

### Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

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



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

•1

### Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

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

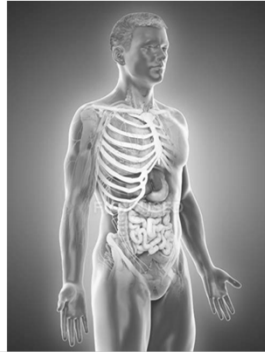


Ανάγκη για υψηλή διακριτική ικανότητα στην απεικόνιση

•4

### Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

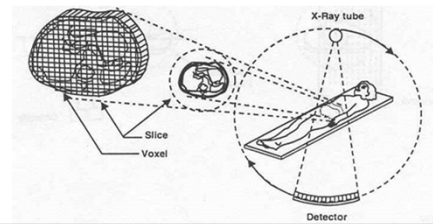
- Το ανθρώπινο σώμα αποτελεί μια τριδιάστατη δομή:
- Ανάγκη για ανάκτηση της πληροφορίας βάθους



•2

### “Ορισμός” Υπολογιστικής Τομογραφίας

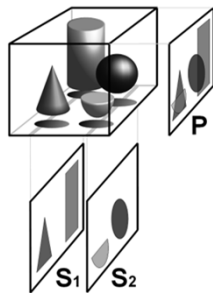
Τομογραφική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος μέσω της χαρτογράφησης χαρακτηριστικών εξασθένησης της ακτινοβολίας από αυτό



•5

### Ανάγκη για Τομογραφική Απεικόνιση

- Ανάκτηση της πληροφορίας βάθους:
- Απεικονιστικός διαχωρισμός (μη αλληλεπικάλυψη) διαφορετικών οντοτήτων

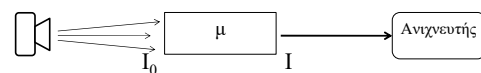


•3

### Βασικές Αρχές ΥΤ

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

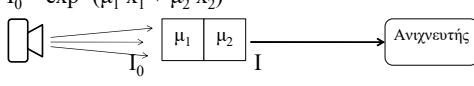
$$I = I_0 * \exp -(\mu x)$$



•6

### Βασικές Αρχές YT

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

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


Ανιχνευτής

•7

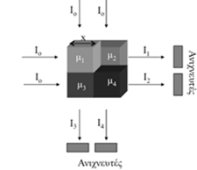
### Θεμελιώδης αρχή YT

**ΕΦΑΡΜΟΓΗ**

Ενέργεια φωτονίων 100 keV  
Αρχική ένταση  $I_0 = 1000 \text{ φωτ./s cm}^2$   
 $x=1 \text{ cm}$

Το σύστημα των εξισώσεων γίνεται:

$$\begin{aligned} \mu_1 + \mu_2 &= 0.167 \\ \mu_3 + \mu_4 &= 0.82 \\ \mu_1 + \mu_3 &= 0.56 \\ \mu_2 + \mu_4 &= 0.4101 \end{aligned}$$



Ανιχνευτές

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

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

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

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

$\mu_1 = 0.167 \text{ cm}^{-1}$   
(για  $E = 100 \text{ keV}$ , η τιμή αυτή αντιστοιχεί στο νερό)

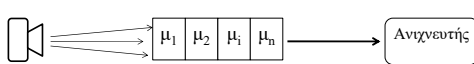
$\mu_2 = 1.9 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$   
(για  $E = 100 \text{ keV}$ , η τιμή αυτή αντιστοιχεί στον αέρα)

$\mu_3 = \mu_4 = 0.41 \text{ cm}^{-1}$   
(για  $E = 100 \text{ keV}$ , η τιμή αυτή αντιστοιχεί στο οστό)

•10

### Βασικές Αρχές YT

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

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


Ανιχνευτής

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


•8

### Συστήματα YT

Στη διαχρονική εξέλιξη των YT τροποποιήθηκαν

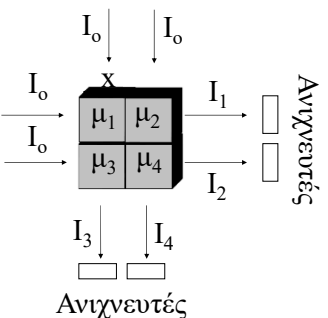
- Ο αριθμός και η διάταξη των ανιχνευτών
- Η κίνηση του συστήματος λυχνία-ανιχνευτές
- Η μορφή και το εύρος της δέσμης

με στόχο την επίτευξη των πολλαπλών μετρήσεων



•11

### Βασικές Αρχές YT



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

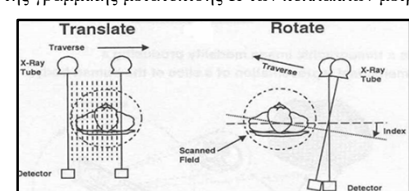
**Σύστημα εξισώσεων 4x4**

Ανιχνευτές

•9

### Συστήματα YT Πρώτης Γενιάς

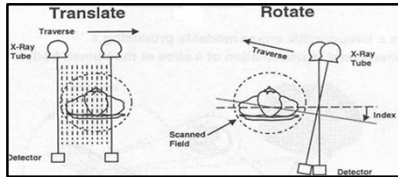
- Λεπτή, ευθυγραμμισμένη δέσμη προσπίπτει σε έναν ανιχνευτή
- Το σύστημα ανιχνευτή-λυχνίας πραγματοποιεί γραμμική μετατόπιση για τη λήψη πολλαπλών (π.χ. 150) μετρήσεων
- Μετά πραγματοποιεί περιστροφή κατά  $1^\circ$  και λαμβάνει εκ νέου μετρήσεις
- Επανάληψη της γραμμικής μετατόπισης & των πολλαπλών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



•12

### Συστήματα YT Πρώτης Γενιάς

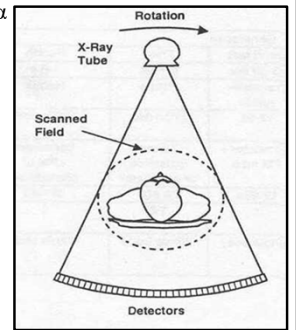
- Ένας ανιχνευτής: εύκολη βαθμονόμηση, μικρό κόστος
- Κατευθυντήρας και στη λυχνία και στον ανιχνευτή: Λεπτή, ευθυγραμμισμένη δέσμη και περιορισμός της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας
- Αργό σύστημα: περίπου 5 λεπτά για κάθε τομή (150x180=27000 μετρήσεις)
- Ικανοποιητική εικόνα για το κεφάλι, αλλά όχι για το σώμα (ασαφοποίηση λόγω κίνησης)



•13

### Συστήματα YT Τρίτης Γενιάς

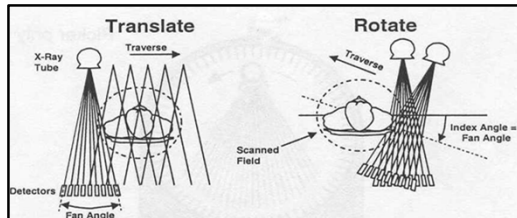
- Δέσμη μεγαλύτερου εύρους (40°) για κάλυψη όλου του πεδίου απεικόνισης (σώματος)
- Το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτών εκτελεί μόνο περιστροφική κίνηση γωνίας 360° (συνεχής περιστροφή)
- Καμπυλοειδής διάταξη 800-1000 ανιχνευτών (banana-shaped array)



•16

### Συστήματα YT Δεύτερης Γενιάς

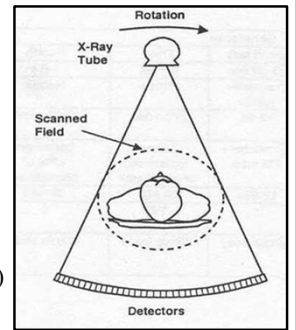
- Διαδικασία γραμμικής μετατόπισης & περιστροφής
- Αποκλίνουσα δέσμη ακτίνων X με εύρος (fan angle) περίπου 10°
- Γραμμική σειρά ανιχνευτών (περίπου 30 - άρα 30 ταυτόχρονες μετρήσεις)
- Βήμα περιστροφής ίσον με το εύρος της δέσμης



