

ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ

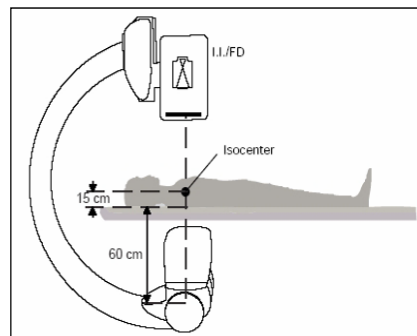
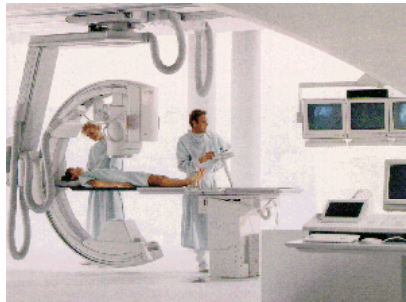
Σοφία Κόττου

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια
Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής
Ιατρική Σχολή Πανεπιστημίου Αθηνών

Μάρτιος 2017

ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ

Στην ακτινοσκόπηση λαμβάνουμε την εικόνα σε οθόνη TV με τη βοήθεια του **ενισχυτή εικόνας**. Το υπόλοιπο ακτινοσκοπικό μηχάνημα είναι ίδιο με το κλασικό ακτινολογικό.



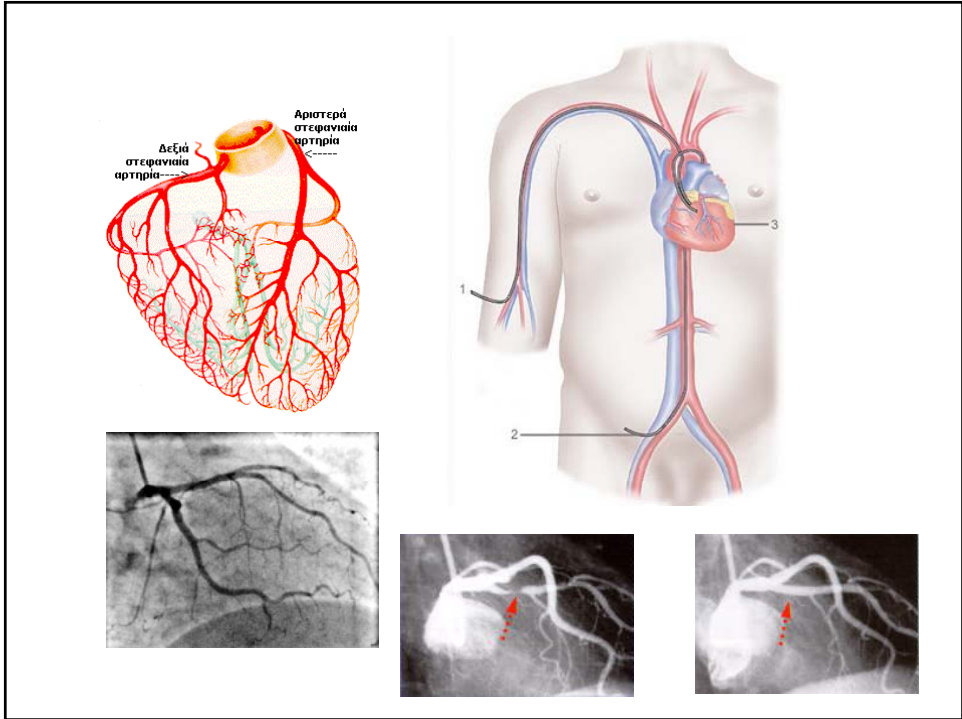
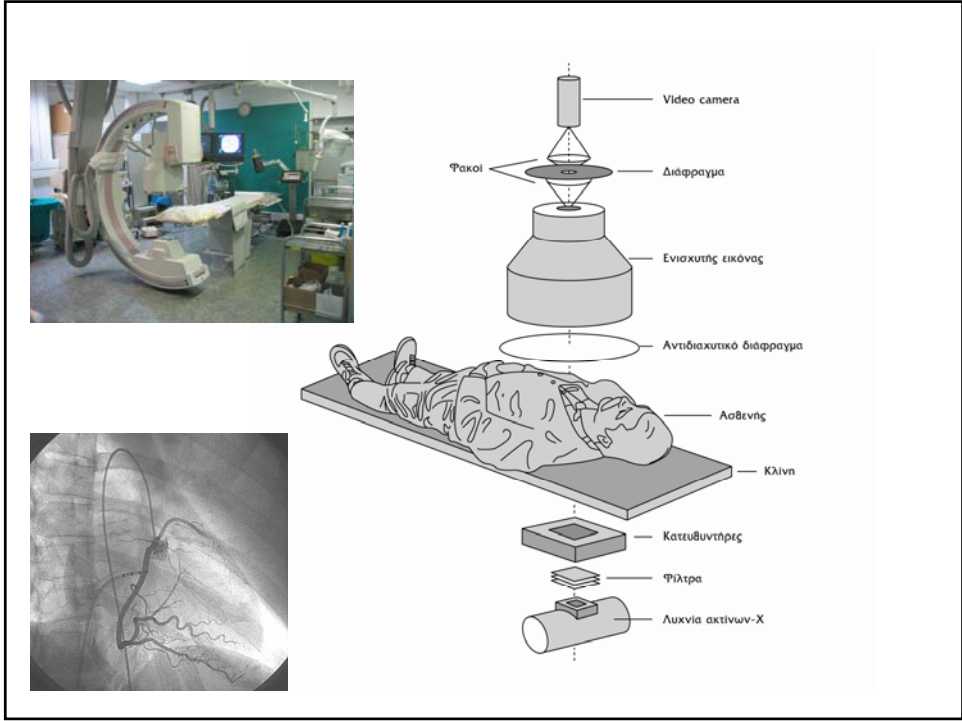
Ο ενισχυτής εικόνας μετατρέπει την ακτινολογική εικόνα σε εικόνα video

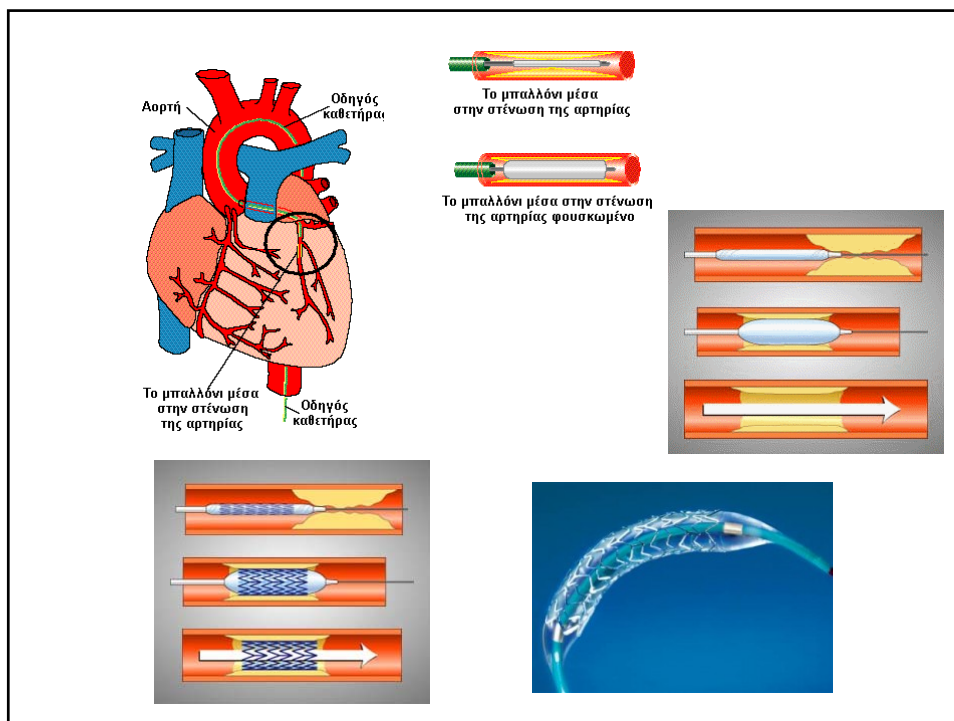
- Η ακτινοσκόπηση είναι απεικονιστική μέθοδος σε πραγματικό χρόνο,
- με πολύ καλή διακριτική ικανότητα χρόνου
- και έχει στόχο την απεικόνιση των κινήσεων εσωτερικών ιστών του σώματος.

- Το κλασικό απεικονιστικό φιλμ μπορεί να συλλάβει μόνο στιγμιαίες εικόνες.

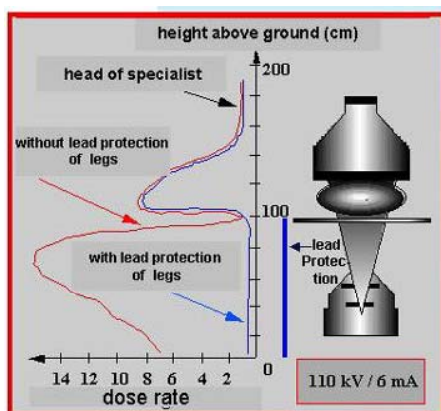
Παλαιότερη διάταξη ακτινοσκόπησης



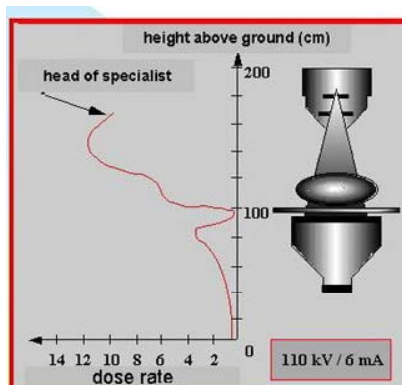




Λυχνία ακτίνων Χ, Κατευθυντής, Φίλτρα, Αντιδιαχυτικά Διαφράγματα



X-ray tube below table **TIR**



X-ray tube above patient

MARTIR



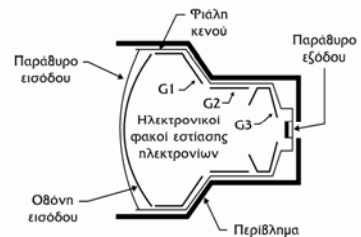
Σύγχρονα συστήματα βασίζονται σε **ενισχυτές εικόνας** συνδεδεμένους με κλειστό κύκλωμα τηλεόρασης.

Η τεχνολογία των ενισχυτών εικόνας εξελίσσεται ταχέως τα τελευταία χρόνια προς δυο κυρίως κατευθύνσεις:

(α) την αύξηση της διαμέτρου της οθόνης εισόδου (από 15 cm σε 40 cm)

και

(β) την τεχνολογία που σχετίζεται με τις συσκευές τηλεοπτικής λήψης, ώστε να επιτευχθεί σημαντικά βελτιωμένη διακριτική ικανότητα και γενικότερα ποιότητα εικόνας.

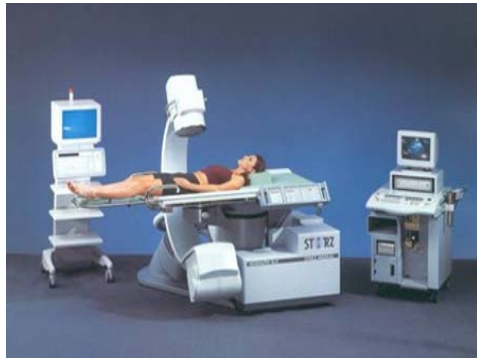


Νέες δυνατότητες προστέθηκαν στο σύστημα, όπως η **παλμική ακτινοσκόπηση** με ρυθμιζόμενο ρυθμό δημιουργίας εικόνας, που βελτιώνει τον λόγο ποιότητας εικόνας προς δόση στον εξεταζόμενο κατά τη διαδικασία.

Σημαντικό βήμα προόδου στην ακτινοσκόπηση είναι και

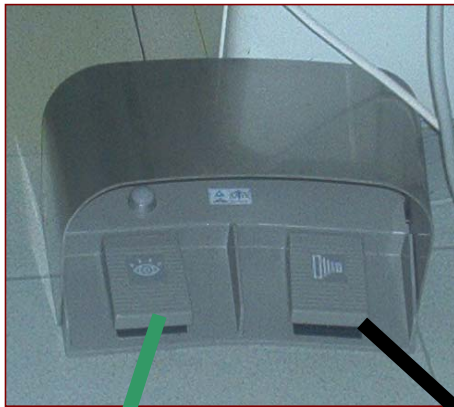
η ενσωμάτωση των επίπεδων ανιχνευτών με την τεχνολογία των TFT (thin film transistors, κρυσταλλολυχνίες λεπτού στρώματος)

που σταδιακά αντικαθιστούν τους ενισχυτές εικόνας.



