

ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Παντελής Καραίσκος

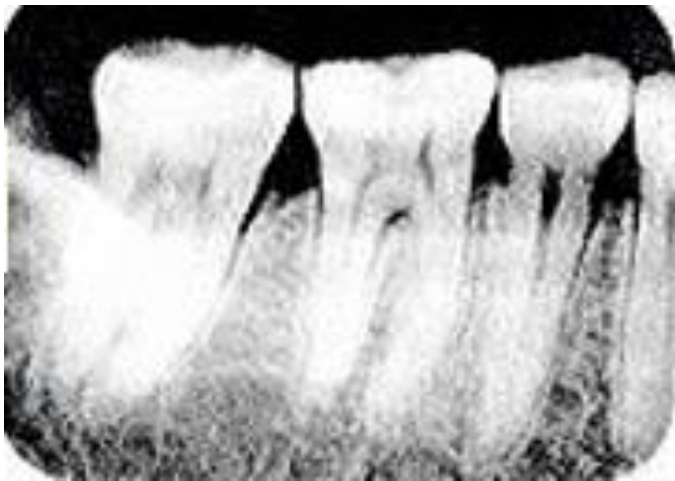
Καθ. Ιατρικής Φυσικής

e-mail: pkaraisk@med.uoa.gr

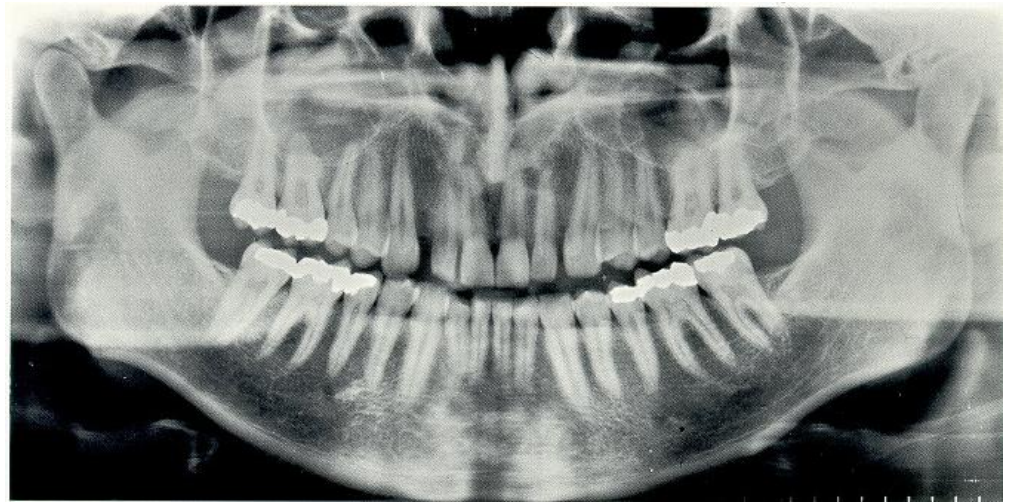
ΕΙΣΑΓΩΓΗ

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

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

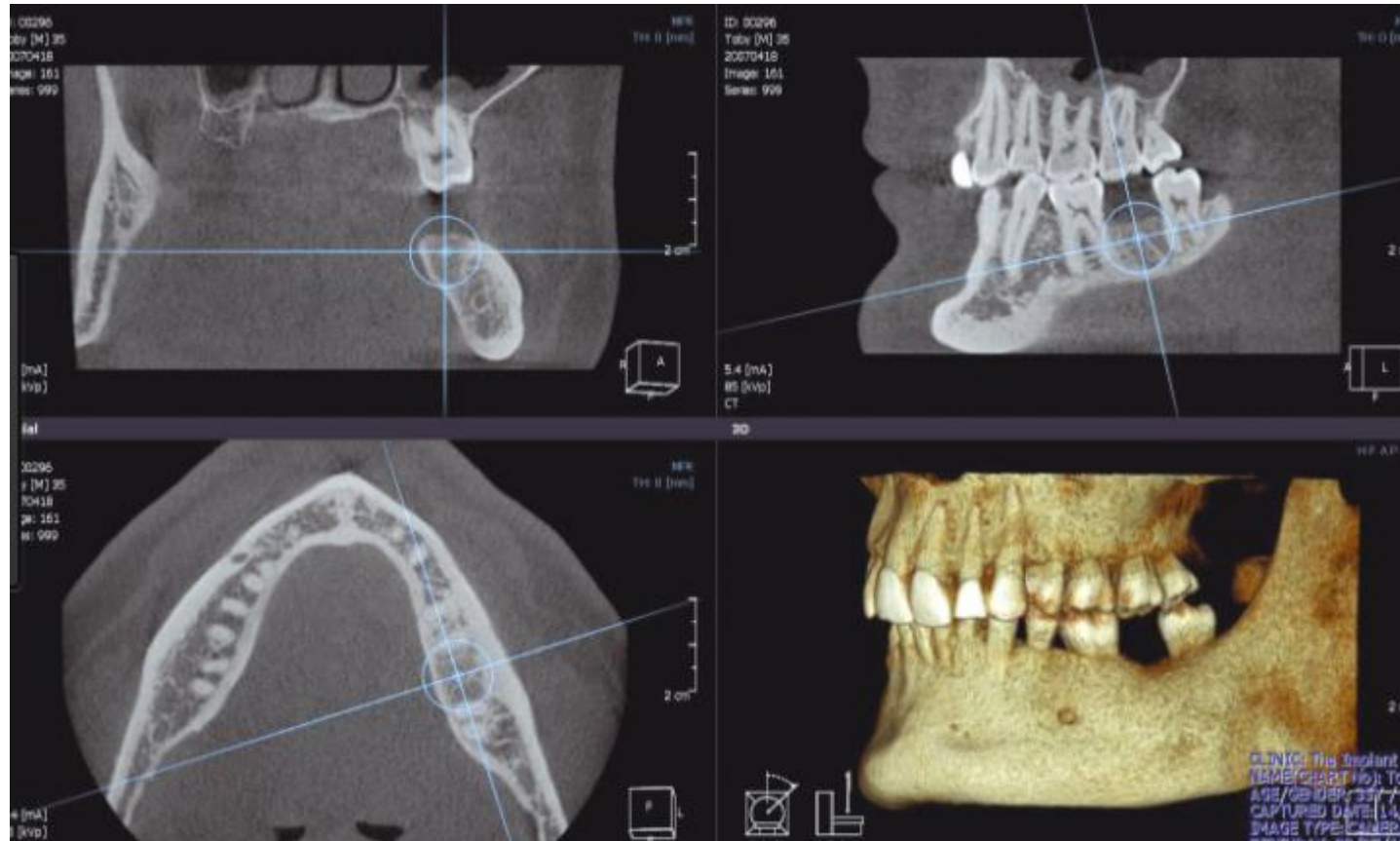


Ακτινογραφία



Πανοραμική Ακτινογραφία

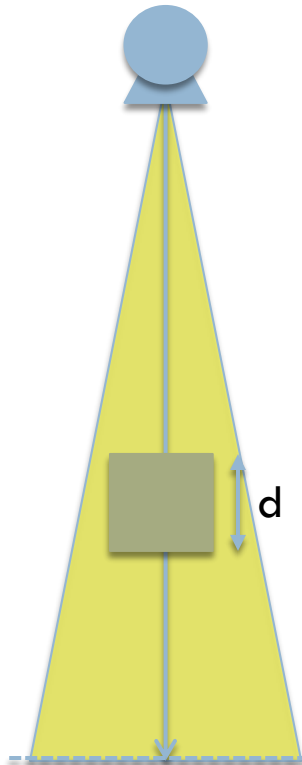
ΕΙΣΑΓΩΓΗ



Αξονική τομογραφία

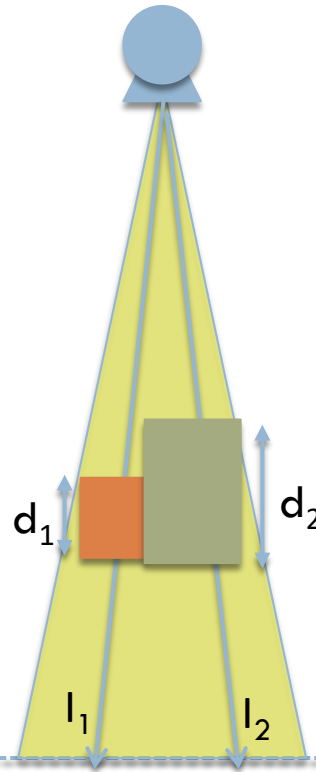
ΕΚΘΕΤΙΚΗ ΕΞΑΣΘΕΝΗΣΗ

Λυχνία Ακτίνων-χ

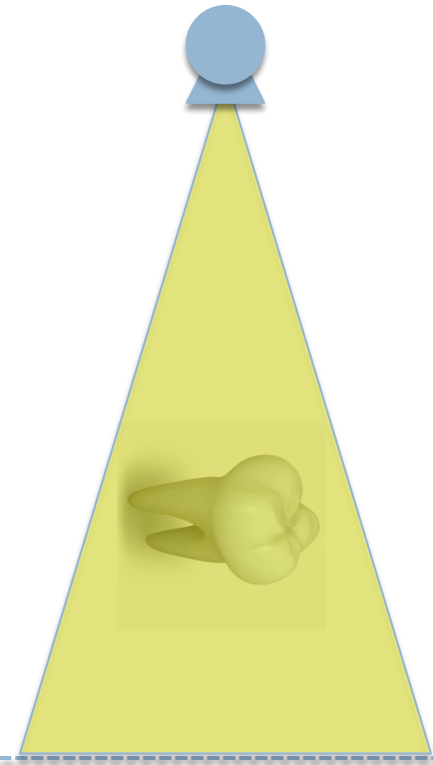


$$I = I_0 e^{-\mu(E, Z, r) d}$$

Λυχνία Ακτίνων-χ



Λυχνία Ακτίνων-χ



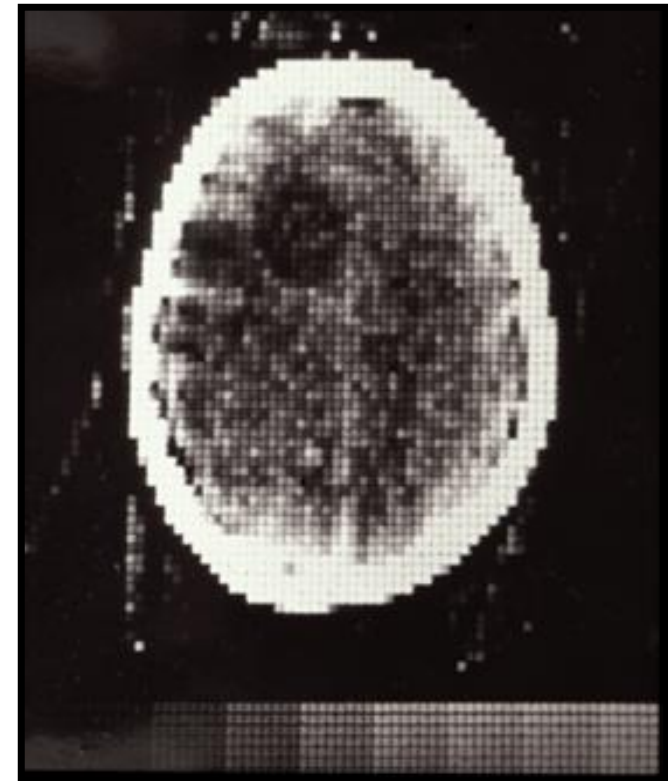
Απλή ακτινογραφία ακτίνων-χ

Τα βασικότερα μειονεκτήματα της μεθόδου της ακτινογραφίας είναι :

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

Υπολογιστική (Αξονική) τομογραφία

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



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”

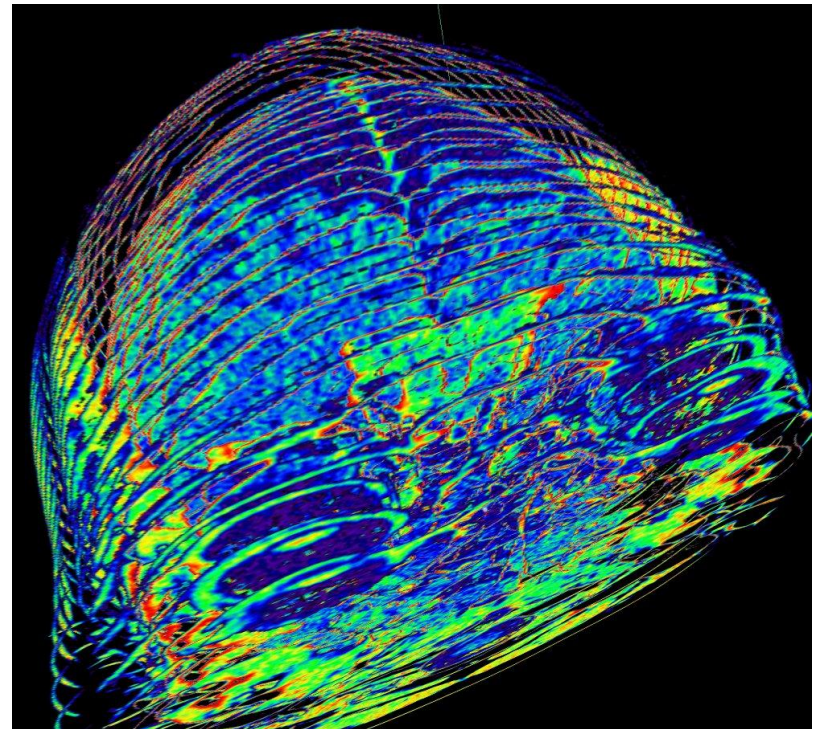
- Στην Ελλάδα έχει επικρατήσει ο όρος Αξονική Τομογραφία



Αξονική Τομογραφία

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

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



Βασικές Αρχές ΥΤ

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

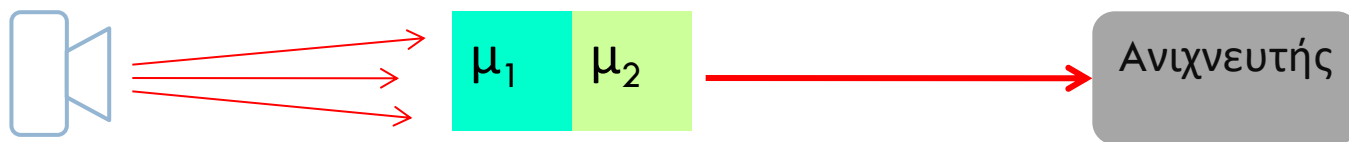
$$I = I_0 * \exp -(\mu x)$$



Βασικές Αρχές ΥΤ

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

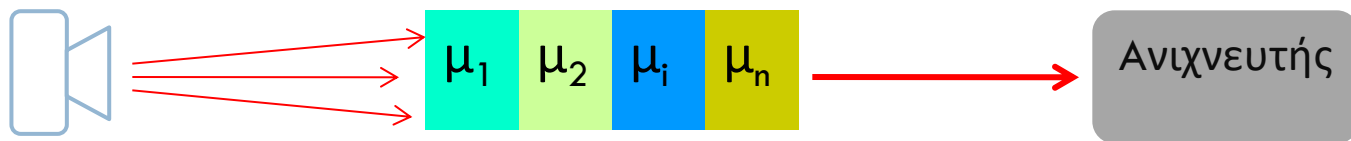
$$I = I_0 * \exp -(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)$$