•14

### Συστήματα YT Τρίτης Γενιάς

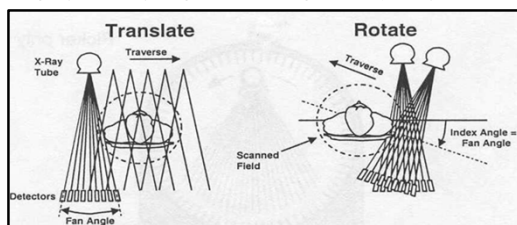
- Σάρωση (ανά τομή) σε ελάχιστα sec: Εύκολη ακινητοποίηση
- Είναι κρίσιμης σημασίας η σωστή βαθμονόμηση και ρύθμιση των ανιχνευτών (π.χ., για την αποφυγή κυκλικών ψευδοδομών – ring artifacts)



•17

### Συστήματα YT Δεύτερης Γενιάς

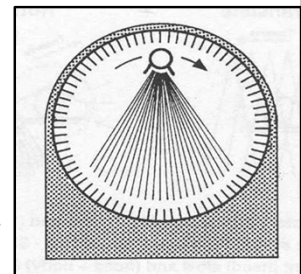
- Σημαντικότερη μείωση του χρόνου ακτινοβολίας (περίπου 20 sec ανά τομή)
- Δυνατότητα για διακράτηση της αναπνοής και, συνεπώς, βελτίωση της ποιότητας εικόνας στην απεικόνιση του σώματος



•15

### Συστήματα YT Τέταρτης Γενιάς

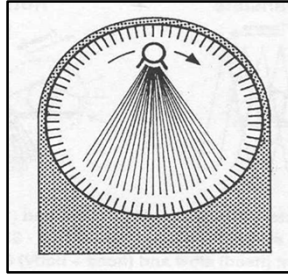
- Σταθεροί πολλαπλοί ανιχνευτές (έως 5000) σε διάταξη 360°
- Περιστρέφεται μόνο η λυχνία
- Δεν παρουσιάζονται κυκλικές ψευδοδομές: Ο κάθε ανιχνευτής σε κάποια φάση της σάρωσης δέχεται την πρωτογενή δέσμη και, άρα, βαθμονομείται σε πραγματικό χρόνο



•18

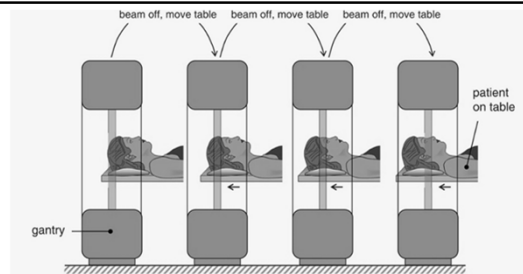
## Συστήματα ΥΤ Τέταρτης Γενιάς

- 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)



•19

## Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές

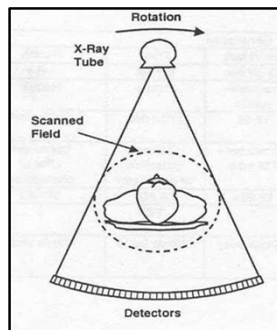


Μεγάλος συνολικός χρόνος εξέτασης για επαρκή ανατομική κάλυψη με συνεχόμενες τομές

•22

## Συστήματα ΥΤ Τρίτης Γενιάς

### Τεχνολογία Επιλογής



•20

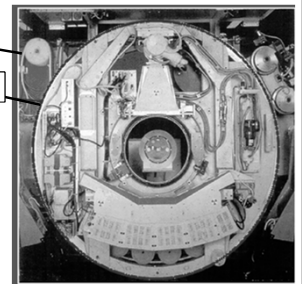
## Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές

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)



•23

## Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές

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

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

•21

## Μείωση του Χρόνου Σάρωσης

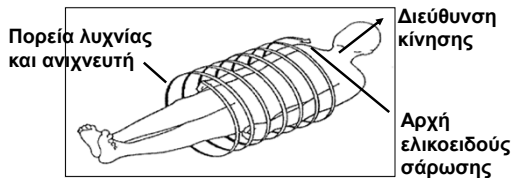
- ΥΤ πολλαπλών λυχνιών (14 λυχνίες, “the Mayo monster”)
- Σύστημα εκτροπής δέσμης ηλεκτρονίων (Electron beam CT)
  - 5<sup>ης</sup> γενιάς ΥΤ
- ΥΤ κωνικής δέσμης (cone beam CT, C-arm CT, cone beam volume CT, or flat panel CT)
  - 6<sup>ης</sup> γενιάς ΥΤ;
- Ελικοειδής (σπειροειδής / ογκομετρική) Υπολογιστική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

•24

## ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

### Εισαγωγή της ελικοειδούς σάρωσης το 1989

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



•25

## 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

$pitch = 10/10 = 1$

- Εύρος τιμών

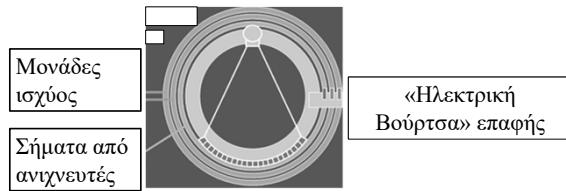
0.2 – 2 (>2 είναι εφικτό με τους πλέον σύγχρονους αλγόριθμους ανακατασκευής)

•28

## 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



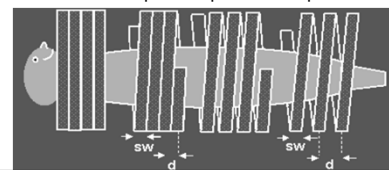
•26

## 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

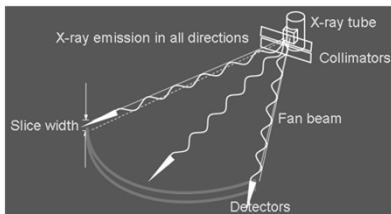
Ελικοειδείς σαρώσεις  $p=1$   $p=1.5$   $p=2$



•29

## 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)



•27

## ΥΤ Ελικοειδούς Σάρωσης: Βασικές Αρχές

- Ανακατασκευή τομής σε οποιαδήποτε θέση κατά μήκος του  $z$  και με οποιοδήποτε πάχος
  - Ανακατασκευή τομής με οποιαδήποτε πάχος (slice thickness) (0.5 - 10 mm)
  - Δυνατότητα για αλληλοεπικαλυπτόμενες τομές
- Προσοχή: slice thickness  $\neq$  slice width

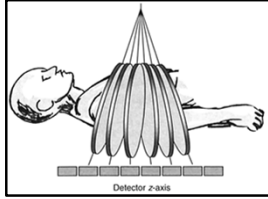
•30

### 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**



•31

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

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

Πάχος: ονομαστικό πάχος τομής

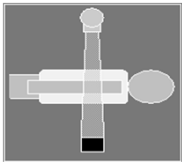
$N * \text{ονομαστικό πάχος μίας τομής}$  = εύρος διαφράγματος / άνοιγμα κατευθυντήρων (collimation) = εύρος δέσμης (beam width)

