

ΔΟΣΗ ΣΤΗΝ ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Ακτινολογική έκθεση

- Περιγράφει τη δυνατότητα ιονισμού του αέρα
 - > μονάδα το Roentgen (R); $1 R = 0.000258 C/kg \text{ air}$.
 - > Η ποσότητα της ακτινοβολίας που παράγει φορτίο $= 2.580 \times 10^{-4} C$ ανά μονάδα μάζας (kilograms) αέρα υπό κανονικές συνθήκες.
- Μετράται με θάλαμο ιονισμού και ηλεκτρόμετρο
- Περιγράφει την ποσότητα ιονισμού αλλά δεν μετρά πόση ενέργεια απορροφάται από τους ιστούς

November 2002 RadioGraphics, 22, 1541-1553

Ακτινολογική δόση Absorbed Radiation Dose

- Περιγράφει την ποσότητα ακτινοβολίας που απορροφάται ανά μονάδα μάζας
 - > Μονάδα το gray (1 Gy = 1 J/kg) ή το
 - > rad (1 rad = 100 erg/g).
 - > $100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy}$.
- Περιγράφει πόση από την ενέργεια της ιονίζουσας ακτινοβολίας έχει απορροφηθεί σε μικρό όγκο γύρω από ένα σημείο
- Δεν περιγράφει που έχει απορροφηθεί
- Δεν αντανακλά τη σχετική ευαισθησία των ιστών

Ισοδύναμη δόση Effective Dose

- Λαμβάνει υπόψη τον τύπο του ιστού που έχει απορροφήσει τη δόση και προσπαθεί να αποδώσει τη δόση που απορροφήθηκε αναφορικά προς τα στοχαστικά της αποτελέσματα
- Χρησιμοποιεί συντελεστές επιβάρυνσης που ποικίλουν ανάλογα με τη ακτινοευαισθησία των ιστών
- Οι συντελεστές επιβάρυνσης για κάθε όργανο έχουν καθορισθεί στην έκδοση 60 της International Commission on Radiological Protection (ICRP)
- Μετράται σε sievert (Sv) ή rem.
- $100 \text{ rem} = 1 \text{ Sv}$.

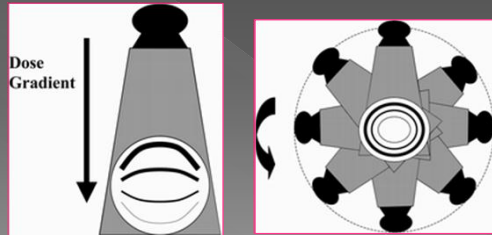
Μέτρηση δόσης ακτινοβολίας στην CT

- Λόγω γεωμετρίας και χρήσης η CT έχει δικούς της τρόπους μέτρησης της ακτινολογικής δόσης
- Η έκθεση είναι συνεχής γύρω από τον ασθενή και όχι προβολική
- Πολλαπλές εκθέσεις κατά μήκος του ασθενούς για να καλυφθεί η απαραίτητη ανατομία
- Επιλέον επαναλαμβανόμενες σαρώσεις

Διαφοροποιήσεις δόσης εντός της τομής

- Στην προβολική ακτινογράφηση η λυχνία βρίσκεται σε μια θέση και η δόση στο δέρμα από την πλευρά της εισόδου της ακτινοβολίας είναι πολύ υψηλότερη από τη δόση εξόδου
- Αντίθετα στην αξονική τομογραφία με περιστροφή της λυχνίας 360° παρατηρείται περιστροφικά συμμετρική διαβάθμιση της ακτινοβολίας στον ασθενή δηλαδή σε ένα στρογγυλό ομοίωμα όλα τα σημεία με συγκεκριμένη απόσταση από το κέντρο δέχονται σχεδόν την ίδια δόση ακτινοβολίας
- Υπάρχει όμως διαβάθμιση της δόσης από την περιφέρεια προς το κέντρο

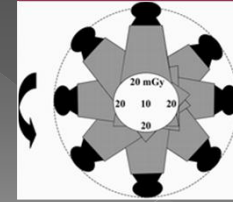
- Η διαβάθμιση της δόσης από το κέντρο προς την περιφέρεια εξαρτάται από διάφορες παραμέτρους
 - > Μέγεθος αντικειμένου
 - > Φάσμα δέσμης
 - > Εξασθένηση από τον ιστό



- Η έκταση των διαφορών στη δόση ακτινοβολίας από το κέντρο στην περιφέρεια εξαρτάται από το μέγεθος του ανατομικού θέματος και αυτό με τη σειρά του επηρεάζει τη δόση ακτινοβολίας που απορροφάται

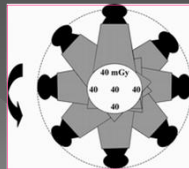
Μεγάλο ανατομικό θέμα

- Χαρακτηριστικές δόσεις σε ομοίωμα σώματος διαμέτρου 32-cm από CT με μια σειρά ανιχνευτών.
- Τιμές που μετρώνται στην περιφέρεια (1 cm κάτω από την επιφάνεια) δείχνουν διαβάθμιση 2:1 από την περιφέρεια προς το κέντρο
- Τεχνικές παράμετροι: 120 kVp, 280 mA, 1-sec περιστροφή (280 mAs), 10-mm πάχος τομής.