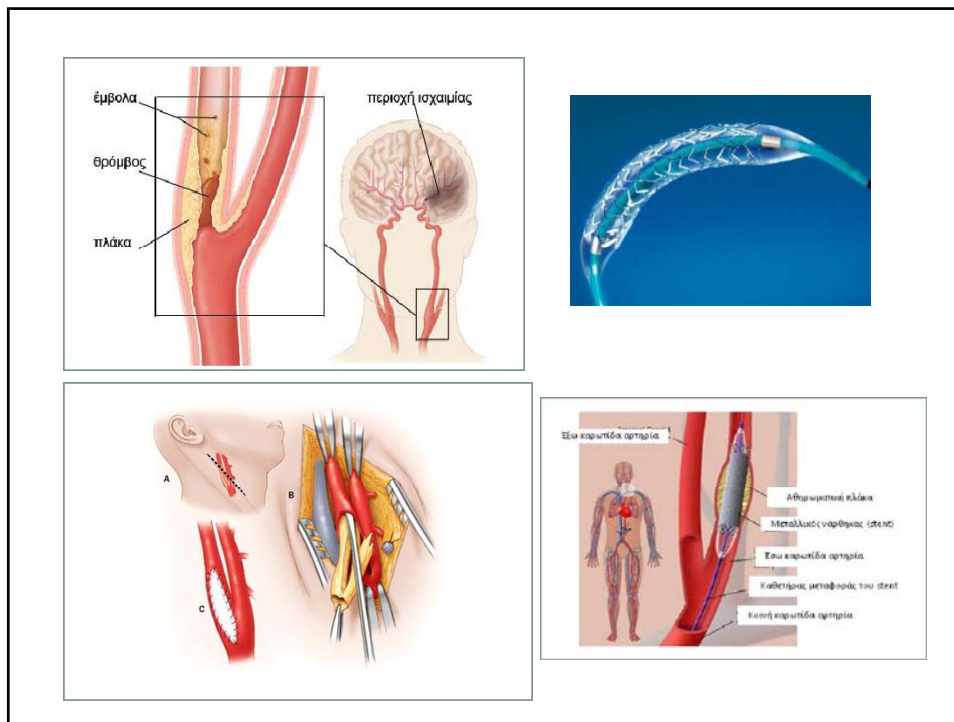
Απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο

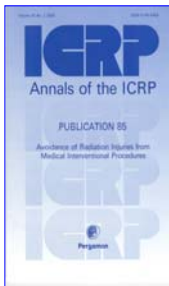

- Για απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο είναι αρκετός ο ρυθμός των **30 εικόνων ανά δευτερόλεπτο**, όσος δηλαδή «συνηθίζεται» στο σύστημα τηλεόρασης. Οι εικόνες αυτές δεν καταγράφονται, εκτός αν ο επεμβατιστής ιατρός θέσει σε λειτουργία το παράλληλο σύστημα ακτινογράφησης – εγγραφής video υψηλής ποιότητας με δυνατότητα άμεσης επανάκλησης και “διακοπής – παγώματος” για προσεκτική μελέτη. Τα πλέον σύγχρονα συστήματα εγγράφουν ψηφιακά.
- **Καταγραφή δεν είναι απαραίτητη** κατά τη διάρκεια της προώθησης καθετήρων στις αγγειογραφικές διαδικασίες, **ενώ είναι απαραίτητη** π.χ. αμέσως μετά την έγχυση σκιαγραφικής ουσίας σε αγγεία ή σε κοιλότητες. Με την καταγραφή παρουσιάζονται και αποθηκεύονται τα σημαντικά διαγνωστικά ευρήματα.



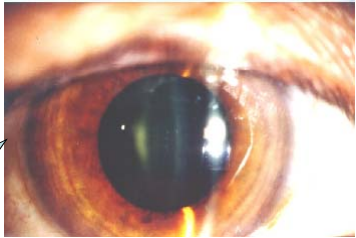
**40 seconds (low fluoroscopy):
skin dose 0.01 Gy**

**40 seconds of
cine or 200 DSA
images: skin dose
1 Gy**



ICRP report 85 (2001): Avoidance of Radiation Injuries from Interventional Procedures



Cataract in eye of interventionalist after repeated use of old x ray systems and improper working conditions involving high levels of scattered radiation (E. Vano et al Br J Radiol 1998).

16

Ο ενισχυτής εικόνας

- Η μονάδα που χαρακτηρίζει την ακτινοσκόπηση και την αντιδιαστέλλει σε σχέση με την κλασική ακτινογραφία (ακτινογραφία προβολής) είναι ο ενισχυτής εικόνας.
- Η έξοδος του ενισχυτή εικόνας είναι ουσιαστικά μια τυπική ακτινογραφία (σε οθόνη ή εκτυπωμένη), όμως **10 λεπτά ακτινοσκόπησης δίνουν περίπου 18000 εικόνες**, όσες είναι απαραίτητες για να αποτυπωθεί η κίνηση που είναι και το ζητούμενο.
- Για λόγους ακτινοπροστασίας (όσο το δυνατό μικρότερη δόση ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο) το σύστημα ακτινοσκόπησης θα πρέπει να δίνει κάθε εικόνα με όλη την αναγκαία διαγνωστική πληροφορία μεν, αλλά δομημένη με όσο το δυνατό λιγότερα φωτόνια ακτίνων Χ.

Ο ενισχυτής εικόνας

- Συνεπώς ο ενισχυτής εικόνας απαιτεί έναν πολύ ευαίσθητο ανιχνευτή, **χιλιάδες φορές πιο ευαίσθητο από την κλασική κασέτα φωσφόρου-φιλμ**, ώστε να λειτουργεί με **πολύ λιγότερη ακτινοβολία (1 με 5 μR ανά εικόνα**, σε σύγκριση με τα **600 μR** που «καταναλώνει» η κλασική ακτινογραφία για εικόνα με οπτική πυκνότητα 1.0).
- Όταν χρησιμοποιούνται **ασφαλείς εκθέσεις** για τον ασθενή, προκύπτει δυσδιάκριτη, **αδύναμη εικόνα**. Ο ενισχυτής εικόνας είναι μια συσκευή που χρησιμοποιείται για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, χωρίς να απαιτείται αύξηση της δόσης ακτινοβολίας του ασθενή.
- **Ο ενισχυτής εικόνας αυξάνει τη φωτεινότητα της αρχικής αχνής εικόνας.**

Υπενθύμιση πρώτη

Δόση έκθεσης (X exposure) στην ακτινοβολία ορίζεται ως **το ηλεκτρικό φορτίο (ΔQ)** που παράγεται από την ιοντίζουσα ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία **στη μονάδα μάζας (Δm) αέρα:**

$$x = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

- ✓ Μονάδα μέτρησης της δόσης έκθεσης είναι το **1 C/kg**.
- ✓ Παραδοσιακή μονάδα μέτρησης της δόσης έκθεσης ήταν το **roentgen (R)**:
 $1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$
- ✓ $D = 1 R * 34 \text{ J/C} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg} * 34 \text{ J/C}$
 $= 8,8 \cdot 10^{-3} \text{ J/kg} = 8,8 \cdot 10^{-3} \text{ Gy} = \mathbf{0,88 \text{ rad}}$
- ✓ Για την περιγραφή απόδοσης ενός ακτινολογικού μηχανήματος ή για τη μέτρηση ακτινοβολίας περιβάλλοντος, χρησιμοποιείται συχνά ο ρυθμός δόσης έκθεσης **R/hr ή mR/min**
- ✓ Η «ένταση εξόδου» μιας πηγής ακτίνων X εκφράζεται και ως έκθεση (R) ανά μονάδα έντασης ρεύματος επί τη διάρκεια της έκθεσης (mAs, milliamperere second) και συγχρόνως προσδιορίζονται οι συνθήκες λειτουργίας της
- ✓ Π.χ. 5 mR/mAs στα 70 KVp για απόσταση πηγής-φιλμ ή πηγής-οθόνης 100 cm και με διαμορφωμένη δέσμη από φίλτρο ισοδύναμο με 2 mm Al

Υπενθύμιση δεύτερη

Το φυσικό μέγεθος **απορροφούμενη δόση (D absorbed dose)** ορίζεται ως η ενέργεια (ΔE) που εναποτίθεται από την ιοντίζουσα ακτινοβολία στη μονάδα μάζας του υλικού (Δm):

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

- ✓ Μονάδα μέτρησης της απορροφούμενης δόσης στο διεθνές σύστημα μονάδων είναι το **gray (Gy)**
- ✓ Ένα gray ισούται με **1 J/kg**
- ✓ Παραδοσιακή μονάδα μέτρησης της απορροφούμενης δόσης ήταν το **rad** (radiation absorbed dose)
- ✓ Ένα rad ισούται με 0,01 J/kg, δηλαδή **1 Gy = 100 rads**
- ✓ Η απορροφούμενη δόση ενδιαφέρει κυρίως από την άποψη των βιολογικών επιδράσεων της ακτινοβολίας.
- ✓ Στις μετρήσεις ελέγχου ποιότητας των ακτινολογικών μηχανημάτων υπεισέρχεται και η **μονάδα kerma** (kinetic energy released in matter)

Υπενθύμιση τρίτη

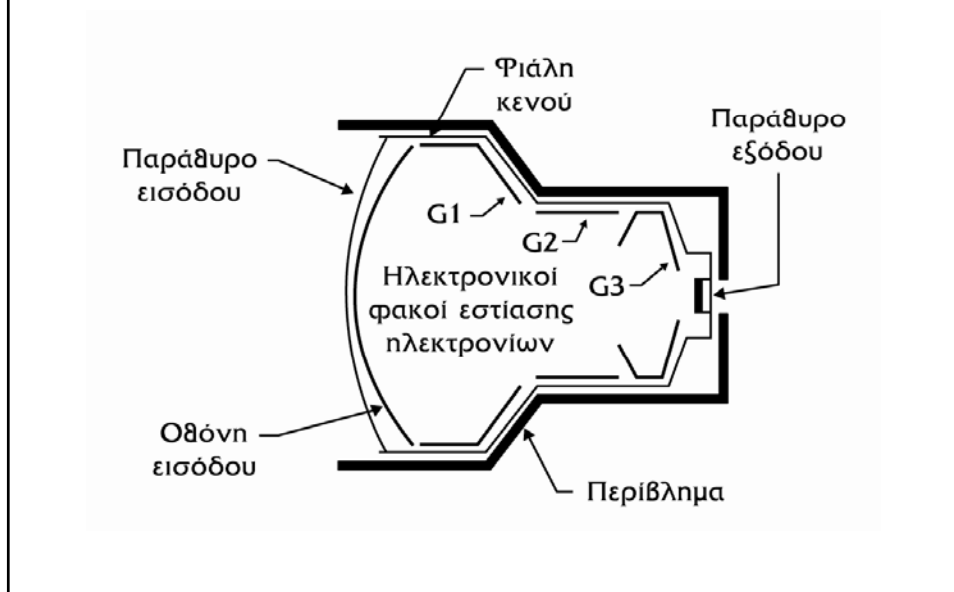
- ✓ Το δοσιμετρικό μέγεθος που συνδέεται με τον ενεχόμενο κίνδυνο για τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα της ακτινοβολίας είναι η **ενεργός δόση**
- ✓ Η ενεργός δόση εξαρτάται από
 - ❖ την απορροφούμενη ενέργεια στο ανθρώπινο σώμα
 - ❖ το είδος της ακτινοβολίας
 - ❖ και το είδος του ακτινοβολούμενου ιστού
- ✓ Μονάδα μέτρησης της ενεργού δόσης είναι το **Sievert (Sv)** και τα υποπολλαπλάσιά του, mSv και μSv
- ✓ Η μέση ενεργός δόση ενός ατόμου που οφείλεται στις τεχνητές και στις φυσικές πηγές ραδιενέργειας του γήινου περιβάλλοντος είναι **0,31 mSv και 2,4 mSv** για κάθε χρόνο αντίστοιχα
- ✓ ενώ η ενεργός δόση που αντιστοιχεί σε μια τυπική ακτινογραφία θώρακος είναι περίπου **0,02 mSv**

Ο ενισχυτής εικόνας

Αποτελείται από τέσσερα κύρια μέρη:

- α)** το γυάλινο αερόκενο **περίβλημα**
- β)** το στρώμα φωσφόρου εισόδου, που μετατρέπει το σήμα των **ακτίνων X σε ηλεκτρόνια**
- γ)** ηλεκτρονικούς φακούς που **εστιάζουν** τα ηλεκτρόνια
- δ)** το στρώμα φωσφόρου εξόδου, που μετατρέπει τα **ηλεκτρόνια σε ορατό φως**, με μικρότερη διάμετρο από την αντίστοιχη της εισόδου, ώστε να σχηματιστεί η αρχική ακτινολογική εικόνα σε σμίκρυνση.

Ο ενισχυτής εικόνας

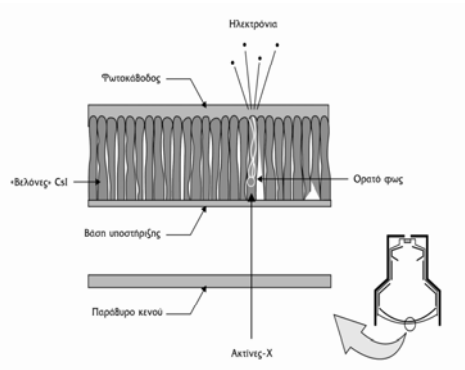


Η **οθόνη εισόδου** του ενισχυτή εικόνας είναι **τέσσερα αλληπάλληλα στρώματα**.

Το **πρώτο** είναι το αντίστοιχο τμήμα του περιβλήματος με ισοδύναμο πάχος 1 mmAl και με ελαφρά καμπυλότητα για να αντέχει στην εξωτερική πίεση από τον ατμόσφαιρα.

Το **εσωτερικό κενό** είναι απαραίτητο για την **ελεγχόμενη κίνηση των ηλεκτρονίων**.