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

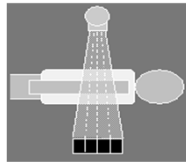
•34

### ΥΤ Πολλαπλών Τομών

- Συμβατική (απλή) σάρωση διαδοχικών τομών



Σύστημα μίας τομής



Σύστημα τεσσάρων τομών

•32

### ΥΤΠΤ: Συστήματα 4-τομών (2000)

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



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

•35

### ΥΤ Πολλαπλών Τομών

- Ελικοειδής σάρωση



Μία έλικα



Τέσσερες έλικες

•33

### ΥΤ 4-τομών: Ανιχνευτής



8 - 34 συστοιχίες κατά μήκος του άξονα z

100ες ανιχνευτικά στοιχεία σε κάθε συστοιχία

•36

## ΥΤΠΤ: Κλινικά Πλεονεκτήματα

- Μικρότερος χρόνος λήψης δεδομένων ή
- Λεπτότερες τομές (ακριβέστερη απεικόνιση) ή
- Μεγαλύτερη ανατομική κάλυψη ή
- Συνδυασμός των προηγούμενων

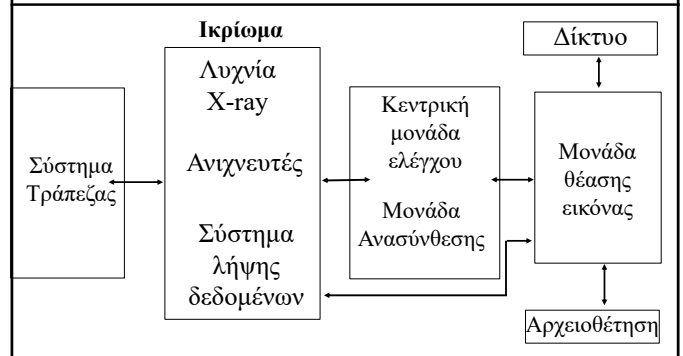


- Λιγότερες ψευδοδομές λόγω κίνησης του ασθενή
- Μικρότερες διακρατήσεις αναπνοής
- Καλύτερη διακριτική ικανότητα
- Μείωση θερμικής υπερφόρτωσης λυχνίας
- Μείωση χρησιμοποιούμενης ποσότητας σκιαγραφικού μέσου
- **Βελτίωση υφιστάμενων και ανάπτυξη νέων κλινικών εφαρμογών**



•37

## Σχηματικό Διάγραμμα Συστήματος ΥΤ



•40

## ΥΤ Δύο Λυχνιών



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

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

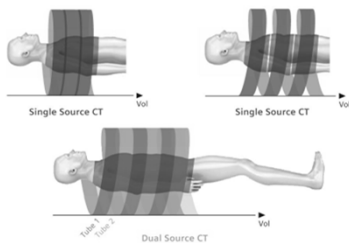
•38

## Λυχνία Ακτίνων Χ

- Σχεδόν το 99% της ενέργειας μετατρέπεται σε θερμότητα
- Η θερμοχωρητικότητα της λυχνίας καθορίζει τον μέγιστο αριθμό σάρωσεων 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

•41

## ΥΤ Δύο Λυχνιών

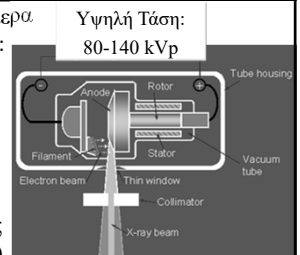


Επιτυγχάνουν μικρότερο χρόνο λήψης των απαραίτητων δεδομένων για την ανασύνθεση μίας εικόνας σε σχέση με τα συστήματα μίας λυχνίας: καλύτερη χρονική διακριτική ικανότητα ή καλή χωρική διακριτική ικανότητα σε μικρό χρόνο σάρωσης

•39

## 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)

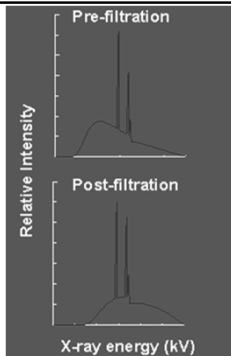


•42

## Ηθμός Ακτίνων X

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

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



•43

## 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

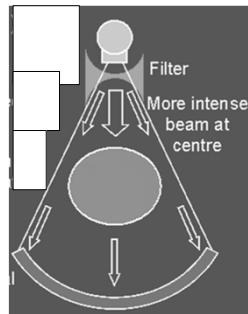
•46

## 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

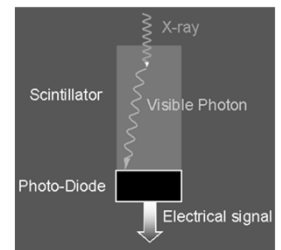


•44

## Κεραμικοί Ανιχνευτές Σπινθηρισμών (solid state)

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

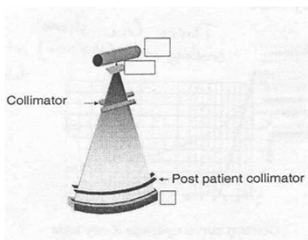
(*cadmium tungstate* ή *gadolinium-oxide* ή *gadolinium oxo-sulfide*, ή *yttrium-gadolinium-oxide*, κλπ)



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

•47

## Διαφράγματα Ακτινοβολίας (Κατευθυντήρες)

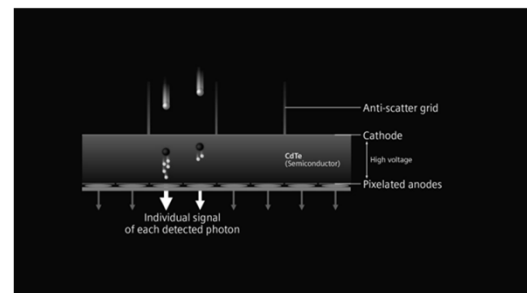


Κινούμενα φύλλα μολύβδου πριν (και μετά) τον ασθενή

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

•45

## 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

•48

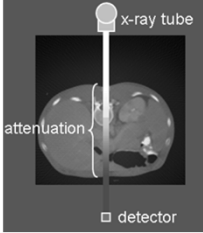


### Λήψη Δεδομένων

Τι μετράμε στην πραγματικότητα;

Την προσπίπτουσα ακτινοβολία πάνω στους ανιχνευτές

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



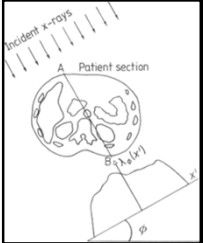
•49

### Λήψη Δεδομένων

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

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

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



•52

### Λήψη Δεδομένων

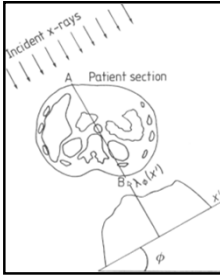
Αν υποθέσουμε ότι

1. Η δέσμη ακτίνων X είναι πολύ λεπτή
2. Η ακτινοβολία είναι μονοχρωματική
3. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία δεν ανιχνεύεται

τότε η διερχόμενη ένταση δίδεται από

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

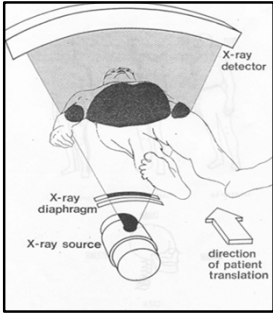
όπου  $\mu(x, y)$  είναι η διδιάστατη κατανομή του γραμμ. συντελεστή εξασθένησης,  $I^0$  η αρχική ένταση και τα  $\phi, x'$  δηλώνουν τη διεύθυνση και τη θέση της μέτρησης (το σύστημα συντεταγμένων  $x'y'$  περιστρέφεται μαζί με τη λυχνία)