Μικρό ανατομικό θέμα

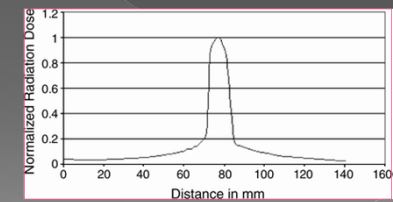
- Χαρακτηριστικές δόσεις σε ομοίωμα κεφαλής διαμέτρου 16-cm από CT με μια σειρά ανιχνευτών.
- Τιμές που μετρώνται στην περιφέρεια (1 cm κάτω από την επιφάνεια) δείχνουν ομοιόμορφη, χωρίς διαβάθμιση κατανομή από την περιφέρεια προς το κέντρο
- Τεχνικές παράμετροι: 120 kVp, 300 mA, 1-sec περιστροφή (300 mAs), and 5-mm πάχος τομής.



Μεταβολές στον διαμήκη άξονα -Z

- Εκτός από τις διαβαθμίσεις μέσα στην κάθε τομή παρατηρούνται διαβαθμίσεις και κατά μήκος του ασθενούς ή του ομοιώματος, στον άξονα -Z.
- Πρόκειται για την κατανομή της δόσης κατά μήκος του ασθενούς που οφείλεται σε μία κίνηση (δηλαδή μια πλήρη περιστροφή της λυχνίας σε μια θέση του)
- Η δόση της επιδρά και εκατέρωθεν της τομής επειδή
 - δεν υπάρχει ιδανικός περιορισμός διαφραγμάτων και
 - παράγεται ακτινοβολία σκέδασης μέσα στον ασθενή
- Όταν γίνονται πολλαπλές διαδοχικές τομές οι εκτός τομής δόσεις ακτινοβολίας προστίθενται στην συνολική δόση

- Το ιστόγραμμα της δόσης από μια πλήρη περιστροφή της λυχνίας στο ισόκεντρο (άξονας -Z)



- Ισόκεντρο είναι ο χώρος από τον οποίο περνά η κεντρική ακτίνα της ακτινολογικής δέσμης
- Στην ΑΤ συμπίπτει με τον άξονα περιστροφής της λυχνίας και βρίσκεται στο κέντρο του ανοίγματος του gantry.

- Επομένως η δόση ακτινοβολίας σε μια τομή είναι το άθροισμα της πρωτογενούς δόσης στην τομή (όταν αυτή διενεργείται) μαζί με τη δόση που απορροφάται από την συγκεκριμένη τομή όταν γίνονται οι γειτονικές τομές
- Η έκταση της επιπλέον δόσης εξαρτάται από:
 - > την απόσταση μεταξύ των τομών,
 - > το πάχος και
 - > το σχήμα της ακτινολογικής δέσμης

Multiple Scan Average Dose (MSAD)

- Από τους πρώτους δείκτες
- Δεν χρησιμοποιείται πλέον

$$MSAD = (1/I) \int_{-I/2}^{I/2} D_{series}(z) dz, \quad (2)$$

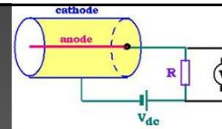
Computed Tomography Dose Index (CTDI)

- Ορίζεται ως η ομοιόμορφη δόση σε αναφορά με το πάχος τομής που παράγεται από 14 συνεχείς τομές

$$CTDI = (1/nT) \int_{-7T}^{7T} D_{single}(z) dz,$$

Θάλαμος ιονισμού

- Μετρούν ακτινοβολία >10 keV
- Περιέχουν αέρα
- Πρόκειται για κλειστούς κυλίνδρους με ένα κεντρικό ηλεκτρόδιο (άνοδο) και με περιφερικό ηλεκτρόδιο (κάθοδο) τον ίδιο τον κύλινδρο. Στα άκρα τους εφαρμόζεται διαφορά δυναμικού
- Η ακτινοβολία προκαλεί ιονισμό στον αέρα και τα ηλεκτρόνια έλκονται από την άνοδο
- Μετρούν τον πρωτογενή ιονισμό



CTDI₁₀₀

- Δημιουργήθηκε για να ξεπεράσει τους περιορισμούς του προηγούμενου δείκτη
- Υπολογίζει τη δόση που παράγεται σε θάλαμο ιονισμού από ακτινοβολήση μήκους 100 χιλ. ανεξάρτητα από το πάχος τομής

$$CTDI_{100} = (1/NT) \int_{-5\text{ cm}}^{5\text{ cm}} D_{single}(z) dz,$$

CTDI₁₀₀

- Μπορεί να μετρηθεί στο κέντρο και την περιφέρεια του ομοιώματος ώστε να φανούν οι διακυμάνσεις εντός τομής

$$CTDI_{100} = (f \cdot C \cdot E \cdot L) / (NT),$$

CTDI_w

- Εξισορροπεί τις διαβαθμίσεις μεταξύ κέντρου και περιφέρειας εντός τομής

$$CTDI_w = (1/3)(CTDI_{100})_{center} + (2/3)(CTDI_{100})_{periphery}$$

CTDI_{vol}

- το συνολικό πάχος της ακτινολογικής δέσμης (N και T)
- l μετακίνηση του τραπέζιου ανά περιστροφή ή η απόσταση μεταξύ λήψεων σε στατικές λήψεις