Ο φώσφορος εισόδου



Ο φώσφορος εισόδου

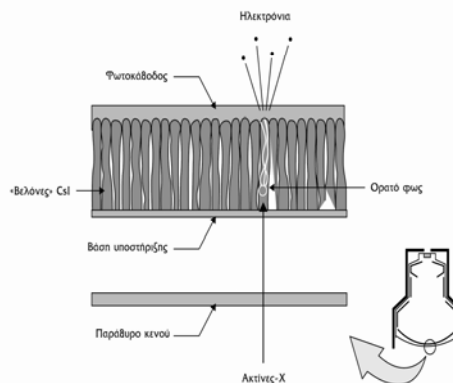
- Το **δεύτερο** στρώμα στηρίζει τα **δύο επόμενα** (που είναι ο **φώσφορος εισόδου και η φωτοκάθοδος**). Είναι αρκετά ανθεκτικό (περιέχει Al), αλλά ταυτόχρονα και λεπτό ώστε να μην απορροφά τα διερχόμενα φωτόνια X. Το σύστημα των τριών τελευταίων στρωμάτων έχει μια πιο έντονη καμπυλότητα και δρα ως πρώτος «φακός εστίασης» της παραγόμενης δέσμης ηλεκτρονίων.
- Το **τρίτο** στρώμα του φωσφόρου εισόδου πρέπει να απορροφήσει όλα τα **φωτόνια X** και να μετατρέψει την ενέργειά τους **σε ορατό φως**, όπως συμβαίνει και στις ενισχυτικές πινακίδες της κλασικής ακτινολογίας. Πρέπει να είναι αρκετά παχύ στρώμα, όσον αφορά την καλύτερη απορρόφηση, αλλά και αρκετά λεπτό, όσον αφορά στη χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος.
- Επισημαίνεται πως πρόκειται για το φαινόμενο του φθορισμού (στα αγγλικά η ακτινοσκόπηση λέγεται **fluoroscopic imaging**), αλλά το υλικό που φθορίζει (κρύσταλλοι ανόργανων αλάτων) λέγεται **φώσφορος** – phosphor (καμιά σχέση με το στοιχείο φώσφορος – phosphorus P).

Ο φώσφορος εισόδου είναι συνήθως **ιωδιούχο καίσιο (CsI)** (που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί και στις ενισχυτικές πινακίδες, αλλά είναι υγροσκοπικό).

Το CsI έχει τη μορφή **βελονοειδών κρυστάλλων**, που λειτουργούν **ως οπτικοί αγωγοί** και κατευθύνουν το ορατό φως που παράγουν προς την φωτοκάθοδο με **πολύ μικρή πλαϊνή διάχυση**, ώστε να διατηρείται καλή διακριτική ικανότητα.

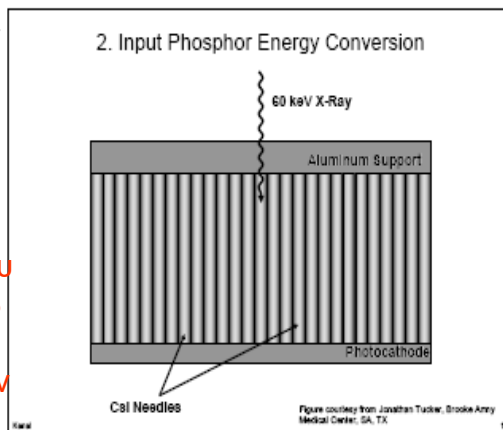
Κάθε κρύσταλλος CsI έχει περίπου 400 μm μήκος και 5 μm διάμετρο και παρασκευάζεται με εξάτμιση CsI σε κενό, πάνω σε ειδικό υπόστρωμα.

Ο φώσφορος εισόδου

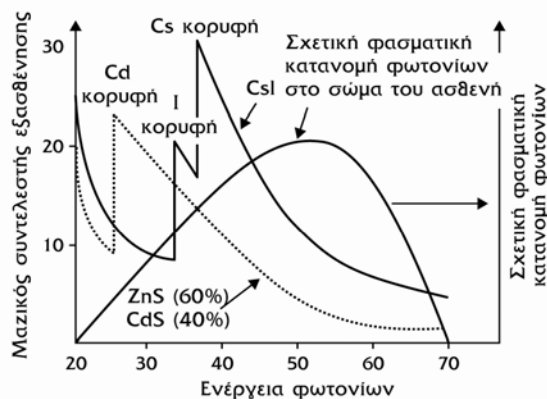


Για κάθε φωτόνιο X, ενέργειας 60 keV που θα απορροφήσει ο φώσφορος εκπέμπονται περίπου 3000 φωτόνια ορατού (με μήκος κύματος περίπου 420 nm).

Οι κορυφές K του καΐσιου (36 keV) και του ιώδιου (33 keV) είναι ταιριαστά τοποθετημένες και βοηθούν σε αποδοτικότερη απορρόφηση των ακτίνων X.

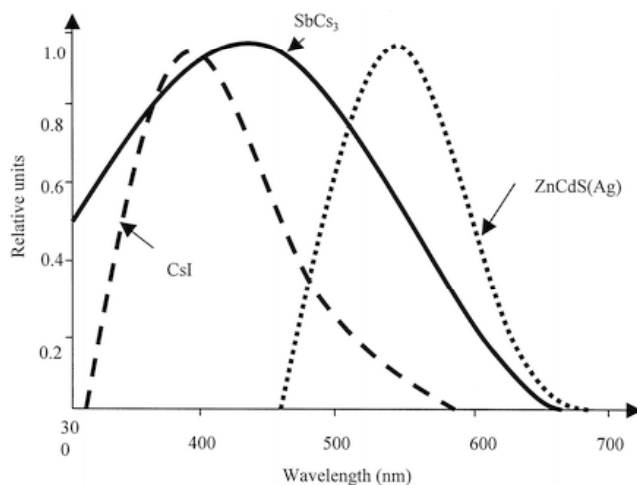


Το φάσμα απορρόφησης των (φωσφόρων εισόδου) **CsI:Na** και **ZnS:CdS**, σε σύγκριση με τη σχετική κατανομή ενέργειας της εξερχόμενης από τον ασθενή ακτινοβολίας



- Η **φωτοκάθοδος** (το τελευταίο στρώμα της εισόδου) είναι ένα λεπτό φύλλο **αντιμόνιου και αλκαλικών μετάλλων** (όπως Sb_2S_3) που εκπέμπει ηλεκτρόνια όταν προσπέσει ορατό φως στην επιφάνειά του.
- Με απόδοση της τάξης του 10% ή 20% απελευθερώνονται περίπου 400 ηλεκτρόνια για κάθε φωτόνιο X των 60 keV.

Σχετική ευαισθησία, ως προς το μήκος κύματος, του υλικού της φωτοκαθόδου $SbCs_3$ με τους δύο πιθανούς φωσφόρους εισόδου $CsI:Na$ και $ZnCdS$



Η εστίαση των ηλεκτρονίων

Στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας τα προσπίπτοντα φωτόνια X μετατρέπονται κατ' αρχήν σε ορατό φως και μετά σε ηλεκτρόνια.

Τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται κατά μήκος του ενισχυτή εικόνας προς την οθόνη εξόδου, με τη βοήθεια ηλεκτρικού πεδίου της τάξεως των **35000 V**.

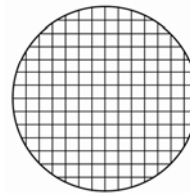
Η **αύξηση της κινητικής ενέργειας** των ηλεκτρονίων είναι η λειτουργία που δικαιολογεί το όνομα του «ενισχυτή» εικόνας.

Παράλληλα ο ενισχυτής εικόνας πρέπει να **διατηρήσει αυστηρά τη διάταξη των ηλεκτρονίων**, ώστε να είναι η ίδια στην οθόνη εξόδου με αυτήν της οθόνης εισόδου

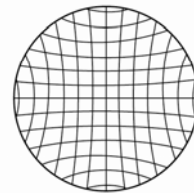
Η εστίαση των ηλεκτρονίων

Η **οθόνη εξόδου** του ενισχυτή εικόνας είναι σαφώς μικρότερη (**2,5 cm** διάμετρος) από την **οθόνη εισόδου** (**23 με 35 cm** διάμετρος), επομένως είναι απαραίτητο ένα **σύστημα εστίασης** της δέσμης των ηλεκτρονίων που λειτουργεί με ηλεκτρονικούς φακούς.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, ο **πρώτος φακός** είναι στην οθόνη εισόδου, έχει καμπύλη επιφάνεια και καθιστά αναπόφευκτη μια **«μαξιλαροειδή» παραμόρφωση** της παραγόμενης εικόνας.

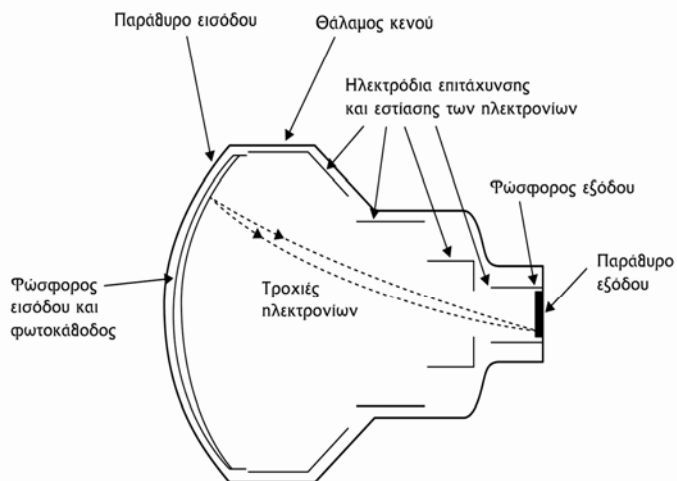


Εικόνα εισόδου



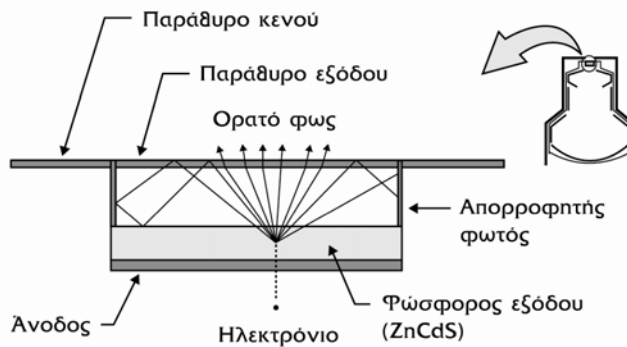
Εικόνα εξόδου

Ο τελευταίος-πέμπτος φακός είναι στην οθόνη εξόδου (άνοδος), ενώ παρεμβάλλονται άλλοι 3 ηλεκτρονικοί φακοί – ζεύγη ηλεκτροδίων.



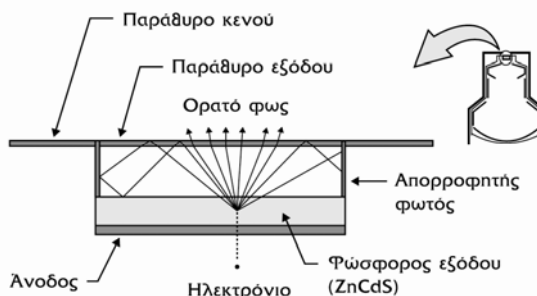
Ο φώσφορος εξόδου

Τα επιταχυμένα ηλεκτρόνια διαπερνούν την πολύ λεπτή άνοδο (0,2 μm) και προσπίπτουν στο φώσφορο εξόδου του ενισχυτή εικόνας, όπου **μετατρέπονται σε μια φωτεινή κηλίδα**.



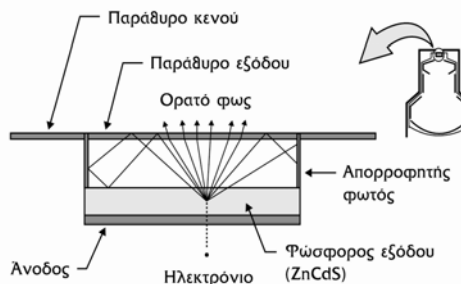
Ο φώσφορος εξόδου

Ο φώσφορος εξόδου είναι συνήθως θειούχος καδμιο-ψευδάργυρος με προσμίξεις αργύρου (ZnCdS: Ag), ο οποίος εκπέμπει πράσινο φως (530 nm), δηλαδή στη μέση του ορατού φάσματος και **ταιριάζει με την ευαισθησία του υλικού-ανιχνευτή** των μέσων οπτικομαγνητικής εικονολήψης και εγγραφής (video camera). Τα σωματίδια του ZnCdS είναι πολύ μικρά (1 με 2 μm) και το στρώμα του φωσφόρου πολύ λεπτό (4 με 8 μm), ώστε να διατηρείται καλή η διακριτική ικανότητα.



Ο φώσφορος εξόδου

- Ο φώσφορος εξόδου είναι **ηλεκτρικά αγωγίμος** ώστε να απομακρύνονται τα ηλεκτρόνια αφού «παραδώσουν» την ενέργειά τους.
- **Κάθε προσπίπτον ηλεκτρόνιο** «γεννά» περίπου **1000 φωτόνια ορατού**.
- Το στρώμα του φωσφόρου εξόδου είναι στην εσωτερική επιφάνεια του διαφανούς τμήματος του περιβλήματος.
- Μέρος του φωτός, κατά την έξοδο, ανακλάται προς τα πίσω θαμπώνοντας και περιορίζοντας την αντίθεση στην τελική εικόνα.
- Έχουν βεβαίως εξελιχθεί συστήματα απορρόφησης αυτού του «επιζήμιου» φωτός.



Η λειτουργία του ενισχυτή εικόνας

Η φωτεινότητα της αρχικής εικόνας αυξάνεται στην έξοδο με δύο τρόπους:

A. Με την εστίαση (αύξηση της συγκέντρωσης των φωτονίων, δηλαδή του αριθμού φωτονίων ανά επιφάνεια οθόνης)

B. Με την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων (μεγάλη κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων συνεπάγεται τον αυξημένο αριθμό φωτονίων στην έξοδο).

Ο ενισχυτής εικόνας δέχεται μία εικόνα **φωτονίων X** και τη μετατρέπει σε μια μικρή εικόνα **ορατού**.

Υπάρχουν κάποιες παράμετροι με την περιγραφή των οποίων εκτιμάται η απόδοση του ενισχυτή εικόνας.

