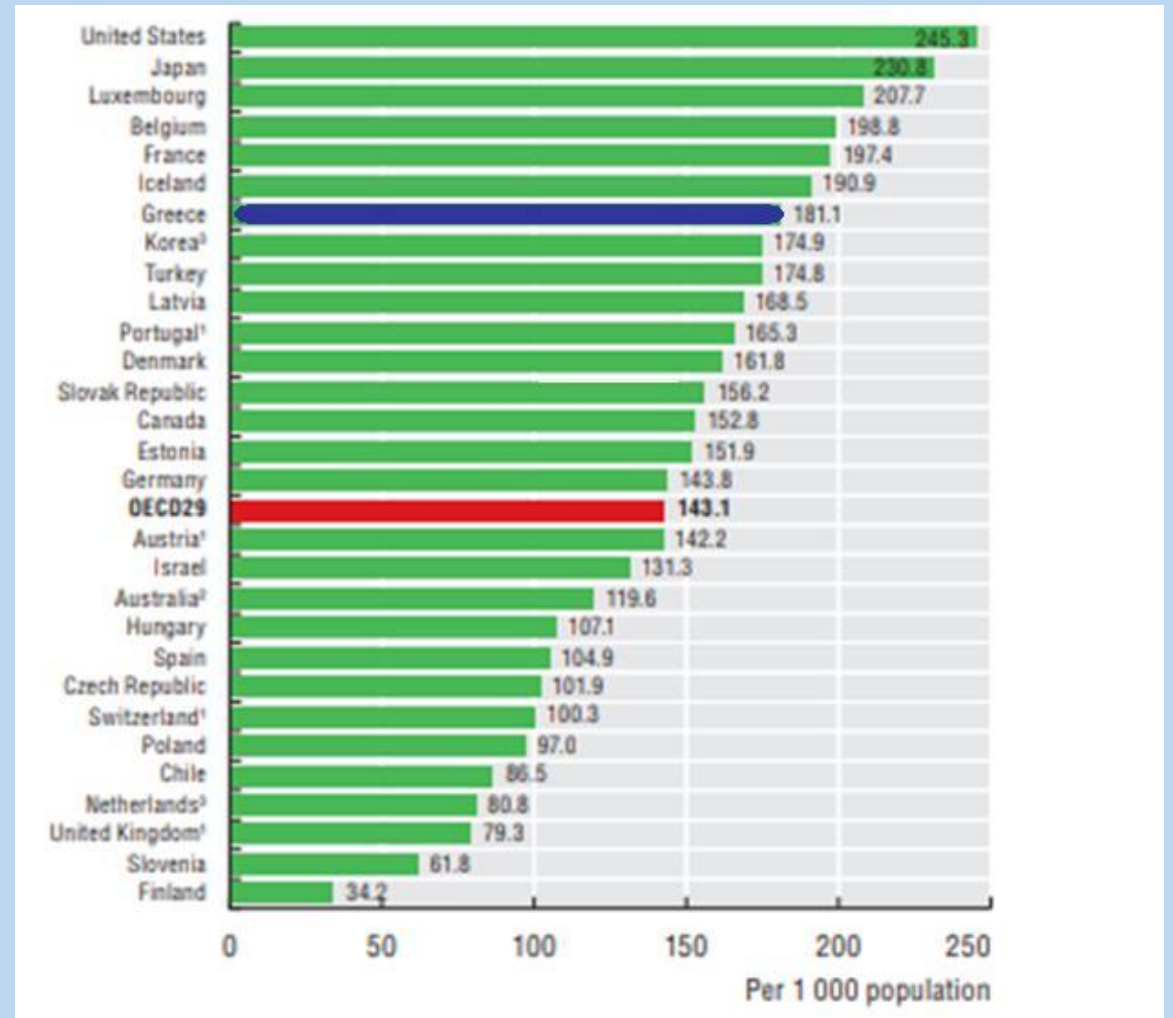
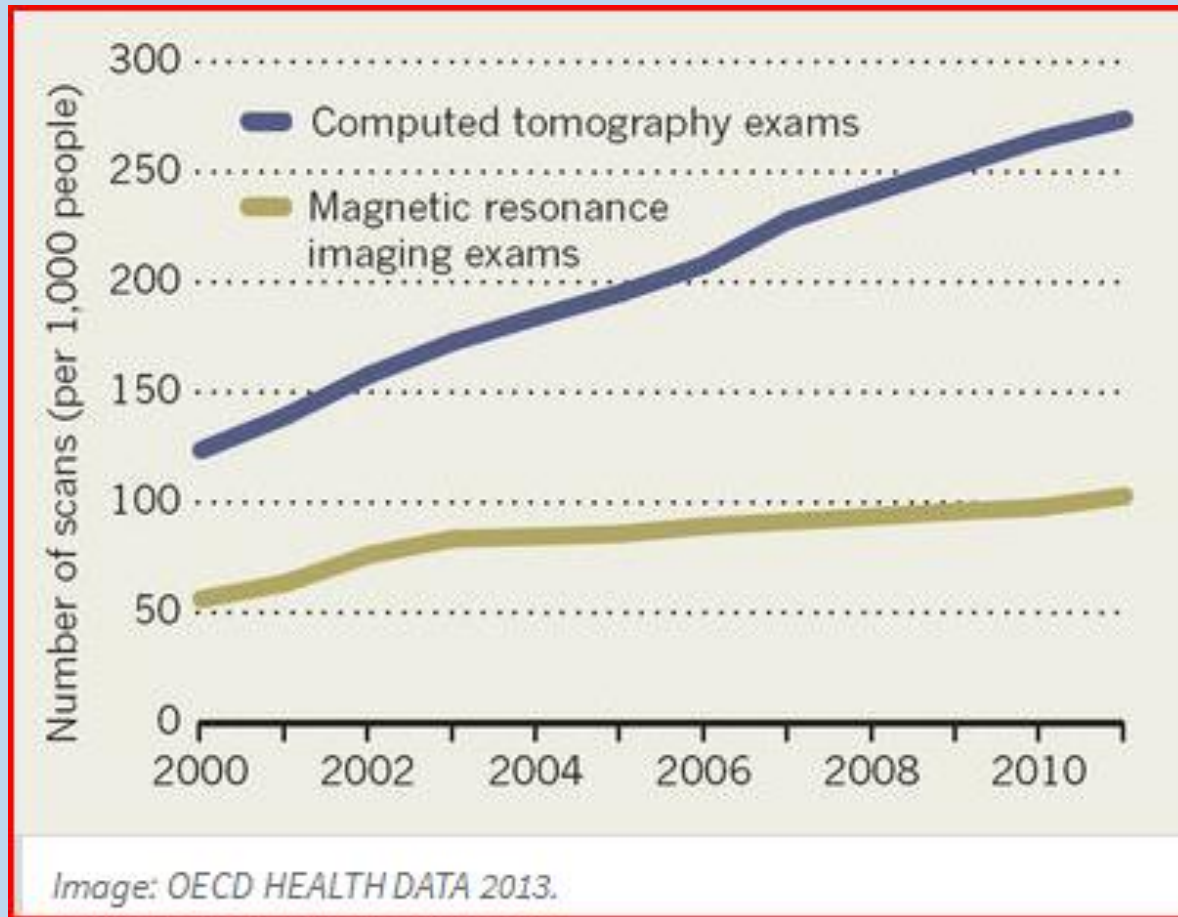


ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΑΝΑΦΟΡΑΣ (ΔΕΑ): Ο ΡΟΛΟΣ ΤΟΥΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