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot NT / L$$

- Τα ομοιώματα δεν μπορούν να ανταποκριθούν παρά μόνο μερικά στην πραγματικότητα
- Πρόκειται για δείκτες και όχι για ακριβείς μετρήσεις έκθεσης του ασθενούς
- Παρόλο που οι μετρήσεις στα ομοιώματα αντανakλούν τι γίνεται στην πραγματικότητα δεν υπάρχει αντιστοιχία προς τις διαφορές ευαισθησίας των ιστών

- Ο δείκτης CTDI₁₀₀ χρησιμοποιεί τον παράγοντα f του αέρα για να μετατρέψει την έκθεση στον αέρα σε απορροφούμενη δόση, αλλά οι f των ιστών είναι διαφορετικοί μεταξύ τους.
- Ο παράγοντας f (rads / roentgen) καθορίζεται από το λόγο του συντελεστή απορρόφησης ενέργειας της μάζας προς αυτόν του αέρα
- Ο συντελεστής απορρόφησης ενέργειας της μάζας εξαρτάται από τον ιστό και από την ενέργεια της δέσμης (kV) ιδιαίτερα στις ενέργειες που χρησιμοποιούνται στην αξονική τομογραφία.

Dose-length product (DLP)

- Είναι το CTDI_{vol} πολλαπλασιασμένο με το μήκος της σάρωσης σε εκατοστά
- Μονάδα milligray-centimeters

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot \text{scan length}$$

Παράγοντες που επηρεάζουν τη δόση ακτινοβολίας στην ΑΤ

- Άμεση επίδραση
 - > kilovolt peak
 - > Milliamperes
 - > Χρόνος περιστροφής ή έκθεσης
 - > Πάχος τομής
 - > Πάχος θώρακα
 - > Pitch
 - > Τεχνικές μείωσης της δόσης
 - > Απόσταση λυχνία – ισοκεντρο
- Έμμεση επίδραση
 - > Επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας και μπορούν έμμεσα να οδηγήσουν σε αύξηση της δόσης π.χ. αλγόριθμος ανασύνθεσης

Ενέργεια της δέσμης kVp

- Επιλέγεται από τον ΤΑ
- Επηρεάζεται από τα φίλτρα
- Όταν αυξάνονται τα kV αυξάνεται και η δόση
- Από τα 120 στα 140 περίπου 35% αύξηση
- Θυμηθείτε ότι για τα ίδια mAs μια δέσμη υψηλών kVp περιέχει και μεγαλύτερο αριθμό φωτονίων

Beam Energy (kVp)	CTDI _w in Head Phantom (mGy)	CTDI _w in Body Phantom (mGy)
80	14	5.8
100	26	11
120	40	18
140	55	25

Ποσότητα δέσμης

- Αύξηση των mAs αυξάνει γραμμικά τη δόση ακτινοβολίας όταν όλες οι άλλες παράμετροι διατηρούνται σταθερές
- $effective\ mAs = mA \times time / pitch$
- Όταν δίνεται το $effmAs$ τότε οι μεταβολές της μιας αντισταθμίζονται αυτόματα από μεταβολή της άλλης παράμετρου ώστε το $effmAs$ να διατηρηθεί σταθερό

Tube Current–Time Product (mAs)	CTDI _w in Head Phantom (mGy)	CTDI _w in Body Phantom (mGy)
100	13	5.7
200	26	12
300	40	18
400	53	23

Βήμα της έλικας - Pitch

- Μετακίνηση τραπέζιου σε μια περιστροφή 360° / συνολικό πάχος της δέσμης
- Καθώς αυξάνεται το pitch κάθε σημείο δέχεται την επίδραση της δέσμης για μικρότερο χρόνο
- CTDI_{vol} το μόνο που λαμβάνει υπόψη το pitch

Pitch	CTDI _{vol} in Head Phantom (mGy)	CTDI _{vol} in Body Phantom (mGy)
0.5	80	36
0.75	53	24
1.0	40	18
1.5	27	12
2.0	20	9

Σε ελικοειδή ΑΤ μιας τομής

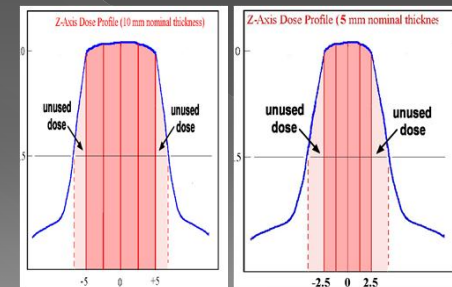
Πάχος -Ελικοειδής ΑΤ μονής τομής

- Το πάχος τομής επηρεάζει άμεσα και έμμεσα τη δόση
- Για κάθε τομή με όλες τις άλλες παραμέτρους σταθερές, όσο παχύτερη είναι η τομή τόσο περισσότερα φωτόνια θα διαπεράσουν τον ασθενή. Όμως :
- Η έκθεση και η απορροφούμενη δόση ορίζονται με βάση τη μονάδα μάζας, επομένως με παχύτερη τομή περισσότερα φωτόνια διαπερνούν αλλά και περισσότερη μάζα ακτινοβολείται από ότι σε λεπτότερη τομή, επομένως οι δόσεις μπορεί να είναι περίπου ισοδύναμες
- Φαίνεται όμως ότι υπάρχει μεγαλύτερη επικάλυψη δόσης εκτός του επιπέδου τομής όταν οι τομές είναι πιο λεπτές