Βασικές Αρχές ΥΤ

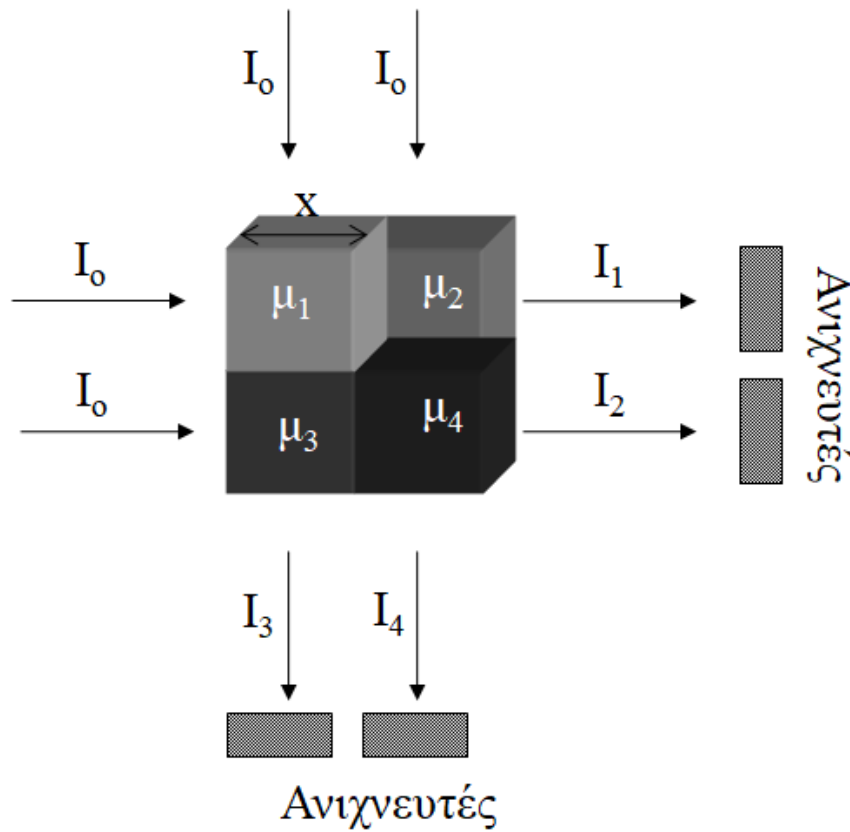
Αν έχουμε n τμήματα με διαφορετικούς συντελεστές εξασθένησης το καθένα, τότε η ανιχνεύσιμη ένταση της ακτινοβολίας, I , δίδεται από

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



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

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ



$$I_1 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)x}$$

$$I_2 = I_0 e^{-(\mu_3 + \mu_4)x}$$

$$I_3 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_3)x}$$

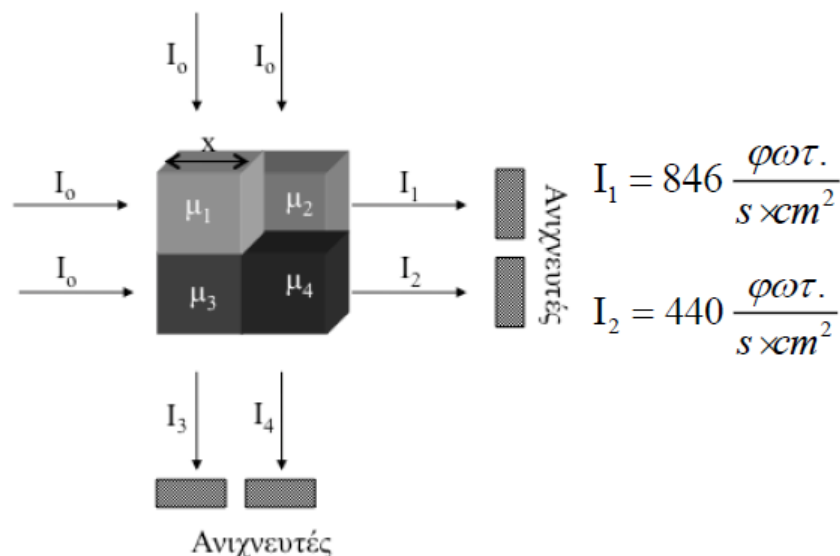
$$I_4 = I_0 e^{-(\mu_2 + \mu_4)x}$$

Σύστημα
εξισώσεων
4x4

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

ΕΦΑΡΜΟΓΗ :

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



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

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

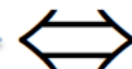
Το σύστημα των εξισώσεων γίνεται:

$$\mu_1 + \mu_2 = 0.167$$

$$\mu_3 + \mu_4 = 0.82$$

$$\mu_1 + \mu_3 = 0.56$$

$$\mu_2 + \mu_4 = 0.4101$$



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

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

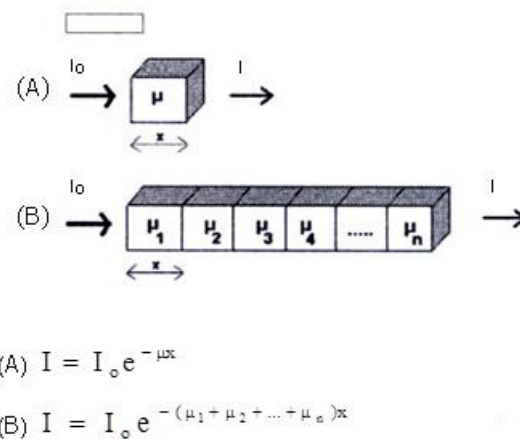
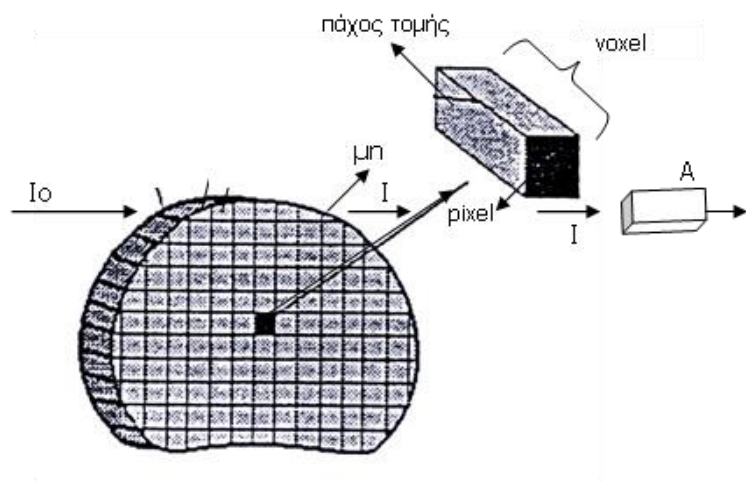
$\mu_3 = 0.41 \text{ cm}^{-1}$ (για $E = 100 \text{ keV}$, η τιμή αυτή αντιστοιχεί στο οστό)

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

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

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

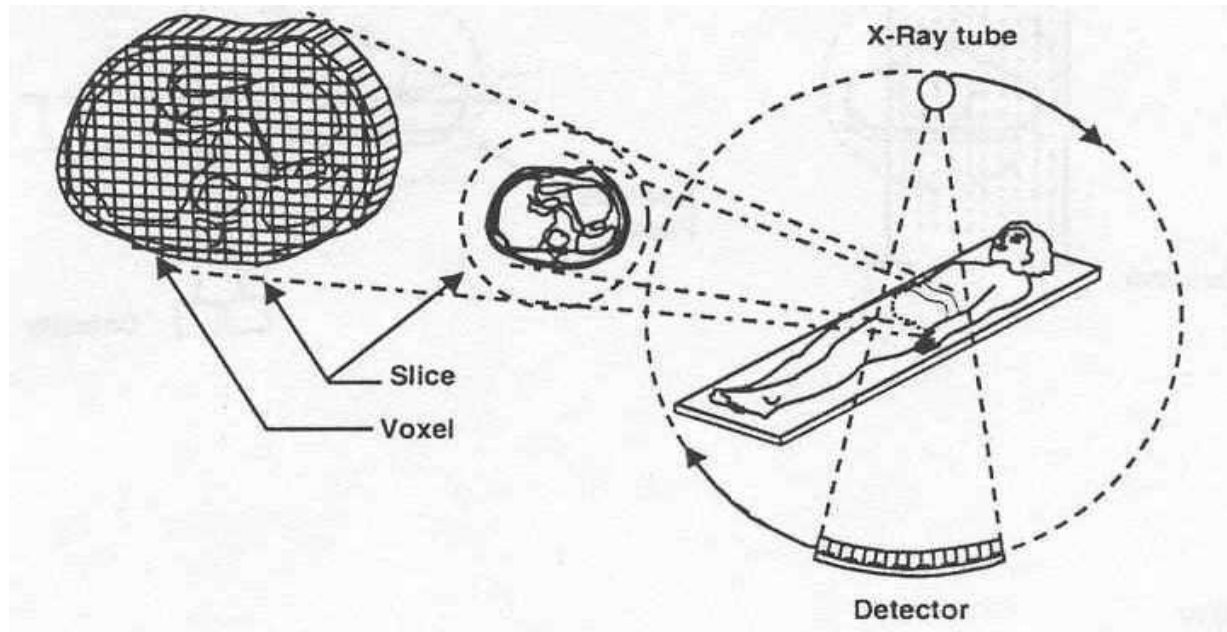
□ ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΜΗΣ ΚΑΙ ΣΤΟΙΧΕΙΟΥ ΟΓΚΟΥ (voxel)



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

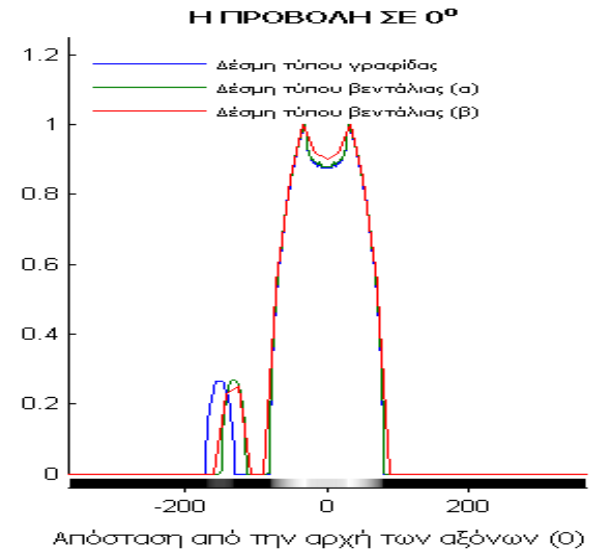
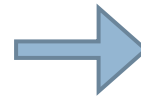
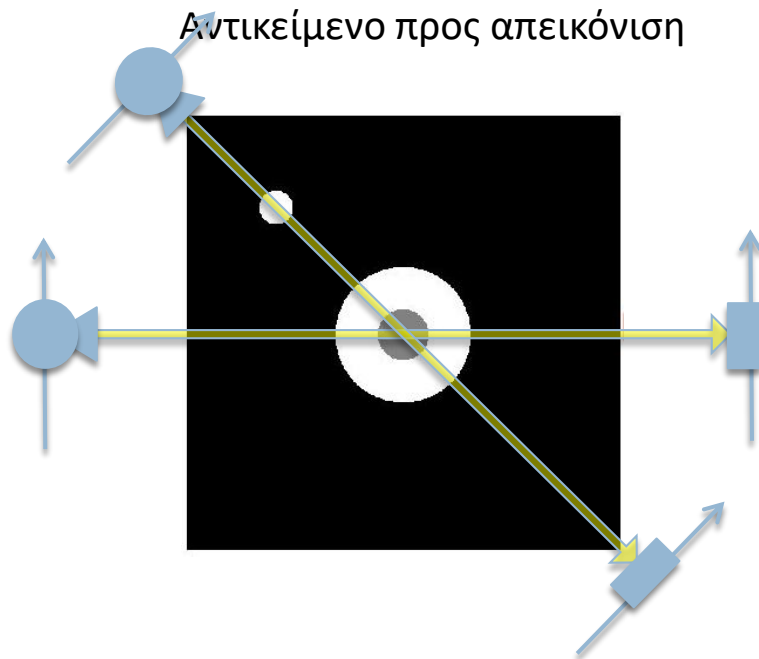
“Ορισμός” Υπολογιστικής Τομογραφίας

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



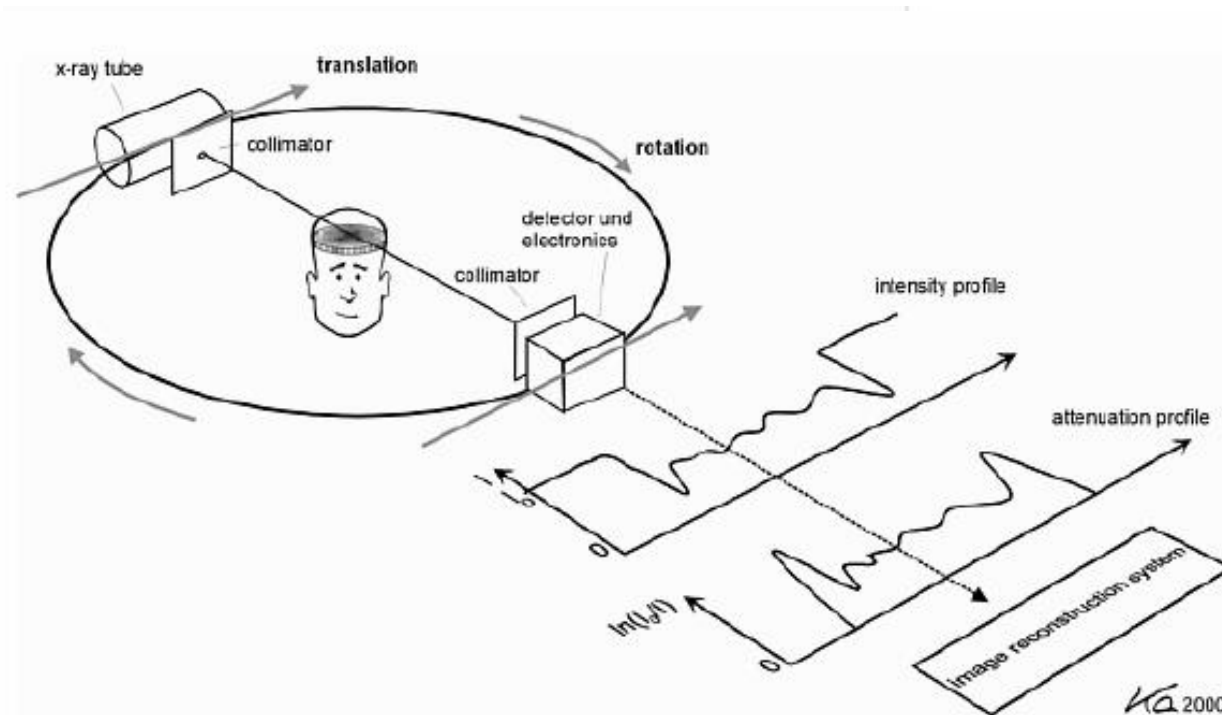
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