Βελτίωση πρωτοκόλλων ΥΤ
&
η συνεισφορά των ΔΕΑ

Γιάννης Αντωνάκος
Ακτινοφυσικός,
Β' Εργαστήριο Ακτινολογίας, ΕΚΠΑ

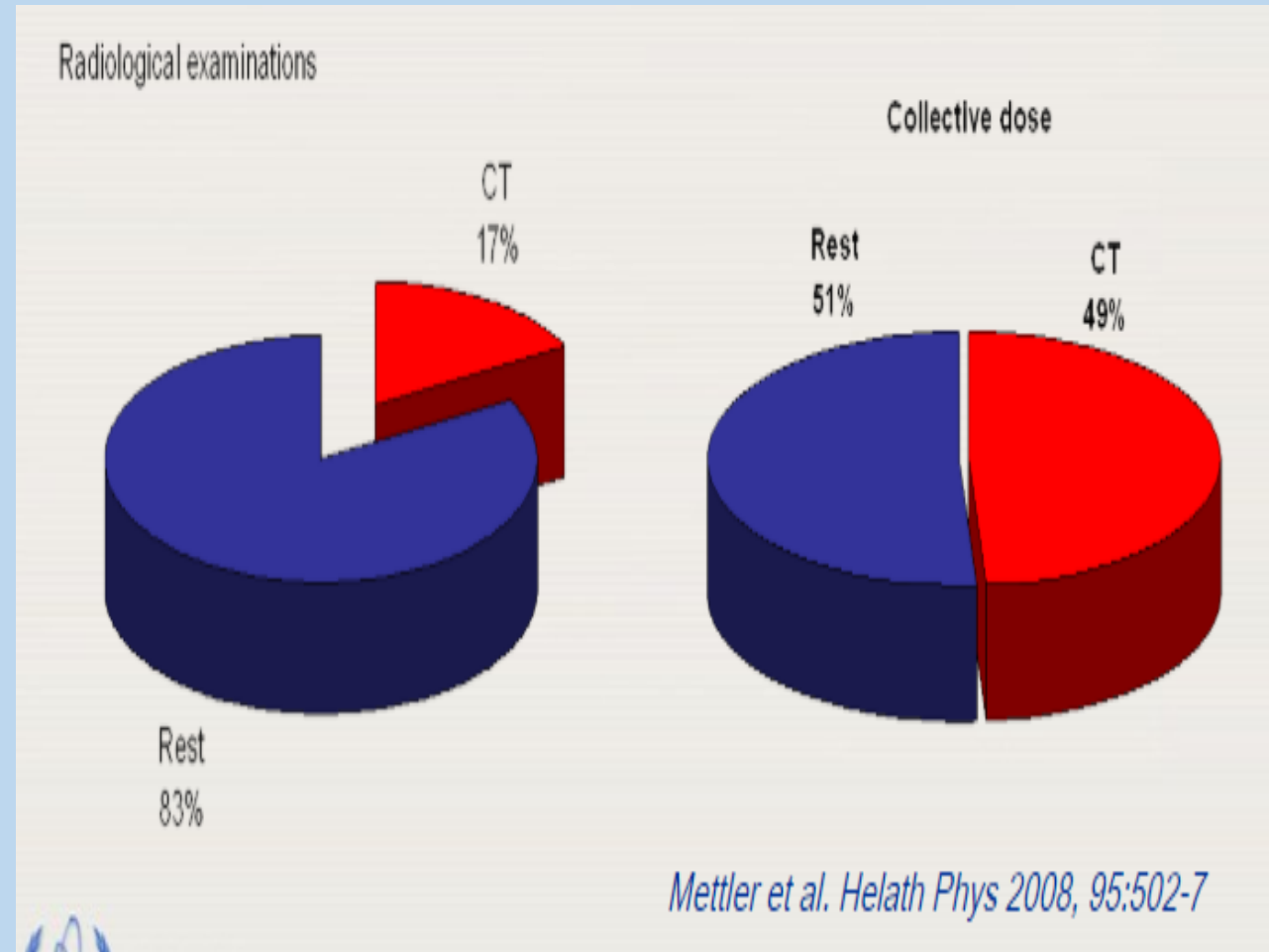
CT: Μία δημοφιλής επιλογή

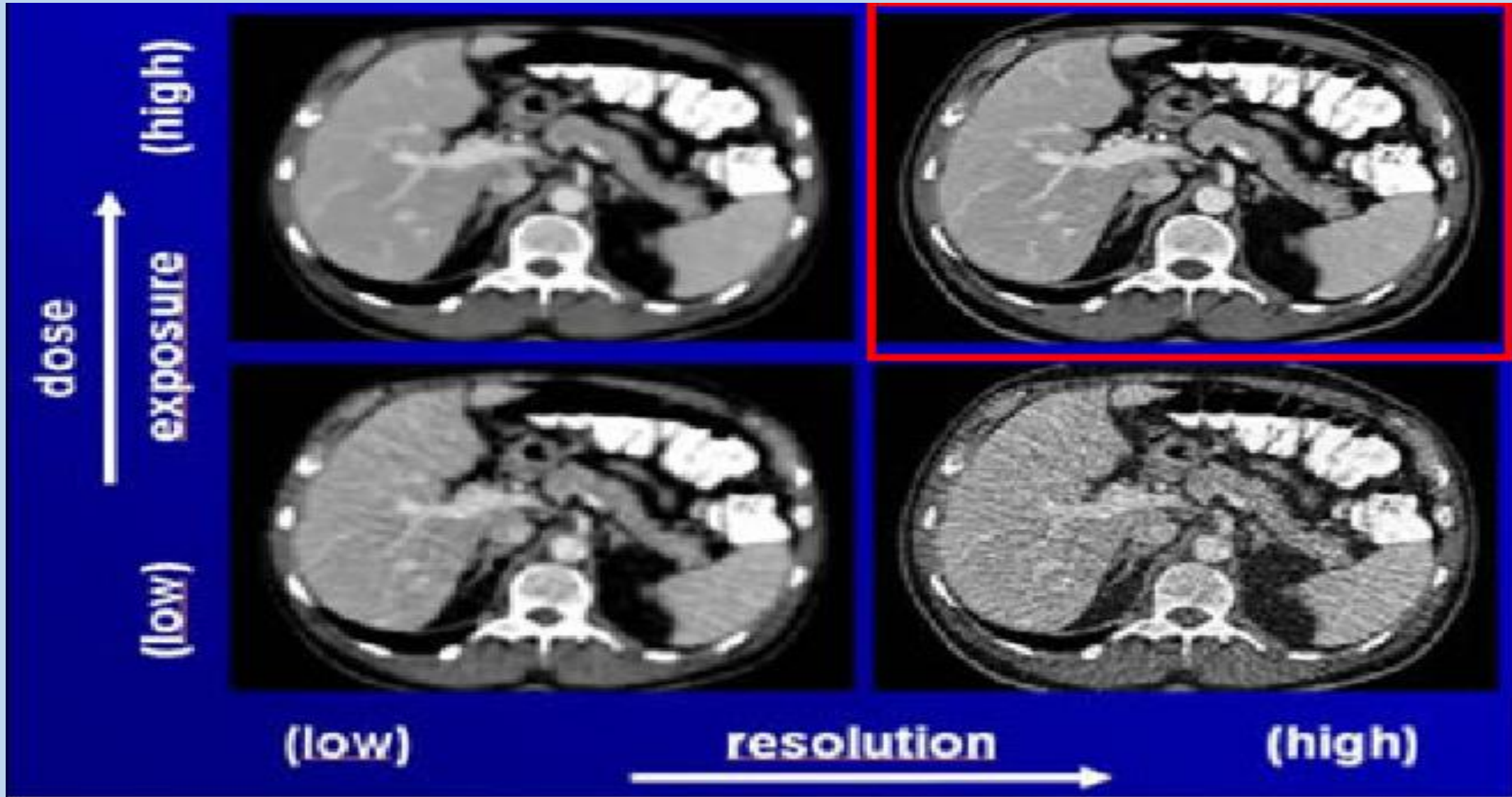


CT: συνεισφορά στη δόση

Οι εξετάσεις στην αξονική τομογραφία:

- Συνεισφέρουν το **17%** των ακτινολογικών εξετάσεων
- Συνεισφέρουν το **49%** της ενεργού δόσης από όλες τις ακτινολογικές εξετάσεις
- Στο Η.Β. η συνεισφορά στη δόση ανέρχεται στο **68%! (HPA,2010)**.

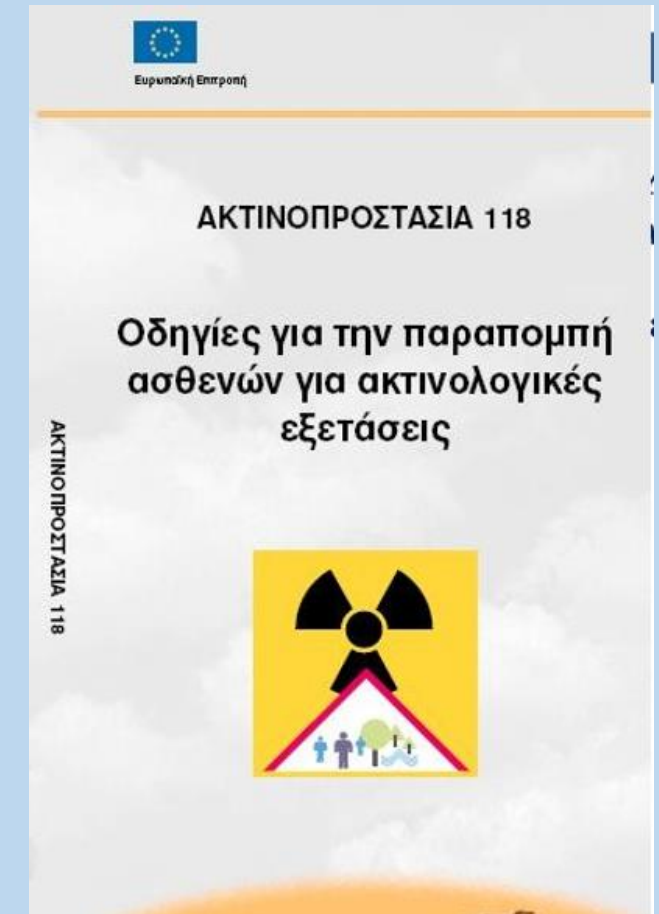




Η αρχή της αιτιολόγησης

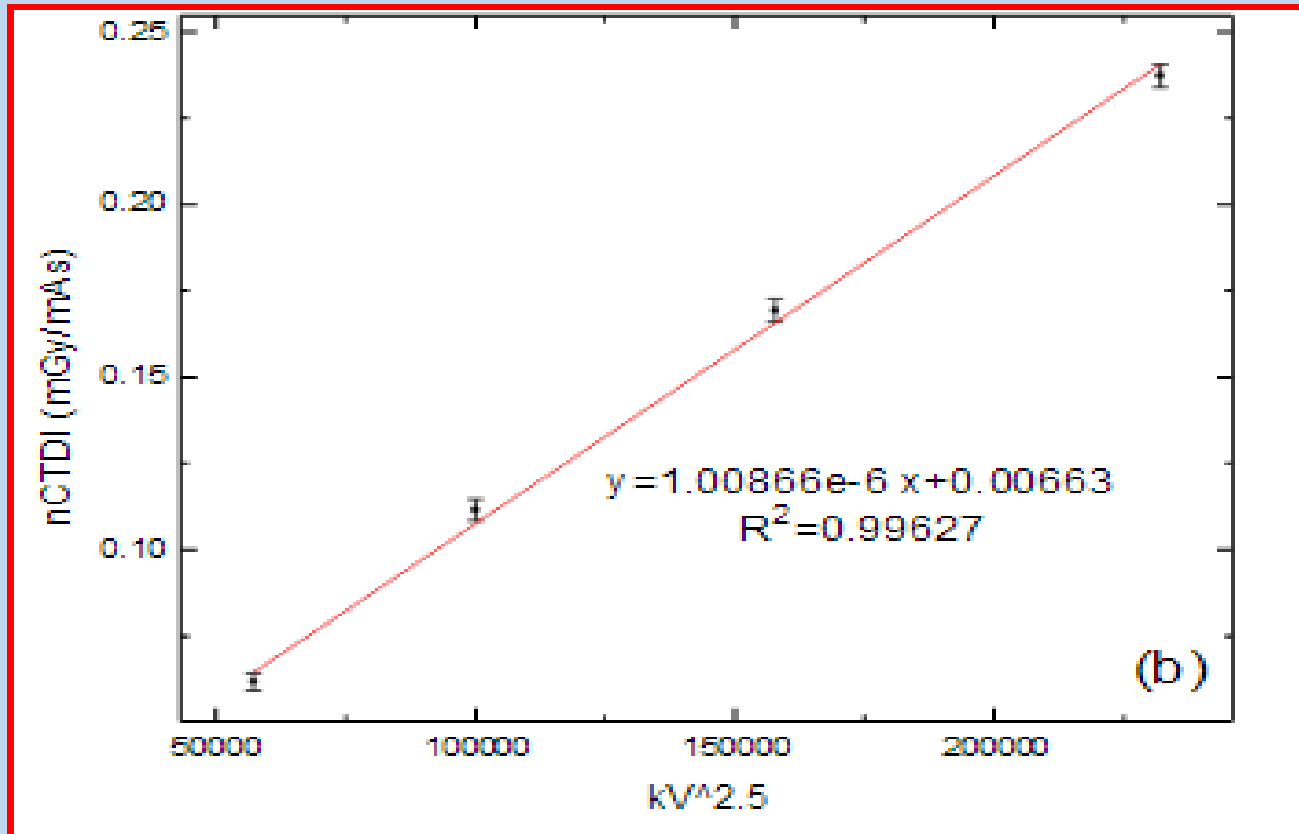
Η σωστή τήρηση των κριτηρίων παραπομπής είναι αναγκαία προϋπόθεση για την εξασφάλιση της βασικής αρχής ακτινοπροστασίας, της **αρχής της αιτιολόγησης**.

ΚΛΙΝΙΚΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ	ΕΞΕΤΑΣΗ [ΒΑΘΜΟΣ]	ΣΥΣΤΑΣΗ [ΒΑΘΜΟΣ]	ΣΧΟΛΙΟ
A. Κεφαλή (συμπεριλαμβανομένων προβλημάτων ΩΡΛ)			
Συγγενείς ανωμαλίες (για τα παιδιά βλέπε το τμήμα ΙΓ) A1	MR (0)	Ενδείκνυται (Γ)	Αποφασιστική εξέταση για όλες τις δυσμορφίες και αποφεύγεται η ιοντίζουσα ακτινοβολία. Ίσως να χρειάζεται τριδιάστατη CT για ανωμαλίες των οστών. Για τα μικρά παιδιά συνήθως απαιτείται νάρκωση. Εξετάστε την περίπτωση US για νεογνά.
Αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (CVA), αφηνίδια προσβολή A2	CT (II)	Ενδείκνυται (Γ)	Η CT αξιολογεί ικανοποιητικά τις περισσότερες περιπτώσεις και δείχνει την αιμορραγία.
	MR (0) & NM (II) US καρωτίδων (0)	Ειδικές εξετάσεις (B) Δεν ενδείκνυται ως συνήθης διαδικασία (Γ)	Η MR και η NM είναι πιο ευαίσθητες από τη CT σε πρόωμο έμφρακτο και για βλάβες του οπίσθιου βόθρου. Εξαιρέσεις για: α) άτομα που έχουν αναρρώσει πλήρως και για τα οποία σχεδιάζεται χειρουργική της καρωτίδας· β) εξελισσόμενο εγκεφαλικό επεισόδιο όπου υπάρχει υποψία διαχωρισμού ή εμβόλου.
Παροδικό ισχαιμικό επεισόδιο (ΠΙΑ)	US καρωτίδων (0)	Ενδείκνυται (B)	Εάν υπάρχουν αμφιβολίες σχετικά με τη διάγνωση ή εάν σχεδιάζεται εγχείρηση. Εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την κατά τόπους πρακτική και τους διαθέσιμους



kVp.

- $CTDI \propto (kV)^n$ $n \sim 2$ to 3



120 kV

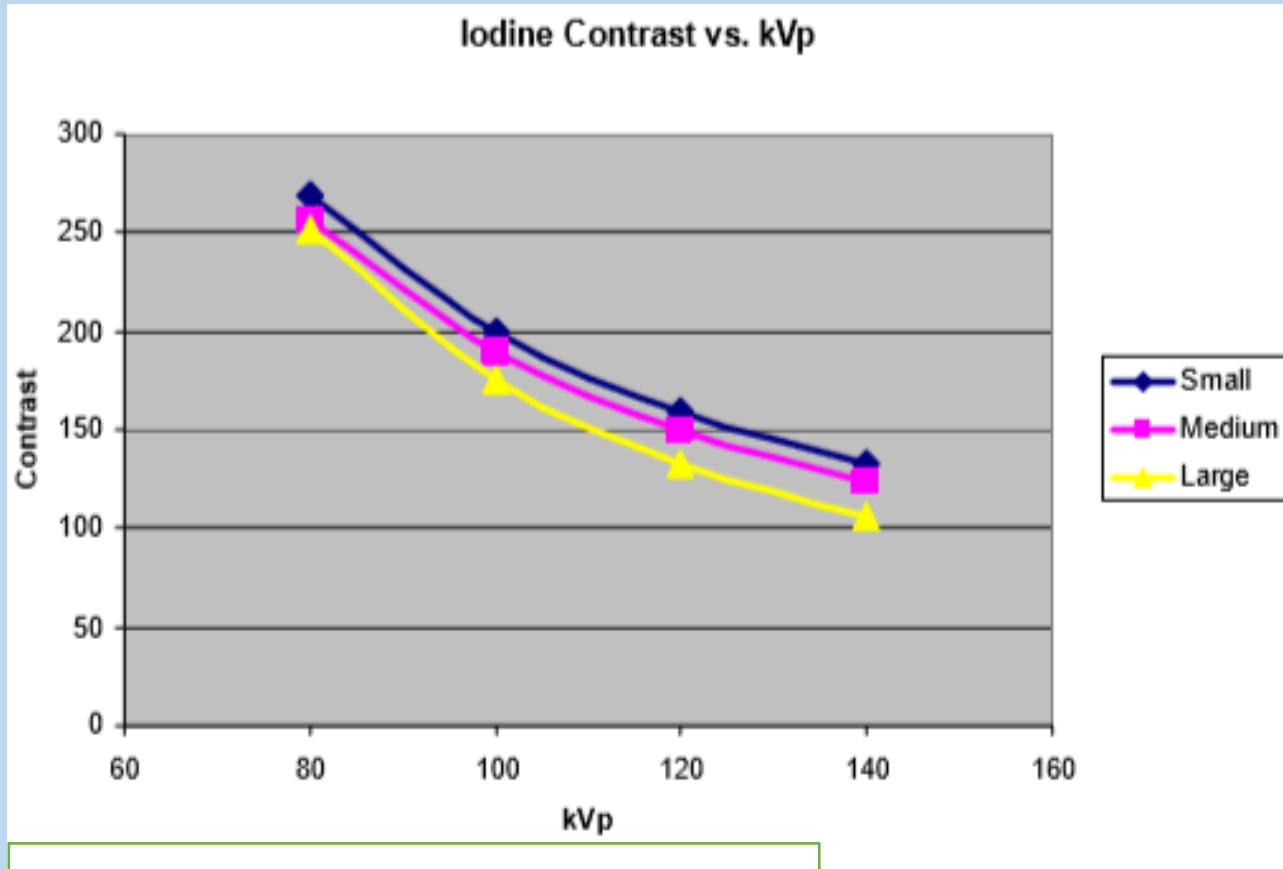
CTDIvol= 5,18 mGy



100 kV

CTDIvol= 3,98 mGy

kVp & Σκιαγραφικό

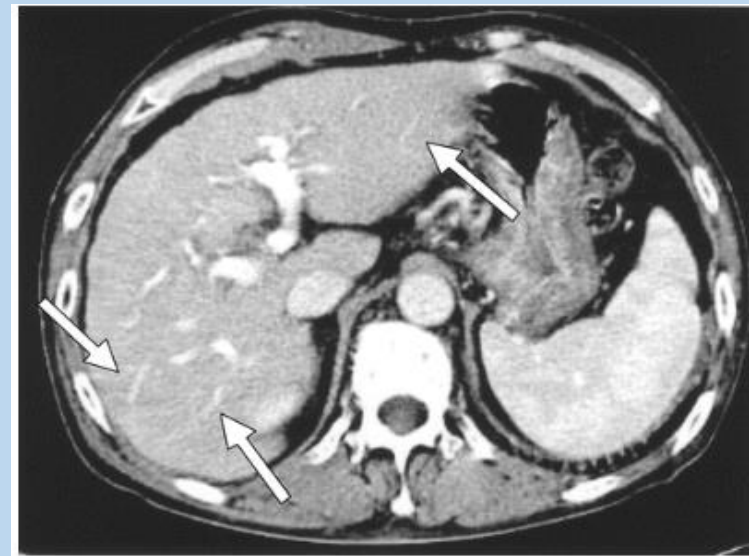


Phantom size: small 30x13 cm, medium 30x21 cm, large 36x27 cm



CT Liver

A. **300** mgI/ml



CT Liver

B. **370** mgI/ml

kVp

Σωματότυπος ασθενή & απεικονιστική διαδικασία

Αξονική κοιλίας

Βαθμός Συσχέτισης	41-60 kgr	61-80 kgr	81-100 kgr	101-120 kgr	120-140 kgr
Πολύ μικρός	120	120	120	120	140
Μικρός	100	100	100	120	140
Μέσος	100	100	100	120	140
Ισχυρός	80	80	100	100	140
Πολύ ισχυρός	80	80	80	100	140

- Πολύ μικρή
- Μικρή
- Μέση
- Ισχυρή
- Πολύ ισχυρή

Εξετάσεις ρουτίνας χωρίς σκιαγραφικό
Συκώτι/πάγκρεας
Εξετάσεις ρουτίνας με σκιαγραφικό
CT εντερογραφία, CTU, πέτρες
CT αγγειογραφία

mAs

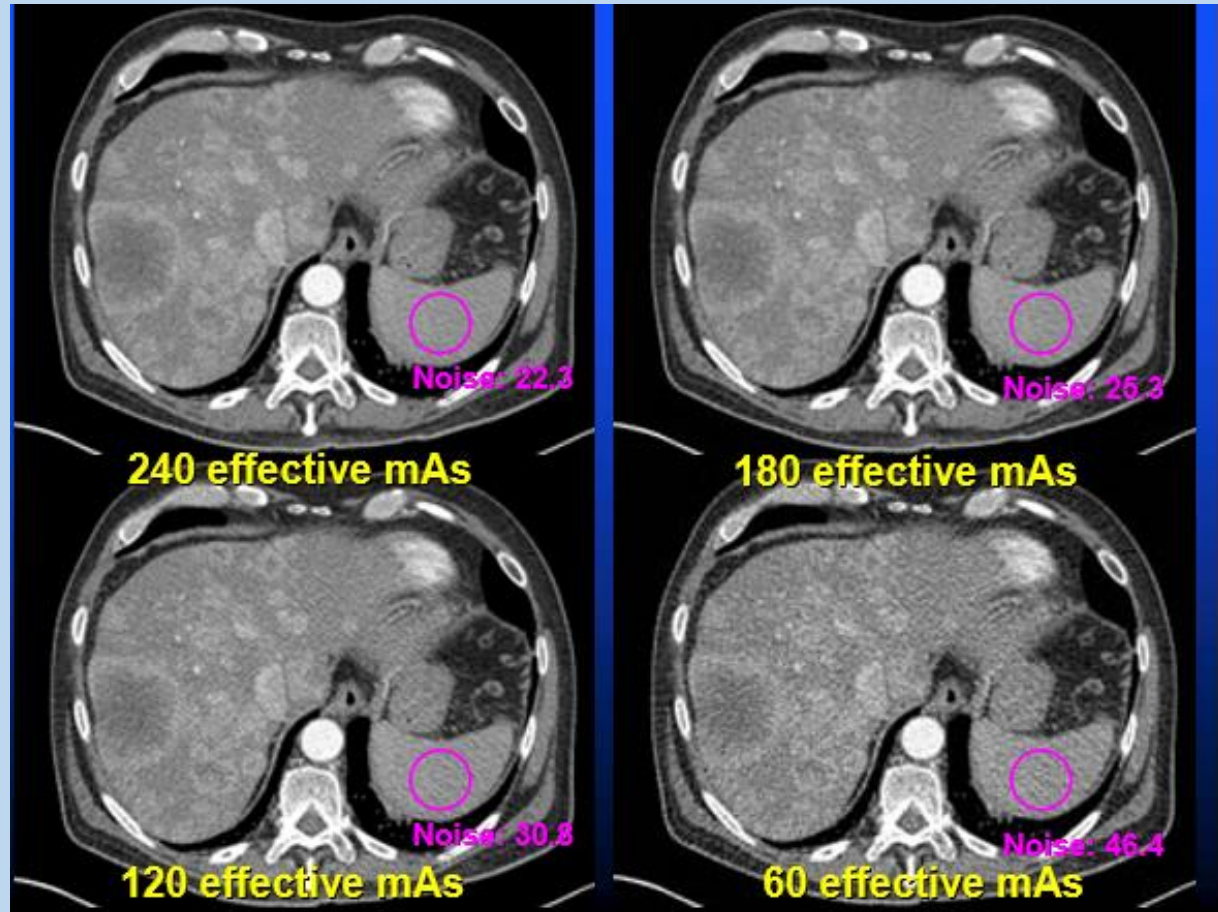
$$\text{CTDI}_W \propto \text{mAs}$$

&

$$\text{Noise} \propto \frac{1}{\sqrt{\text{mAs}}}$$



- Μείωση της δόσης στο μισό συνεπάγεται αύξηση του θορύβου κατά 40%.



