελέγχου παραμέτρων σάρωσης (π.χ. kV, mAs, αριθμός τομών).
- Δυνατότητα θέασης εικόνων και επικοινωνίας με τον ασθενή.
- Διαδραστικότητα και ευκολία στη χρήση για ταχεία διεκπεραίωση και εποπτικό έλεγχο εξετάσεων.
- Υπολογιστής αποκλειστικής χρήσης (δεν επιφορτίζεται με διαδικασίες ελέγχου).
- Υψηλής ανάλυσης οθόνες για τη θέαση των εικόνων.
- Έχει δυνατότητες επεξεργασίας εικόνας.
- Παρέχει δυνατότητες δικτυακής σύνδεσης για μεταφορά εικόνων σε άλλους υπολογιστές/μέσα.
- Εγγραφή εικόνων σε ψηφιακά μέσα.



# Θέματα δόσης στην αξονική τομογραφία

- Η δόση (απορροφούμενη / ισοδύναμη) που λαμβάνει ο εξεταζόμενος από μία αξονική τομογραφία είναι υψηλότερη σε σχέση με την αντίστοιχη κλασική ακτινογραφία.
- Επομένως, και η συνολική ακτινική επιβάρυνση, ως ενεργή δόση, είναι σχετικά μεγάλη στην αξονική τομογραφία.
- Συγκριτική επιβάρυνση σε τιμές ενεργής δόσης (mSv) μεταξύ αξονικής τομογραφίας και συμβατικής ακτινογραφίας.

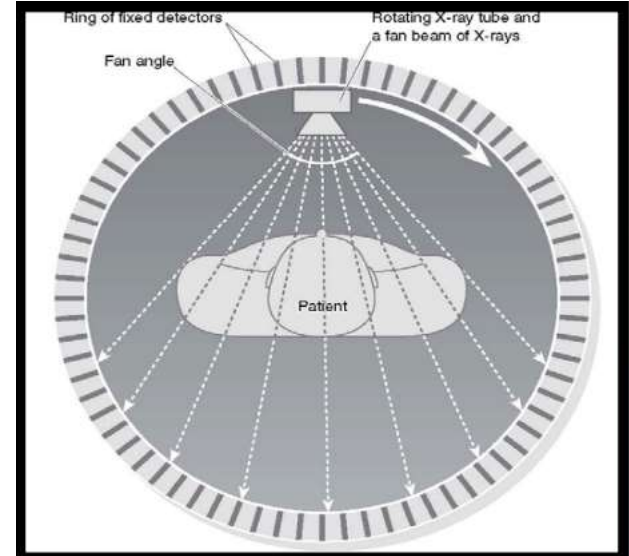
Εξέταση	Δόση CT Ενεργός δόση (mSv)	Δόση ακτινογραφίας Ενεργός δόση (mSv)
Θώρακας	7,8	0,05
ΟΜΣΣ	3,6	2,15
Κρανίο	1,8	0,15
Κοιλία	7,6	1,39

- Στις οδοντιατρικές εφαρμογές, η ενεργός δόση κυμαίνεται από 20 έως 250  $\mu$ Sv, αναλόγως του συστήματος και του πρωτοκόλλου..
- Η CBCT έχει υψηλότερη δόση σε σχέση με την οδοντιατρική ακτινογραφία αλλά πολύ χαμηλότερη συγκριτικά με την συμβατική ΥΤ άνω & κάτω γνάθου (περίπου 1500  $\mu$ Sv).



# Παράγοντες που επηρεάζουν τη δόση στην αξονική τομογραφία

- Ρεύμα λυχνίας (tube current: mA)
- Χρόνος περιστροφής (rotation time: s)
- Ενεργειακό φάσμα δέσμης (beam energy: kV)
- Άνοιγμα κατευθυντήρα (συνολικό ονομαστικό πάχος)
- Συστήματα ελέγχου της δόσης: Αυτόματη επιλογή του ρεύματος (AEC), διαμόρφωση του ρεύματος (current modulation): mAs
- Φίλτρα (filtration)
- Ευαισθησία ανιχνευτών
- Μέγεθος και ανατομία ασθενή

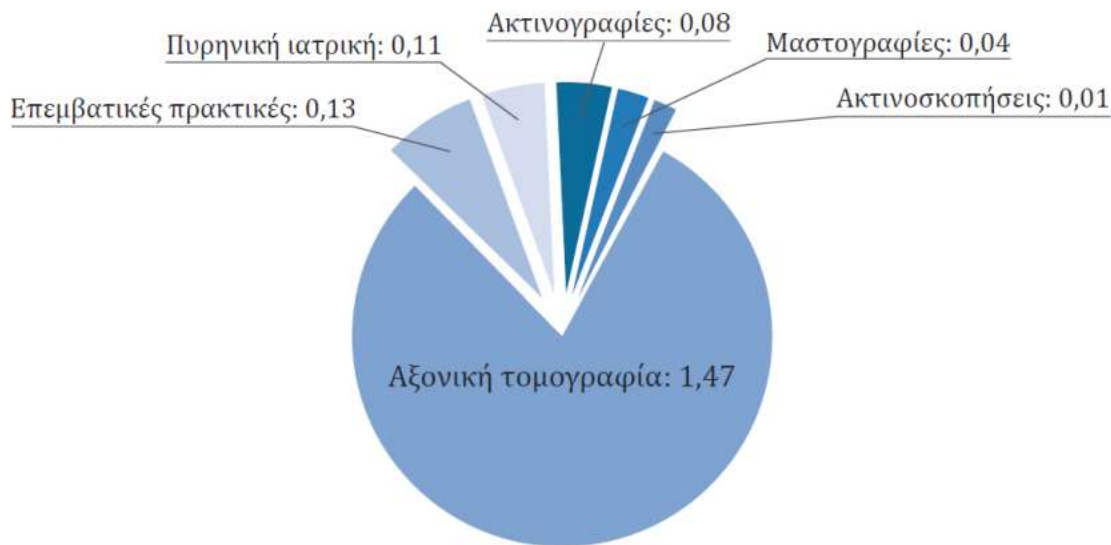


Το 1972 για 1η φορά αναπτύχθηκε αξονικός τομογράφος (CT) από τον Godfrey Hounsfield.

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

Ελλάδα: Συνολική μέση ετήσια ενεργός δόση: 4.5 mSv (2.7 mSv ραδιενέργεια περιβάλλοντος).

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



**Το 1/3 (1.5 mSv) της μέσης ετήσιας ενεργής δόσης ανά άτομο του πληθυσμού οφείλεται στη χρήση της αξονικής τομογραφίας.**

# Συμπεράσματα: Αρχές Ακτινοπροστασίας

## ✓ Αρχή Αιτιολόγησης

Όχι αλόγιστη χρήση. Να εξετάζονται αυτοί για τους οποίους προκύπτει συγκεκριμένο και ουσιώδες όφελος. Ανεξαρτήτως δόσης, πρέπει να ακολουθούνται οι κατευθυντήριες γραμμές για ιατρική έκθεση 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.

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.