•50

### Λήψη Δεδομένων

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



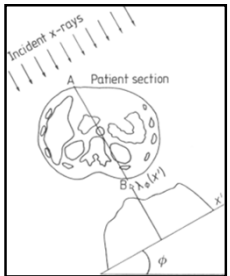
•53

### Λήψη Δεδομένων

Πρόκειται δηλαδή για τον νόμο εξασθένησης της πρωτογενούς δέσμης

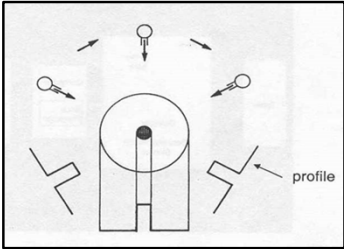
$$I(x) = I_0 * \exp(-\mu x)$$

μόνο που έχουμε λάβει υπ' όψιν την χωρική διακύμανση του  $\mu$



•51

### Λήψη Δεδομένων

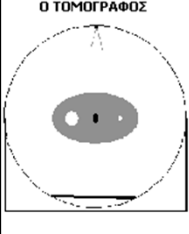


Μέτρηση πολλών προβολών για διάφορες γωνίες

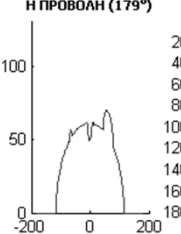
•54

### Λήψη Δεδομένων


Ο ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ



Η ΠΡΟΒΟΛΗ (179°)



ΤΟ ΗΜΙΤΟΝΟΓΡΑΜΜΑ



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

•55

### 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

•58

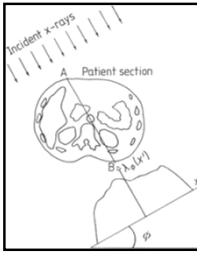
### Ανακατασκευή Εικόνας

Το πρόβλημα της ανακατασκευής είναι αυτό της αντιστροφής της παρακάτω εξίσωσης

$$\lambda_\phi(x') = -\ln[I_\phi(x')/I_\phi^0(x')]$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu[x, y] \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy$$

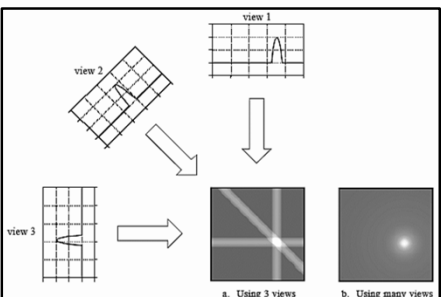
Δηλ. της ανασύνθεσης του  $\mu(x, y)$  από ένα σετ ληφθέντων προβολών,  $\lambda_\phi$



•56

### Ανακατασκευή Εικόνας

#### Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



a. Using 3 views      b. Using many views

•59

### Ανακατασκευή Εικόνας

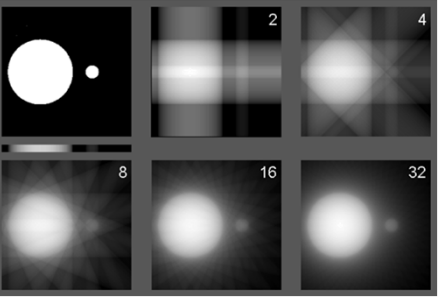
Διάφορες προσεγγίσεις (αλγόριθμοι):

- 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)

•57

### Ανακατασκευή Εικόνας

#### Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)



•60

## Ανακατασκευή Εικόνας

### Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection): Παραδοχές

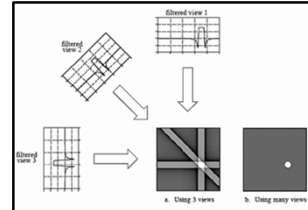
- Κάθε διαδρομή διέλευσης των ακτίνων  $X$  χωρίζεται σε στοιχειώδη ισομεγέθη τμήματα, τα οποία θεωρούμε ότι συνεισφέρουν με την ίδια βαρύτητα στην συνολική εξασθένηση της δέσμης κατά μήκος της συγκεκριμένης διαδρομής
- Ο τελικός συντελεστής εξασθένησης κάθε στοιχειώδους τμήματος θεωρούμε ότι προέρχεται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

•61

## Ανακατασκευή Εικόνας

### Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα (Filtered Backprojection, Convolution Method)

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



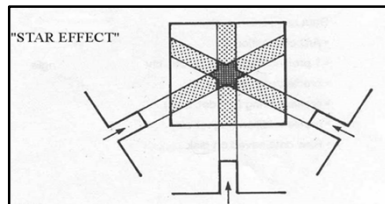
•64

## Ανακατασκευή Εικόνας

### Απλή οπισθοπροβολή (Backprojection)

- Απλή, εύκολα εφαρμόσιμη μέθοδος
- Χαμηλής ποιότητας απεικόνιση

(κυρίως ασαφопоίηση στις διεπιφάνειες υψηλής αντίθεσης)

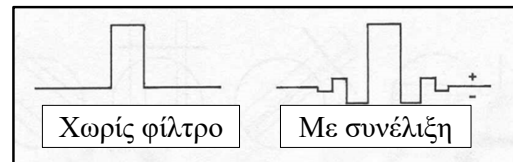


•62

## Ανακατασκευή Εικόνας

### Φιλτράρισμα

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



•65

## Ανακατασκευή Εικόνας

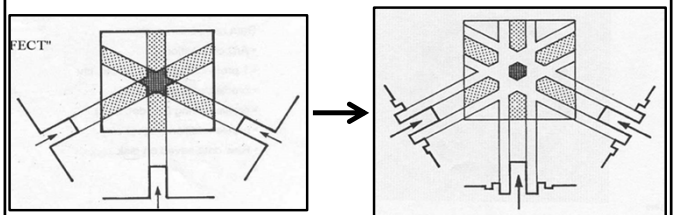
### Διάφορες προσεγγίσεις (αλγόριθμοι):

- 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)

•63

## Ανακατασκευή Εικόνας

### Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα

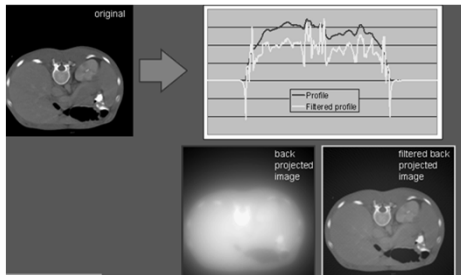


Ουσιαστικά το φίλτρο απαλείφει τις συχνότητες των σημάτων που οδηγούν σε ασαφопоίηση της τελικής εικόνας

•66

## Ανακατασκευή Εικόνας

### Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα



Βελτίωση της ποιότητας απεικόνισης

•67

## 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

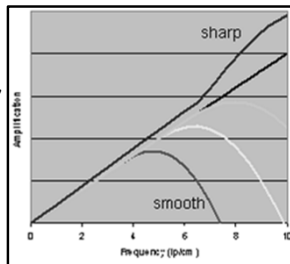
•70

## Ανακατασκευή Εικόνας

### Φιλτράρισμα

• Πρακτικά, μπορούν να εφαρμοσθούν διαφορετικά φίλτρα προς εξυπηρέτηση διαφορετικών διαγνωστικών στόχων

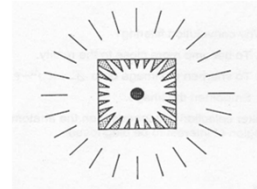
- «Λείο» φίλτρο (smooth) για την απεικόνιση μαλακών ιστών: Μειώνει το θόρυβο, αυξάνει την αντίθεση
- «Οξύ» φίλτρο (sharp) για απεικόνιση με υψηλή ευκρίνεια αλλά με υψηλό θόρυβο



•68

## Ανακατασκευή Εικόνας

### Λήψη μεγάλου αριθμού προβολών για αξιόπιστη απεικόνιση



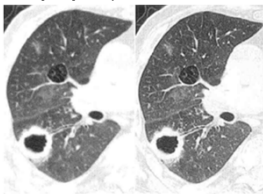
Σύγχρονα Συστήματα:

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

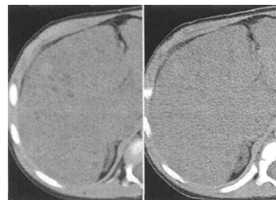
•71

## 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

•69

## 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)



•72

## 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)

•73

## 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

•76

## Ανακατασκευή Εικόνας

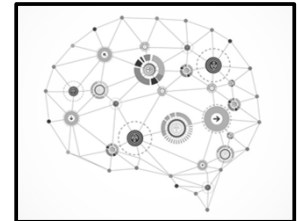
Επαναληπτικές Τεχνικές

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

•74

## Ανασύνθεση & Τεχνητή Νοημοσύνη

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

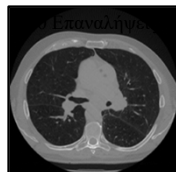


•77

## Ανακατασκευή Εικόνας

Επαναληπτικές Τεχνικές

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



•75

## Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

• Η «τομή» που θέλουμε να ανακατασκευάσουμε δεν περιέχει όλα τα απαραίτητα δεδομένα για την ορθή ανακατασκευή της εικόνας

• Οι προβολές στην αρχή και στο τέλος της περιστροφής των 360° «δειγματίζουν» διαφορετικά δεδομένα



•78

## Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

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

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

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



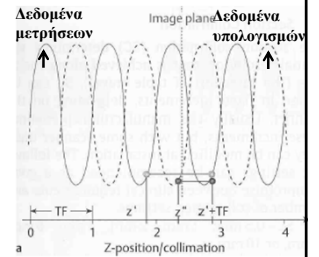
•79

## Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

• Η μέθοδος παρεμβολής που χρησιμοποιείται ευρέως είναι η “γραμμική παρεμβολή 180°” (180° linear interpolation)

• Η παρεμβολή λαμβάνει χώρα, για αντίστοιχες γωνίες, μεταξύ της μετρούμενης έλικας και της εικονικής έλικας

• Στην ουσία χρησιμοποιεί δεδομένα 360° (συν την γωνία που αντιστοιχεί στο εύρος της δέσμης)



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

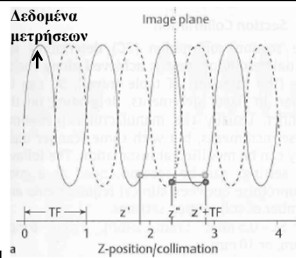
•82

## Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

• Η απλούστερη μέθοδος παρεμβολής είναι η “γραμμική παρεμβολή 360°” (360° linear interpolation)

• Για κάθε γωνία της περιστροφής των 360° γίνεται παρεμβολή μεταξύ των 2 προβολών του ελικοειδούς σετ που βρίσκονται πιο κοντά στην επιλεγμένη θέση z (τομή υπό ανασύνθεση)

• Η παρεμβολή από δεδομένα 720° έχει ως αποτέλεσμα ένα πλήρες σετ (360°) για την επιλεγμένη θέση z

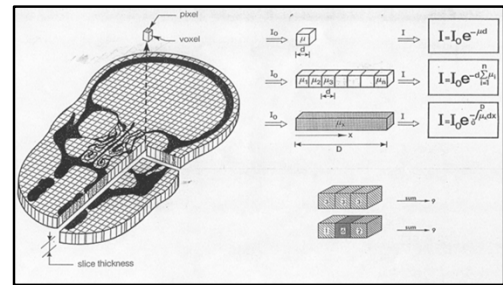


360o LI: Γραμμική παρεμβολή μεταξύ προβολών που έχουν μετρηθεί στα σημεία z' και z'+Table Feed

•80

## Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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



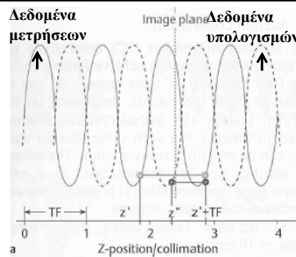
•83

## Ανακατασκευή Εικόνας στην Ελικοειδή Σάρωση

• Η μέθοδος παρεμβολής που χρησιμοποιείται ευρέως είναι η “γραμμική παρεμβολή 180°” (180° linear interpolation)

• Εκμεταλλεύεται το γεγονός ότι η εξασθένηση της ακτινοβολίας είναι ανεξάρτητη της κατεύθυνσης

• Συνεπώς, μπορεί να υπολογισθεί μια δεύτερη εικονική έλικα (συζευγμένα δεδομένα)



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

•81

## Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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

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

•84

## Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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

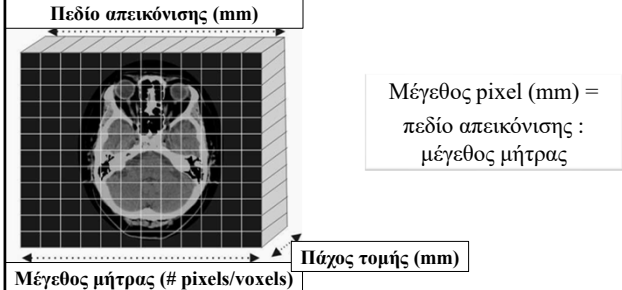
$$\text{Αριθμός CT} = \frac{1000 (\mu_{\text{ιστού}} - \mu_{\text{νερού}})}{\mu_{\text{νερού}}}$$

Μονάδα μέτρησης : Hounsfield Unit

•85

## Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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



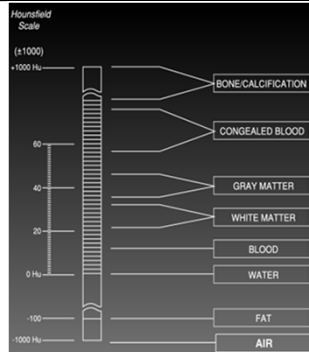
•88

## 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)

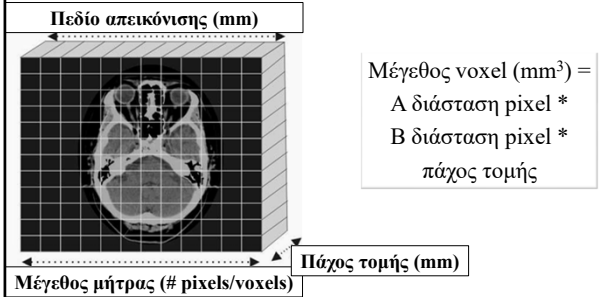
Η μικρή αυτή διακύμανση δεν επιτρέπει τον χαρακτηρισμό των μαλακών ιστών ή τον διαχωρισμό των παθολογικών δομών



•86

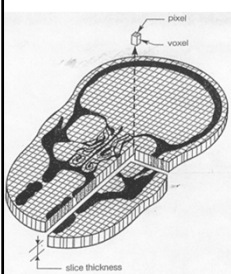
## Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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



•89

## Οπτικοποίηση στην ΥΤ

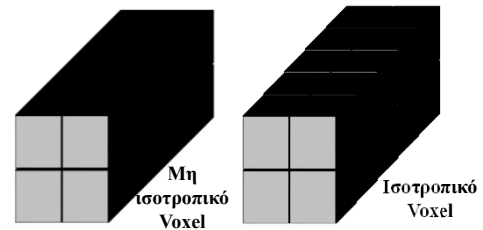


• Ο χάρτης των αριθμών CT παρουσιάζεται ως μια διδιάστατη εικόνα με τετράγωνη μήτρα (matrix) αποτελούμενη συνήθως από 512x512 εικονοστοιχεία (pixels = picture elements)

• Η εικόνα αυτή αντιστοιχεί σε μία τομή με πεπερασμένο πάχος. Άρα, το κάθε pixel αντιστοιχεί σε ένα στοιχειώδη όγκο (voxel = volume elements)

•87

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

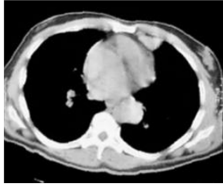


Όταν η διάσταση στον z άξονα γίνει ίση με τις 2 άλλες διαστάσεις του voxel, έχουμε ισοτροπικό voxel (κύβος) & ισοτροπική απεικόνιση

•90

## Οπτικοποίηση στην ΥΤ

• Κάθε ρixel 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)