Ο συντελεστής μετατροπής

Επειδή ο ενισχυτής εικόνας έχει ως είσοδο το ρυθμό έκθεσης (που μετράται σε milliRoentgen -mR- ανά δευτερόλεπτο) και ως έξοδο τη φωτεινότητα (candela ανά τετραγωνικό μέτρο), ο συντελεστής μετατροπής κυμαίνεται μεταξύ 100 και 200 $\text{Cd}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{mR}^{-1}$, αλλά εξασθενεί με το χρόνο, λόγω παλαίωσης του φθορίζοντος υλικού.

Όταν η τιμή του πέσει σημαντικά, ο ενισχυτής εικόνας πρέπει να αντικατασταθεί.

Ο συντελεστής απόδοσης φωτεινότητας

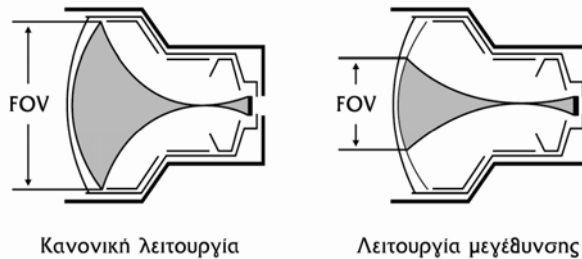
Μετρά το γινόμενο της απόδοσης της σμίκρυνσης της εικόνας αφενός και της επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων αφετέρου, δηλαδή δύο ανεξάρτητων μεταξύ τους παραγόντων.

Η απόδοση της **σμίκρυνσης** (δηλαδή ο λόγος των επιφανειών οθόνης εισόδου προς οθόνη εξόδου) εξαρτάται από την επιλογή της διαμέτρου του πεδίου εισόδου και κυμαίνεται μεταξύ 50 και 150. Η **σμίκρυνση** δεν βελτιώνει την αντίθεση στην εικόνα, **βελτιώνει όμως την φωτεινότητά** της.

Η **επιτάχυνση** των ηλεκτρονίων έχει ως αποτέλεσμα να παραχθούν **περισσότερα φωτόνια** στον φώσφορο της **οθόνης εξόδου**, από τον ίδιο αριθμό φωτονίων-Χ που προσέπεσαν στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας.

Το **γινόμενό τους** (ο συντελεστής απόδοσης φωτεινότητας) κυμαίνεται τελικά μεταξύ 3000 με 12000.

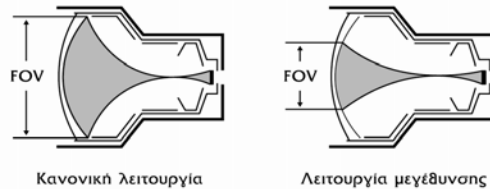
Διάμετρος πεδίου (field of view FoV) και επιλογές μεγέθυνσης



Ο ενισχυτής εικόνας έχει διάφορα μεγέθη.

- Συνήθεις τιμές της διαμέτρου οθόνης εισόδου είναι 23, 30, 35, 40 cm.
- Οι μεγαλύτερες διαμέτρους επιλέγονται για εξετάσεις του γαστρεντερικού και του ουρογεννητικού συστήματος, όπου πρέπει να απεικονιστεί ολόκληρη η κοιλιακή χώρα.
- Για εξετάσεις στο καρδιολογικό, αρκεί διάμετρος 23 cm.

Διάμετρος πεδίου (field of view FoV) και επιλογές μεγέθυνσης



Οι περισσότεροι ενισχυτές εικόνας έχουν πάντως τη δυνατότητα **επιλογής μεγέθυνσης** του πεδίου (μεγέθυνση της κεντρικής περιοχής της οθόνης εισόδου – zoom).

Η επιλογή αυτή, ουσιαστικά, αλλάζει την εφαρμοζόμενη διαφορά δυναμικού στα ηλεκτρόδια του ενισχυτή, επιτυγχάνοντας **διαφορετικού βαθμού εστίαση**.

Όσο αυξάνεται η μεγέθυνση, τόσο **περιορίζεται το ενεργό εμβαδόν** στην **οθόνη εισόδου** και τόσο **λιγότερα ηλεκτρόνια χρησιμοποιούνται** για την δημιουργία της εικόνας.

Αυτόματα προσαρμόζεται και ο κατευθυντής για να «στενέψει» τη δέσμη των ακτίνων X. Όμως έτσι **περιορίζεται και η φωτεινότητα της εικόνας στην έξοδο**.

Διάμετρος πεδίου (field of view FoV) και επιλογές μεγέθυνσης



Υπάρχει ένα **κύκλωμα ελέγχου της εξερχόμενης φωτεινότητας** (ώστε οι εικόνες πάντα να «διαβάζονται»), που ενεργοποιείται αυτόματα και **αυξάνει το ρυθμό έκθεσης**, ώστε το σύστημα να ανταπεξέλθει στη μειωμένη φωτεινότητα.

Η αύξηση του ρυθμού έκθεσης είναι ίση με το **λόγο των επιφανειών των αντίστοιχων πεδίων**, δηλαδή με το τετράγωνο του λόγου των διαμέτρων τους. Δηλαδή μεγεθύνοντας από πεδίο 30 cm στο πεδίο 23 cm αυξάνεται ο ρυθμός έκθεσης κατά $(30/23)^2 = 1,8$ (**σχεδόν διπλάσιος**), ενώ από 30 cm στα 18 cm η έκθεση τριπλασιάζεται (π.χ. ρυθμός έκθεσης $30 \mu\text{R s}^{-1}$ αυξάνεται στα $120 \mu\text{R s}^{-1}$, όταν ζητείται μετάβαση από διάμετρο 25 cm σε διάμετρο 12 cm).

Επομένως ο ακτινολόγος πρέπει να δουλεύει με το **μεγαλύτερο δυνατόν πεδίο (μικρότερη μεγέθυνση)**

για τη **βέλτιστη ακτινοπροστασία** του ασθενούς και του προσωπικού.

Η **μεγέθυνση** πρέπει να χρησιμοποιείται **μόνον όταν** είναι **αναγκαία**, καθόσον βελτιώνει την χωρική διακριτική ικανότητα της απεικόνισης, απαραίτητη μερικές φορές για την ορθότερη διάγνωση.

Ο λόγος της αντίθεσης

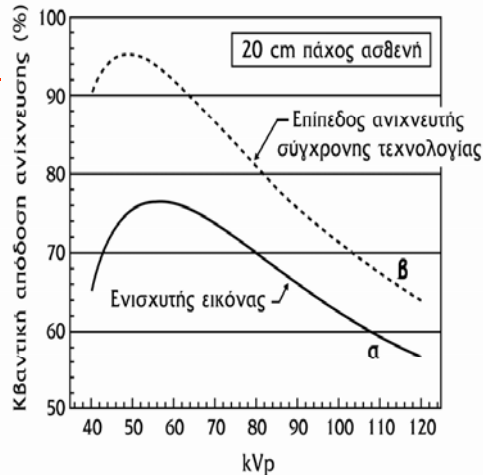
- Ο λόγος της αντίθεσης είναι έμμεσος δείκτης της διασποράς της έντασης φωτός από σημειακή πηγή (veiling glare) στον ενισχυτή εικόνας.
- Με σταθερό το ρυθμό έκθεσης στην είσοδο του ενισχυτή γίνονται δύο μετρήσεις της έντασης του φωτός στο κέντρο της οθόνης εξόδου.
- Η δεύτερη μέτρηση γίνεται αφού τοποθετηθεί ένας παχύς μολύβδινος δίσκος διαμέτρου 2.5 cm στο κέντρο της οθόνης εισόδου.
- Θεωρητικά θα έπρεπε η δεύτερη μέτρηση να δίνει μηδέν, στην πράξη όμως, λόγω σκεδάσεων, η ένταση δεν είναι μηδενική.
- Ο λόγος της αντίθεσης είναι ο λόγος της μέτρησης **χωρίς** το δίσκο προς τη μέτρηση **με** και συνήθως η τιμή του κυμαίνεται μεταξύ 30:1 και 50:1.

Αποτελεσματικότητα Ανίχνευσης Ποσοτήτων (Quantum Detection Efficiency, QDE)

- Το QDE είναι ο λόγος (ποσοστό) των ανιχνευθέντων προς τα προσπίπτοντα φωτόνια.
- Οι εισερχόμενες ακτίνες X πρέπει να διαπεράσουν το παράθυρο εισόδου (~1,0 mmAl) και το στρώμα στήριξης του φωσφόρου εισόδου (~0,5 mmAl) πριν προσπέσουν στον ίδιο τον φώσφορο εισόδου.
- Η αποτελεσματικότητα ανίχνευσης έχει **ένα μέγιστο** (~75%) για ακτίνες των 60 kVp, και είναι μικρότερη για ακτίνες **μικρότερης ή μεγαλύτερης** ενέργειας.
- Ο ενισχυτής εικόνας όμως συνήθως λειτουργεί με ακτίνες ενέργειας μεγαλύτερης των 60 kVp, επειδή υπεισέρχεται και ο παράγοντας **δόσης ακτινοβολίας** στον εξεταζόμενο, που είναι **μικρότερη στις μεγαλύτερες ενέργειες**, οι οποίες και γι αυτό επιλέγονται.

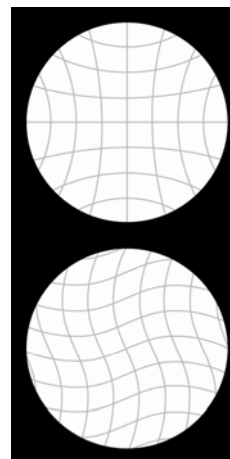
Το ποσοστό των ανιχνευθέντων προς τα προσπίπτοντα φωτόνια ως προς το δυναμικό της επιτάχυνσης.

Σύγκριση της απόδοσης του ενισχυτή εικόνας με την απόδοση του **επίπεδου ανιχνευτή** κατά την απεικόνιση ενός μέσου ασθενή (πάχους 20 cm)



Παραμόρφωση

- Εκτός από τη «**μαξιλαροειδή**» **παραμόρφωση** της εικόνας που αναφέρθηκε στην περιγραφή του συστήματος εστίασης των ηλεκτρονίων, υπάρχει **και η «S» παραμόρφωση**, που οφείλεται στην επίδραση ηλεκτρομαγνητικών πεδίων γειτονικών διατάξεων (ακόμη και του μαγνητικού πεδίου της γης) στο μαγνητικό πεδίο του ενισχυτή εικόνας.
- Στα μηχανήματα με δυνατότητα περιστροφής για **πλάγιες λήψεις** (C arm), η **παραμόρφωση «S»** **αλλάζει προσανατολισμό** ανάλογα με τη θέση του ενισχυτή εικόνας στο χώρο.



Άλλες ατέλειες στην παρουσίαση της εικόνας

Παραμένων φθορισμός (lag)

- Ο φώσφορος **εξακολουθεί να εκπέμπει ορατά φωτόνια** και μετά τη διακοπή της ροής των προσπιπτόντων φωτονίων X.
- Ο παραμένων φθορισμός **μειώνει τη χρονική διακριτική ικανότητα** του συστήματος.
- Όμως, επειδή οι σύγχρονοι ενισχυτές εικόνας έχουν χρόνο παραμένοντος φθορισμού της τάξεως του 1 ms, **μείωση της χρονικής διακριτικής ικανότητας της ακτινοσκόπησης** οφείλεται κυρίως **στα ηλεκτρονικά του κλειστού κυκλώματος τηλεόρασης**.

Μειωμένη περιφεριακή φωτεινότητα στον οθόνη (vignetting)

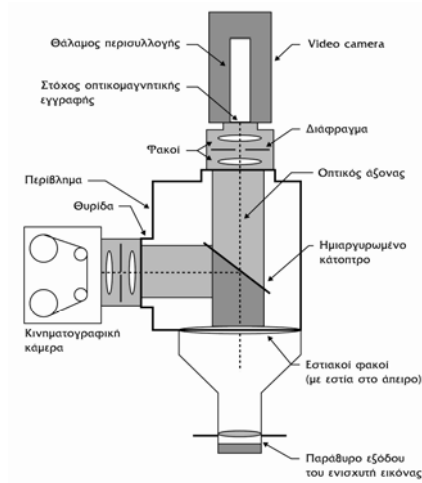
- Οφείλεται στην άνιση συλλογή φωτονίων (ορατού) στην κεντρική περιοχή σε σχέση με την περιφέρεια, με αποτέλεσμα η κεντρική περιοχή της οθόνης εξόδου να χαρακτηρίζεται από
- καλύτερη **χωρική διακριτική ικανότητα**,
- μεγαλύτερη **φωτεινότητα** και
- μικρότερη **παραμόρφωση**.

Διασπορά της φωτεινής έντασης (veiling glare)

Οφείλεται στη **σκέδαση των φωτονίων** (Χ και ορατού) στα φθορίζοντα υλικά και **στην ατελή εστίαση των φωτοηλεκτρονίων**

και έχει ως συνέπεια τη μείωση της αντίθεσης στην εικόνα.

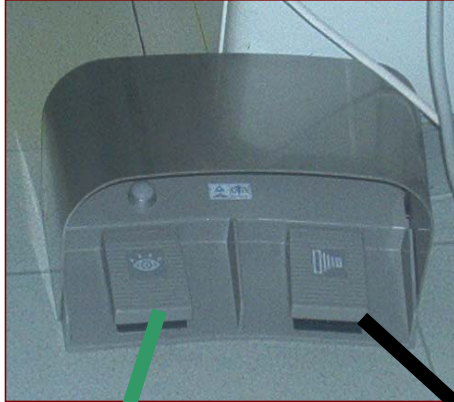
Η οπτική διάταξη Ο μηχανισμός διαμοιρασμού



Η εικόνα εξόδου από τον ενισχυτή εικόνας είναι μικρή. Για απευθείας επισκόπηση θα έπρεπε να παρεμβληθεί μεγεθυντικός φακός. Αντ' αυτού στην έξοδο προσαρμόζεται σύστημα οπτικομαγνητικής εικονοληψίας (video camera) που αναμεταδίδει την εικόνα εξόδου σε οθόνη τηλεόρασης. Αυτό το σύστημα εξοπλίζεται και με οπτικομαγνητικό μέσο εγγραφής (video recorder) ή απλό φιλμ.