Collimation (mm)	CTDI _w in Head Phantom (mGy)	CTDI _w in Body Phantom (mGy)
1	45	19
3	41	18
5	40	18
7	40	18
10	40	18

Δόση σε ελικοειδή ΑΤ μιας τομής όταν μεταβάλλεται μόνο το πάχος

Dose Efficiency vs Slice Thickness



Πάχος – Πολυτομικοί ΑΤ

- Η δόση εξαρτάται από το πάχος της δέσμης και όχι από το πάχος ανασύνθεσης των τομών και μπορεί να φθάνει η διαφορά έως 50% αυξάνοντας για μικρότερο πάχος τομής
- για ανασύνθεση 5-mm-πάχους
 - > 4 × 1.25 mm (5-mm πάχος δέσμης),
 - > 4 × 2.5 mm (10-mm πάχος δέσμης), και
 - > 4 × 5 mm (20-mm πάχος δέσμης)

Collimation (mm)	Total Beam Width (mm)	CTDI _w in Head Phantom (mGy)	CTDI _w in Body Phantom (mGy)
4 × 1.25	5	62	33
2 × 2.5	5	62	33
1 × 5	5	62	33
4 × 2.5	10	46	24
2 × 5	10	46	24
4 × 5	20	40	20

Μέγεθος θέματος

- Το μικρότερο θέμα (στις προηγούμενες περιπτώσεις ομοίωμα) απορροφά πάντα μεγαλύτερη δόση (με όλους τους άλλους παράγοντες σταθερούς)
- Αυτό έχει μεγάλη σημασία για τους παιδιατρικούς ασθενείς
- Αυτό συμβαίνει επειδή το σώμα εκτείνεται και στην εισερχόμενη και στην εξερχόμενη δέσμη καθώς η λυχνία περιστρέφεται και
- Η δόση εξόδου έχει εξασθενήσει πολύ λιγότερο στο μικρόσωμο ασθενή με αποτέλεσμα ομοιόμορφα υψηλή δόση σε όλο το ανατομικό θέμα
- Εξ ου και οι μεγάλες συζητήσεις για περιορισμό της δόσης στα πρωτόκολλα για παιδιά.

Δυνατότητες περιορισμού δόσης

- Μεταβολή των mA ανάλογα με την υπολογισμένη εξασθένηση σε συγκεκριμένη θέση
- Τα mA ρυθμίζονται σε μια μέγιστη τιμή και μπορούν να μειωθούν όταν υπάρχει πληροφορία ότι μια περιοχή απορροφά λιγότερη δέσμη από τη μέγιστη αναμενομένη τιμή.
- Στηρίζεται στη χρήση προσοπίσθιου και πλάγιου τοπογραμμάτων. Από αυτά προγραμματίζεται η διαφοροποίηση των mA κατά μήκος του ασθενούς κατά τη διάρκεια της περιστροφής της λυχνίας.
- Δυνατότητες διόρθωσης σε πραγματικό χρόνο των mA

Έμμεσες επιδράσεις στη δόση ακτινοβολίας

- Πάχος τομής
 - > Οι λεπτότερες τομές αυξάνουν το θόρυβο (δηλ. τη σταθερά απόκλιση του HU)
 - > Θόρυβος = $1/\sqrt{T}$, T = πάχος τομής
 - > Θόρυβος τομής 10-mm = θόρυβο 1-mm πάχους / 3.2
 - > Αντιστάθμιση του θορύβου στις λεπτές τομές με αύξηση των mAs και / ή των kV
- Αλγόριθμος ανασύνθεσης
 - > Ο θόρυβος αυξάνεται με τη χρήση αλγορίθμων υψηλής ευκρίνειας – οστών
 - > Επομένως το είδος του αλγορίθμου μπορεί έμμεσα να οδηγήσει σε αύξηση δόσης για αντιστάθμιση του θορύβου

Τρόποι μείωσης της δόσης

Μείωση των Milliampere-Seconds

- Μείωση κατά 50% μειώνει επίσης τη δόση κατά το ίδιο ποσοστό, αλλά αυξάνει το θόρυβο κατά 41% ($1/\sqrt{2} = 1.41$).
- Ανάλογα με τις κλινικές απαιτήσεις η μεταβολή του θορύβου μπορεί να είναι αποδεκτή ή μη
 - > πχ. στον πνεύμονα (υψηλό φυσικό contrast βλάβης – πνεύμονα) η παρουσία θορύβου δεν είναι όσο σημαντική είναι στο ήπαρ (χαμηλό φυσικό contrast βλάβης - ήπατος).

Αύξηση Pitch

- Μειώνει τη δόση στον ασθενή (όταν όλες οι άλλες παράμετροι διατηρούνται σταθερές)
- Όμως αυξάνει το πραγματικό πάχος τομής που οδηγεί σε μερική απεικόνιση εντός του voxel (volume averaging) που με τη σειρά του μπορεί να μειώσει το contrast μεταξύ βλάβης και περιβάλλοντος.