Αυτόματο σύστημα έκθεσης (AEC)

Το AEC χρησιμοποιεί τα mAs (ή mA) ανάλογα με την εξασθένιση της ακτινοβολίας προκειμένου να επιτευχθεί μια σταθερή ποιότητα εικόνας (σταθερό επίπεδο θορύβου)

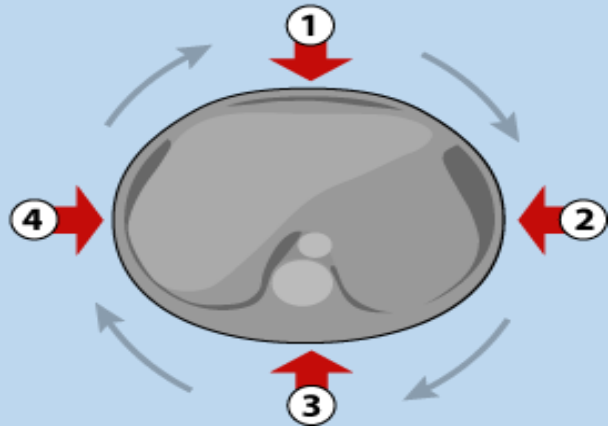
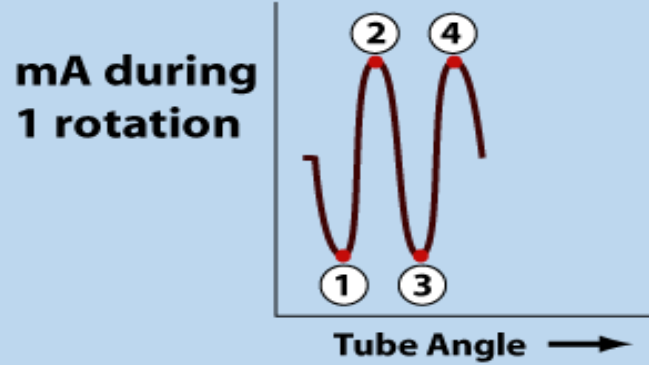
- Μείωση της δόσης:
 - 14-38% ενήλικες
 - 50-70% στα παιδιά
- Τρόποι εφαρμογής:
 - Ανάλογα με το μέγεθος του ασθενούς
 - Κατά μήκος του άξονα-z
 - Στο επίπεδο x-y
 - 3D-AEC (x-y-z)

Table 1: AEC Techniques with CT Scanners from Different Vendors

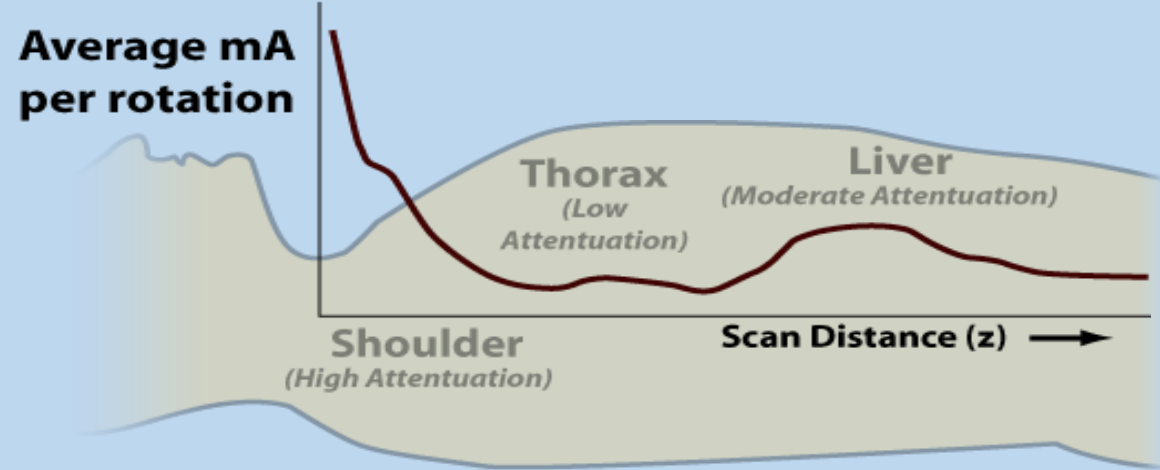
AEC Type	GE Healthcare	Philips Healthcare	Siemens Healthcare	Toshiba Medical Systems
Transverse	SmartScan	D-DOM	Care Dose	NA
Longitudinal	AutomA	Z-DOM	NA	Sure Exposure
Angular and longitudinal	Smart mA	Work in progress	Care Dose 4D	Sure Exposure 3D
Image quality reference parameter for AEC	Noise index	Reference image	Quality reference mAs	Standard deviation
Minimum and maximum tube current control	Present	NA	Controlled with modification of strength of modulation	Present

Note.—NA = not available as separate item.

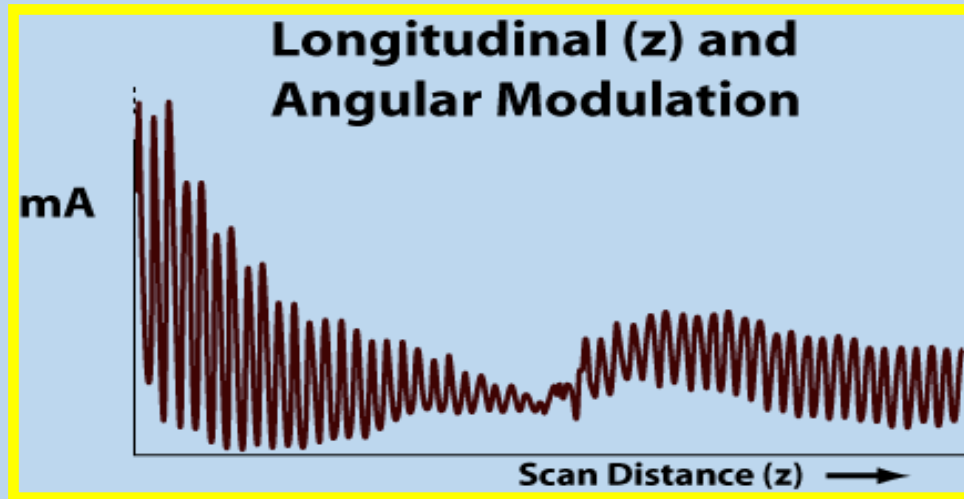
Angular Modulation



Longitudinal (z) Modulation



Longitudinal (z) and Angular Modulation

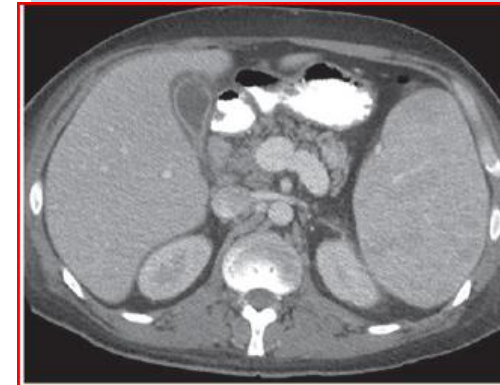
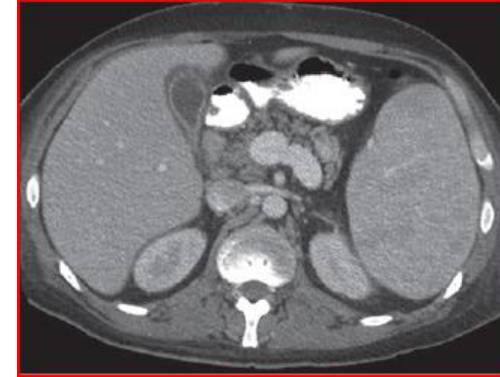
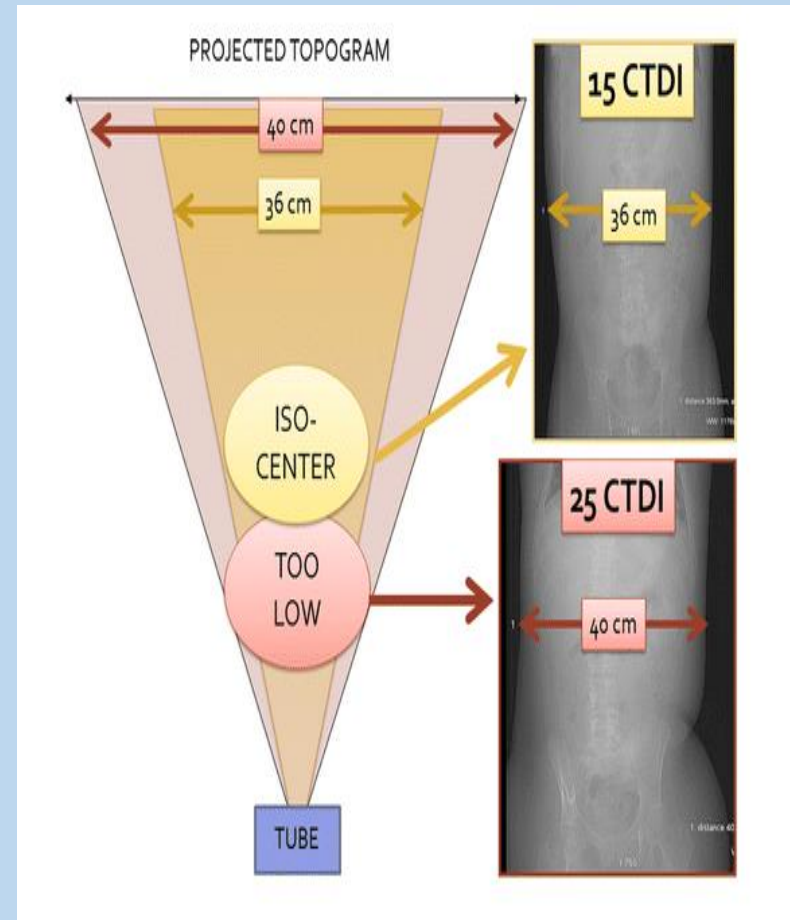


Τοποθέτηση ασθενούς

Η τοποθέτηση του ασθενούς πολύ κοντά στη λυχνία δημιουργεί μεγέθυνση της εικόνας από το scout, γεγονός που οδηγεί σε μεγαλύτερη δόση με την εφαρμογή του AEC.