Η οπτική διάταξη Ο μηχανισμός διαμοιρασμού

- Για την απρόσκοπτη συνεργασία των δύο συστημάτων είναι απαραίτητη η παρουσία του μηχανισμού διαμοιρασμού, ένα σκοτεινό κουτί (αδιαπέρατο από το φως) του οποίου η είσοδος είναι ένας κλασικός συγκεντρωτικός φακός. Η οθόνη εξόδου του ενισχυτή εικόνας τοποθετείται στην εστία του συγκεντρωτικού φακού, ώστε η εισερχόμενη στο κουτί δέσμη φωτός να είναι παράλληλη.
- Ένας καθρέφτης ή ένα πρίσμα διαχωρίζει (με ανάκλαση ή διάθλαση) αυτή τη δέσμη σε δύο μέρη.
- Το πρώτο συνεχίζει ευθύγραμμα την πορεία του και καταλήγει στη video camera,
- ενώ το δεύτερο αλλάζει πορεία (90° ως προς την αρχική) και καταλήγει στο σύστημα εγγραφής.



**40 seconds (low fluoroscopy):
skin dose 0.01 Gy**

**40 seconds of
cine or 200 DSA
images: skin dose
1 Gy**

Η οπτική διάταξη Ο μηχανισμός διαμοιρασμού

- Ο μηχανισμός διαμοιρασμού μπορεί να είναι λίγο πολυπλοκότερος, αν απαιτείται δυνατότητα **περισσότερων εξόδων** στην οπτική διάταξη.
- Ο καθρέφτης ή το πρίσμα συνδέονται με κοχλία που ελέγχεται εξωτερικά και ρυθμίζει την κατεύθυνση της πορείας της εσωτερικής δέσμης φωτός προς την επιθυμητή έξοδο,
- π.χ. **ταυτόχρονη εγγραφή σε δύο διαφορετικά μέσα.**
- Κάθε συνδεδεμένο μέσο λήψης ή εγγραφής έχει το δικό του διάφραγμα, το άνοιγμα του οποίου καθορίζει την ποσότητα του εισερχομένου φωτός.
- **Μικρό διάφραγμα** (μικρό άνοιγμα) σημαίνει λίγο εισερχόμενο φως και ο αυτόματος έλεγχος φωτεινότητας (*automatic brightness control*) ενεργοποιεί μηχανισμό για **αύξηση του ρυθμού έκθεσης** των ακτίνων Χ, δηλαδή **αυξάνει τη δόση στον ασθενή και μειώνει το «θόρυβο» στην τελική εικόνα** (καλύτερη ποιότητα εικόνας).

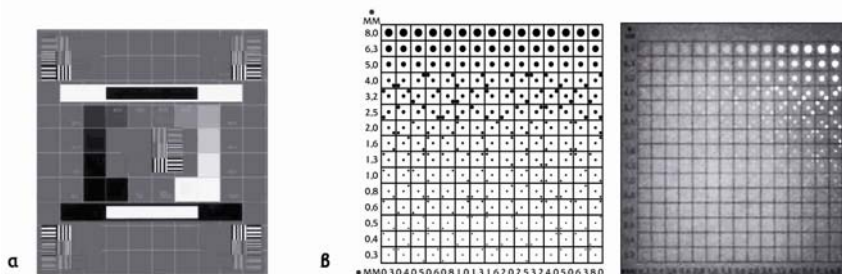
Χωρική διακριτική ικανότητα

- Η διακριτική ικανότητα στην εικόνα της οθόνης είναι διαφορετική στην κατακόρυφη από όση στην οριζόντια διεύθυνση.
- Στην κατακόρυφη διεύθυνση η διακριτική ικανότητα καθορίζεται από τον αριθμό των γραμμών σάρωσης, συνήθως **525** για ενισχυτή εικόνας μέχρι 23 cm διάμετρο ή 1023 γραμμές για μεγαλύτερη διάμετρο. Από τις 525 γραμμές, μόνο οι 490 είναι διαθέσιμες για την εικόνα και μόνο το 70% αυτών (δηλαδή οι 343) είναι διακριτές από τον ανθρώπινο οφθαλμό (ψυχο-φυσιολογικός παράγοντας), δηλαδή **173 ζεύγη γραμμών**.
- Δηλαδή 173 ζεύγη γραμμών προς **229 mm** (η διάμετρος) δίνουν διακριτική ικανότητα 0,75 ζεύγη ανά mm.
- Αν η διάμετρος είναι **170 mm**, η διακριτική ικανότητα «ανεβαίνει» σε 1 ζεύγος ανά mm και σε 1,4 με 120 mm διάμετρο.

Εργαλεία για τη μέτρηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας στην οθόνη εξόδου.

SMPTE test pattern (αριστερά)

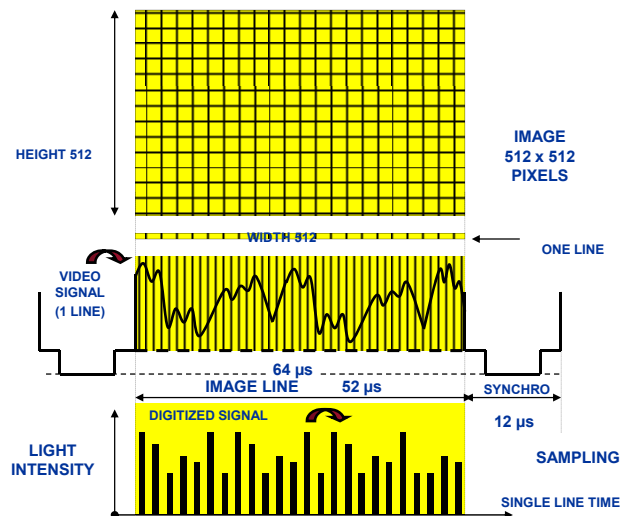
και CDRAD 2.0-Phantom για την ανάλυση της ανιχνευτικής ικανότητας απεικόνισης λεπτομεριών (δεξιά)



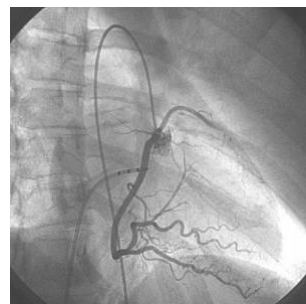
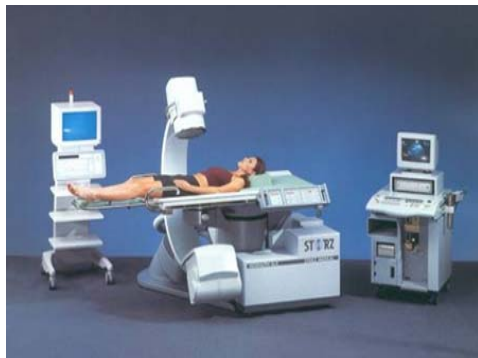
Χωρική διακριτική ικανότητα

- Η διακριτική ικανότητα στην οριζόντια διεύθυνση καθορίζεται από την ταχύτητα «απόκρισης» των ηλεκτρονικών σε μεταβολές της φωτεινής έντασης.
- Η ταχύτητα αυτή επηρεάζεται από την «ποιότητα» της συσκευής λήψης, του καλωδίου μεταφοράς και της οθόνης παρουσίασης, αλλά ο καθοριστικός παράγοντας είναι ο ρυθμός των «κύκλων», δηλαδή η συχνότητα του συστήματος.
- Η τυπική οθόνη των 525 γραμμών και των 30 εικόνων ανά δευτερόλεπτο δίνει χρόνο σάρωσης κάθε γραμμής **63 μ s**, εκ των οποίων τα **11 μ s** είναι για την «επανατοποθέτηση» της δέσμης στην αρχή της επόμενης γραμμής.
- Δηλαδή επί **52 μ s** η δέσμη ηλεκτρονίων εναποθέτει το «πληροφοριακό της περιεχόμενο» κατά μήκος κάθε γραμμής
- και **172 ζεύγη γραμμών** προς $52 \cdot 10^{-6}$ s δίνουν **$3,3 \cdot 10^6$ κύκλους ανά δευτερόλεπτο** ή συχνότητα 3,3 MHz.

Ο χρόνος σάρωσης κάθε γραμμής μιας τυπικής οθόνης



Ψηφιακή Ακτινοσκόπηση



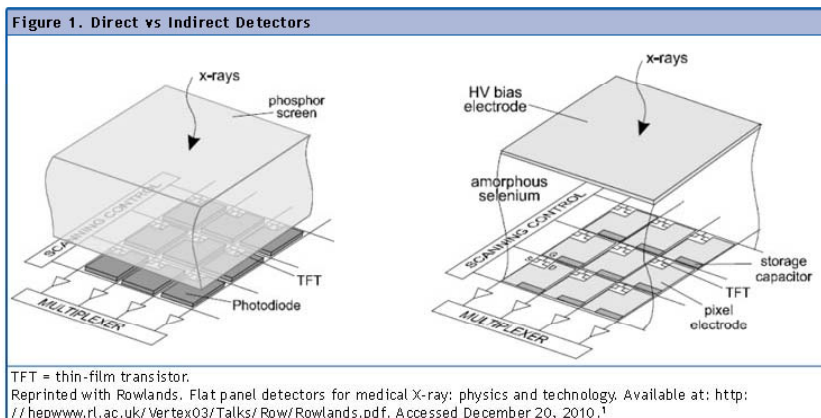
Επίπεδος Ανιχνευτής (Flat panel)

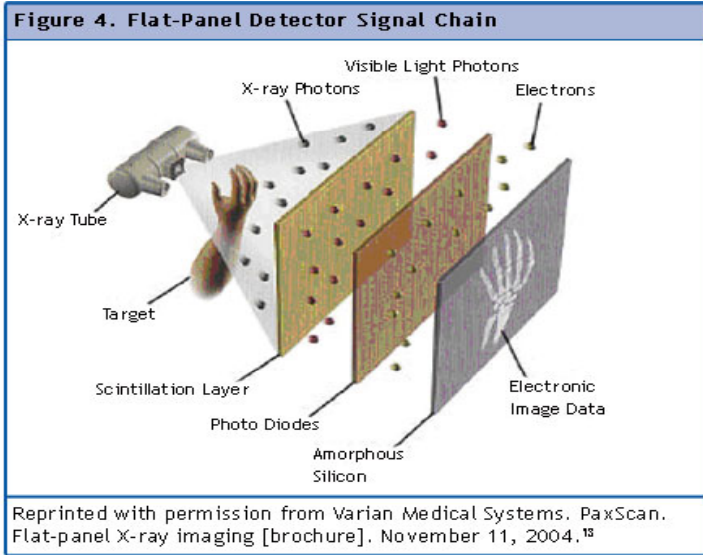
Ο επίπεδος ανιχνευτής είναι ένα λεπτό τετράγωνο φύλλο-στρώμα με διαταγμένες κρυσταλλοτριόδους (thin film transistor arrays – TFT).

Το φύλλο-στρώμα είναι δομημένο με εικονοστοιχεία pixels (picture elements, στοιχεία εικόνας ως δομικοί λίθοι) και σε κάθε pixel αντιστοιχεί μία φωτοδίοδος, η οποία μετατρέπει την προσπίπτουσα φωτεινή ενέργεια σε εξερχόμενο ηλεκτρονικό σήμα.

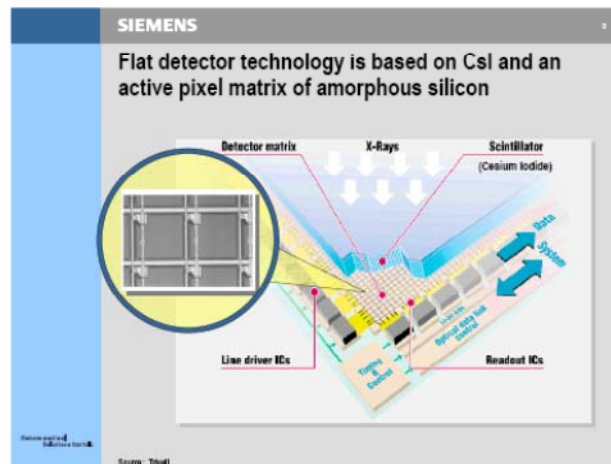
Επειδή η ανιχνευτική διάταξη των TFT είναι ευαίσθητη στη φωτεινή ακτινοβολία (και όχι στην ακτινοβολία X), είναι απαραίτητη η παρουσία σπινθηριστή όπως το CsI (ιωδιούχο καίσιο), που μετατρέπει την προσπίπτουσα ακτινοβολία X σε φωτεινή.