Μεταβολή των Milliampere-Seconds με το μέγεθος του ασθενούς

- Το μέγεθος του ασθενούς επηρεάζει τη δόση που λαμβάνει ο ασθενής. Η δόση πρέπει να αυξάνεται με το μέγεθος του ασθενούς.
- Η δόση που λαμβάνει ο ασθενής είναι ανάλογη του τετραγώνου του μεγέθους του ασθενούς.
- Η δόση που λαμβάνει ο ασθενής είναι ανάλογη του τετραγώνου του μεγέθους του ασθενούς.
- Η δόση που λαμβάνει ο ασθενής είναι ανάλογη του τετραγώνου του μεγέθους του ασθενούς.
- Η δόση που λαμβάνει ο ασθενής είναι ανάλογη του τετραγώνου του μεγέθους του ασθενούς.

Μείωση των kVp

- Οδηγεί σε μείωση δόσης και αύξηση του θορύβου
- Επίσης οδηγεί σε μεταβολές της ΣΑ
- Από το δείκτη CTDI₁₀₀ (όχι από τον CTDI_w) φαίνεται ότι η διαβάθμιση της δόσης από την περιφέρεια στο κέντρο είναι μεγαλύτερη για τα χαμηλότερα kV που σημαίνει υψηλότερη δόση ακτινοβολίας στο δέρμα από τη χρήση χαμηλών kVp

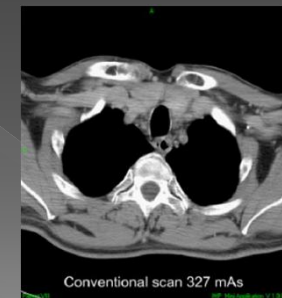
Υπολογισμός της eff δόσης

- effective δόση = δόσεις σε όργανα που λαμβάνουν υπόψη την ευαισθησία κάθε οργάνου στην ακτινοβολία
- Ο υπολογισμός γίνεται με διάφορους τρόπους σε ομοιώματα

Γραμμές θορύβου

- Η απεικόνιση του θορύβου προσανατολίζεται κατά μήκος της υψηλότερης απορρόφησης γιατί στην κατεύθυνση αυτή μόνο μικρός αριθμός φωτονίων φθάνει στον ανιχνευτή
- Απεικονίζεται με γραμμές όταν η απορρόφηση είναι διαφορετική στην πρόσθια και πλάγια κατεύθυνση (πχ ώμοι και πύελος)
- Με χρήση σταθερού mA για την πλάγια θέση ο ασθενής θα λάβει υψηλότερη από την απαιτούμενη δόση για ικανοποιητική απεικόνιση στην πρόσθια κατεύθυνση
- Το ίδιο ισχύει και για διαφορές στον επιμήκη άξονα - Z

- Γραμμές θορύβου στους ώμους
- (photon starvation artifact)



European Journal of Radiology
Volume 76, Issue 1, October 2010

Συστήματα AEC

- Συστήματα αυτόματου ελέγχου της έκθεσης προσαρμόζουν τα mAs ανάλογα με το πάχος του σώματος επιμήκως -Z, αλλά και εντός τομής ώστε να επιτύχουμε ανεκτά επίπεδα θορύβου και χαμηλότερες δόσεις
- Υπάρχουν 3 μέθοδοι εφαρμογής
 - > Με βάση το μέγεθος του ασθενούς
 - > Περιστροφική
 - > 3-D

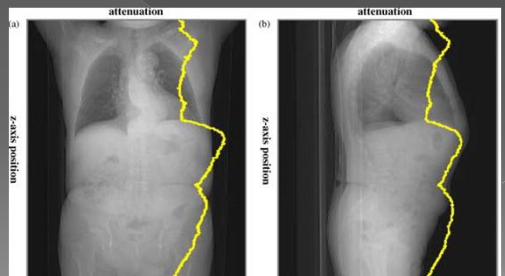
Μέγεθος ασθενούς και AEC

- Στην AT ο ασθενής εκτίθεται σε εισερχόμενη και εξερχόμενη ακτινοβολία η οποία κατανέμεται ομοιογενέστερα και με μεγαλύτερη ένταση σε μικρόσωμους ασθενείς
- Το σύστημα AEC προσαρμόζει τα mAs ανάλογα με τη συνολική σωματοδομή του ασθενούς. Είναι πολύ αποδοτικό σε παιδιά
- Η δόση ακτινοβολίας στα παιδιά είναι πιο σημαντική από ότι στους ενήλικους
- Μειονέκτημα αυτής της επιλογής είναι ότι όλη η εξέταση γίνεται με σταθερά mAs ανεξάρτητα από τις μεταβολές στο πάχος κατά μήκος του ασθενούς ή εντός της τομής