□ Συλλογή μετρήσεων - Η έννοια της προβολής



ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

- Συλλογή μετρήσεων – Η έννοια της προβολής



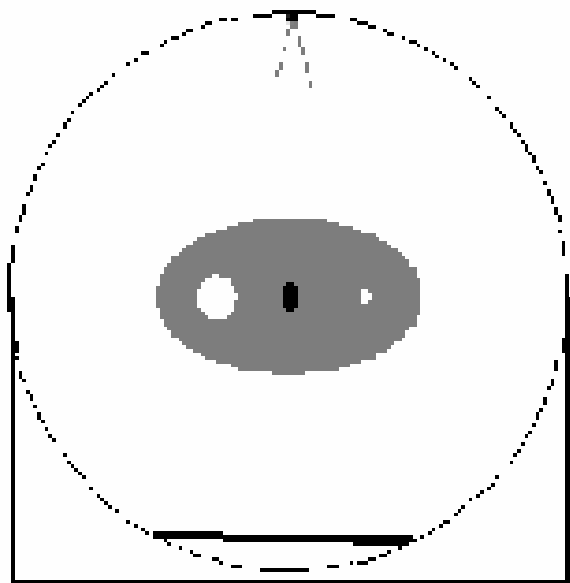
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

- Συλλογή μετρήσεων – Η έννοια της προβολής

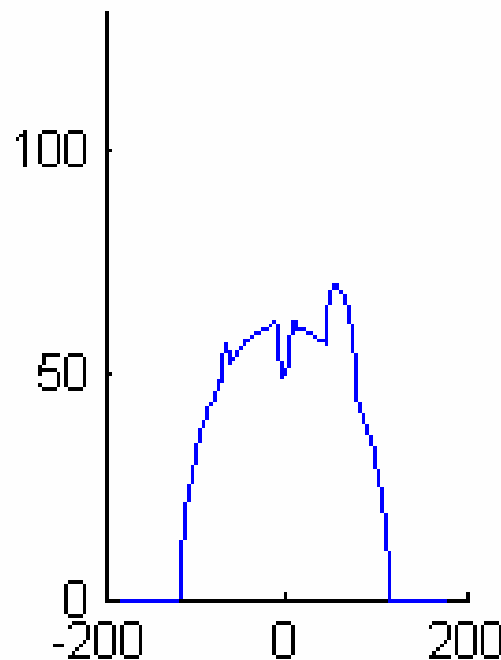
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ

- Συλλογή μετρήσεων – Η έννοια της προβολής

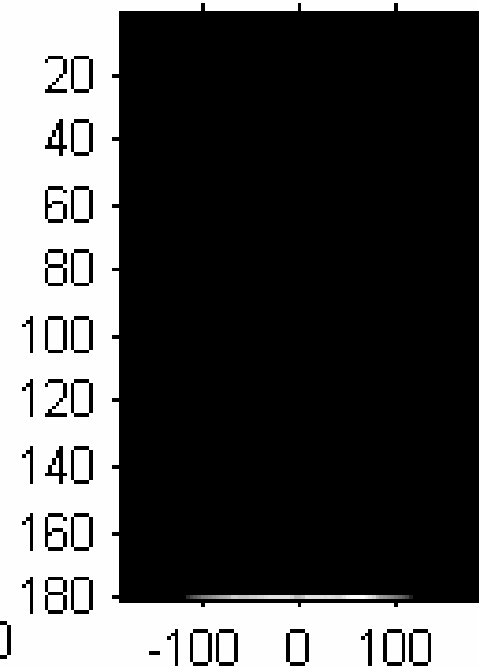
Ο ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΣ



Η ΠΡΟΒΟΛΗ (179°)



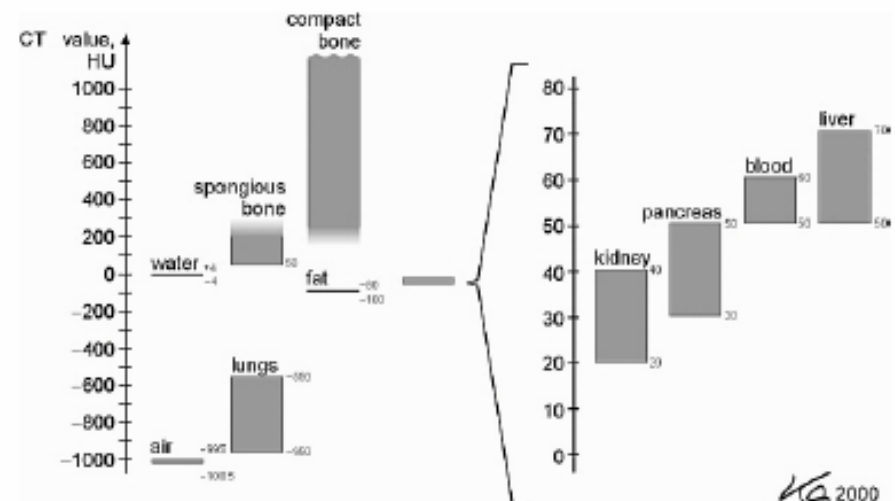
ΤΟ ΗΜΙΤΟΝΟΓΡΑΜΜΑ



ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

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

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



ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

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

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

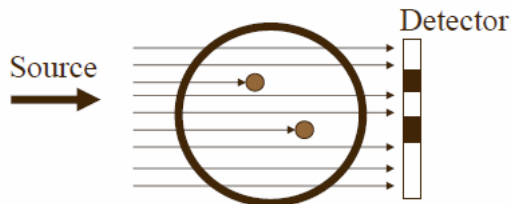
□ Ανακατασκευή εικόνας

▣ Μέθοδος οπισθοπροβολής (Backprojection)

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

▣ Η κύρια μέθοδος ανακατασκευής εικόνων – πολύ γρήγορη

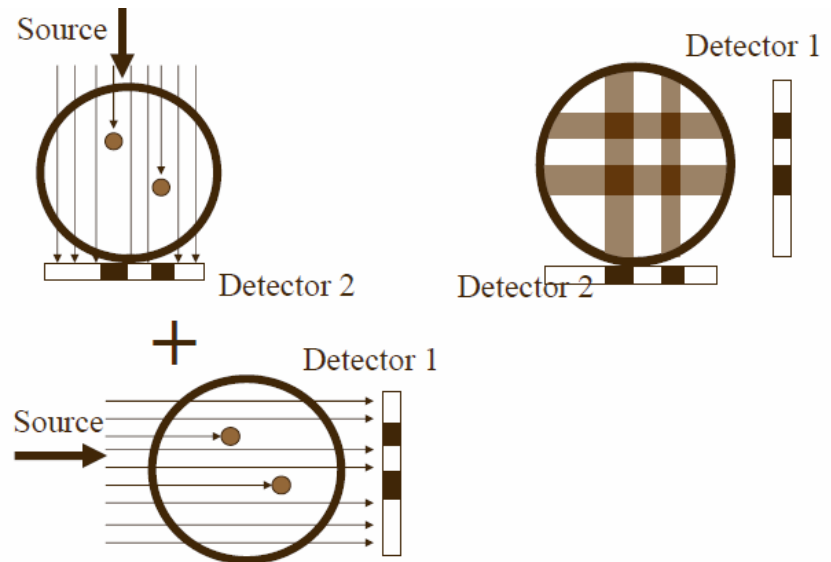
1 προβολή



inverse = 1 back projection

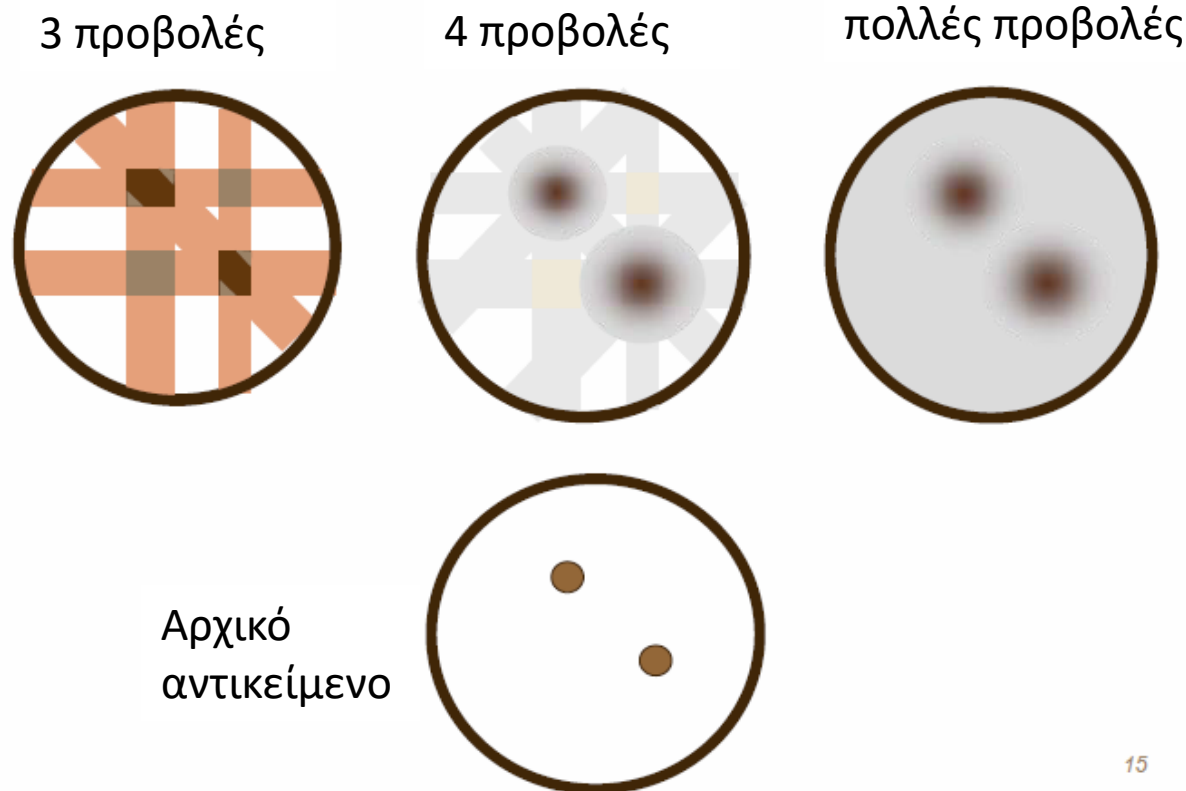


2 προβολές



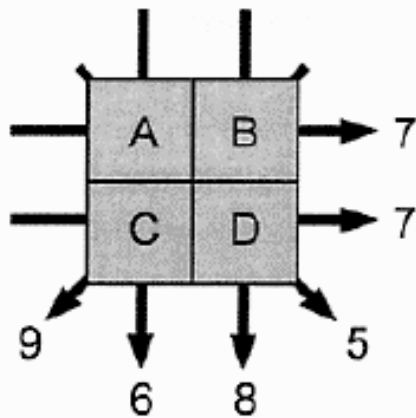
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

- Ανακατασκευή εικόνας
 - ▣ Μέθοδος οπισθοπροβολής (Backprojection)



ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

- Αναλυτικές μέθοδοι = επίλυση του συστήματος των αγνώστων



problem

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

method

2	5
4	3

solution

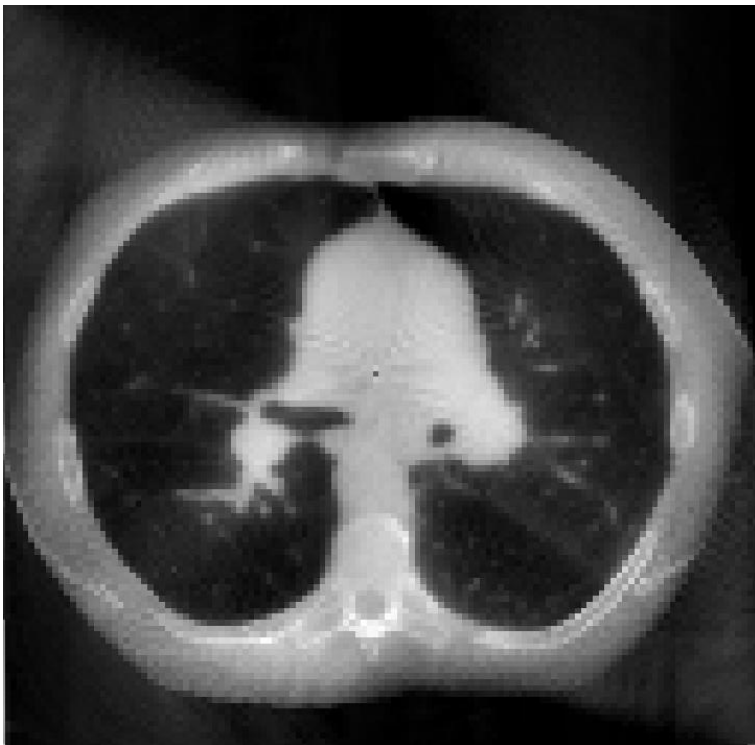
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

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

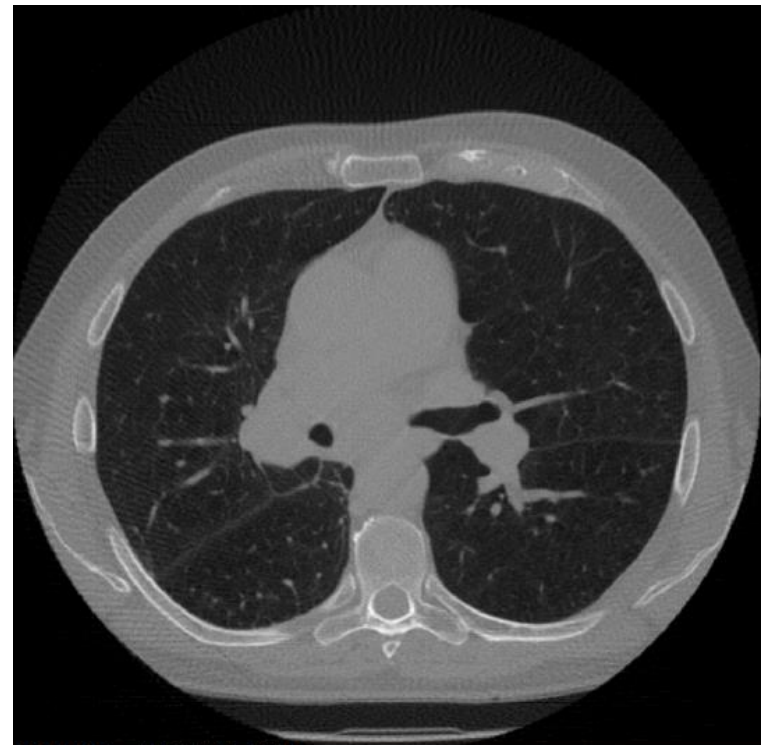
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