Είδη ψηφιακών επίπεδων ανιχνευτών





Σχηματική παράσταση των λειτουργικών βαθμίδων επίπεδου ανιχνευτή



Επίπεδος Ανιχνευτής (Flat panel)

- Ο επίπεδος ανιχνευτής **αντικαθιστά τον ενισχυτή εικόνας και την οπτική διάταξη** στα απεικονιστικά συστήματα και **εγγράφει άμεσα** τη σειρά των ακτινοσκοπικών εικόνων.
 - Στην **ακτινοσκόπηση το μέγεθος του pixel** είναι συνήθως **μεγαλύτερο** από το αντίστοιχο της **ακτινογραφίας**.
 - Μερικά συστήματα, για να ανταπεξέλθουν σε αμφοτέρους τους ρόλους, **έχουν αρκετά μικρά pixel** (100 με 150 μm) για ακτινογραφίες, **έχουν όμως και την (ηλεκτρονική) δυνατότητα να ενώνουν 4 pixel σε ένα μεγαλύτερο** (200 με 300 μm), ώστε να γίνονται κατάλληλα και για ακτινοσκόπηση.
 - Ο επίπεδος ανιχνευτής είναι **μικρότερος, ελαφρύτερος, δεν υπάρχει αερόκενος σωλήνας, δεν υπάρχουν δέσμες ηλεκτρονίων, δεν υπάρχουν συστήματα οπτικών διατάξεων**.
 - Η **αποτελεσματικότητα ανίχνευσης ποσοτήτων (QDE)** του επίπεδου ανιχνευτή είναι **κατά πολύ βελτιωμένη** σε σχέση με την αντίστοιχη του ενισχυτή εικόνας.

Το ποσοστό των ανιχνευθέντων προς τα προσπίπτοντα φωτόνια ως προς το δυναμικό της επιτάχυνσης.

Σύγκριση της απόδοσης του ενισχυτή εικόνας με την απόδοση του **επίπεδου ανιχνευτή** κατά την απεικόνιση ενός μέσου ασθενή (πάχους 20 cm)

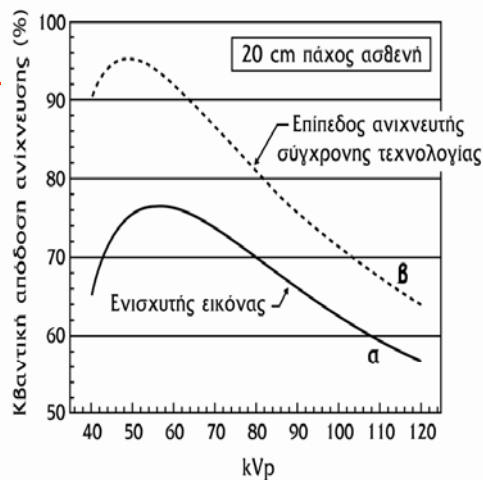
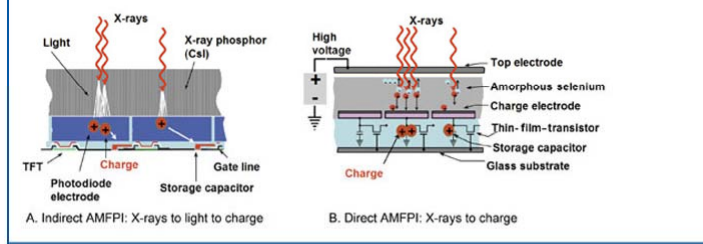


Figure 2. Flat-Panel Imagers Are Classified in Terms of Detection and Conversion of the Incident X-Ray Signal

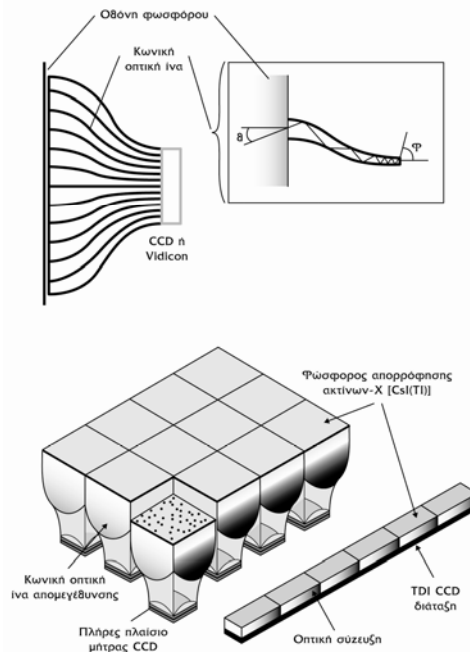


(A) An indirect flat-panel imager has an X-ray phosphor, such as cesium iodide, to convert absorbed energy into visible light. The photodiode layer/electrode on the surface of the array produces photo-induced charge within each detector element and the resultant charge is stored in the local capacitor. (B) A direct flat-panel imager uses a semi-conductor material layered between 2 electrodes and electron/hole pairs are directly produced as a result of local X-ray energy absorption. A high-voltage bias placed between the electrodes separates the charge pairs with little or no lateral spread, allowing for high intrinsic spatial resolution limited chiefly by the electrode spacing.
 TFT = thin-film-transistor.
 Reprinted with permission from Siebert. *Appl. Radiol.* 2009;38:21-28. Available at: <http://www.appliedradiology.com/Article.aspx?id=11045>. Accessed December 2, 2010.⁵

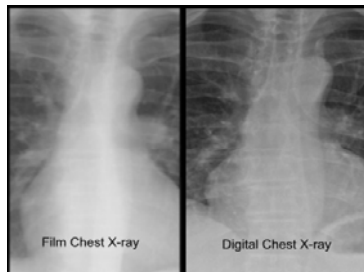
Συσκευή Ψηφιακής εικονοληψίας

- Πρόκειται για **τηλεοπτική συσκευή λήψης εικόνων** (αργής σάρωσης και καλής διακριτικής ικανότητας), της οποίας το ηλεκτρονικό σήμα εξόδου ψηφιοποιείται και αποθηκεύεται στη μνήμη υπολογιστή.
- Εναλλακτικά χρησιμοποιούνται **και οι συσκευές ενοποιημένου φορτίου** (charge coupled device, **CCD camera**) με μήτρες 1024² ή 2048² pixels.
- Οι ανιχνευτές CCD είναι **στερεάς κατάστασης** και συνήθως κατασκευάζονται από ηλεκτρονικά ολοκληρωμένα κυκλώματα με βάση το πυρίτιο. Τα CCDs δρουν ως **φωτοανιχνευτές** (μετατρέπουν τα ορατά φωτόνια σε ηλεκτρικό φορτίο) και γι αυτό απαιτείται να προηγηθεί υλικό σπινθηρισμού -όπως στις ενισχυτικές πινακίδες- για τη μετατροπή των φωτονίων X σε φωτόνια ορατού.
 - Καθώς όμως τα CCDs συνήθως έχουν **πολύ μικρότερη επιφάνεια**, χρησιμοποιείται αρχικά μια **φθορίζουσα ουσία με μεγάλη επιφάνεια** για τη σύλληψη των φωτονίων X και στη συνέχεια **οπτικές ίνες** οδηγούν τα ορατά φωτόνια **σε μήτρα πολλών CCDs**.

Μήτρα CCDs στην οποία οδηγούνται φωτόνια από τον φώσφορο οθόνης μέσω οπτικών ινών



Η διαφορά αναλογικής – ψηφιακής εικόνας



Η ακτινογραφική εικόνα μπορεί, όταν είναι **ψηφιακή**, να αποθηκευτεί σε ηλεκτρονική μορφή σε έναν υπολογιστή, προκειμένου να γίνει χρήση των **ψηφιακών μεθόδων επεξεργασίας της εικόνας**.

Οι συσκευές ψηφιακής εικονοληψίας επιτρέπουν **άμεση παρουσίαση** της εικόνας σε οθόνη τηλεόρασης, όπως και την **άμεση επανάκληση προηγούμενων εικόνων**, ώστε ο επεμβατιστής ιατρός να συγκρίνει και να αποφασίσει .

Λειτουργία της ακτινοσκόπησης

Με τη βοήθεια των ηλεκτρονικών υπολογιστών, οι γεννήτριες των ακτίνων Χ και ολόκληρα τα απεικονιστικά συστήματα έχουν αποκτήσει **ευελιξία προσαρμογής στις απαιτήσεις της Ιατρικής.**



Συνεχής Ακτινοσκόπηση

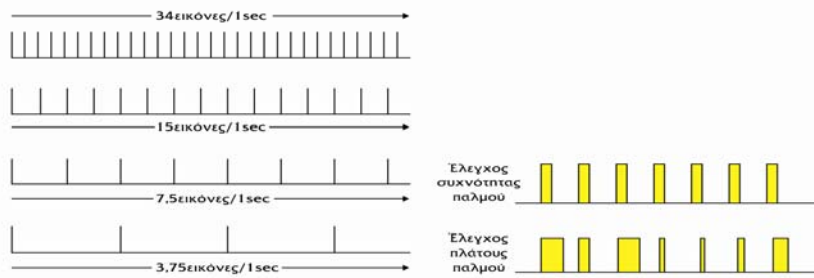
- Είναι ο βασικός τρόπος λειτουργίας.
- Η δέσμη των ακτίνων Χ παράγεται με συνεχή τρόπο και η ένταση του ρεύματος στην λυχνία κυμαίνεται από 0,5 ως 4 mA εξαρτώμενη από το πάχος του εξεταζόμενου.
- Η παραγωγή των εικόνων γίνεται με ρυθμό 30 ανά δευτερόλεπτο, δηλαδή κάθε εικόνα διαρκεί 33 ms (1/30 του δευτερολέπτου).
- Οποιαδήποτε κίνηση μέσα σε αυτό το διάστημα θα θολώσει την εικόνα, αλλά είναι αποδεκτή κατάσταση για τις περισσότερες εξετάσεις.

Παλμική Ακτινοσκόπηση

- Η γεννήτρια των ακτίνων Χ παράγει μια σειρά από σύντομους παλμούς.
- Μπορεί να δώσει 30 παλμούς το δευτερόλεπτο και κάθε παλμός να διαρκεί 10 ms, με ένταση ρεύματος 6,6 mA.
- Μια τέτοια ρύθμιση θα έδινε ίδιο ρυθμό έκθεσης στον εξεταζόμενο (όσο στη συνεχή ακτινοσκόπηση), αλλά με μικρότερο χρόνο έκθεσης (10 ms αντί 33 ms),
- ενώ παράλληλα μειώνεται και το θόλωμα της εικόνας από τυχόν κίνηση του εξεταζόμενου.

Παλμική Ακτινοσκόπηση

- Κατά τη διάρκεια μιας εξέτασης, υπάρχουν χρονικά διαστήματα που **ακόμη και 7,5 εικόνες ανά δευτερόλεπτο είναι αρκετές**,
- όπως π.χ. κατά την προώθηση του καθετήρα από τη μηριαία αρτηρία μέχρι το αορτικό τόξο.
- Με το ρυθμό 7,5 εικόνες ανά δευτερόλεπτο και όσο αυτός διαρκεί, η **δόση στον εξεταζόμενο μειώνεται στο ένα τέταρτο** ($7,5/30 = 25\%$).
- Βέβαια στο χαμηλό ρυθμό παραγωγής της εικόνας, **η οθόνη θα αναβοσβήνει**, αλλά και αυτό αντιμετωπίζεται με τη βοήθεια της ψηφιακής τεχνολογίας που επεμβαίνει και «**παγώνει**» **κάθε εικόνα στην οθόνη για όσο χρονικό διάστημα χρειαστεί**, δίνοντας όμως την αίσθηση της σπασμωδικής κίνησης.



Αντιπροσωπευτική εικόνα (Frame Averaging)

- Τα ακτινοσκοπικά συστήματα παρέχουν **πολύ καλή διακριτική ικανότητα χρόνου** και αυτό το χαρακτηριστικό τα καθιστά κλινικά χρήσιμα.
- Η **ταχύτητα όμως** στην απεικόνιση **προσθέτει θόρυβο** και τις περισσότερες φορές είναι επιθυμητός ένας **συμβιβασμός**, που επιτυγχάνεται με τη μέθοδο της **αντιπροσωπευτικής εικόνας**.
- Οι εικόνες ψηφιοποιούνται και περνούν σε μια διαδικασία «**μέσου όρου**» **πραγματικού χρόνου**.
- Το τρέξιμο του αλγορίθμου όμως, απαιτεί χρόνο, μειώνοντας τη διακριτική ικανότητα χρόνου.
- Ο **συμβιβασμός πλησιάζει περισσότερο προς τη μια ή την άλλη πλευρά** ανάλογα με την εκάστοτε εφαρμογή και τις προτιμήσεις του χρήστη.

Διατήρηση τελευταίας εικόνας

- Όταν ο επεμβατιστής ιατρός σηκώσει το πόδι από το πλήκτρο εδάφους και **σταματήσει την ακτινοσκόπηση**, το σύστημα **κρατά στην οθόνη την τελευταία εικόνα**.
- Η τελευταία εικόνα είναι ψηφιοποιημένη και παραμένει στην οθόνη **μέχρι ο ιατρός να ξαναπατήσει το διακόπτη** για να συνεχίσει τη διαδικασία.
- Είναι μια ευκολία που **δίνει χρόνο στο ιατρό** να συγκεντρωθεί, δίνει την ευκαιρία σε τυχόν παρευρισκόμενους εκπαιδευόμενους να συζητήσουν **και κρατά τη δόση ακτινοβολίας** του εξεταζόμενου σε χαμηλό επίπεδο.

Προβολή ανατομικού χάρτη

- Είναι άλλη μια ευκολία για το έργο του επεμβατιστή ιατρού που του την προσφέρει ένα κατάλληλο πρόγραμμα του υπολογιστή.
- Ουσιαστικά είναι μία επέκταση του λογισμικού της προηγούμενης παραγράφου. Υπάρχουν **δύο παραλλαγές του**.
- Το σύστημα της πρώτης παραλλαγής είναι εξοπλισμένο με **δύο οθόνες τηλεόρασης** τοποθετημένες κοντά η μία στην άλλη, στη θέση που εξυπηρετεί καλύτερα τον ιατρό στη δουλειά του.
- Η μια οθόνη είναι **η βασική** της ακτινοσκόπησης, ενώ στη δεύτερη μπορεί **να μεταφερθεί (και να «παγώσει»)** **μία αντιπροσωπευτική εικόνα** από τη διαδικασία, όπου φαίνεται καθαρά η ανατομία της περιοχής
- (π.χ. το μήκος του αγγείου, στο οποίο γίνεται καθετηριασμός, αμέσως μετά την έγχυση σκιαγραφικού).
- Το σύστημα της **δεύτερης παραλλαγής** είναι πιο εξελιγμένο και μεταφέρει την «παγωμένη» εικόνα-χάρτη, **κάτω από την εικόνα του πραγματικού χρόνου**, ως υπόβαθρο.
- Με αυτόν τον τρόπο διευκολύνονται οι χειρισμοί του ιατρού καθώς προωθεί προσεκτικά τον καθετήρα στο εσωτερικό του αγγείου.