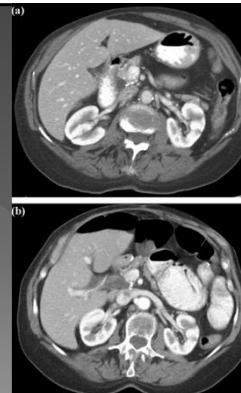
Άξονας – Z και AEC

- Η εξασθένηση της δέσμης μεταβάλλεται κατά μήκος του ασθενούς
 - > Υψηλή στους ώμους
 - > Χαμηλή στο θώρακα
 - > Υψηλή στην κοιλιά
- Με σταθερά mAs αυτό οδηγεί σε διαφορετικό ύψος θορύβου ανά επίπεδο
- Ικανοποιητικό επίπεδο θορύβου για το θώρακα σημαίνει αυξημένο θόρυβο στους ώμους και την κοιλιά (μη αποδεκτό)
- Ικανοποιητικό επίπεδο θορύβου στους ώμους σημαίνει αυξημένη δόση στο θώρακα
- Z-axis AEC ρυθμίζει το ρεύμα ανάλογα με την εξασθένηση όπως αυτή υπολογίζεται από το τοπόγραμμα, έτσι ώστε όλες οι εικόνες να εμφανίζουν σταθερό θόρυβο.
- Μπορεί να μειώσει τη δόση έως και 30%

- Εξασθένηση υπολογιζόμενη στον επιμήκη άξονα -Z, στο πρόσθιο και πλάγιο τοπόγραμμα.

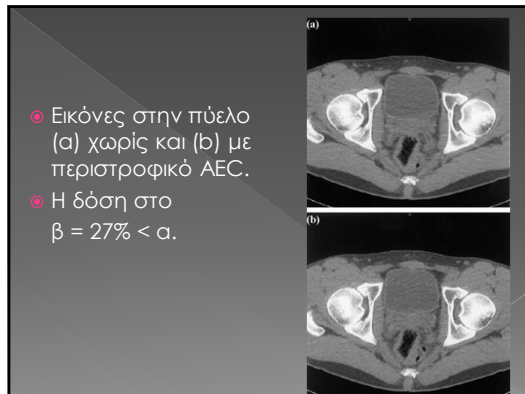


- Εικόνες στο επίπεδο της πύλης των νεφρών με
 - > α) σταθερό mAs και
 - > β) Z-axis AEC
- Οι εικόνες πάρθηκαν σε διαφορετική αξονική και θεωρούνται ικανοποιητικές.



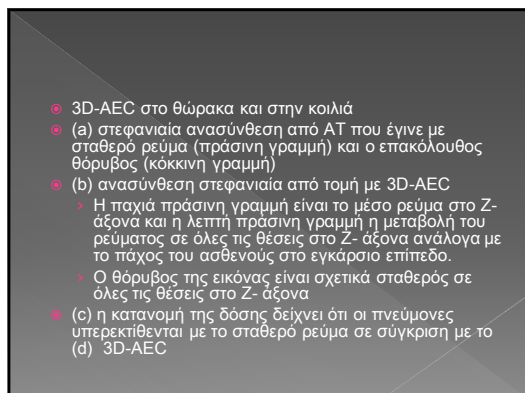
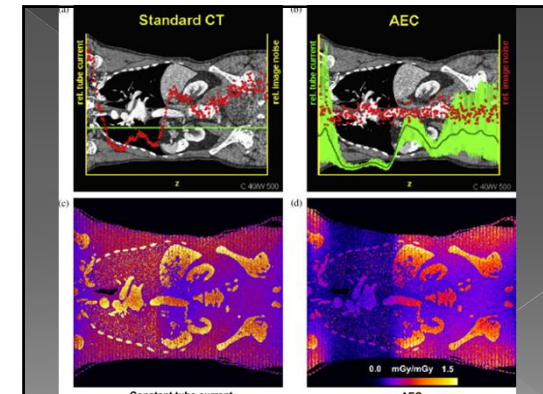
Περιστροφικό AEC

- Το mAs τροποποιείται καθώς η λυχνία περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή. Στις γωνίες (θέσεις της λυχνίας) που η απορρόφηση αυξάνεται αυξάνεται αυτόματα και το mAs.
- Η τροποποίηση βασίζεται σε
 - > μέτρηση που γίνεται στην αμέσως προηγούμενη τομή ή
 - > σε υπολογισμούς από το τοπόγραμμα (πρόσθιο και πλάγιο)
- Μείωση 20-30%



3D-AEC

- Συνδυασμός περιστροφικού και κατά μήκος -Z AEC με ακόμα καλύτερα αποτελέσματα
- Όλοι οι σύγχρονοι AT το διαθέτουν