□ Επαναληπτικές μέθοδοι - Παράδειγμα

5 Επαναλήψεις



50 Επαναλήψεις

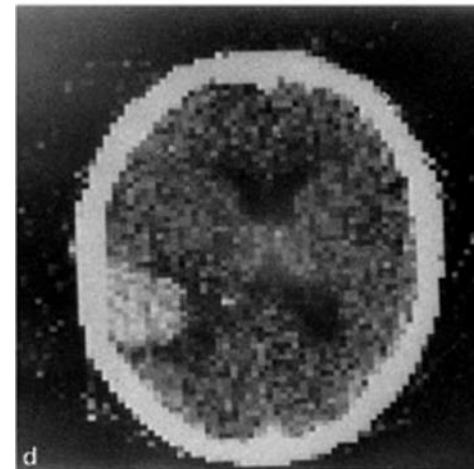


Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

Ο πρώτος υπολογιστικός τομογράφος



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

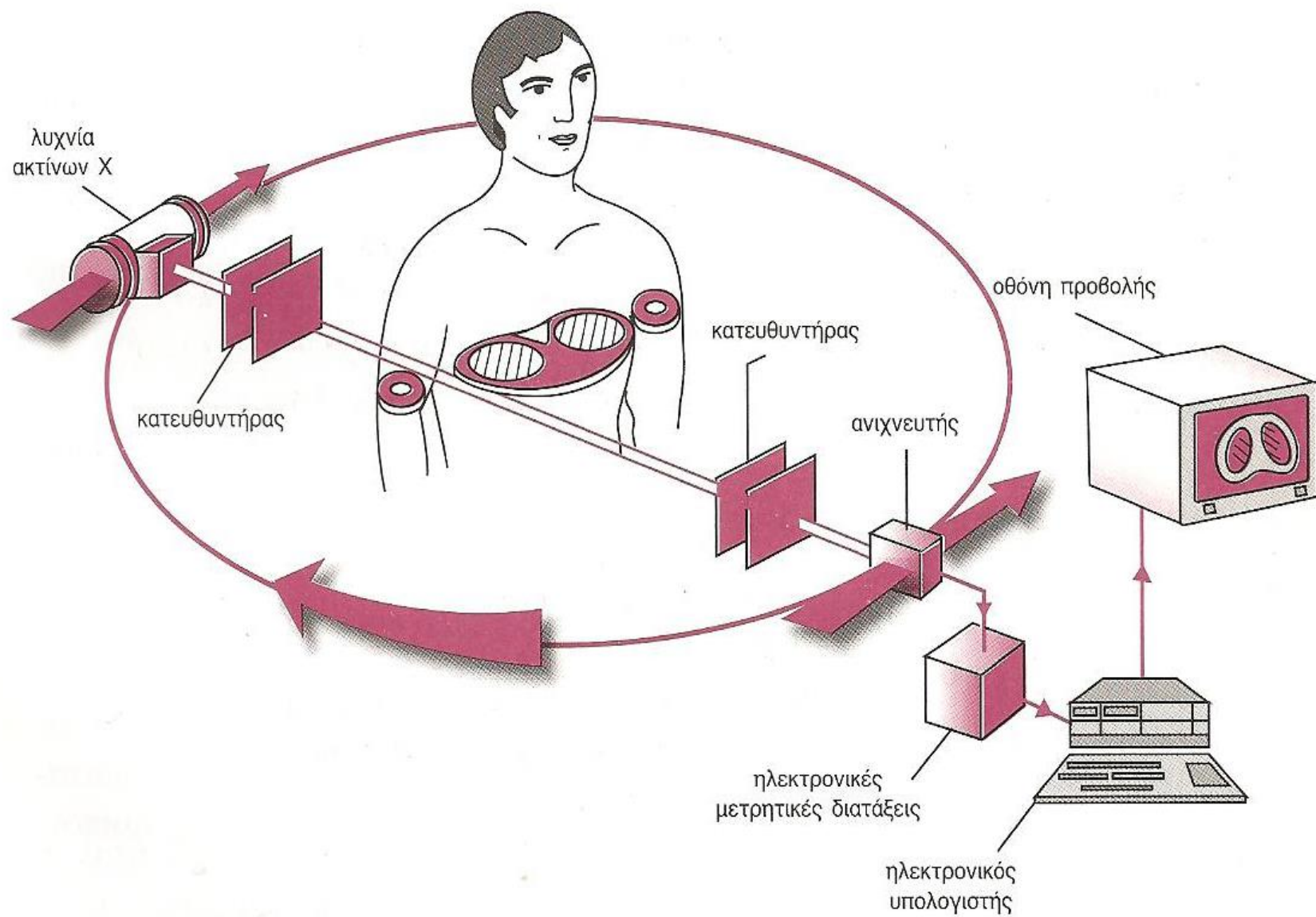


Σύγχρονος υπολογιστικός τομογράφος



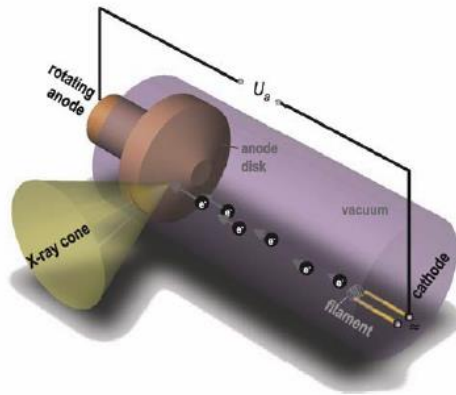
Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

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



Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

□ Η λυχνία παραγωγής ακτίνων – x

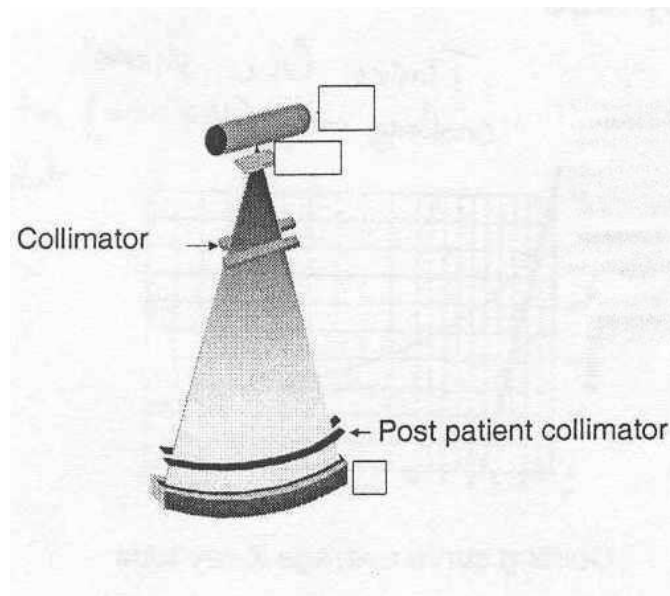


1. Πολυενεργειακό φάσμα ακτίνων-x
2. Μεγάλο θερμικό φορτίο
 - Άνοδος από κράμα βολφραμίου-ρηνίου
 - Περιστρεφόμενη άνοδος για καλύτερη απαγωγή της θερμότητας
3. Σταθερή ένταση δέσμης ακτινοβολίας x και σταθερότητα υψηλής τάσης επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων.
4. Τυπικές υψηλές τάσεις λειτουργίας 80 έως 140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

Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

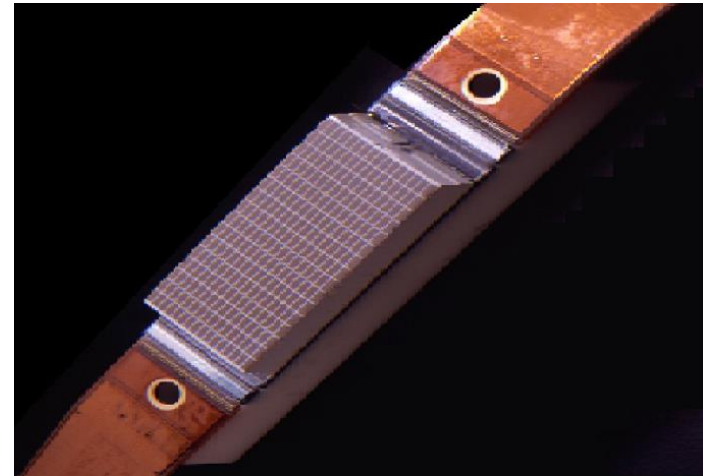
□ Κατευθυντήρες

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



Περιγραφή συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας

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



Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

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

Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

□ Θόρυβος

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

Αριθμοί CT μιας περιοχής νερού (HU = 0)

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

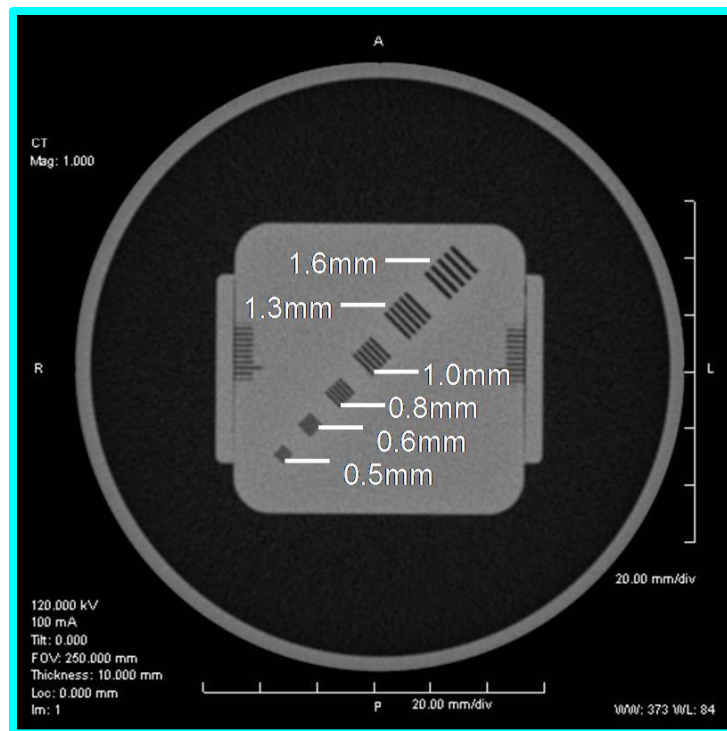
Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

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

Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

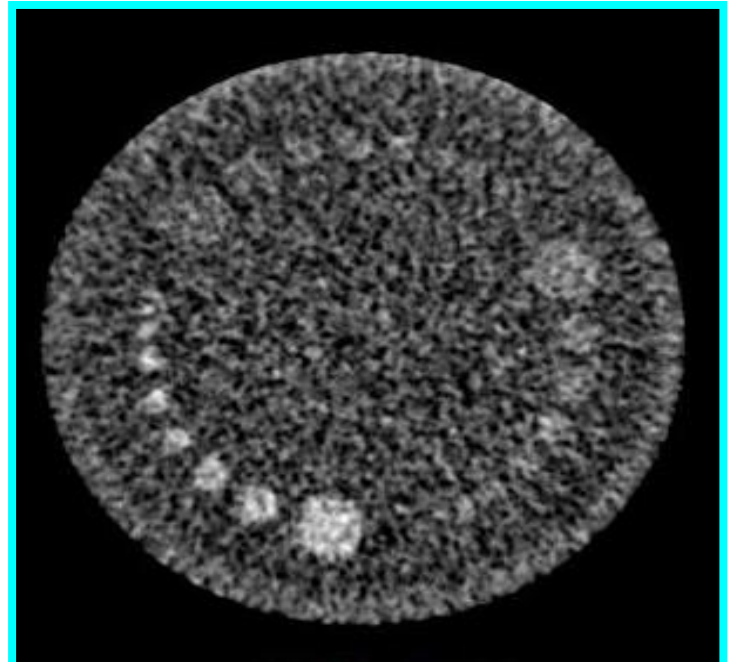
- **Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης (spatial resolution) ή χωρική διακριτική ικανότητα**
 - ▣ εκφράζει την ικανότητα του συστήματος να ξεχωρίζει σαν διαφορετικές, δομές υψηλής πυκνότητας που βρίσκονται σε μικρή απόσταση μεταξύ τους.
 - ▣ Με άλλα λόγια εκφράζει το μέγεθος του μικρότερου αντικειμένου (ή δομής) υψηλής αντίθεσης (υψηλής πυκνότητας), το οποίο είναι δυνατόν να απεικονισθεί.

Στην πράξη η **χωρική διακριτική ικανότητα** ορίζεται ως η ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο αντικειμένων που μπορούν να διακριθούν σαν δύο διαφορετικά αντικείμενα
Εξαρτάται κυρίως από τις διαστάσεις της μήτρας της εικόνας (δηλ. το μέγεθος του pixel).



Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

- **Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης ή αντίθεση**
 - ▣ εκφράζει την ικανότητα του συστήματος υπολογιστικής τομογραφίας να διακρίνει δύο αντικείμενα (δομές) που έχουν μικρή διαφορά πυκνοτήτων μεταξύ τους.
- Στην πράξη ορίζεται σαν το μικρότερο μέγεθος ενός αντικειμένου που είναι ορατό σε σχέση με το υπόστρωμα της εικόνας.
- Στο εικονιζόμενο ομοίωμα μετράται η διάμετρος της μικρότερης οπής που μπορεί να διακριθεί για συγκεκριμένες συνθήκες αντίθεσης (π.χ. 0.3%) & έκθεσης (δόσης)

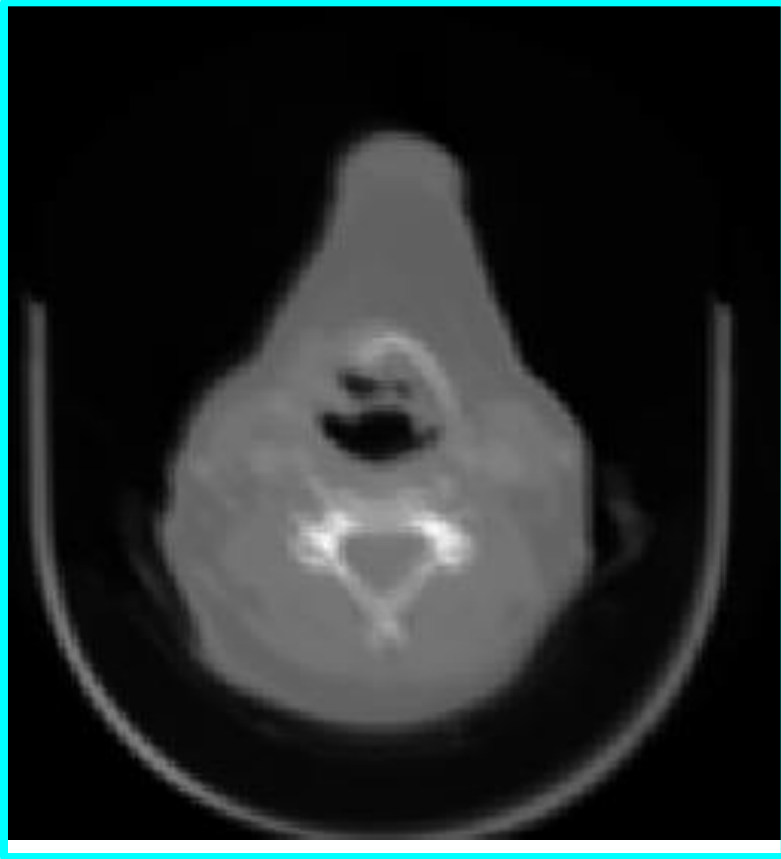


Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

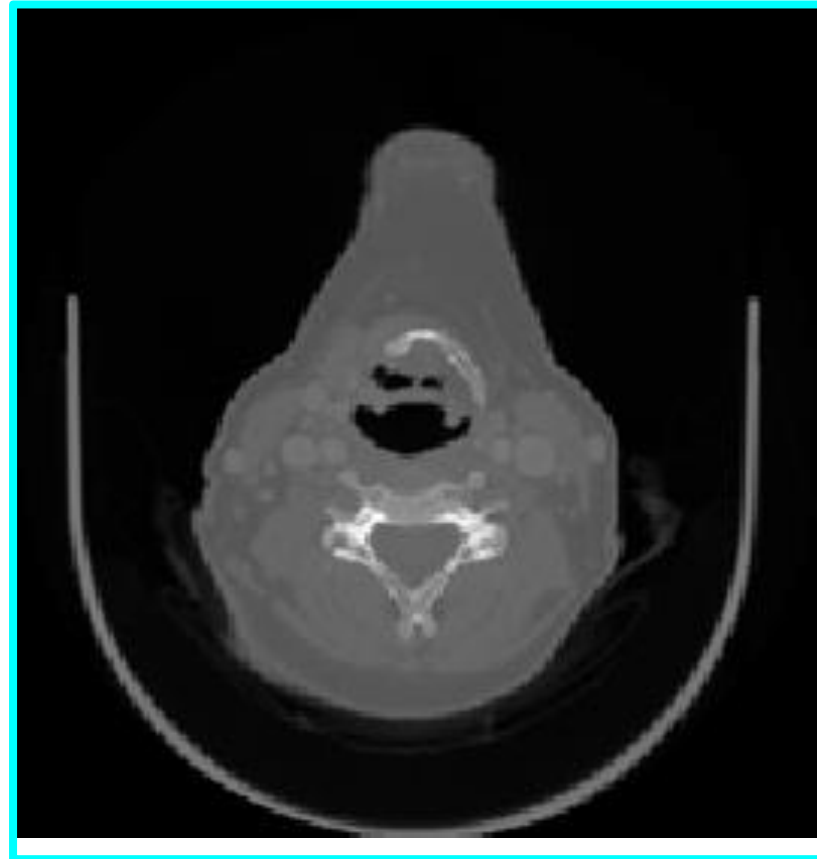
□ Ασάφεια

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

Ποιότητα Εικόνας ΥΤ: Ασάφεια



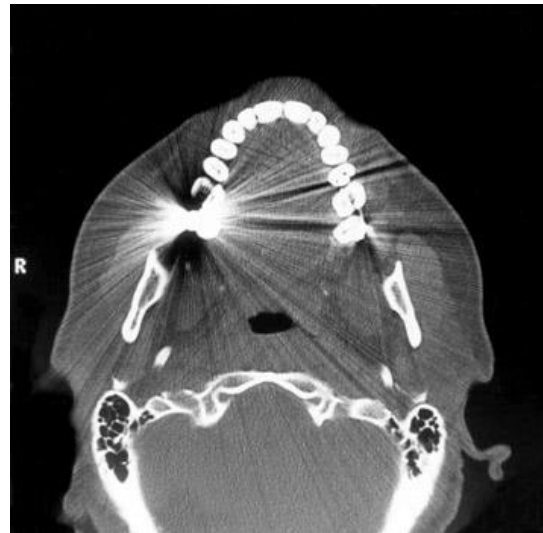
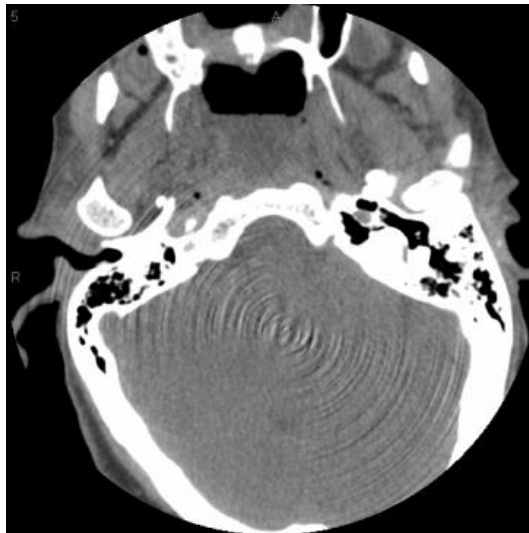
Με ασάφεια



Χωρίς ασάφεια

Ποιότητα εικόνας στην αξονική τομογραφία

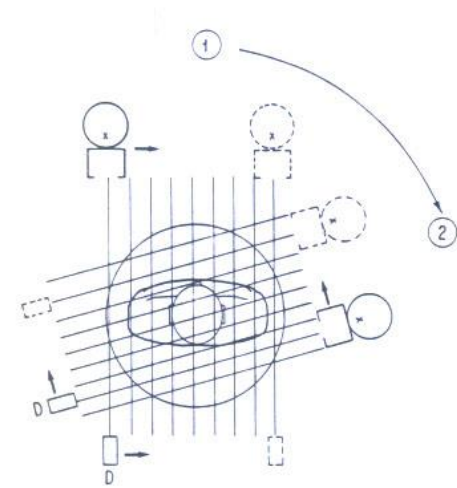
- Ψευδοδομές (artifacts)
 - είναι παραμορφώσεις που παρουσιάζονται στην εικόνα της υπολογιστικής τομογραφίας και δεν αντιστοιχούν σε πραγματικές ανατομικές δομές.
- Οφείλονται σε διαφορετικούς παράγοντες όπως :
 - Την σκλήρυνση της δέσμης των ακτίνων Χ [ελάττωση του περιεχομένου της δέσμης των ακτίνων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



ΓΕΝΙΕΣ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ

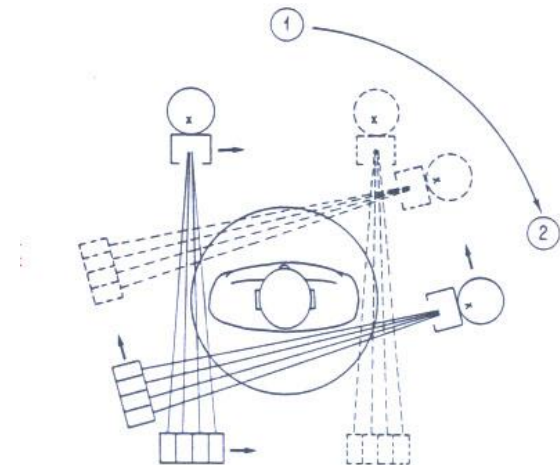
□ 1^η γενιά

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



□ 2^η γενιά

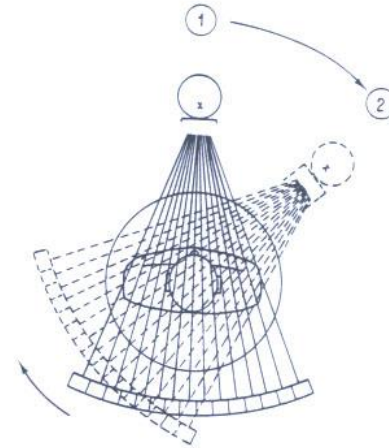
- Αποκλίνουσα δέσμη (άνοιγμα 10°)
- 30 ανιχνευτές
- Μετατόπιση – περιστροφή
- Χρόνος ακτινοβολήσης : 20 sec



ΓΕΝΙΕΣ ΑΞΟΝΙΚΩΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΩΝ

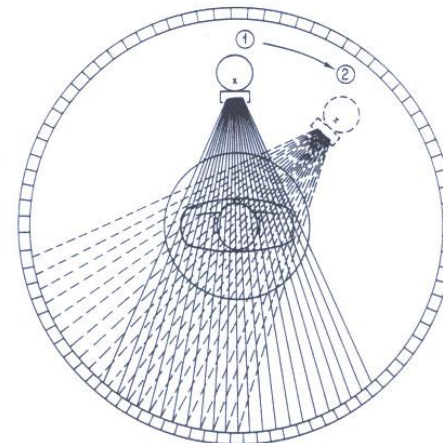
□ 3^η γενιά

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



□ 4^η γενιά

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



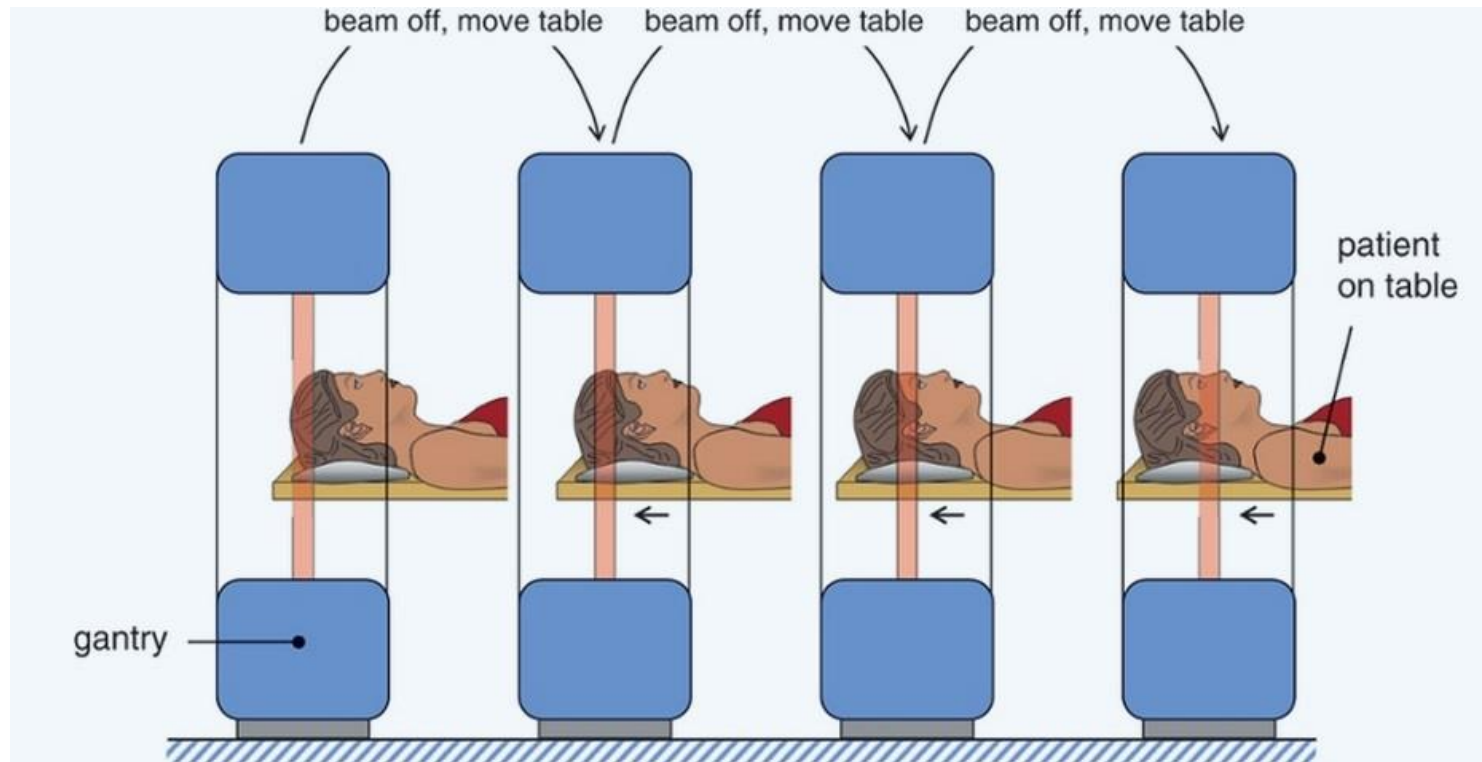
Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές

Συμβατική (απλή) λήψη: Λήψη τομή-τομή

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

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

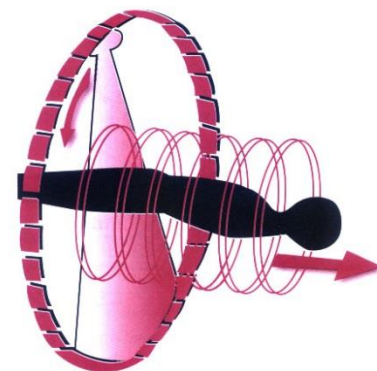
Συμβατική ΥΤ: Βασικές Αρχές



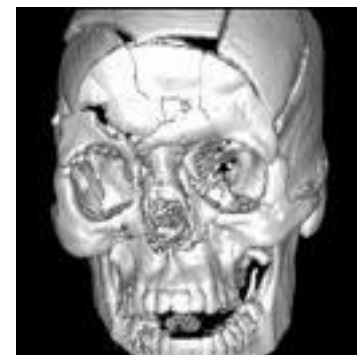
Μεγάλος συνολικός χρόνος εξέτασης για επαρκή ανατομική κάλυψη με συνεχόμενες τομές

Ελικοειδής αξονικός τομογράφος

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



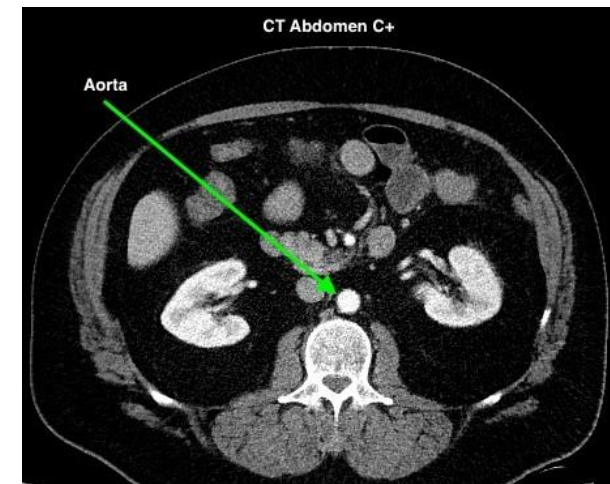
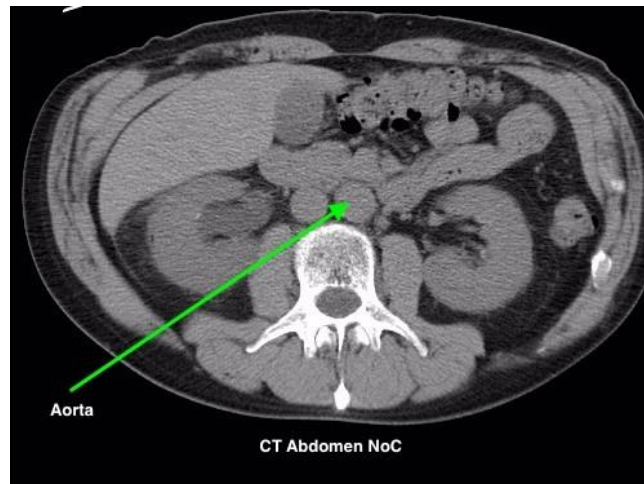
Σύστημα ελικοειδούς σάρωσης.