Ποιότητα εικόνας

Χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution)

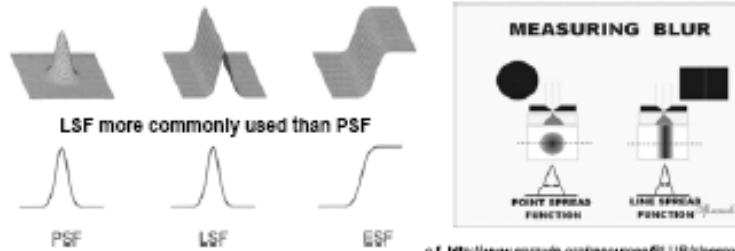
- Η χωρική διακριτική ικανότητα περιγράφεται με μεγαλύτερη πιστότητα με τη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (MTF, modulation transfer function):

$$MTF(\nu) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) \cdot e^{2\pi i \nu x} dx \right|$$

- όπου ν η συχνότητα
- x η απόσταση
- και $LSF(x)$ Line Spread Function, δηλ. η εικόνα ενός πολύ μικρού ευθύγραμμου αντικειμένου.

LSF and ESF (all measure Blur)

- Line spread function (LSF) using a linear slit describes the response of an imaging system to a linear stimulus, used for fluoroscopy systems
- Can be thought of as a linear collection of a large number of PSFs
- Edge spread function (ESF) uses an edge (when large areas of exposure needed) instead of a point or line stimulus, used to measure scattered radiation



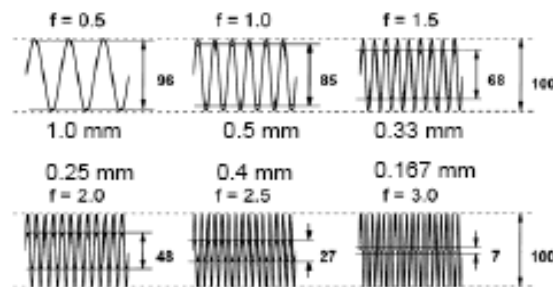
c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., pp. 265.

© UW and Kajpara M. Kanal, Ph.D., DABR

23

Modulation Transfer Function: MTF(f)

- Input constant amplitude sine waves of various frequencies (f) into an imaging system: what is the amplitude of the output wave?
- After detection, the output sine waves have reduced amplitude with higher frequencies having a drastic reduction



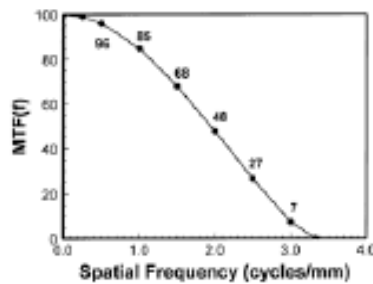
© UW and Kajpara M. Kanal, Ph.D., DABR

c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., pp. 270-271.

24

Modulation Transfer Function: MTF(f)

- ◆ The modulation transfer function, MTF is a plot of the imaging system's modulation versus spatial frequency
- ◆ The MTF illustrates the fraction or percentage of an object's contrast that is recorded by the imaging system, as function of the size (i.e., spatial frequency) of the object or
- ◆ The MTF can be a description of how an imaging system responds depending on the size of the stimulus



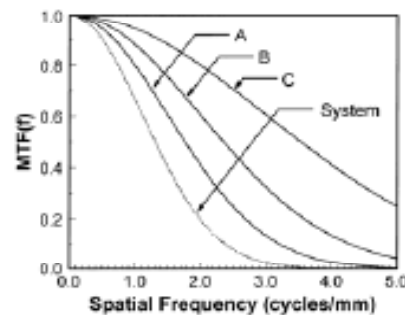
© UW and Kalpana M. Kanal, Ph.D., DABR

c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., pp. 270-271.

25

Imaging Chain MTF(f)

- ◆ Imaging chains:
 - ✓ $MTF_{system} = A \times B \times C$
- ◆ Weakest link – item in imaging chain with worst MTF often determines the overall system, “dragging” the system down



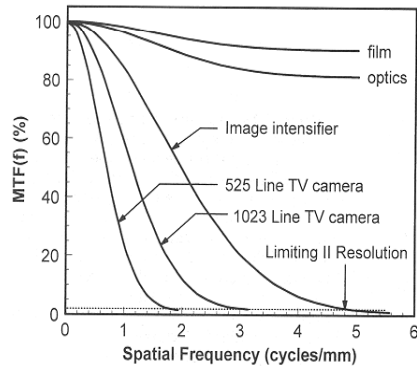
© UW and Kalpana M. Kanal, Ph.D., DABR

c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., p. 272.

26

Η MTF είναι **συνάρτηση της συχνότητας** και διαφέρει ανάλογα με το απεικονιστικό σύστημα

- Όταν η συνάρτηση αυτή πλησιάζει την τιμή «0» (πρόκειται για εκθετική προσέγγιση), η **διακριτική ικανότητα φτάνει την οριακή της τιμή (limiting resolution)**, που στους σύγχρονους ενισχυτές εικόνας κυμαίνεται μεταξύ 4 και 5 κύκλους ανά mm, για διάμετρο πεδίου 23 cm.
- Για λειτουργία **υπό μεγέθυνση** (μικρότερη διάμετρος πεδίου) η **διακριτική ικανότητα αυξάνεται** (π.χ. διάμετρος 14 cm δίνει περίπου 7 κύκλους ανά mm).



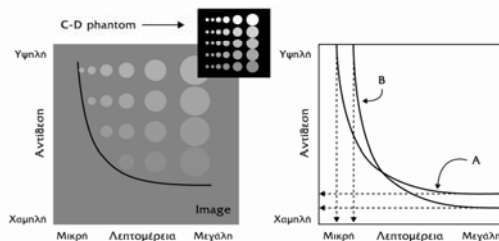
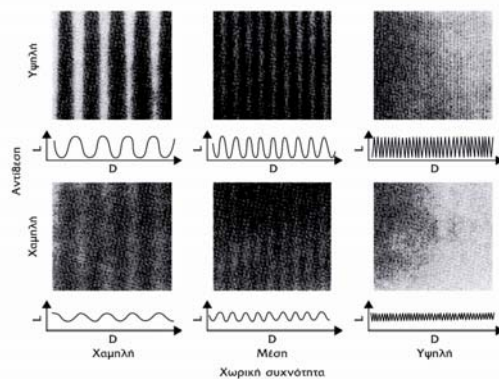
Χωρική διακριτική ικανότητα

- Η συσκευή **οπτικομαγνητικής εικονοληψίας** στην οπτική διάταξη **ρίχνει αισθητά τη διακριτική ικανότητα**.
- Π.χ. με διάμετρο 14 cm (και οθόνη 525 γραμμών) η διακριτική ικανότητα μειώνεται στους 1,4 κύκλους ανά mm
- και με διάμετρο 27 cm σε μόνον 0,7 κύκλους ανά mm.
- Αντίθετα, η **εγγραφή σε φιλμ** (photo spot ή cine cameras) που γίνεται από το εξερχόμενο (από την οθόνη εξόδου του ενισχυτή εικόνας) φως, **απευθείας**, χωρίς άλλες παρεμβολές, **δεν μειώνει την MTF** του ενισχυτή εικόνας.
- Στα **ψηφιακά συστήματα** εγγραφής η διακριτική ικανότητα καθορίζεται **από το μέγεθος του pixel**.
- Π.χ. στο σύστημα ψηφιακής αφαιρετικής αγγειογραφίας (DSA, digital subtraction angiography) με μήτρα 1024·1024 pixels και διάμετρο πεδίου 27 cm, το μέγεθος του pixel είναι 0,26 mm (270/1024).
- Σε αυτή τη διάσταση αντιστοιχεί οριακή διακριτική ικανότητα (μέσω της εξίσωσης Nyquist) περίπου **1,9 κύκλων ανά mm**.

Διακριτική ικανότητα αντίθεσης (contrast resolution)

- Η διακριτική ικανότητα αντίθεσης **στην ακτινοσκόπηση είναι χαμηλή** σε σύγκριση με την αντίστοιχη της κλασικής ακτινογραφίας, επειδή οι **χαμηλές τιμές της έκθεσης** παράγουν εικόνες με **χαμηλό λόγο σήματος προς θόρυβο** (SNR, signal to noise ratio).
- Η διακριτική ικανότητα αντίθεσης μετράται αντικειμενικά με την **απεικόνιση ειδικών ομοιωμάτων (contrast detail phantoms)** κάτω από συνθήκες πραγματικής ακτινοσκόπησης.

Η διακριτική
ικανότητα
αντίθεσης
και το μέγεθος
της λεπτομέρειας
είναι ποσότητες
αλληλοεξαρτόμενες

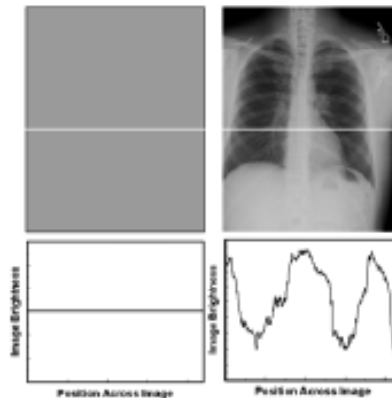


Διακριτική ικανότητα αντίθεσης

- Όσο αυξάνεται ο ρυθμός έκθεσης, αυξάνεται και η διακριτική ικανότητα αντίθεσης, σε βάρος όμως της δόσης ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο.
- Λόγοι ακτινοπροστασίας επιβάλλουν να επιλέγεται ο μικρότερος ρυθμός έκθεσης που δίνει ικανοποιητική ποιότητα εικόνας.
- Στο χειριστήριο του συστήματος υπάρχει τρόπος επιλογής του επιθυμητού επιπέδου χορηγούμενης δόσης, ώστε να «λειτουργεί» στο χαμηλότερο δυνατό επίπεδο, ανάλογα με τις απαιτήσεις της εκάστοτε εξέτασης.
- Υπάρχουν τυποποιημένα πρωτόκολλα για κάθε είδους εξέταση -που μπορούν να προσαρμόζονται και για κάθε είδους ασθενή-,
- όπως υπάρχει και σύστημα υπολογισμού της έκθεσης του ανιχνευτή στην ακτινοβολία και μάλιστα οι σχετικές παράμετροι επιδεικνύονται στην οθόνη.
- Ο χειριστής ρυθμίζει τις παραμέτρους της ακτινοβολήσης, ώστε να διασφαλιστούν οι βέλτιστες τιμές έκθεσης.

Contrast

- ◆ What is contrast?
- ◆ Contrast means difference
- ◆ An object within the body will be visible in an image only if it has sufficient physical contrast relative to surrounding tissue
 - ◆ an adequate difference in either density or atomic number and if the object is sufficiently thick



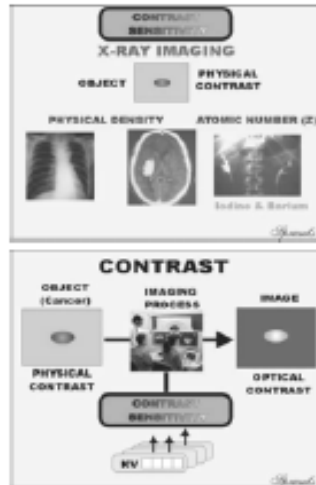
© UW and Kalpana M. Karal, Ph.D., DABR

c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., p. 256.

5

Subject Contrast (C_s)

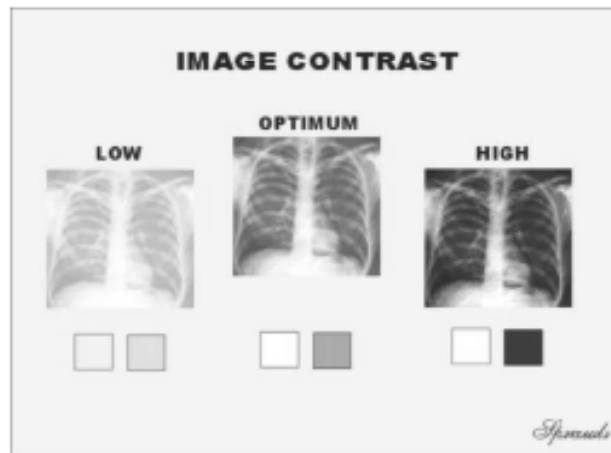
- Difference in some aspect of the signal prior to it being recorded
- Consequence of fundamental differences in the object, e.g., in x-ray intensity based on attenuation, density, Z
- The magnitude of the difference (the contrast in the resultant image) can be affected or adjusted by changing various parameters on the imaging system (kV, mAs etc.)