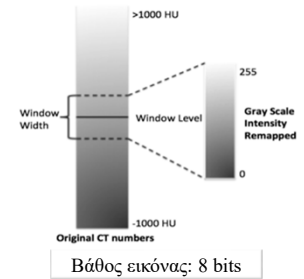
•91

## 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

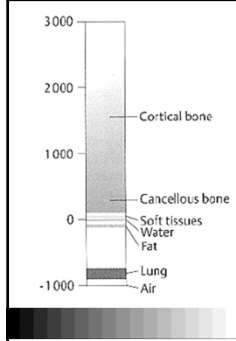


•94

## 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



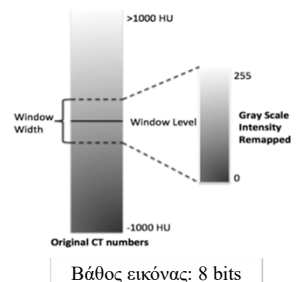
•92

## Οπτικοποίηση στην ΥΤ

### Κέντρο παραθύρου

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

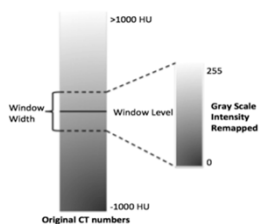
- Επηρεάζει τη **φωτεινότητα** της εικόνας



•95

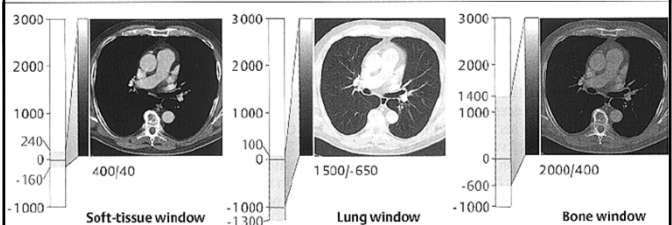
## Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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



•93

## Οπτικοποίηση στην ΥΤ



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

•96



### 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

•97

### 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

•100

### Οπτικοποίηση στην ΥΤ

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

•98

### 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

•101

### Ποιότητα Εικόνας ΥΤ

Χαρακτηριστικά της ποιότητας απεικόνισης

Χωρική Διακριτική Ικανότητα

Ψευδεπίκοιες & παραποψίας

•99

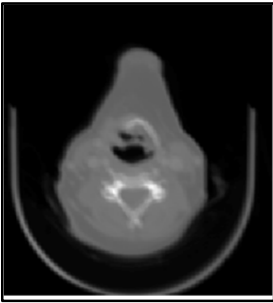
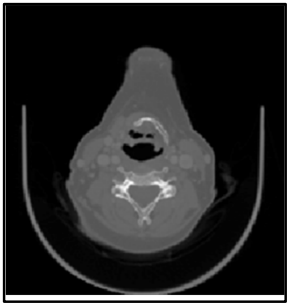
### Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ασάφεια

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

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

•102

**Ποιότητα Εικόνας ΥΤ:  
Ασάφεια**

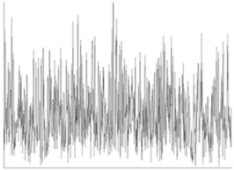
Με ασάφεια
Χωρίς ασάφεια

•103

**Ποιότητα Εικόνας ΥΤ:  
Θόρυβος**

Άλλα είδη θορύβου:


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



•106

**Ποιότητα Εικόνας ΥΤ:  
Θόρυβος**

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



**+Θόρυβος = - Λεπτομέρειες**

•104

**Ποιότητα Εικόνας ΥΤ:  
Θόρυβος**

Αριθμοί CT μιας περιοχής νερού (HU = 0)

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

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

-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


N=αριθμός ανιχνευθέντων φωτονίων

•107


**Ποιότητα Εικόνας ΥΤ:  
Θόρυβος**

Κύριο είδος θορύβου: Κβαντικός θόρυβος  
Οφείλεται στον στατιστικό (τυχαίο) χαρακτήρα της εκπομπής των φωτονίων από τη λυχνία

**Decreasing Noise** →



Requires Increased Photons Absorbed Per Voxel

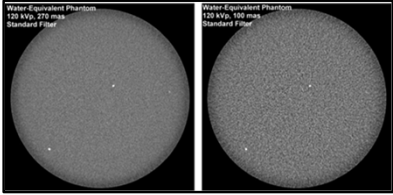


→ Produces Increasing Dose

•105

**Ποιότητα Εικόνας ΥΤ:  
Θόρυβος**

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

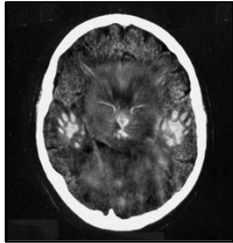


Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality, J Nucl Med Technology, 2007 (35)

•108

### Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

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



•109

### Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

Οφείλονται σε διάφορους παράγοντες:

- Κίνηση της ανατομικής περιοχής ενδιαφέροντος κατά την έκθεση

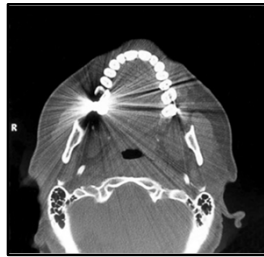


•112

### Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

Οφείλονται σε διάφορους παράγοντες:

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



•110

### Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

Οφείλονται σε διάφορους παράγοντες:

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

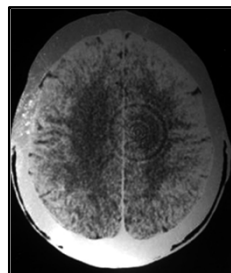


•113

### Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ψευδοδομές (artifacts)

Οφείλονται σε διάφορους παράγοντες:

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



•111

### 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



•114

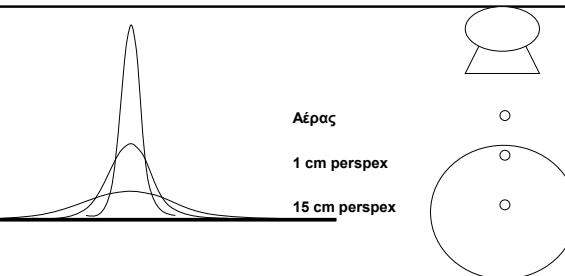
## Θέματα Δόσης στην ΥΤ

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

•115

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



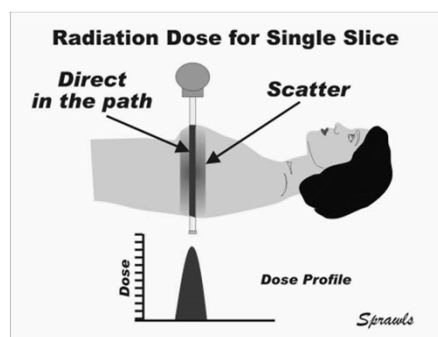
•118

## Παράγοντες που επηρεάζουν τη δόση στην ΥΤ

- Ρεύμα λυχνίας (tube current: mA)
- Χρόνος περιστροφής (rotation time: s)
- 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)
- Φύτρα (filtration)
- Γεωμετρική απόδοση και υπερέκθεση (overbeaming)
- Απόδοση απορρόφησης ή ενδογενής ευαισθησία ανιχνευτών
- Υπερσάρωση (overscanning)
- Μέγεθος και ανατομία ασθενή

•116

Το προφίλ της δόσης διευρύνεται λόγω της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας

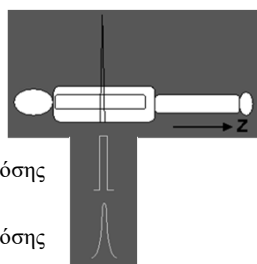


•119

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



•117

## 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)**

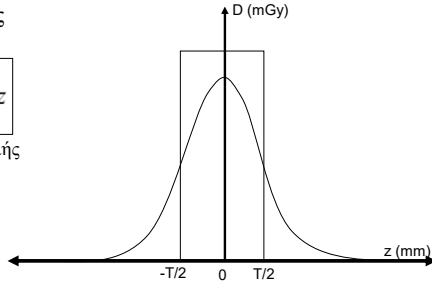
•120

## 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



•121

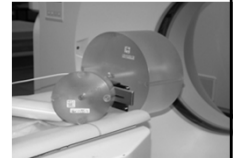
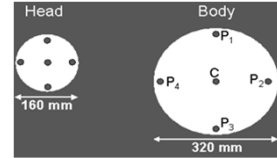
## Μετρήσεις CTDI