Ασθενής με λέμφωμα 31- ετών με λέμφωμα υποβλήθηκε σε αξονική 2 φορές μέσα σε 15 μέρες

Η τοποθέτηση του ασθενούς πιο κοντά στη λυχνία έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της δόσης στον ασθενή κατά 67%.



Beam Collimation

Άνοιγμα
δέσμης

=

Αριθμός τομών
ανά
περιστροφή

x

Slice
Thickness

Π.χ. 20 mm

4

x

5 mm

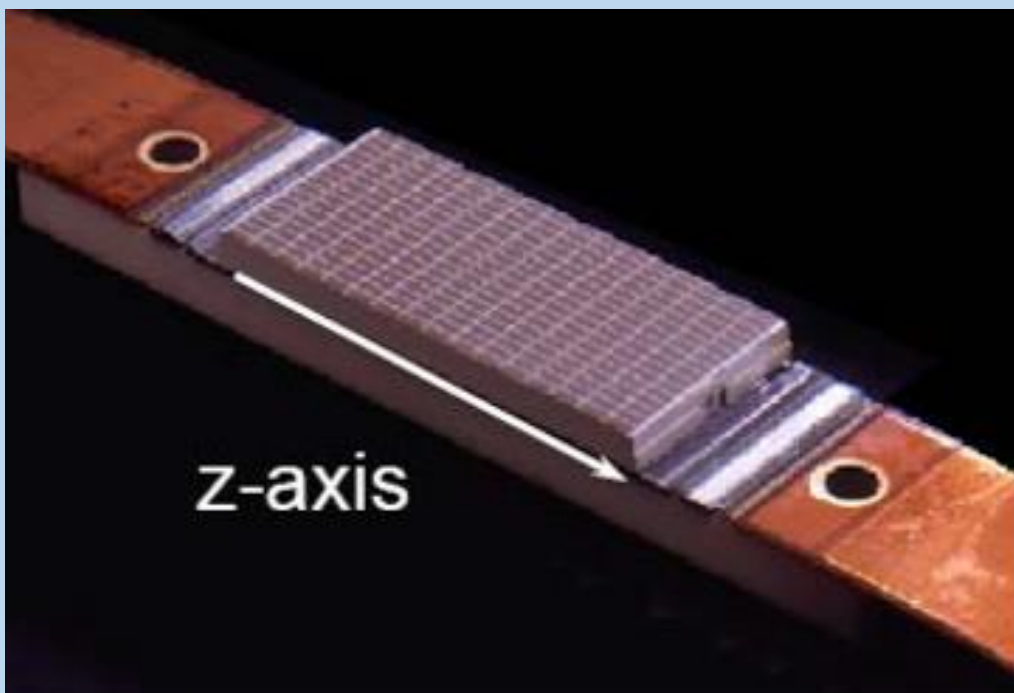
- Στους MDCT το άνοιγμα της δέσμης είναι κατά 2-3 mm μεγαλύτερο από το άνοιγμα των ανιχνευτών
- Το φαινόμενο είναι πιο έντονο σε μικρά slice thickness

Μεγάλο Beam collimation

- Περισσότερη σκεδαζόμενη, περισσότερος θόρυβος
- + ταχύτερες σαρώσεις, λιγότερη δόση
(CT Θώρακος , κοιλίας)

Μικρότερο Beam collimation

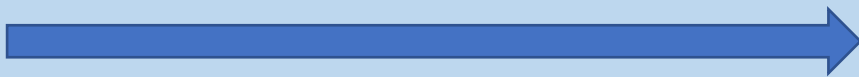
Head protocol: λιγότερα artifact λόγω κίνησης και πιο κρίσιμη η απεικόνιση low contrast δομών



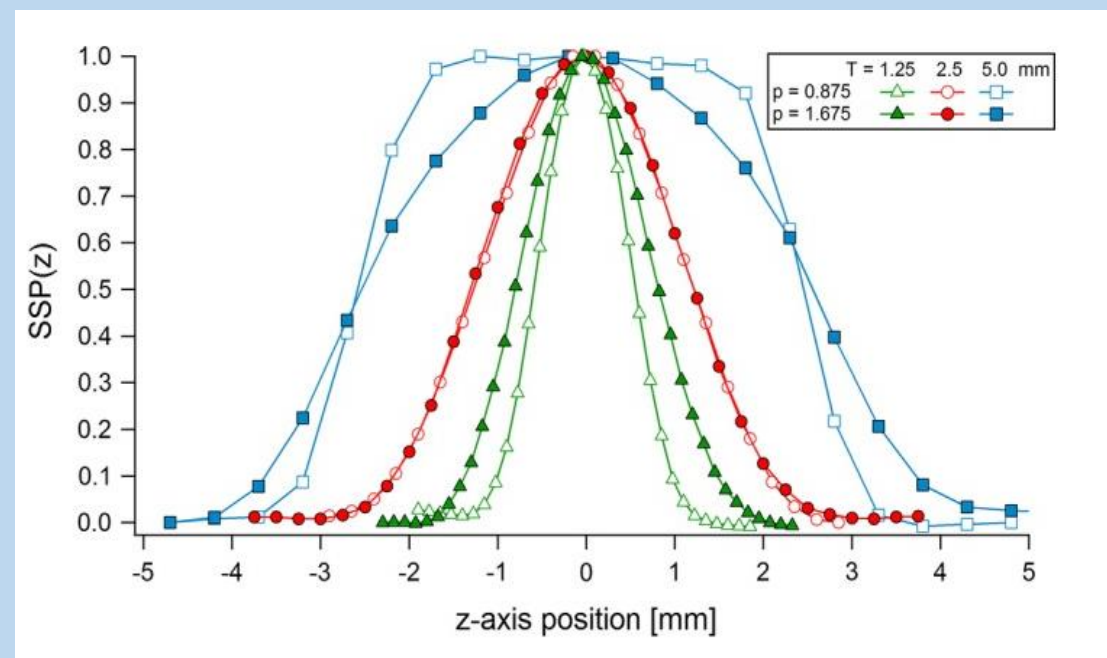
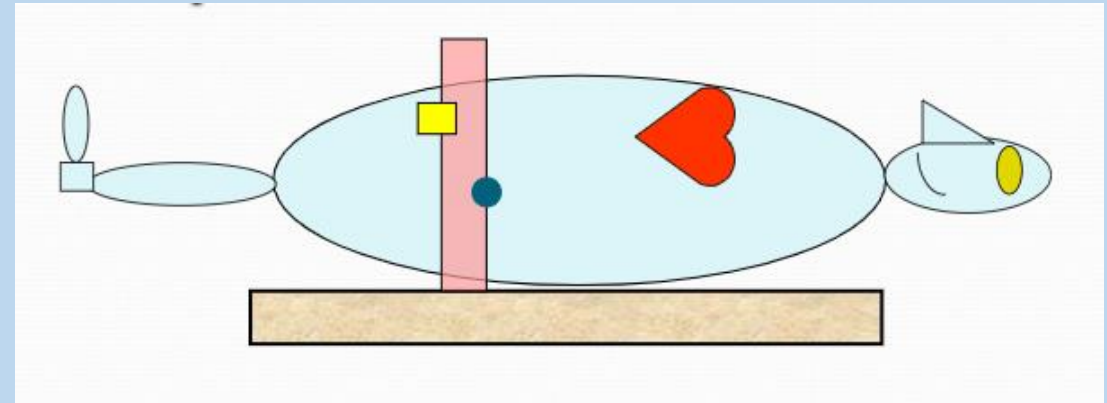
Slice Thickness

$$\text{Noise} \propto \frac{1}{\sqrt{\#\text{photons}}}$$

Slice thickness	5	2,5	1,25	0,625
Relative Noise	100%	141%	200%	283%
Required mAs	100%	200%	400%	800%

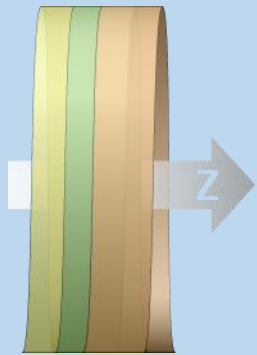


- Αύξηση θορύβου
- Απαιτείται μεγαλύτερη δόση για να πετύχουμε ίδιο επίπεδο θορύβου
- Καλύτερο Z-resolution (less partial volume effect)



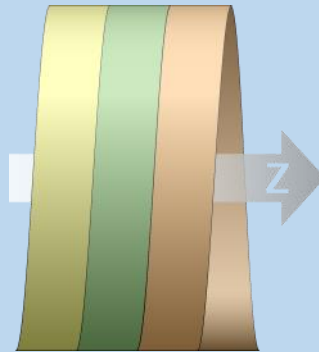
Pitch

$$\text{Pitch} = \frac{\text{μετατόπιση του κρεβατιού ανα περιστροφή της λυχνίας}}{NT}$$



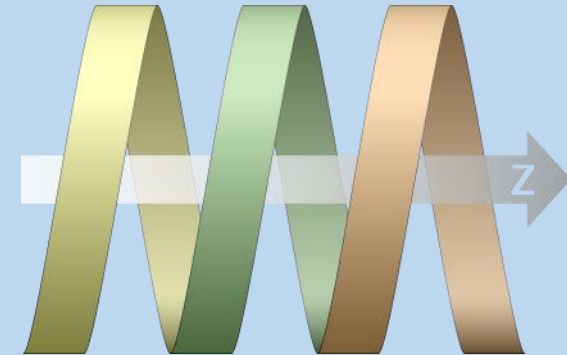
Pitch<1

Επικάλυψη μεταξύ των τομών
μετά από 2 περιστροφές της
λυχνίας



Pitch=1

Η μία τομή διαδέχεται
επακριβώς της άλλη μετά από
2 περιστροφές της λυχνίας



Pitch>1

Κάποιες δομές δεν
καλύπτονται από τη δέσμη σε
συγκεκριμένες θέσεις του
τραπέζιού.