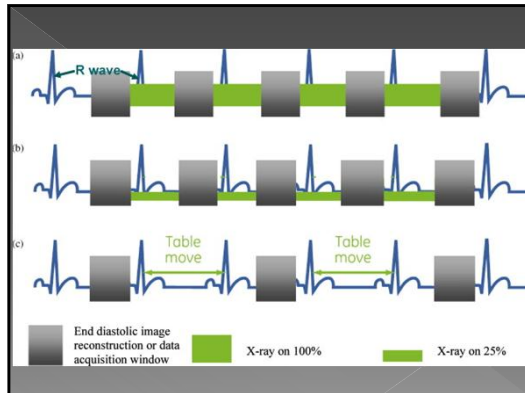


Μείωση της δόσης στην AT καρδιάς

- Εφαρμόζεται σε ασθενείς με μέσο κίνδυνο στεφανιαίας νόσου και σε ασθενείς με οξύ προκάρδιο άλγος
- Έως 20 mSv χωρίς τις ειδικές τεχνικές (AT κοιλίας 14 mSv, αγγειογραφία θώρακος 15 mSv)
- Απαιτεί λεπτές τομές 0.5–0.625 mm για την ανάδειξη των μικρών κλάδων των στεφανιαίων αγγείων και χαμηλό pitch
- Απαιτεί υψηλή ταχύτητα περιστροφής για «ακίνητη καρδιά» (0.3–0.35 s ανά περιστροφή)
- Λήψη δεδομένων σε όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου ενώ μόνο τα δεδομένα της διαστολικής φάσης είναι χρήσιμα στη στεφανιογραφία.
 - Τα συνολικά δεδομένα παρέχουν λειτουργικές πληροφορίες
 - Κλάσμα εξώθησης
 - Κίνηση του καρδιακού τοιχώματος

Διαφορετικοί τρόποι συγχρονισμού προς το ΗΚΓ

- ανδρομικός ΗΚΓ συγχρονισμός
 - Τα δεδομένα λαμβάνονται συνεχώς
 - Το παράθυρο ανασύνθεσης επιλέγεται εκ των υστέρων στη μέση του διαστολικού χρόνου
- προοπτικός συγχρονισμός με διαμόρφωση του mA (PECMTC).
 - Το ρεύμα ρυθμίζεται από το ΗΚΓ ώστε να έχει συγκεκριμένη τιμή στο μέσον της διαστολής και μόνο στο 25% κατά τον υπόλοιπο καρδιακό κύκλο
 - Το παράθυρο ανασύνθεσης στο μέσο της διαστολής
- προοπτικός συγχρονισμός με ΗΚΓ (PEGAS).
 - Το ρεύμα εφαρμόζεται μόνο κατά τη μεσοδιαστολή με βάση το ΗΚΓ
 - Ανάλογα με το ρυθμό της καρδιάς το τραπέζι μετακινείται είτε πριν από το επόμενο κύμα R ή στον επόμενο χτύπο
 - "step and shoot"



Prospective electrocardiogram correlated modulation of tube current (PECMTC)

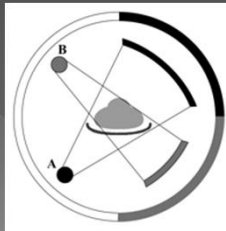
- Στο τέλος της διαστολής τα στεφανιαία αγγεία υφίστανται τη μικρότερη επίδραση από την κίνηση της καρδιάς
- Επομένως με μείωση του ρεύματος στον υπόλοιπο καρδιακό κύκλο μειώνεται η δόση στον ασθενή
- Το ρεύμα επιλέγεται με τιμή 100% στη μεσοδιαστολή και μειώνεται στο 30% στον υπόλοιπο κύκλο
- Τα στοιχεία με μειωμένο ρεύμα δεν επαρκούν για μελέτη αγγείων επιτρέπουν όμως την μελέτη της καρδιακής λειτουργίας
- Σε πιο πρόσφατες μελέτες το ρεύμα εκτός μεσοδιαστολής μειώνεται στο 4% ή σβήνει με μείωση της δόσης κατά 25%

Prospective electrocardiogram gated axial scanning (PEGAS)

- Έχουν εισαχθεί ΑΤ με μικρό χρόνο περιστροφής για να είναι δυνατή η εξέταση ασθενών με ρυθμό >60 ανά λεπτό
- Αυτή η τεχνική απαιτεί μείωση του pitch, που με τη σειρά του οδηγεί σε αύξηση της δόσης ακτινοβολίας
- PEGAS συνδυάζονται
 - > Προοπτικός συγχρονισμός με το ΗΚΓ με εγκάρσιες τομές (pitch=0) που απομακρύνουν την αύξηση δόσης από επικαλυπτόμενη σάρωση στις διαδοχικές θέσεις της λυχνίας και
 - > Προοπτικός συγχρονισμός με το ΗΚΓ που ρεύμα εφαρμόζεται μόνο στη διαστολή
- PECMTC μειώνει τη δόση κατά 25%.
- PEGAS ακόμα περισσότερα κατά 68–78%
- PEGAS απαιτεί σταθερό καρδιακό ρυθμό
- Μόνο διαστολική εικόνα της καρδιάς, δεν είναι εφικτή η λειτουργική μελέτη

Dual source CT (DSCT) Αξονικός δύο πηγών

- Ένας τρόπος μείωσης του χρόνου είναι η χρήση δύο ανεξάρτητα σετ λυχνιών/α ανιχνευτών που μειώνει το χρόνο κατά 50% SOMATOM Definition, Siemens Medical Solutions
- Τα δύο σετ σχηματίζουν γωνία 90°.
- Φαίνεται ότι μπορεί να επιτευχθεί και μείωση δόσης με τον τρόπο αυτό αλλά χρειάζονται περαιτέρω μελέτες