Σκιαγραφικό μέσο στην ΥΤ

Εξάρτηση της Αντίθεσης από το Υλικό (Ατομικό Αριθμό, Z)

- Λίπος = 6.46
- Νερό = 7.51
- Μαλακά μόρια = 7.64
- Οστό = 12.31



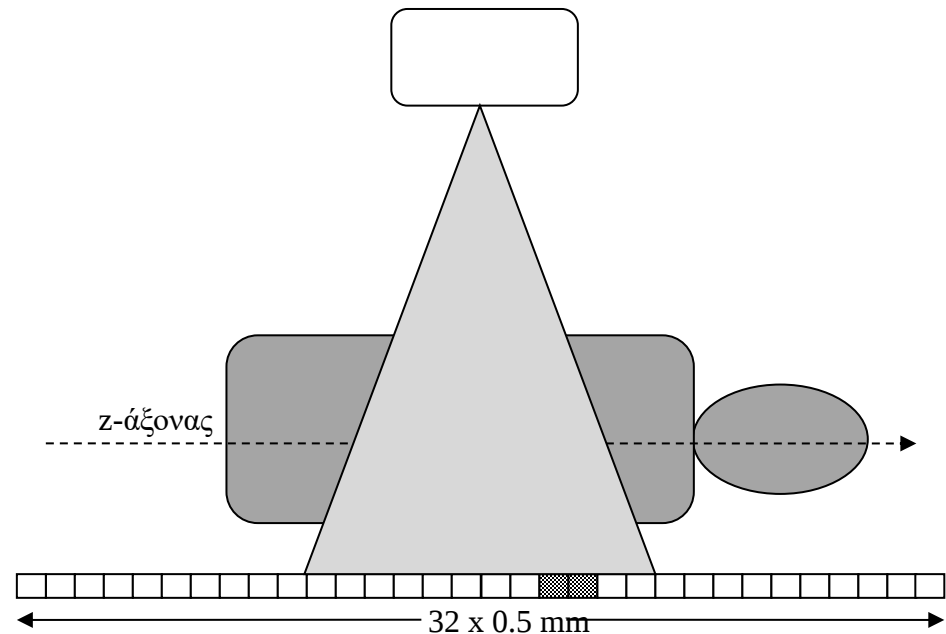
- Ιώδιο = 53

H																	He
Li	Be	Periodic Table of Elements										B	C	N	O	F	Ne
Na	Mg											Al	Si	P	S	Cl	Ar
K	Ca	Sc	Ti	V	Cr	Mn	Fe	Co	Ni	Cu	Zn	Ga	Ge	As	Se	Br	Kr
Rb	Sr	Y	Zr	Nb	Mo	Tc	Ru	Rh	Pd	Ag	Cd	In	Sn	Sb	Te	I	Xe
Cs	Ba	La	Hf	Ta	W	Re	Os	Ir	Pt	Au	Hg	Tl	Pb	Bi	Po	At	Rn
Fr	Ra	Ac	Unq	Unp	Unh	Uns	Uno	Une	Uun	Uuu	Uub	Uut	Uuq	Uup	Uuh	Uus	Uuo
Ce	Pr	Nd	Pm	Sm	Eu	Gd	Tb	Dy	Ho	Er	Tm	Yb	Lu				
Th	Pa	U	Np	Pu	Am	Cm	Bk	Cf	Es	Fm	Md	No	Lr				



Τομογράφοι πολλαπλών τομών

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

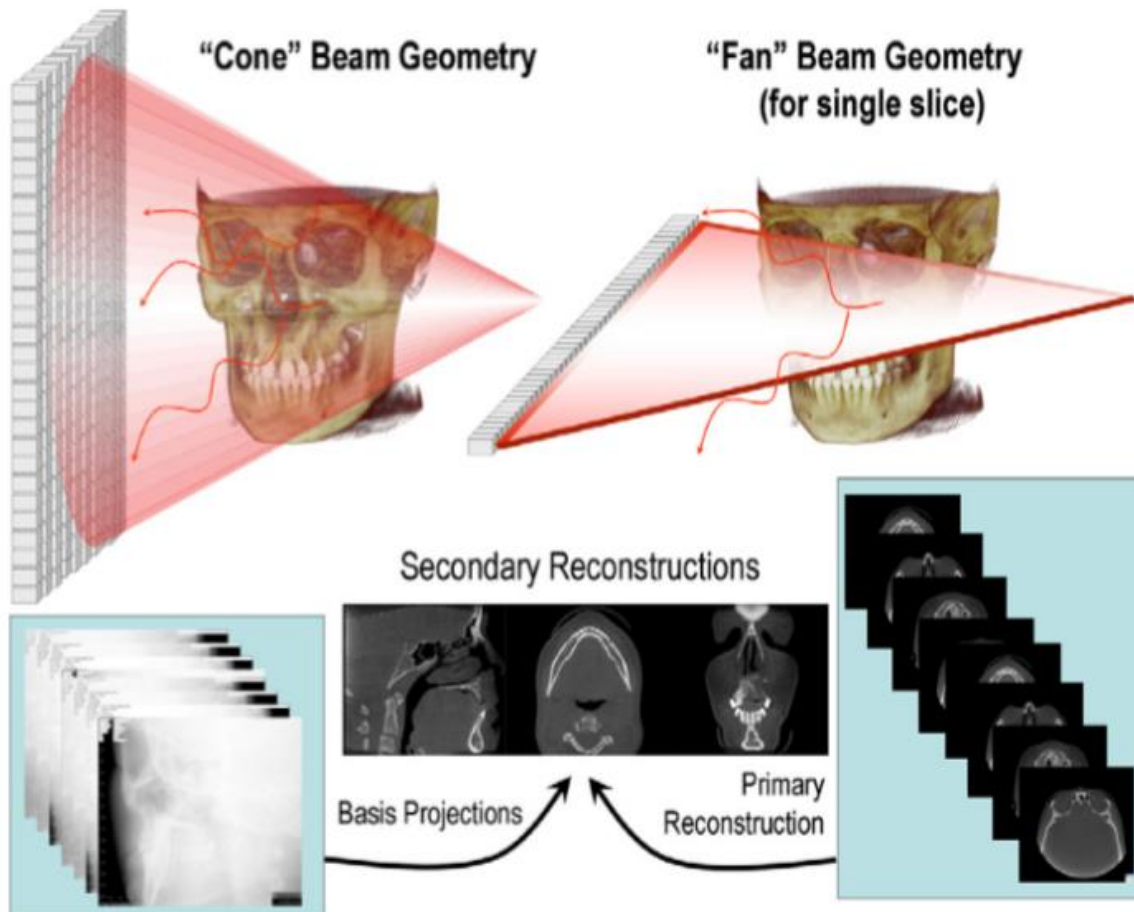


Υπολογιστική τομογραφία στην οδοντιατρική

- Χρησιμοποιείται
 - ▣ για τη μελέτη του οστικού υποστρώματος
 - ▣ τη διάγνωση παθήσεων των γνάθων
- Την τελευταία δεκαετία κυκλοφόρησαν και εξελίχθηκαν ειδικοί υπολογιστικοί τομογράφοι, για την εξέταση της γναθοπροσωπικής περιοχής.
- Οι οδοντιατρικοί αυτοί υπολογιστικοί τομογράφοι χρησιμοποιούν κωνική δέσμη ακτίνων-χ και η δόση ακτινοβολίας είναι σχετικά χαμηλή.
- Σε αντίθεση με τους «κλασικούς» αξονικούς τομογράφους που χρησιμοποιούνται στην ιατρική απεικόνιση και χρησιμοποιούν λεπτή δέσμη (fan beam), το σύστημα κωνικής δέσμης χρησιμοποιεί ευρεία δέσμη που ακτινοβολεί ολόκληρη την περιοχή απεικόνισης με αποτέλεσμα να αρκεί μόνο μια πλήρη περιστροφή 360° του συστήματος λυχνίας-δισδιάστατου ανιχνευτή γύρω από το κεφάλι του ασθενούς για την παραγωγή εικόνας.

Cone beam CT

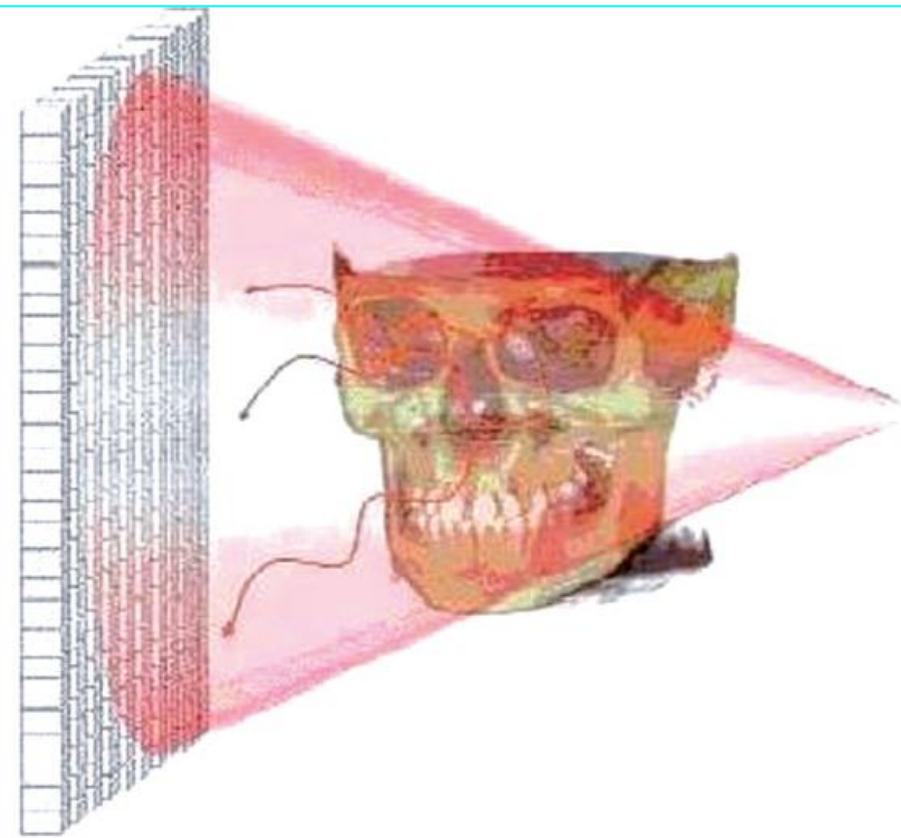
(υπολογιστικός τομογράφος κωνικής δέσμης)



«Κλασικός» υπολογιστικός τομογράφος (δεξιά) και τομογράφος κωνικής δέσμης
οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου (αριστερά)

Cone beam CT

(υπολογιστικός τομογράφος κωνικής δέσμης)



- Ενιαίος επίπεδος ανιχνευτής
- Κώνος ακτινοβολήσης που καλύπτει πλήρως την περιοχή ενδιαφέροντος
- Λήψη δεδομένων σε μία μόνο περιστροφή
- Απευθείας τριδιάστατη ανακατασκευή χωρίς το «ενδιάμεσο» στάδιο της ανασύνθεσης διδιάστατων τομών

Cone beam CT

(υπολογιστικός τομογράφος κωνικής δέσμης)

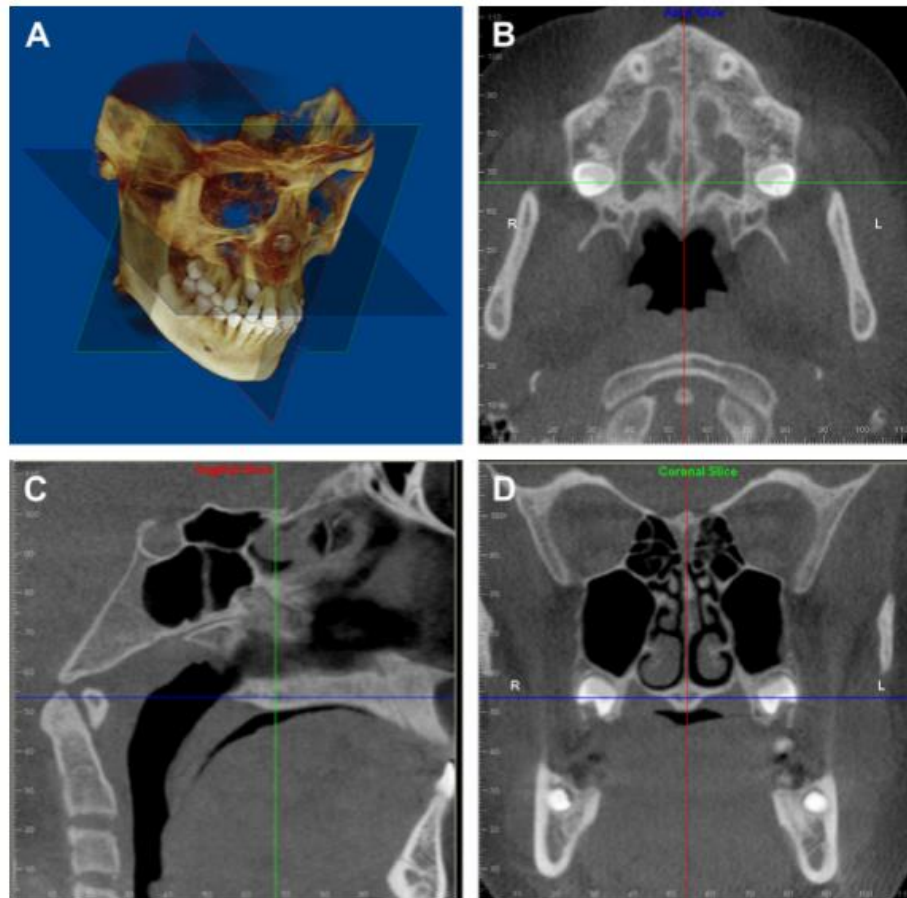
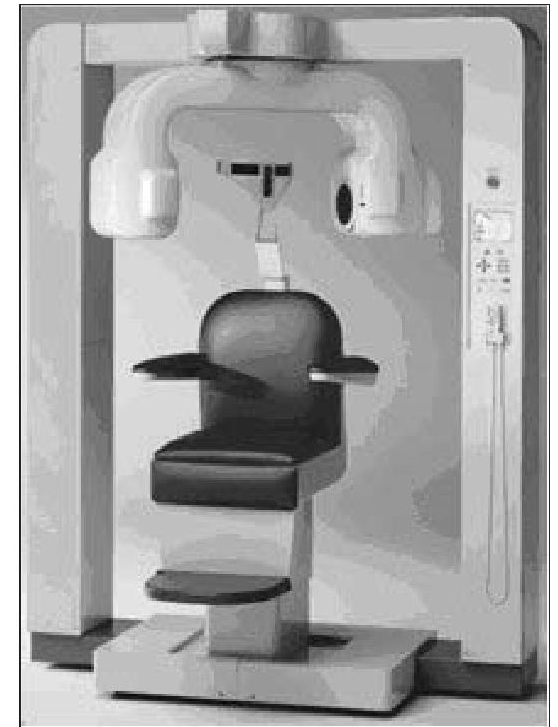


Fig. 7. Standard display modes of CBCT volumetric data. (A) Volumetric 3D representation of hard tissue showing the three orthogonal planes in relation to the reconstructed volumetric data set; each orthogonal plane has multiple thin-slice sections in each plane. (B) Representative axial image. (C) representative sagittal image, and (D) representative coronal image. (Images produced using Dolphin 3D, Chatsworth, California).