Η σχέση CTDI και pitch πρέπει να ελέγχεται

Pitch

Αυξάνοντας το pitch:

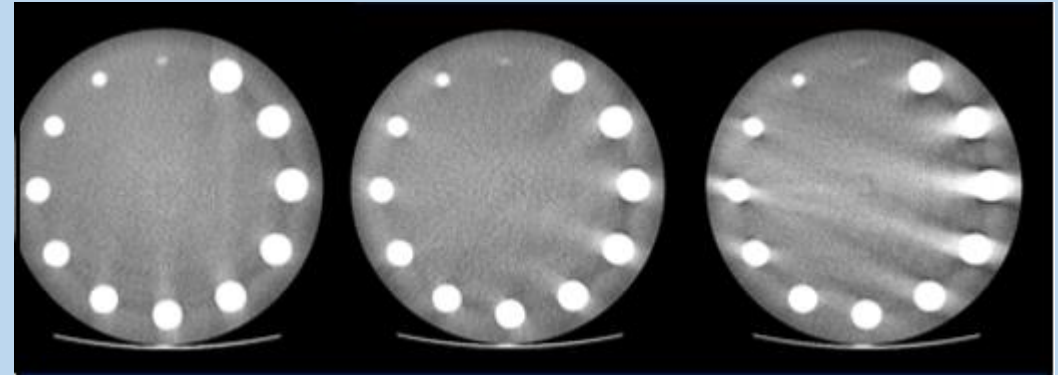


- Μειώνεται ο χρόνος εξέτασης
- Μείωση των motion artifact



- δημιουργία cone beam artifacts (ιδιαίτερα σε μικρά collimation)

2 cm beam collimation

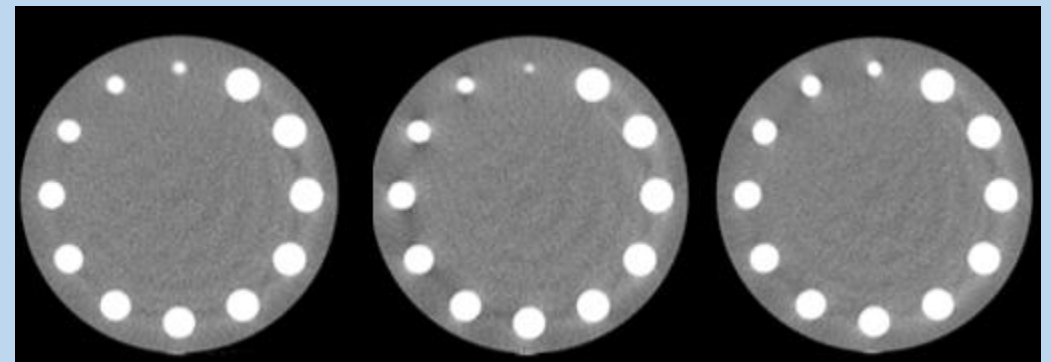


Pithc:0,516

pitch:0,983

pitch:1,375

4 cm beam collimation



Pithc:0,562

pitch:0,969

pitch:1,375

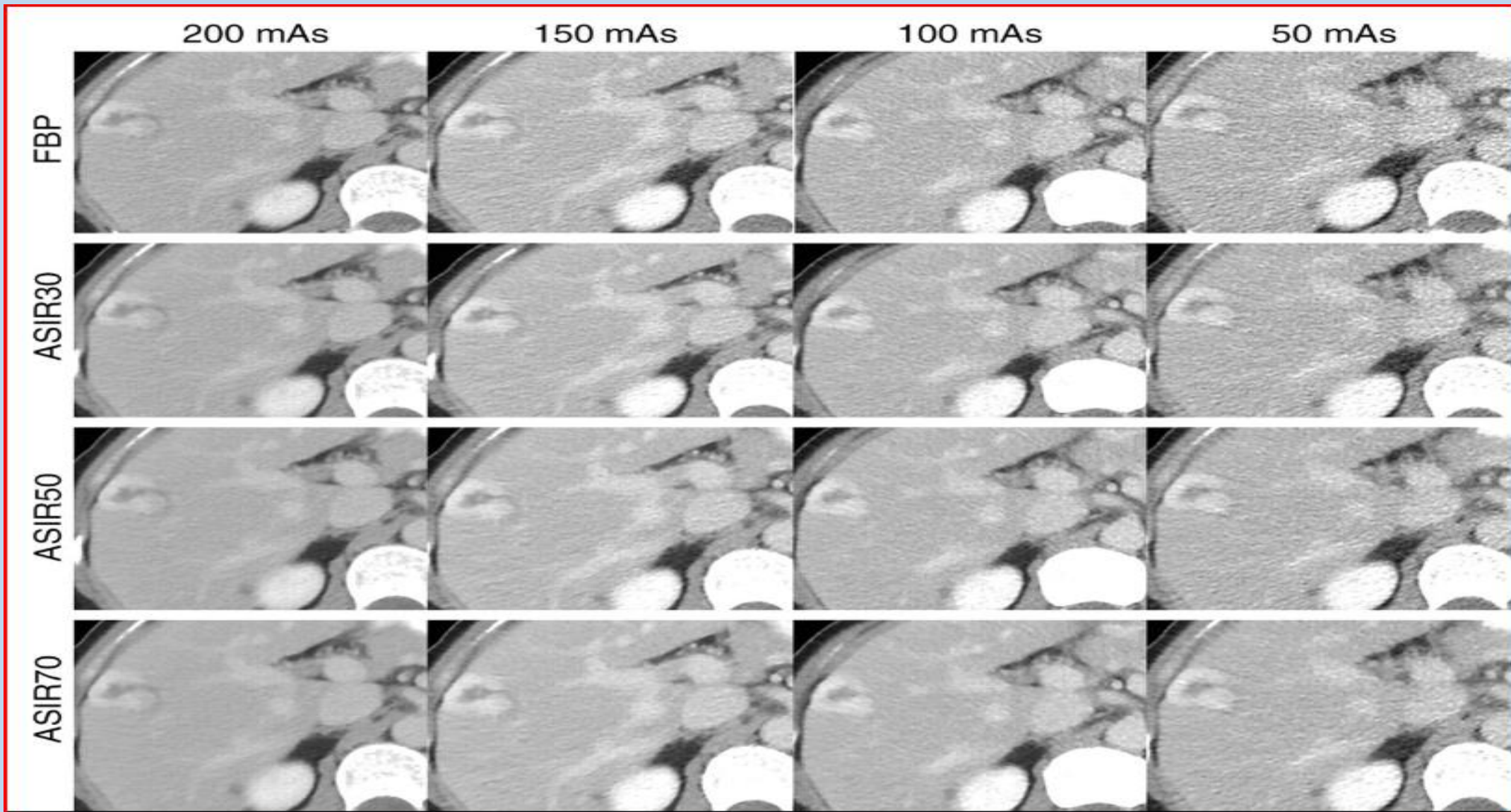
Επαναληπτικοί αλγόριθμοι

- Χρησιμοποιούν πιο ρεαλιστικά μοντέλα για τη περιγραφή της γεωμετρίας του συστήματος και τη μοντελοποίηση του θορύβου με αποτέλεσμα να παράγουν καλύτερη ποιότητα εικόνας για τα ίδια row data σε σχέση με την FPB μέθοδο. (εικόνες με μικρότερο θόρυβο)

Table 2: IR Techniques Available from Different CT Vendors

Technique and Details	GE Healthcare	Philips Healthcare	Siemens Healthcare	Toshiba Medical Systems
Main IR technique	ASiR	iDose	IRIS	Adaptive iterative dose reduction
Details of main technique	ASiR level is selected at 10% increments (10%–100%), with increasing percentage associated with lower noise	iDose level can be set on a scale of 1–7, with increasing number suggesting lower noise	These techniques work on a scale of 1–5, with increasing number associated with lower noise	Three settings (mild, standard, strong) represent increasing strength of noise reduction
Other available IR techniques	Veo, ASiR-V	IMR	Safire, Admire	Adaptive iterative dose reduction 3D

- Μείωση της δόσης:
 - 30-70%, ενήλικες
 - Έως 80% , παιδιά



Η κλινική ένδειξη

Standard HRCT

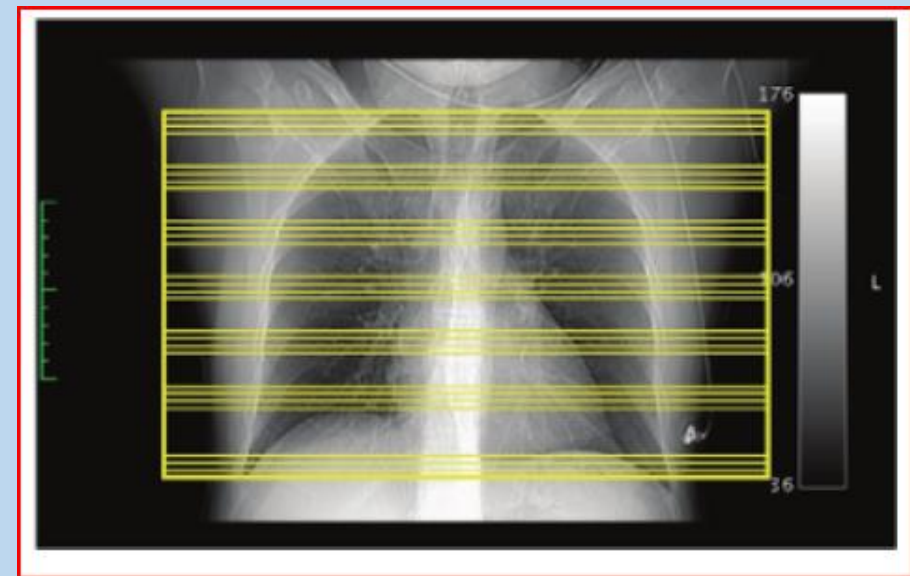


Κλινική ένδειξη: **Διάχυτες πνευμονικές παθήσεις**

120 kV, pitch:1, **helical** mode, image thickness: 0.625-1.5 mm. **150-300 mAs.**