256- και 320-σειρές ανιχνευτών

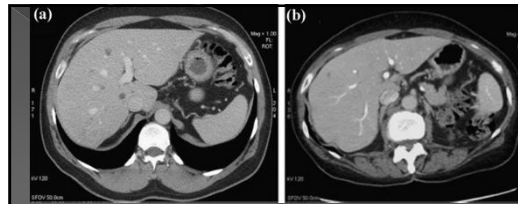
- Η χρήση περισσότερων ανιχνευτών επιτρέπει εγκάρσια εξέταση χωρίς την αναγκαία μετακίνηση της λυχνίας αφού σε μια περιστροφή καλύπτεται όλο το μήκος της καρδιάς
 - > 64τομών (4εκ) περίπου 3 περιστροφές μετακίνηση, ακόμα και με συγχρονισμό δημιουργούνται σκαλοπατία
 - > 256 (Brilliance iCT, Philips Healthcare) και 320 (AquilionOne Dynamic Volume CT, Toshiba Medical Systems) χωρίς μετακίνηση
 - > Μείωση της δόσης ακτινοβολίας κατά 50–65% από τη συμβατική CCAT
 - > Ανάγκη για περαιτέρω μελέτες

Χρήση χαμηλότερου kVp

- Η χρήση χαμηλών kVp έχει δύο πλεονεκτήματα:
 - > Χαμηλότερη δόση
 - > Αύξηση του contrast
 - > Αύξηση του θορύβου με χαμηλά kVp και μεγάλο βάρος ασθενούς
 - > Η χρήση 100kVp αντί για 120kVp δείχνουν αποδεκτή απεικόνιση των αγγείων με μείωση της δόσης κατά 30-50%
- Το ίδιο ισχύει και για τα παιδιά και μικρόσωμους ασθενείς

Μείωση της δόσης με ειδικές μεθόδους ανασύνθεσης

- adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR)
- model based iterative reconstruction (MBIR)
- iterative reconstruction in image space (IRIS)
- adaptive iterative dose reduction (IARD)
- Χρήση διαφορετικών μεθόδων παραγωγής εικόνας αντί για την παραδοσιακή οπισθοπροβολή
- Αναμενόμενη μείωση δόσης 30-60%

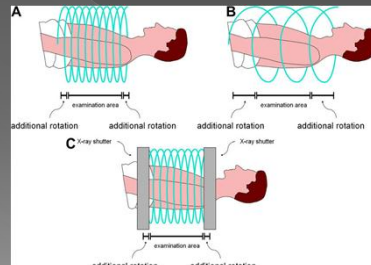


- Σύγκριση εικόνων που έγιναν με (a) οπισθοπροβολή και (b) ASIR σε διαφορετικούς αξονικούς
- dose length product στην ASIR study (b) 35% < από την (a) οπισθοπροβολή FBP
- η εικόνα ASIR έχει και χαμηλότερο θόρυβο

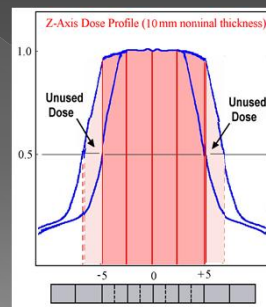
Overscanning - Overbeaming

Περιοχή εξέτασης- ακτινοβολίας overranging/overscanning

- ½ στροφής δεδομένα για την ανακατασκευή της πρώτης και της τελευταίας τομής



Z-Axis Dose Profile for 10 mm slice



ARCH INTERN MED/VOL 169 (NO. 22), DEC 14/28, 2009

Table 2. Median Effective Radiation Dose (IQR, Minimum and Maximum) for Each Type of CT Study

Anatomic Area, Type of CT Study	No.	CT Effective Dose, mSv		Conventional Radiographs Resulting in Equivalent Dose	
		Median (IQR)	Absolute Range, Min-Max	Chest Radiography Series	Mammography Series
Head and neck					
Routine head	120	2 (2-3)	0.3-6	30	5
Routine neck	115	4 (3-6)	0.7-9	55	9
Suspected stroke	87	14 (9-20)	4-56	199	33
Chest					
Routine chest, no contrast	120	8 (5-11)	2-24	117	20
Routine chest, with contrast	120	8 (5-12)	2-19	119	20
Suspected pulmonary embolism	120	10 (7-14)	2-30	137	23
Coronary angiogram	34	22 (14-24)	7-39	309	51
Abdomen-pelvis					
Routine abdomen-pelvis, no contrast	120	15 (10-20)	3-43	220	37
Routine abdomen-pelvis, with contrast	117	16 (11-20)	4-45	234	39
Multiphase abdomen-pelvis	110	31 (21-43)	6-90	442	74
Suspected aneurysm or dissection	56	24 (20-37)	4-68	347	58

- AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT1. [Michael F. McNitt-Gray](#), PhD. November 2002 *RadioGraphics*, 22, 1541-1553
- Impact of new technologies on dose reduction in CT. [Ting-Yim Lee](#) and [Kelley K. Chinn](#). *European Journal of Radiology* Volume 76, Issue 1, October 2010, 28-35
- **Radiation Dose Associated With Common Computed Tomography Examinations and the Associated Lifetime Attributable Risk of Cancer.** Rebecca Smith-Bindman, MD; Jafi Lipson, MD; Ralph Marcus, BA; Kwang-Pyo Kim, PhD; Mahadevappa Mahesh, MS, PhD; Robert Gould, ScD; Amy Benington de Gonzales, DPhil; Diana L. Miglioretti, PhD. *ARCH INTERN MED*/VOL 169 (NO. 22), DEC 14/28, 2009