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)

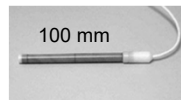


•124

## Ορισμός CTDI<sub>100</sub>

IEC  
+  
EU

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

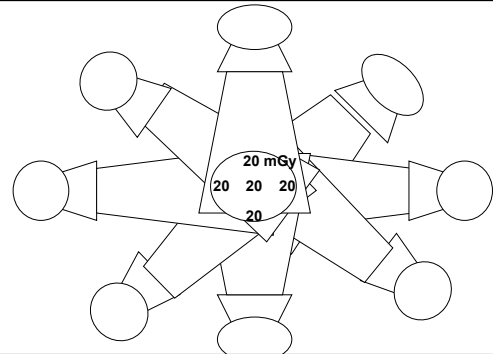


Pencil beam dosimeter

EU: European Union  
 IEC: International Engineering Consortium

•122

## PMMA head phantom: CTDI<sub>p</sub> ≈ CTDI<sub>c</sub>



•125

## Ορισμός CTDI<sub>100</sub> στην ΥΠΠΤ

IEC  
+  
EU

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

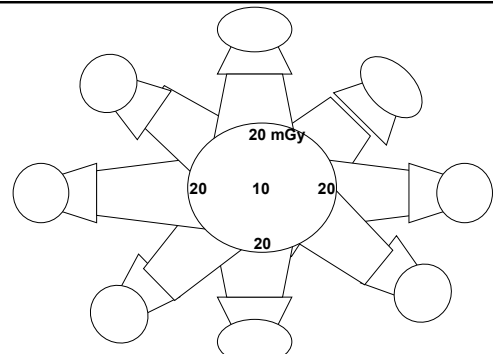
T= Ονομαστικό πάχος τομής

n=Αριθμός τομών για μία απλή σάρωση

EU: European Union  
 IEC: International Engineering Consortium

•123

## PMMA body phantom: CTDI<sub>p</sub> ≈ 2 x CTDI<sub>c</sub>



•126

### 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

•127

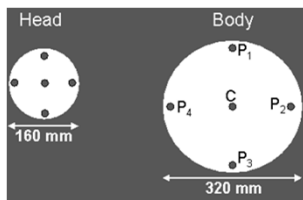
### CTDI

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

•130

### Ορισμός Weighted CTDI (CTDI<sub>w</sub>)



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

•128

### Γινόμενο Δόσης Μήκους Dose Length Product (DLP)

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

όπου L το μήκος σάρωσης

•131

### Ορισμός CTDI<sub>vol</sub>

- Απλή, συμβατική σάρωση
- N: # τομών ανά περιστροφή  
T: Ονομαστικό πάχος τομής  
Δd: Μετακίνηση τράπεζας  
μεταξύ διαδοχικών περιστροφών

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

- Ελικοειδής σάρωση

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

•129

### Εκτίμηση ενεργούς δόσης από το DLP

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

Ανατομική Περιοχή	k <sub>DLP</sub> (mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )
Κεφάλι	0.0023
Τράχηλος	0.0054
Θώρακας	0.017
Κοιλιά	0.015
Πίελος	0.019

•132

## Υλικά, Λογισμικά & Μέθοδοι Μείωσης της Δόσης



•133

## 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

•136

## Αυτόματη Επιλογή Ρεύματος

### Automatic Current Selection (ACS)

- Διαθέσιμη τεχνική σε όλα τα σύγχρονα συστήματα ΥΠΠΤ
- 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)

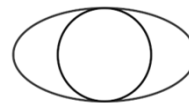
**Ως αποτέλεσμα:**

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

•134

## Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

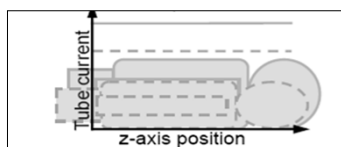
- **Γωνιακή διαμόρφωση (Rotational AEC):** συνεχής ρύθμιση mA (σε πραγματικό χρόνο) κατά την περιστροφή σε περιοχές χωρίς συμμετρία



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

•137

## Αυτόματη Επιλογή Ρεύματος

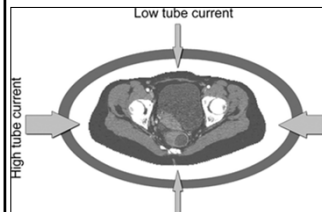


- Η συνιστώμενη τιμή mAs επιλέγεται βάσει του συντελεστή εξασθένησης από τη ψηφιακή ακτινογραφία (τοπόγραμμα)
- Η συνιστώμενη τιμή υπολογίζεται με βάση ένα μέγεθος αναφοράς (ισοδύναμη διάμετρος H<sub>2</sub>O) που έχει αποθηκευτεί στο σαρωτή για κάθε τμήμα του σώματος

•135

## Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

### Γωνιακή διαμόρφωση (Rotational AEC):



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

•138

### 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 τοπογράμμα ένα προφίλ mA κατά μήκος του z, ώστε να διατηρηθεί το απαιτούμενο επίπεδο θορύβου σε όλες τις τομές
- Εμφανίζονται 3 τιμές: Ελάχιστη, Μέση & Μέγιστη

•139

### Υπερσάρωση στην Ελικοειδή ΥΤ

**Συμβατική ΥΤ**

```

    graph LR
      A[Έκθεση] --> B[Προβολές]
      B --> C[Ανασύνθεση  
εικόνας (FBP)]
  
```

**Ελικοειδής ΥΤ**

```

    graph LR
      A[Έκθεση] --> B[Προβολές]
      B --> C[Παρεμβολή  
δεδομένων]
      C --> D[Ανασύνθεση  
εικόνας (FBP)]
  
```

•142

### Αυτόματος Έλεγχος Έκθεσης ή Αυτόματη Διαμόρφωση Ρεύματος

**Radiation Exposure Reduction**

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

•140

### Στην πράξη ...

•143

### 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

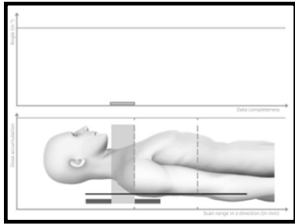
•141

### Συλλογή των δεδομένων

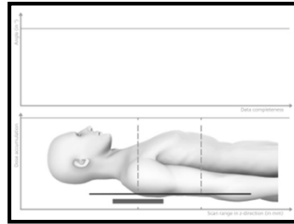
•144



### Χρήση «Δυναμικών Κατευθυντήρων»



Κατευθυντήρες συμβατικής τεχνολογίας



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

•145

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

$$\text{Κίνδυνος καρκινογένεσης} = \text{Ενεργός Δόση (Sv)} \times \text{Παράγοντας κινδύνου (1/Sv)}$$

$$0.040 \text{ Sv} \times 0.05 \text{ Sv}^{-1}$$

Ακτινοπροκλητός κίνδυνος για καρκινογένεση= 0.002 = 0.2 %

•148

### Σύγχρονα Συστήματα ΥΤΠΤ & Δόση



•146

### Εκτίμηση σχετικού κινδύνου καρκινογένεσης λόγω ιατρικής έκθεσης

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

•149

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

$$\text{Κίνδυνος καρκινογένεσης} = \text{Ενεργός Δόση (Sv)} \times \text{Παράγοντας κινδύνου (1/Sv)}$$

$$0.010 \text{ Sv} \times 0.05 \text{ Sv}^{-1}$$

Ακτινοπροκλητός κίνδυνος για καρκινογένεση= 0.0005 = 0.05 %

•147

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

$$\text{Κίνδυνος καρκινογένεσης} = \text{Ενεργός Δόση (Sv)} \times \text{Παράγοντας κινδύνου (1/Sv)}$$