VS

Low Dose HRCT



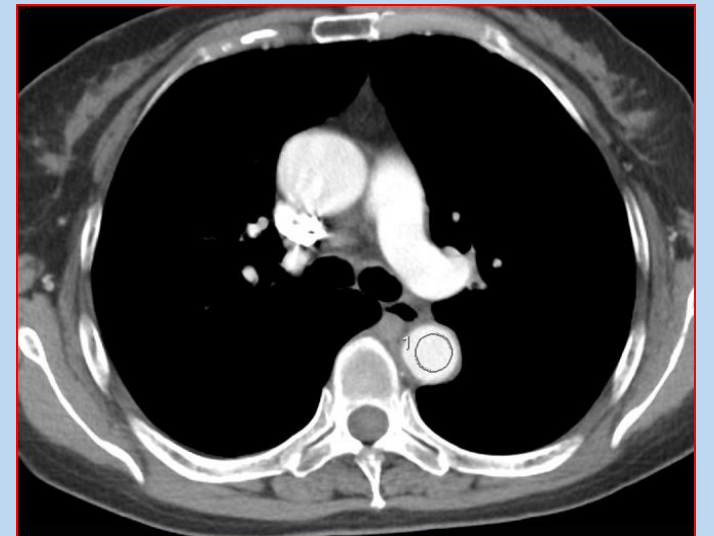
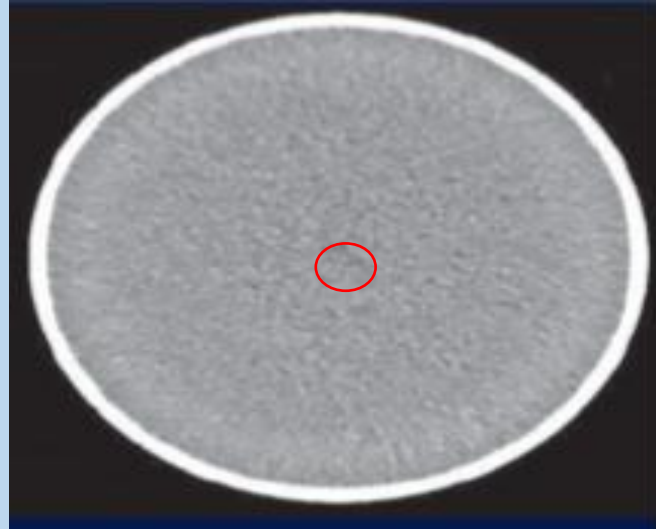
Κλινική ένδειξη: **Follow up**

120 kV, pitch:1, **spaced axial** mode, image thickness: 0.625-1.5 mm. **40-80 mAs.**

Θόρυβος

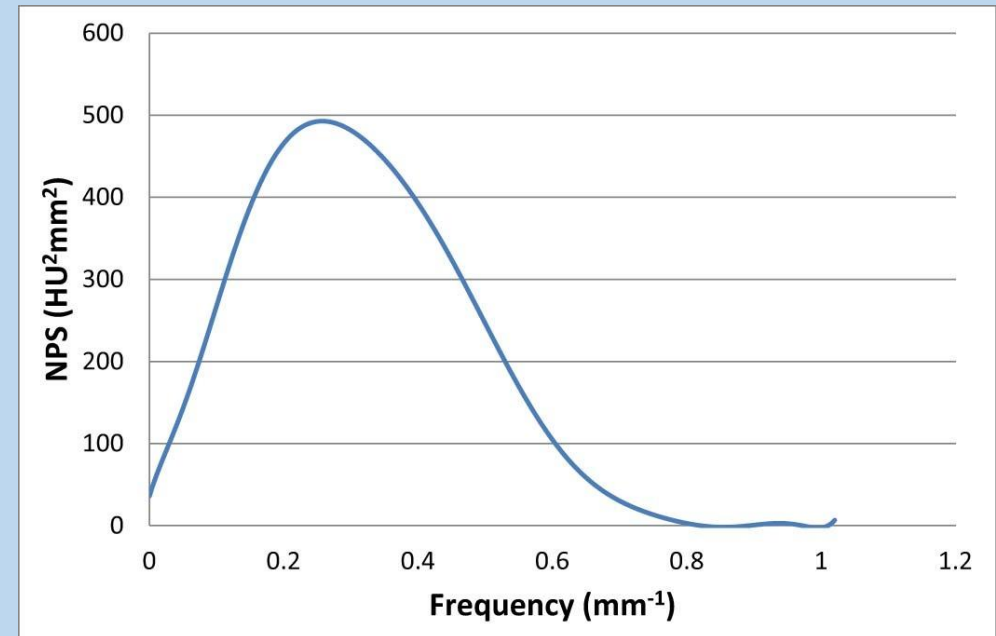
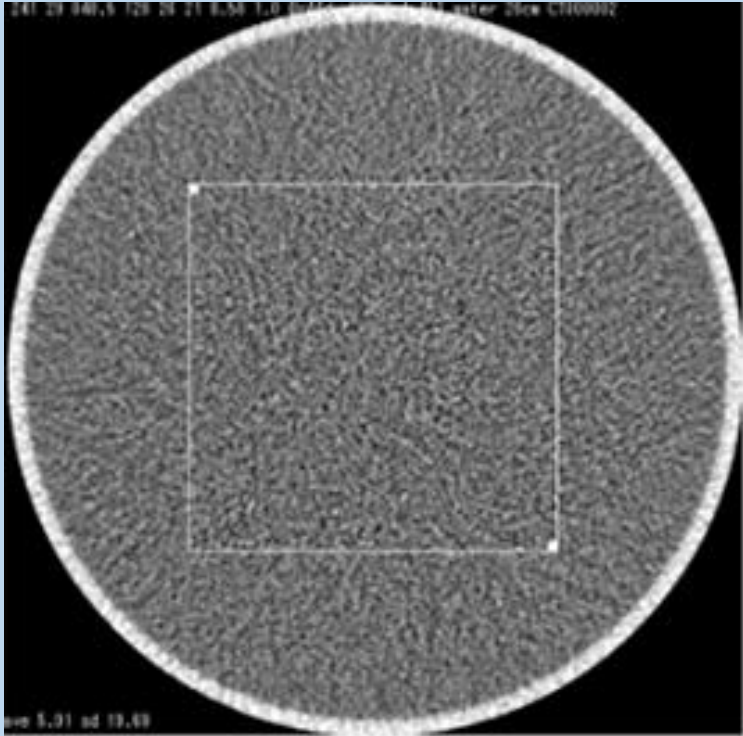
Noise = SD

$$SNR = \frac{HU_1}{SD_1}$$

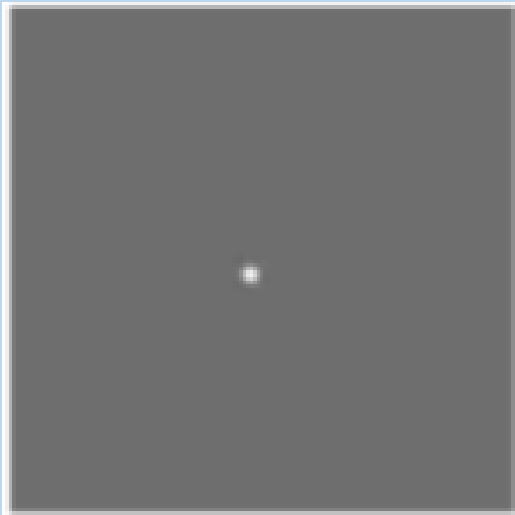
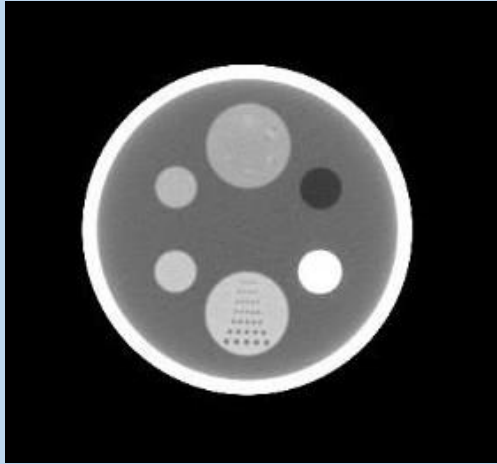


Θόρυβος

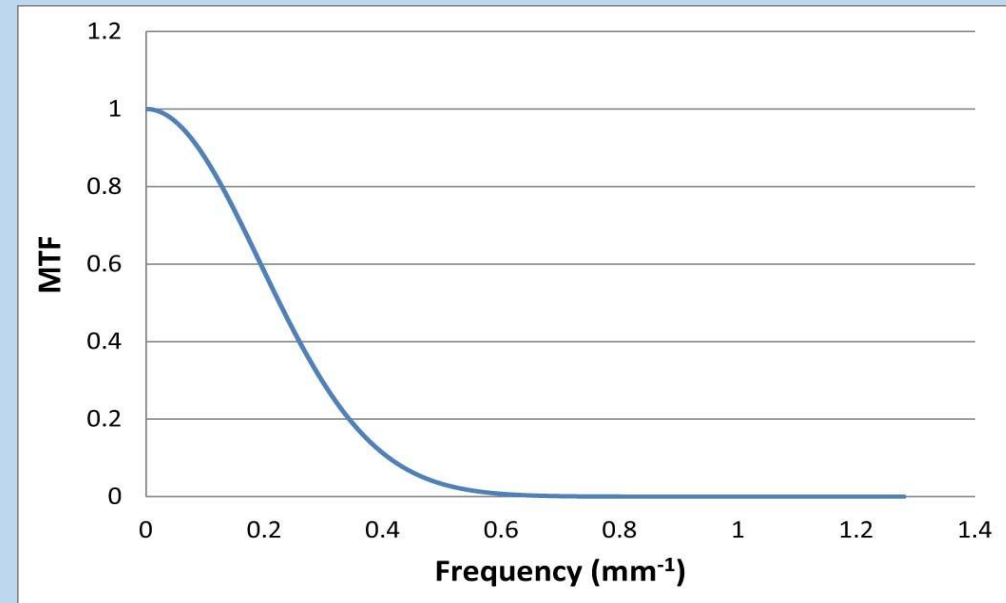
$$NPS_{2D} = (f_x, f_y) = \frac{\Delta_x \Delta_y}{L_x L_y} \frac{1}{N_{ROI}} \sum \sum_{i=1}^{N_{ROI}} \left| FT_{2D} \{ ROI_i(x, y) - \overline{ROI_i} \} \right|^2$$