Cone beam CT

(υπολογιστικός τομογράφος κωνικής δέσμης)

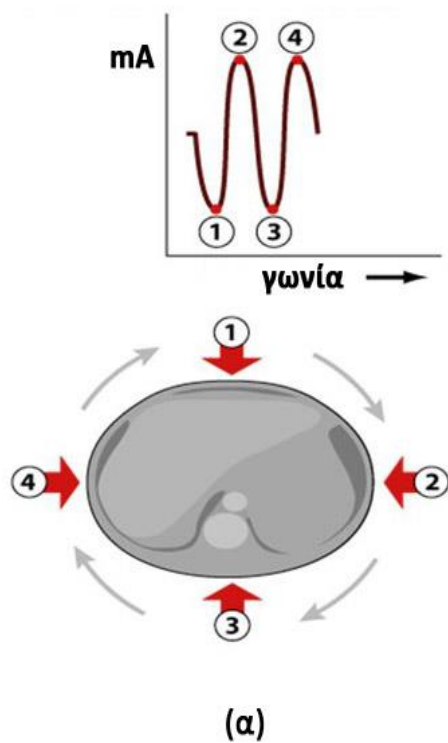


ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ

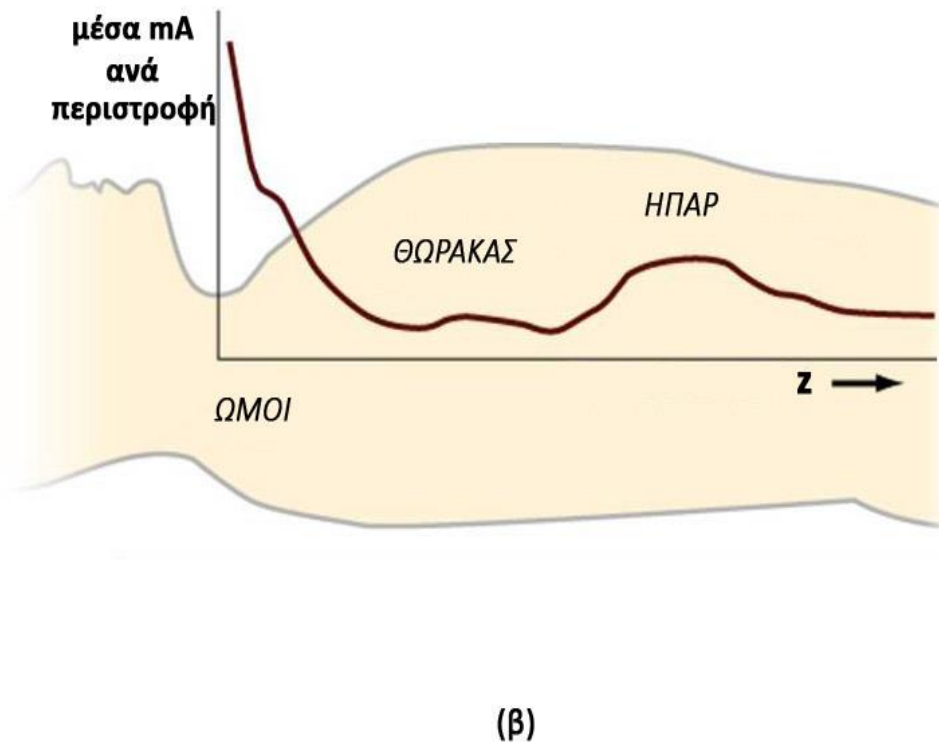
- Η ποσότητα της ακτινοβολίας σε μια αξονική τομογραφία είναι μεγαλύτερη από μια κλασσική ακτινογραφία
- Για παράδειγμα μια τυπική τιμή ισοδύναμης δόσης σε μια αξονική τομογραφία κάτω κοιλίας είναι $\sim 20 - 50 \text{ mGy}$. Αντίστοιχα σε μια απλή ακτινογραφία θώρακα η ισοδύναμη δόση είναι περίπου $0,1 \text{ mGy}$
- Η δόση σε μια αξονική τομογραφία εξαρτάται από τα στοιχεία λειτουργίας της λυχνίας παραγωγής ακτίνων x (kVp , mAs) και τον απαιτούμενο αριθμό τομών

Αυτόματη διαμόρφωση των mA

Γωνιακή διαμόρφωση



Διαμήκης διαμόρφωση



ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ

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

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

Cone beam CT (CBCT)

(υπολογιστικός τομογράφος κωνικής δέσμης)

		Dose ^a			
		Absolute	Comparative		
			Imaging surveys	Annual per capita background ^c	
CBCT unit	Technique	Effective dose ^a (μSv)	Equivalent panoramic surveys ^b	No. of days	% Annual
CB MercurRay ^d	12-in/9-in/6-in FOV	477/289/169	74/45/26	48.0/29.0/17.0	13.0/8.0/4.7
Galileos ^e	Default/maximum	29/54	5/9	3.0/5.5	0.8/1.5
i-Cat ^d	12-in/9-in FOV	135/69	21/11	13.5/7.0	3.7/1.9
Iluma ^e	Low/high	61/331	10/53	6.2/33.5	1.7/9.2
Newtom 3G ^d	12-in/9-in FOV	45/37	7/6	4.5/3.5	1.2/1.0
PreXion 3D ^e	Standard/high-resolution	69/160	11/25	7.0/16.0	1.9/4.4
ProMax 3D ^e	Small/large	157/210	25/33	16.0/21.5	4.4/5.8

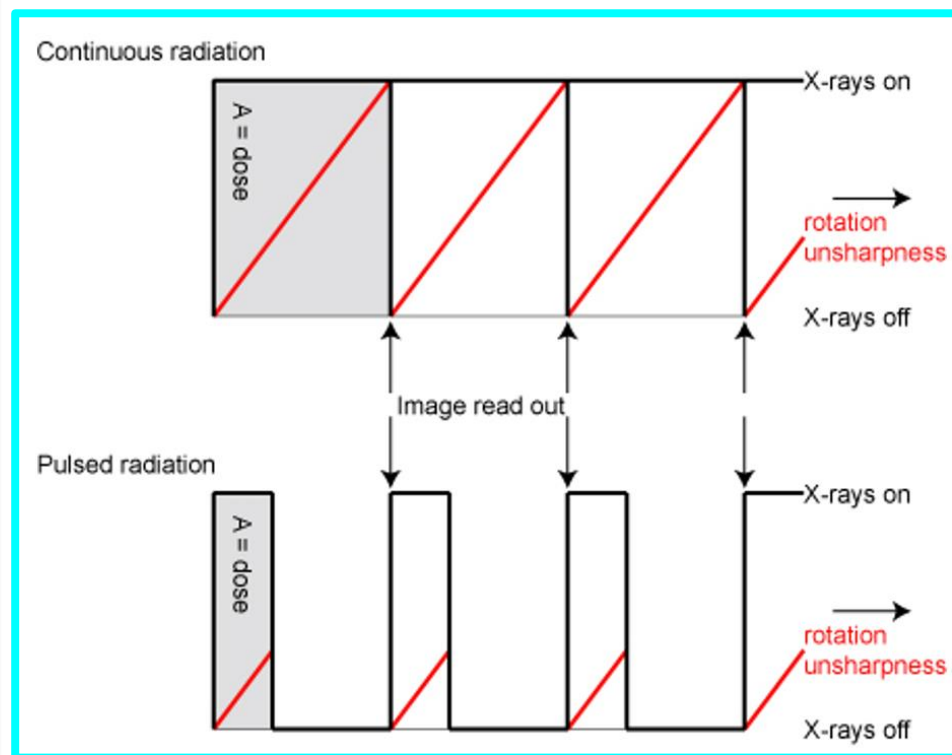
	Ενεργός Δόση (μSv)*
Απλή ακτινογραφία δοντιού	~ 0.25
Πανοραμική ακτινογραφία	~ 10
CBCT	~ 200

* 1 μSv = 0.001 mSv

Δόση στην ΥΤ Κωνικής Δέσμης

ΥΤ κωνικής δέσμης - cone beam CT

Στις οδοντιατρικές εφαρμογές
μπορεί να λαμβάνονται έως
και 500 **προβολικές εικόνες**
ανά σάρωση
χρησιμοποιώντας παλμική κι
όχι συνεχή ακτινοβολήση
(π.χ. έκθεση από 3 έως 12 sec
για σάρωση 18 sec)
Μείωση της δόσης και επαύξηση
της σαφήνειας



Δόση στην ΥΤ Κωνικής Δέσμης

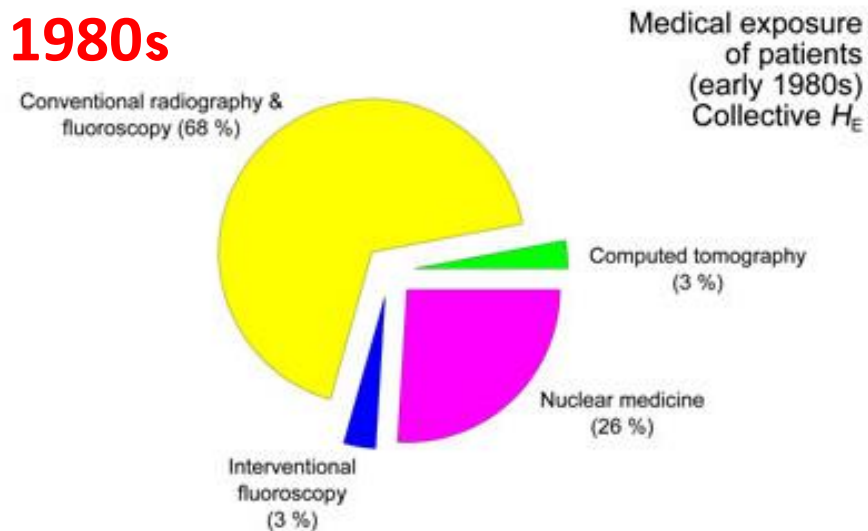
ΥΤ κωνικής δέσμης - cone beam CT

Στις οδοντιατρικές εφαρμογές, η ενεργός δόση κυμαίνεται **από 20 έως 250 μSv** , αναλόγως του συστήματος και του πρωτοκόλλου. Δόση αντίστοιχη 2-10 πανοραμικών. Υψηλότερη δόση σε σχέση με την οδοντιατρική ακτινογραφία αλλά πολύ χαμηλότερη συγκριτικά με την συμβατική ΥΤ άνω & κάτω γνάθου (περίπου 1500 μSv).



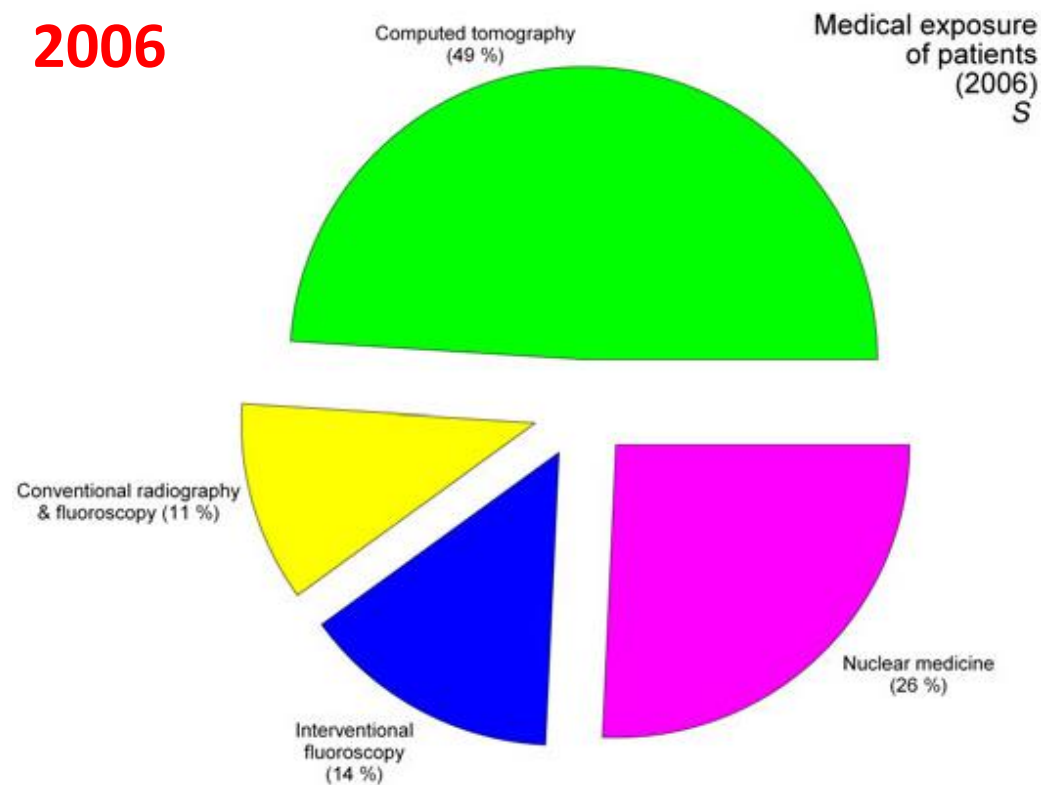
Γιατί μας απασχολεί τόσο πολύ η ακτινική επιβάρυνση από εξετάσεις ΥΤ;