$$0.010 \text{ Sv} \times 0.05 \text{ Sv}^{-1}$$

Ακτινοπροκλητός κίνδυνος για καρκινογένεση= 0.0005 = 0.05 %

Πιθανότητα ανάπτυξης καρκίνου (50 ετών) = 40 %

Συνολική πιθανότητα ανάπτυξης καρκίνου = 40.05 %

Σχετικός ακτινογενής κίνδυνος ανάπτυξης καρκίνου = 1.001

•150

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

$$\text{Κίνδυνος καρκινογένεσης} = \text{Ενεργός Δόση (Sv)} \times \text{Παράγοντας κινδύνου (1/Sv)}$$

$$0.040 \text{ Sv} \times 0.05 \text{ Sv}^{-1}$$

Ακτινοπροκλητός κίνδυνος για καρκινογένεση = 0.002 = 0.2 %

Πιθανότητα ανάπτυξης καρκίνου (50 ετών) = 40 %

Συνολική πιθανότητα ανάπτυξης καρκίνου = 40.2 %

Σχετικός ακτινογενής κίνδυνος ανάπτυξης καρκίνου = 1.005

•151



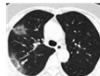
## Αιτιολόγηση

Εξέταση	Ενεργός δόση (mSv)	Κίνδυνος %
ΥΤ άνω- κάτω κοιλίας	12	0.06000
ΥΤ θώρακος	10	0.05000
ΥΤ Πυέλου	8	0.04000
Πνευμογραφία (i.v.)	2.5	0.01250
Θωρακική μοίρα	1.4	0.00700
Κάτω κοιλία	0.6	0.00300
Θώρακος	0.10	0.00050
Άκρα	0.06	0.00003

UNSCEAR 2000

•154

## Εκτίμηση και αποδοχή ακτινογενούς κινδύνου από διαγνωστικές εξετάσεις

Τυπική Τιμή Ενεργός Δόσης (mSv)	Τιμές Ισοδύναμου Χρόνου Ακτινοβολίας Υποβάθρου	Πιθανότητα εμφάνισης θανατηφόρου καρκίνου
 Αθήνα - Νέα Υόρκη	2 εβδομάδες	5 ανά 1,000,000
	2 εβδομάδες	5 ανά 1,000,000
	200 εβδομάδες	500 ανά 1,000,000

•152

## Εκτίμηση Ακτινογενούς Κινδύνου

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



•155

## Ανάλυση Κινδύνου-Οφέλους



Πρέπει να σταθμίζεται ο δυνητικός κίνδυνος λόγω της έκθεσης έναντι

- του πιθανού οφέλους λόγω διεξαγωγής της εξέτασης
- ή
- του πιθανού κινδύνου από τη μη διεξαγωγή της εξέτασης

•153

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

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

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



Physica Medica  
Volume 45, January 2018, Pages 146-155



Original paper  
Patient-specific organ and effective dose estimates in pediatric oncology computed tomography

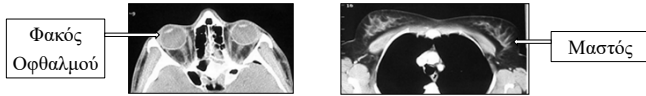
Yiming Guo<sup>1</sup>, A. B. Brian Quinn<sup>1</sup>, Noora Fawzi Tashir<sup>2</sup>, Gerald Behr<sup>3</sup>, Usman Mahmood<sup>4</sup>, Daniel Liang<sup>5</sup>, X. George Xu<sup>6</sup>, Juan St. Germain<sup>7</sup>, Lawrence T. Chaw<sup>8</sup>

•156

## Εξατομικευμένη Εκτίμηση Ακτινογενούς Κινδύνου

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

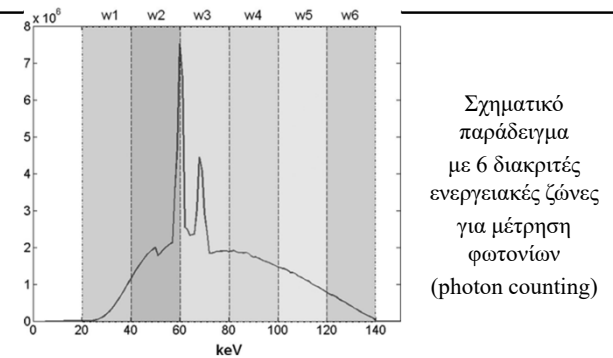
- Μέτρηση της απορροφούμενης δόσης από τα όργανα / ιστούς μιας και διαφορετικά όργανα / ιστοί παρουσιάζουν διαφορετική ακτινοευαισθησία



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

•157

## Πολυενεργειακή (Φασματική) ΥΤ

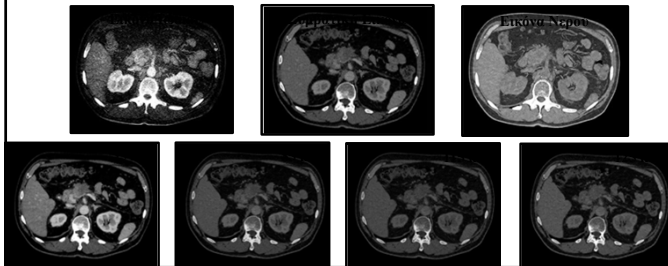


•160

## Συμπεράσματα: Τεχνολογία & Κλινικές Εφαρμογές

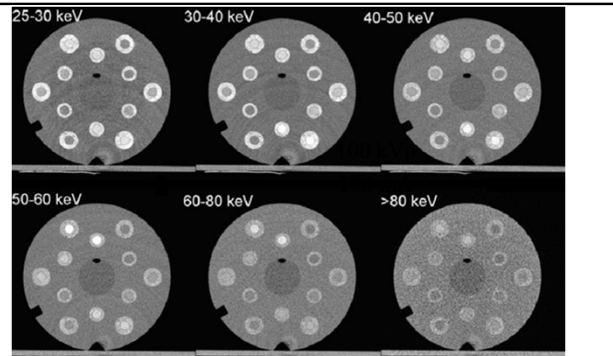
Η ΥΤ συνεχίζει την εξελικτική της διαδρομή μέσα από τη συντέλεση νέων τεχνολογικών επιτευγμάτων...

### Φασματική Απεικόνιση



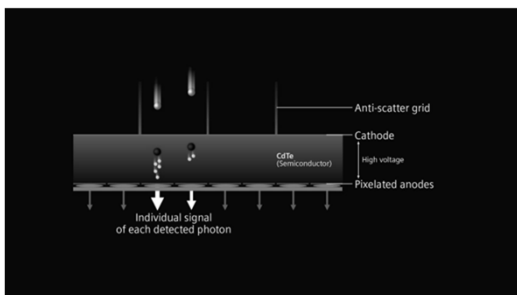
•158

## Πολυενεργειακή (Φασματική) ΥΤ



•161

## 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

•159

## Συμπεράσματα: Αρχές Ακτινοπροστασίας

### ✓ Αρχή Αιτιολόγησης

Όχι αλόγιστη χρήση. Να εξετάζονται αυτοί για τους οποίους προκύπτει συγκεκριμένο και ουσιώδες όφελος (evidence based medicine). Ανεξαρτήτως δόσης, πρέπει να ακολουθούνται οι κατευθυντήριες γραμμές για ιατρική έκθεση<sup>1</sup> και τα κριτήρια καταλληλότητας για τη χρήση της ΥΤ

### ✓ Αρχή Βελτιστοποίησης

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

### ✓ Αρχή Ορίων Δόσεων

Τήρηση των ορίων για το κοινό και για τους εργαζόμενους

1. [http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/118\\_update\\_en.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/118_update_en.pdf)

•162