Spatial Resolution



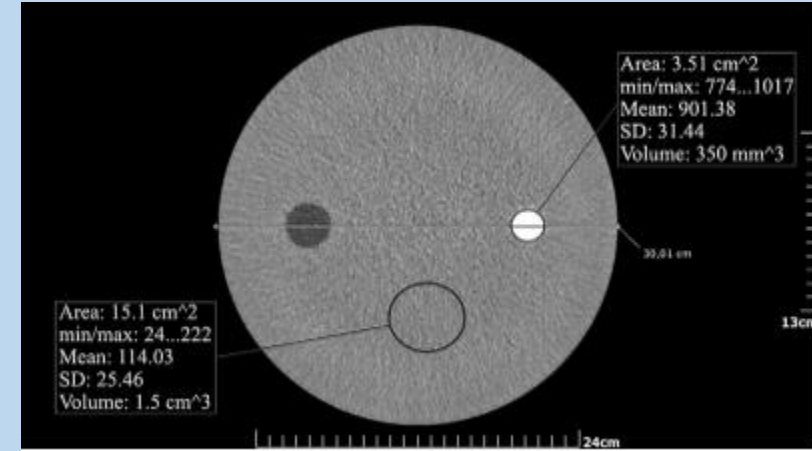
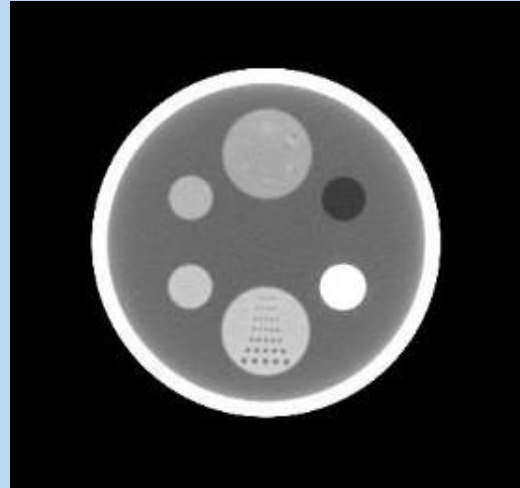
$$MTF_{1D}(f) = \left| \frac{FT\{LSF(x)\}}{\int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x)dx} \right|$$



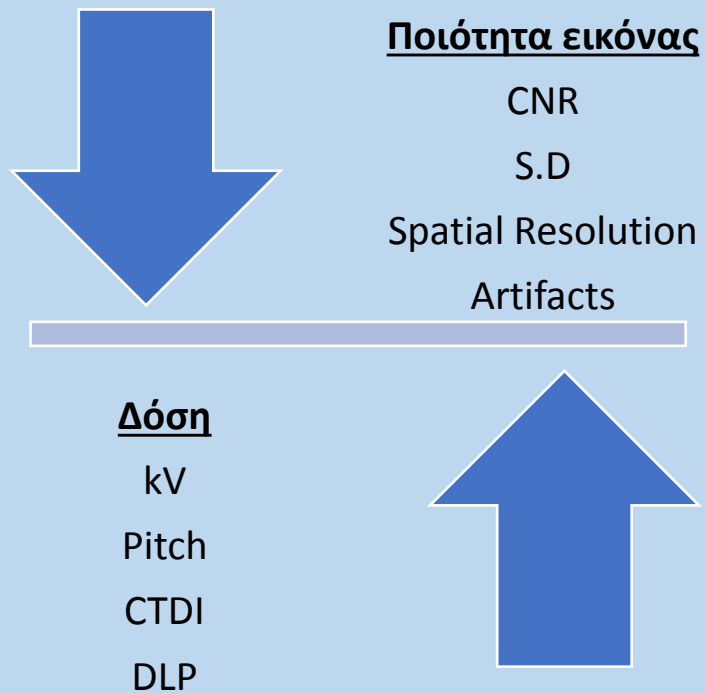
Low Contrast Resolution

$$CNR = \frac{HU_1 - HU_2}{\sqrt{SD_1^2 + SD_2^2}/2}$$

$$LCD(\%) = \left(\frac{HU_1 - HU_2}{HU_2 - HU_{air}} \right) \left(\frac{\overline{HU}_1 - \overline{HU}_2}{\frac{SD_1 + SD_2}{2}} \right)^{-1} \cdot 100\%$$



F.O.M



$$F.O.M = K \cdot \frac{R(lp/mm)}{Noise \cdot \sqrt{CTDI}}$$

$$F.O.M = K \cdot \frac{CNR}{(E.D)^2}$$

$$F.O.M = \sqrt{\frac{f_{av}^3}{\sigma^2 \cdot z_1 \cdot CTDI_{vol}}} \quad (1)$$

$$f_{av} = \frac{MTF_{10} + MTF_{50}}{2}$$

όπου

$z_1 = Z$ - sensitivity

$\sigma = SD$

VGA Analysis

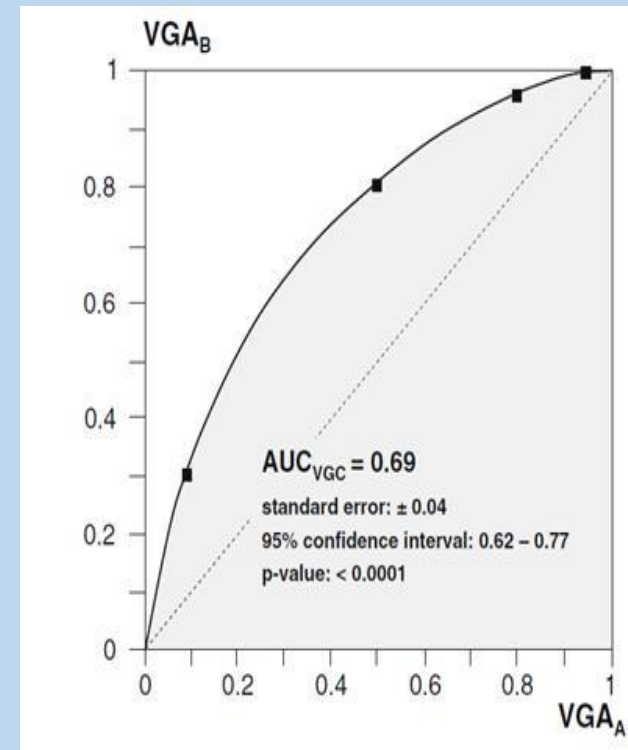
- Υποκειμενική αξιολόγηση της εικόνας από τον ακτινολόγο.
- Βαθμολογία με κλίμακα από 1-5 με βάση
 1. Βέβαιος ότι το κριτήριο δεν ικανοποιείται
 2. Σχεδόν βέβαιος
 3. Αναποφάσιτος αν το κριτήριο ικανοποιείται ή όχι
 4. Κάπως βέβαιος ότι το κριτήριο ικανοποιείται
 5. Βέβαιος ότι το κριτήριο ικανοποιείται.

	1	2	3	4	5
Noise	Minimal or no noise	No significant noise	Noisy-diagnostic	Significant noise-affects diagnosis	High level noise-non diagnostic
Sharpness	Excellent sharpness	Good sharpness	Moderate sharpness	Poor sharpness-bad visibility	Zero visibility-non diagnostic
Contrast	Excellent contrast	Very good contrast	Good contrast	Poor contrast-unsatisfactory visualization	Non diagnostic-image similar to use of no contrast
Diagnostic Confidence	Completely confidence	High confidence	Good confidence	Poor confidence	None diagnostic confidence-unacceptable
Artifacts	No artifacts	Insignificant artifacts	Minor artifacts	Major artifacts-diagnosis still possible	Artifacts affecting diagnostic information
Blotchy Appearance	Absent	Mild	Moderate	Significant-diagnosis still possible	Intense-affecting diagnosis

VGA Analysis

Grade	Number of decisions	
	Protocol A	Protocol B
1	10	30
2	40	50
3	30	15
4	15	5
5	5	0
Total	100	100

VGA _A (Protocol A)	VGA _A (Protocol B)
0,00	0,00
0,10	0,30
0,50	0,80
0,80	0,95
0,95	1,00
1,00	1,00



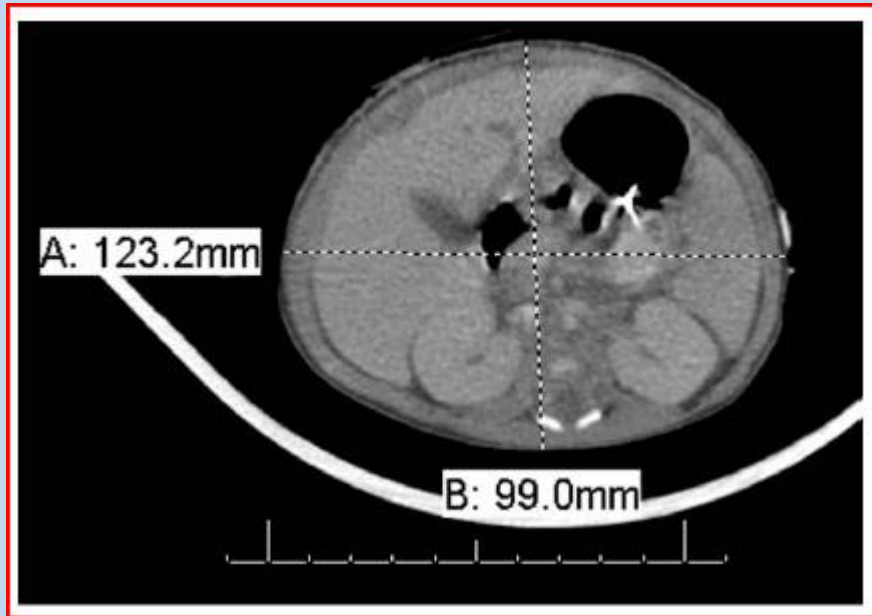
Παιδιατρικοί Ασθενείς

Table 10.2b. European DRLs for computed tomography. EDRLs for head CT refer to 16 cm phantom and EDRLs for thorax and abdomen for 32 cm phantom. DRLs refer to a complete routine CT examination (one scan series).

Computed tomography			
Exam	Age or weight group	EDRL	
		CTDI _{vol} , mGy	DLP, mGy cm
Head	0-<3 months	24	300
	3 months-<1 y	28	385
	1-<6 y	40	505
	≥6 y	50	650
Thorax	<5 kg	1,4	35
	5-<15 kg	1,8	50
	15-<30 kg	2,7	70
	30-<50 kg	3,7	115
	50-<80 kg	5,4	200
Abdomen	<5 kg		45
	5-<15 kg	3,5	120
	15-<30 kg	5,4	150
	30-<50 kg	7,3	210
	50-<80 kg	13	480

SSDE

$$SSDE = CF \times CTDI_{vol}$$



- Effective diameter = $\sqrt{AP \times LAT}$

Effective Dia (cm)	Conversion Factor
8	2.76
9	2.66
10	2.57
11	2.47
12	2.38
13	2.30
14	2.22
15	2.14
16	2.06
17	1.98
18	1.91
19	1.84
20	1.78
21	1.71
22	1.65
23	1.59
24	1.53
25	1.48
26	1.43
27	1.37
28	1.32
29	1.28
30	1.23
31	1.19
32	1.14
33	1.10
34	1.06

- Ακτινοφυσικοί
- Ακτινολόγοι
- Τεχνολόγοι



*"Ordinary X-ray examinations of the head had shown the skull bones, but the brain had remained a gray, undifferentiated fog... Now, suddenly, the fog has cleared." **

* From Nobel committee's presentation speech at Sir Goldfrey Newbold Hounsfield's award in 1979