1980s



Πηγή: NCRP Report 160, 2009

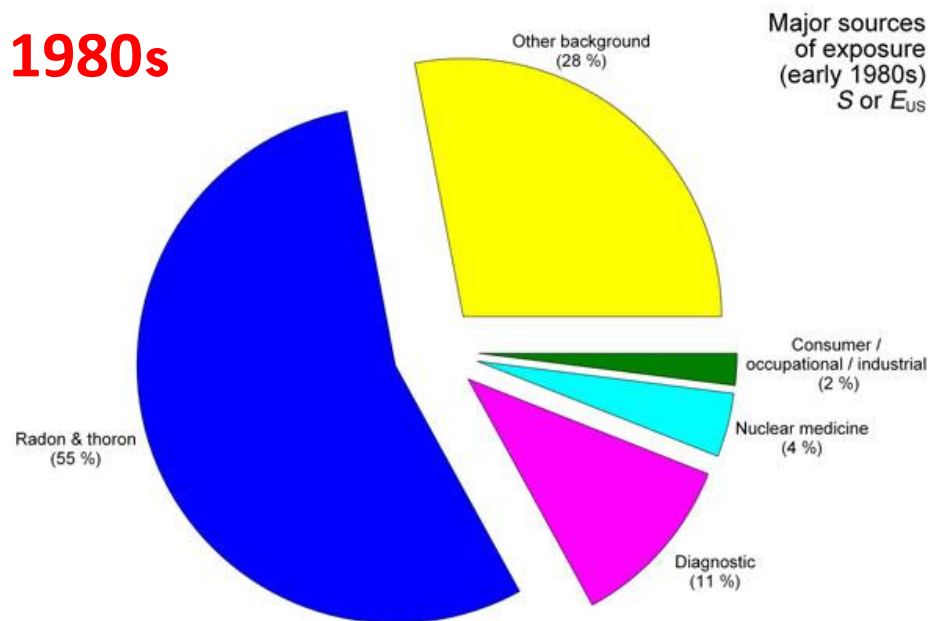
2006



Κατανομή της αθροιστικής δόσης (S) στο σύνολο του πληθυσμού των ΗΠΑ που προέρχεται από ιατρικές εκθέσεις

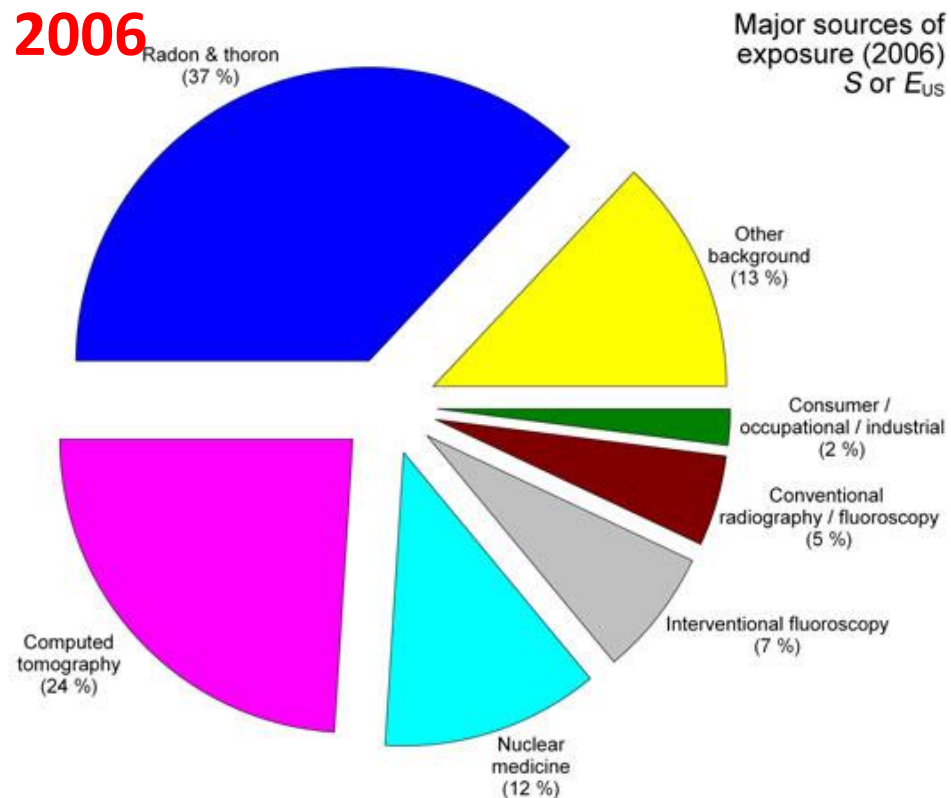
Γιατί μας απασχολεί τόσο πολύ η ακτινική επιβάρυνση από εξετάσεις ΥΤ;

1980s



Πηγή: NCRP Report 160, 2009

2006



Κατανομή της αθροιστικής δόσης (S) στο σύνολο του πληθυσμού των ΗΠΑ ή, ισοδύναμα, κατανομή της μέσης ενεργής δόσης (E_{US}) ανά κάτοικο των ΗΠΑ

Στην Ελλάδα;

Συνολική μέση ετήσια
ενεργός δόση: 4.5 mSv

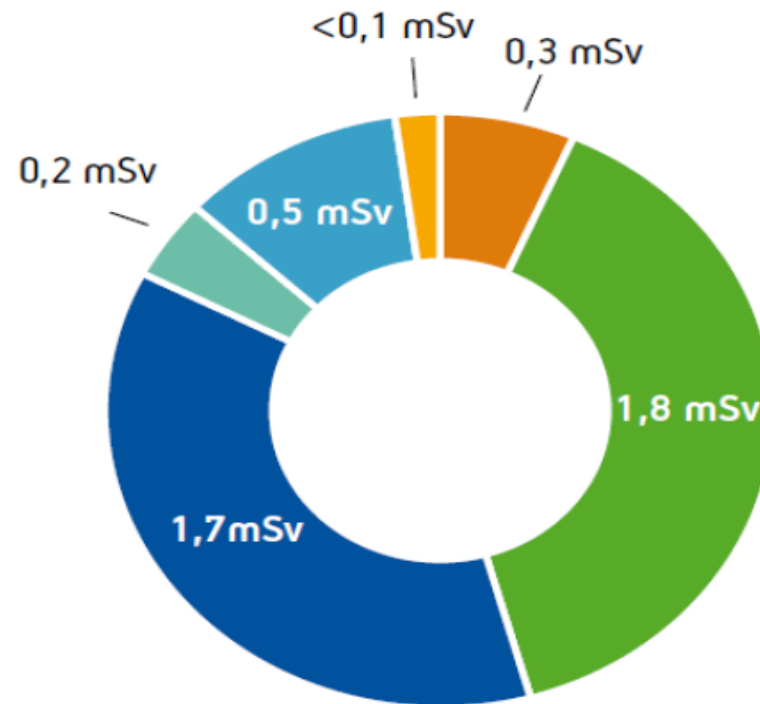
(2.7 mSv ραδιενέργεια
περιβάλλοντος)

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

Στην Ελλάδα;

**Μέση ετήσια δόση:
4.5 mSv**

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



Κοσμική ακτινοβολία

Ραδόνιο

Οικοδομικά υλικά

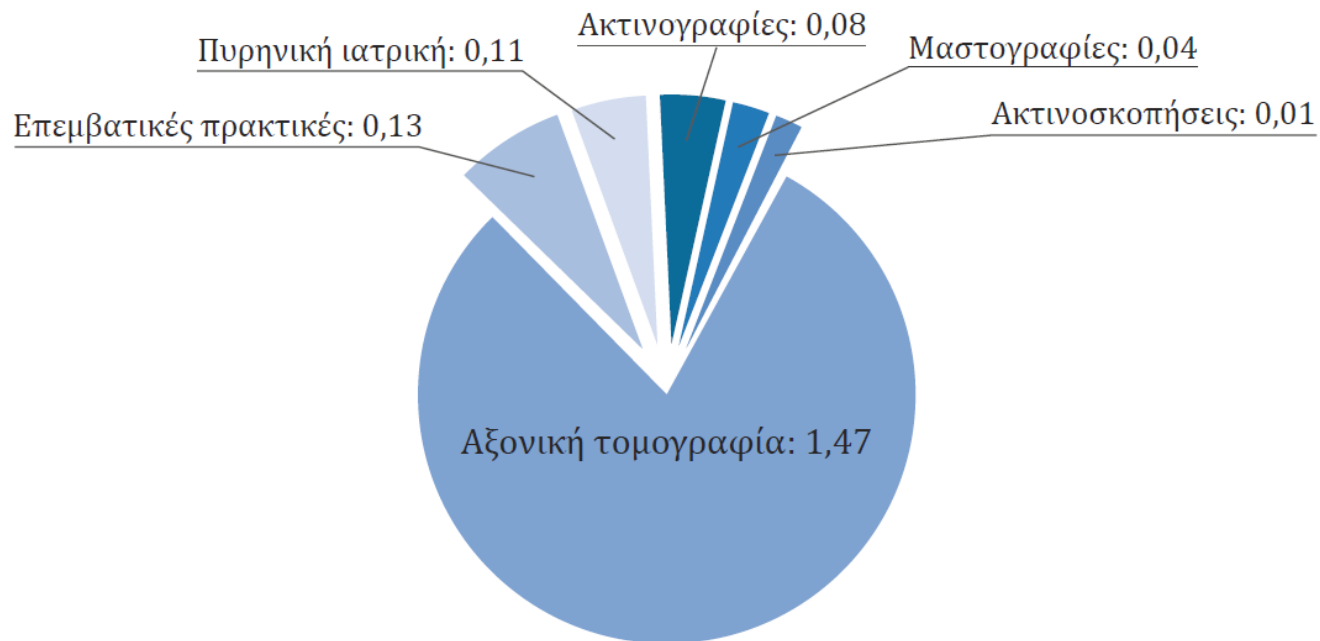
Ιατρικές εξετάσεις

Κατάποση (διατροφή)

Εξωτερικοί χώροι

Στην Ελλάδα;

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

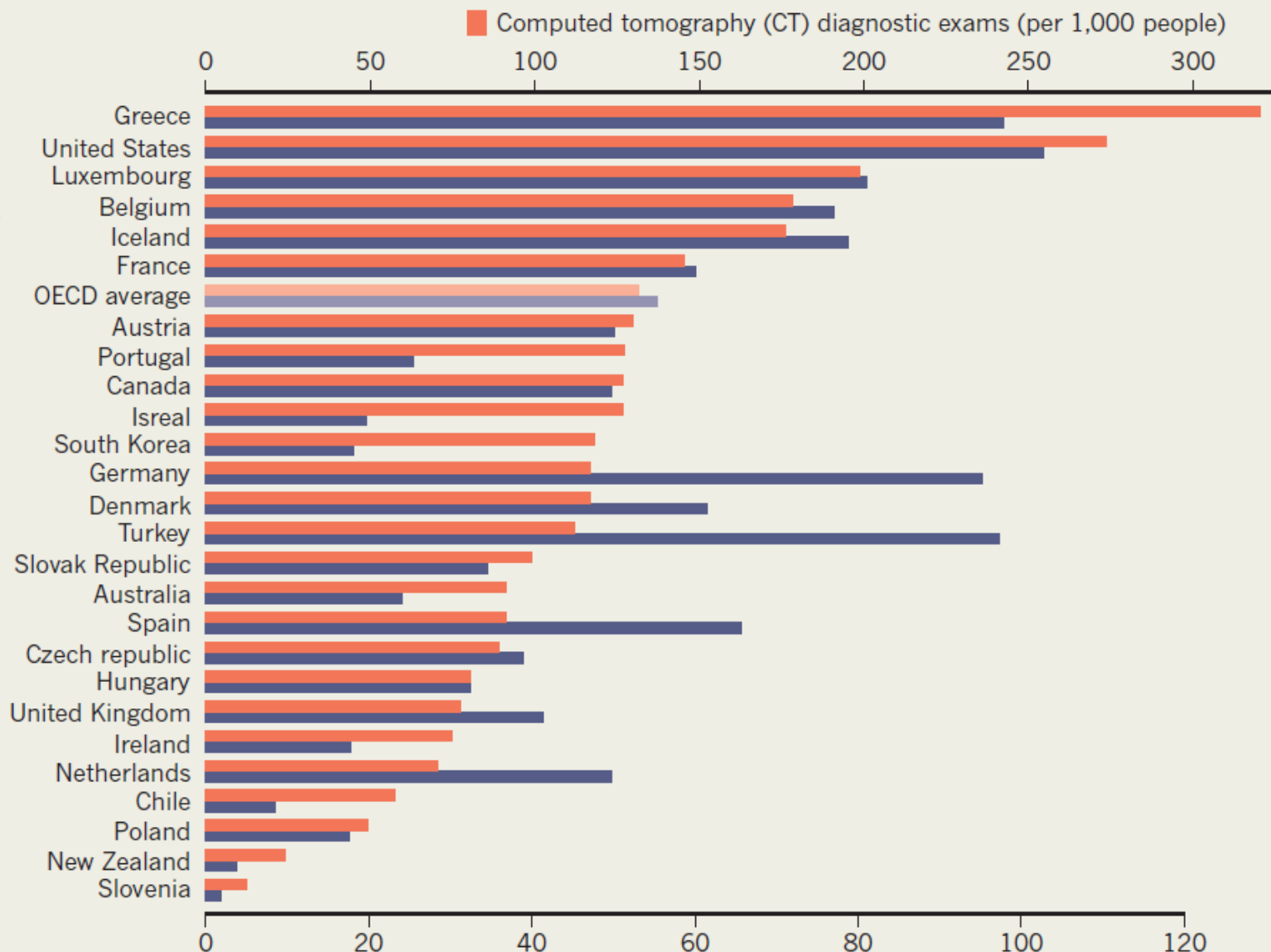


Το 1/3 (1.5 mSv) της μέσης ετήσιας ενεργής δόσης ανά άτομο του πληθυσμού οφείλεται στη χρήση της ΥΤ

UNEVEN DISTRIBUTION

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

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



Αρχές Ακτινοπροστασίας

Αρχή Αιτιολόγησης

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

Αρχή Βελτιστοποίησης

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

Αρχή Ορίων Δόσεων

Τήρηση των ορίων για το κοινό και για τους εργαζόμενους

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