© UW and Kaipasa M. Karal, Ph.D., DABR

c.f. <http://www.sprawls.org/resources/IMGCHAR/moduleM13>

Contrast

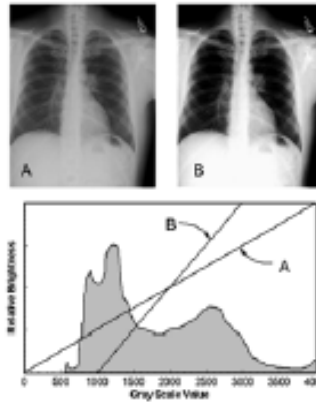


© UW and Kaipasa M. Karal, Ph.D., DABR

c.f. <http://www.sprawls.org/resources/IMGCHAR/moduleM13>

Displayed Contrast (Digital Images)

- ◆ One of the major benefits of digital images is that displayed contrast can be manipulated in real time
- ◆ Gray-scale values are converted into brightness on the display hardware using a look-up table
- ◆ Slope of the look-up table is related to image displayed image contrast



© UW and Kalpana M. Karai, Ph.D., DAER

c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., p. 282.

15

Διακριτική ικανότητα χρόνου (temporal resolution)

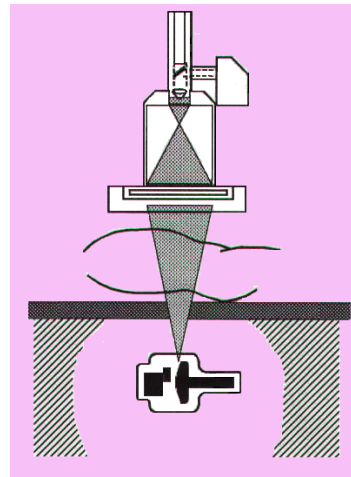
- Η ακτινοσκόπηση «φημίζεται» για την εξαιρετική της **χρονική διακριτική ικανότητα**, για την οποία και υπάρχει ως τμήμα της ακτινολογίας.
- Η χρονική διακριτική ικανότητα **μειώνεται με ό,τι προκαλεί καθυστέρηση (lag)**.
- Κυρίως με την έννοια ότι μέρος δεδομένων μίας εικόνας καθυστερεί (παραμένουν φθορισμός) και «πέφτει» πάνω στην επόμενη «θολώνοντάς την».
- Εποικοδομητική εκμετάλλευση του φαινομένου «lag» έχουμε στην περίπτωση της δημιουργίας αντιπροσωπευτικής εικόνας (με μαθηματική επεξεργασία), δηλαδή **ενός εργαλείου αύξησης του λόγου σήματος προς θόρυβο (SNR)**.

Διακριτική ικανότητα χρόνου

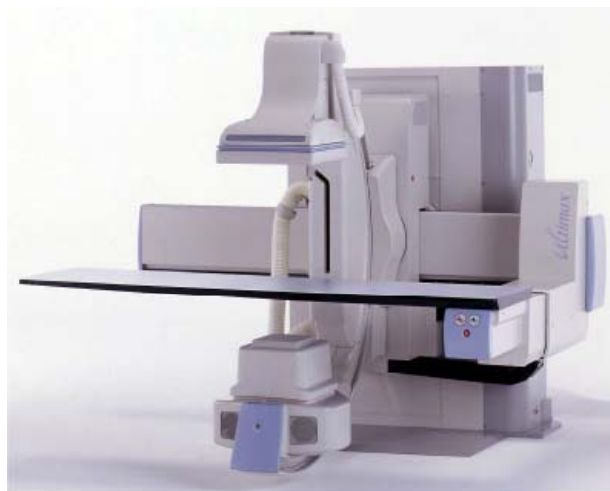
- Οι συσκευές οπτικομαγνητικής εικονοληψίας, κυρίως οι **vidicon** (SbS_3) video cameras, παρουσιάζουν **αισθητή καθυστέρηση**.
- Το **ανθρώπινο μάτι**, επίσης, παρουσιάζει καθυστέρηση περίπου 0,2 του δευτερολέπτου.
- Αυτό σημαίνει ότι, για ρυθμό εικόνων 30 ανά δευτερόλεπτο, 6 εικόνες συνωστίζονται, δηλαδή εμφανίζονται ως εικόνες με -τεχνητά- ενισχυμένο σήμα.
- Ο **λόγος σήμα προς θόρυβο** αυξάνεται, καθόσον **σε κάθε «τελική» εικόνα αντιστοιχούν περισσότερα φωτόνια X**, επομένως **βελτιώνεται η διακριτική ικανότητα αντίθεσης, σε βάρος όμως της χρονικής διακριτικής ικανότητας**.
- Σε **δυναμικές εξετάσεις πραγματικού χρόνου**, όπως η ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία, η **χρονική διακριτική ικανότητα** πρέπει να είναι η **μεγίστη δυνατή**, οπότε επιλέγονται η **plumbicon video camera** ή η **CCD**, που συμπεριφέρονται με μεγαλύτερη συνέπεια ως προς το χρόνο (μικρότερη καθυστέρηση lag).

Κλινική πράξη

- Για κάθε είδους εφαρμογή, επιλέγεται διαφορετικό ακτινοσκοπικό μηχάνημα,
- εκτός από την περίπτωση μικρών κλινικών, όπου ένα, **κατά το δυνατόν ευέλικτο**, ακτινοσκοπικό σύστημα καλείται να συμβάλει σε διάφορα είδη εξετάσεων.

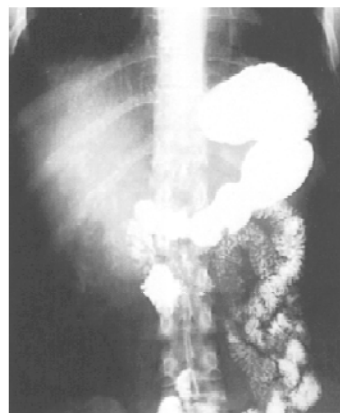


Ακτινοσκοπικό μηχάνημα πολλαπλών εφαρμογών (Toshiba Medical Systems Co.)



Γαστρεντερική μονάδα

- Έχει συνήθως **ογκώδες κρεβάτι** για τον εξεταζόμενο, που μπορεί **να περιστραφεί** σε οριζόντιο ή κατακόρυφο επίπεδο.
- Ο ενισχυτής εικόνας είναι **είτε πάνω είτε κάτω** από το κρεβάτι.
- Αμφότερα τα συστήματα του **ενισχυτή εικόνας** και της **λυχνίας των ακτίνων X** είναι καλυμμένα με **ακτινοπροστατευτικά φύλλα**.
- Συσσκευή spot film ή photo spot camera είναι διαθέσιμα.



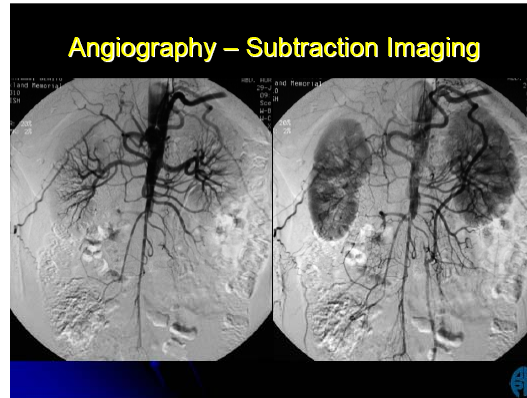
Μονάδα Περιφερικής Αγγειογραφίας

- Χαρακτηρίζεται από ένα ευέλικτο στην κίνησή του, κρεβάτι. Με απλές κινήσεις ο ιατρός μπορεί να το «σύρει» σε πολλές θέσεις του οριζοντίου επιπέδου, ώστε στο ακτινοβολούμενο πεδίο, να βρίσκεται συνεχώς η υπό μελέτη περιοχή ενδιαφέροντος.
- Ευέλικτη είναι και η κίνηση του συστήματος ενισχυτής-λυχνία, που μπορεί να περιστραφεί γύρω από τον εξεταζόμενο. Είναι προσαρμοσμένα σε ένα βραχίονα με σχήμα C (C-arm) ή U (U-arm), που μπορεί να ακολουθήσει κυκλική τροχιά, όπως και να αλλάξει επίπεδο περιστροφής (για οπίσθιες, πρόσθιες, πλάγιες, λοξές προβολές).
- Μια συσκευή έγχυσης σκιαγραφικού είναι πάντα διαθέσιμη.

αγγειογραφία

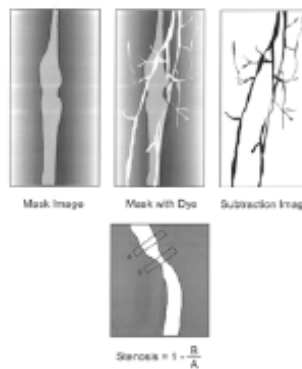


Εικόνα αφαιρετικής αγγειογραφίας



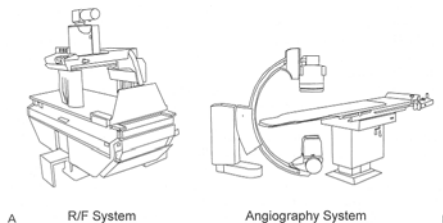
Temporal Subtraction

- ✦ Digital Subtraction Angiography (DSA) – usually 1K resolution
- ✦ Mask (background) subtracted from images during/post contrast injection: $\Delta < 1\%$ trans. visualized
- ✦ Motion can cause misregistration artifacts
- ✦ Digital value proportional to contrast concentration and vessel thickness
 - ✦ $I_s = \ln(I_m) - \ln(I_c) = \mu_{\text{vessel}} \cdot t_{\text{vessel}}$
- ✦ Temporal subtraction works best when time differences between images is short
- ✦ Possible to spatially warp images taken over a longer period of time



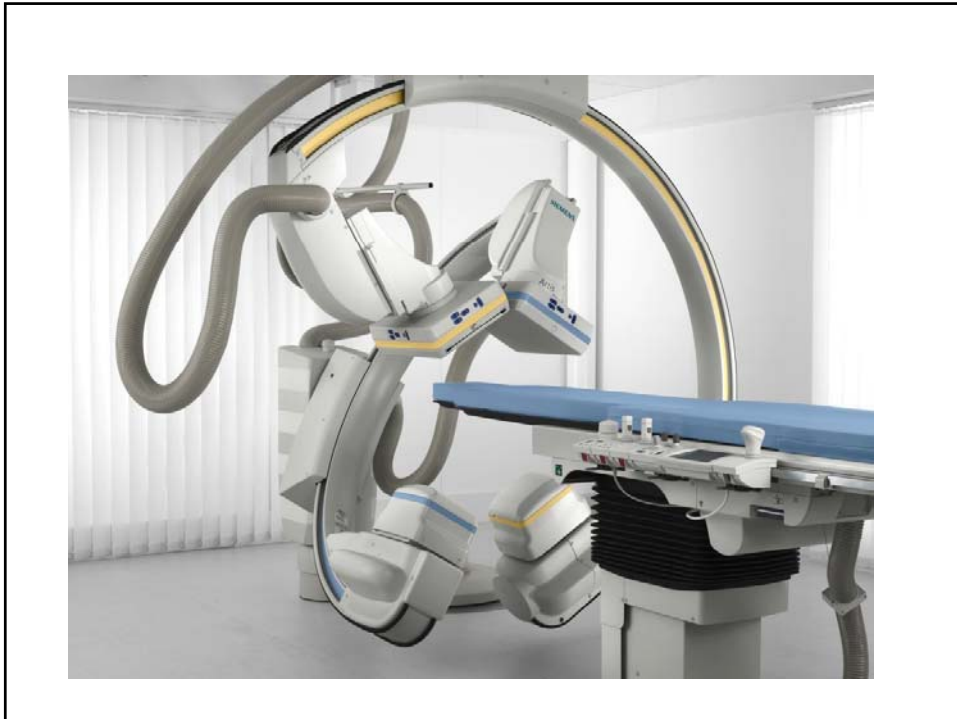
Μονάδα Καρδιολογίας

- Σε αυτήν πραγματοποιούνται κυρίως καρδιακοί **καθετηριασμοί**, **στεφανιογραφίες** και **αγγειοπλαστικές** επεμβάσεις **στεφανιαίων αρτηριών**.
- Έχουν ακόμη **πιο ευκίνητο** σύστημα ενισχυτή-λυχνίας από το αντίστοιχο της περιφερικής αγγειογραφίας και προτιμούν ενισχυτή εικόνας με διάμετρο μέχρι 23 cm έναντι του συνήθους των 30 cm της περιφερικής αγγειογραφίας.
- Απαιτούν την ύπαρξη cine cameras (με φιλμ ή ψηφιακή).



Σύστημα ακτινοσκόπησης δύο επιπέδων

- Το μηχάνημα αυτό έχει **ένα κρεβάτι**, αλλά **δύο ολοκληρωμένα συστήματα ενισχυτή-λυχνίας**, καθένα των οποίων λειτουργεί **σε κάθετο, ως προς το άλλο, επίπεδο**.
- Με αυτό είναι δυνατή η ταυτόχρονη εγγραφή της εμπροσθοπίσθιας και της πλάγιας προβολής π.χ. αμέσως μετά της έγχυσης σκιαγραφικού.
- Δηλαδή μειώνεται και **ο χρόνος της εξέτασης** και **η ποσότητα της σκιαγραφικής ουσίας** που ενίεται στον ασθενή, η οποία συνήθως του προκαλεί δυνανεξία.
- Όταν το σύστημα λειτουργεί **παλμικά**, υπάρχει ειδικό ηλεκτρονικό κύκλωμα που **συγχρονίζει τις δύο γεννήτριες**, ώστε η **σκεδαζόμενη** ακτινοβολία από τη μία, να μην απεικονίζεται στην οθόνη της άλλης.



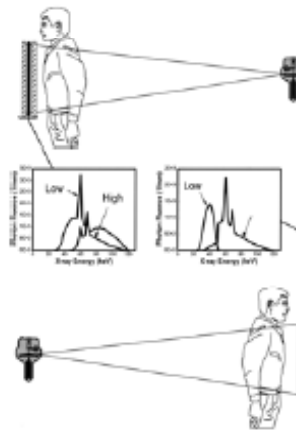
Χειρουργείο και Μονάδα Εντατικής Θεραπείας

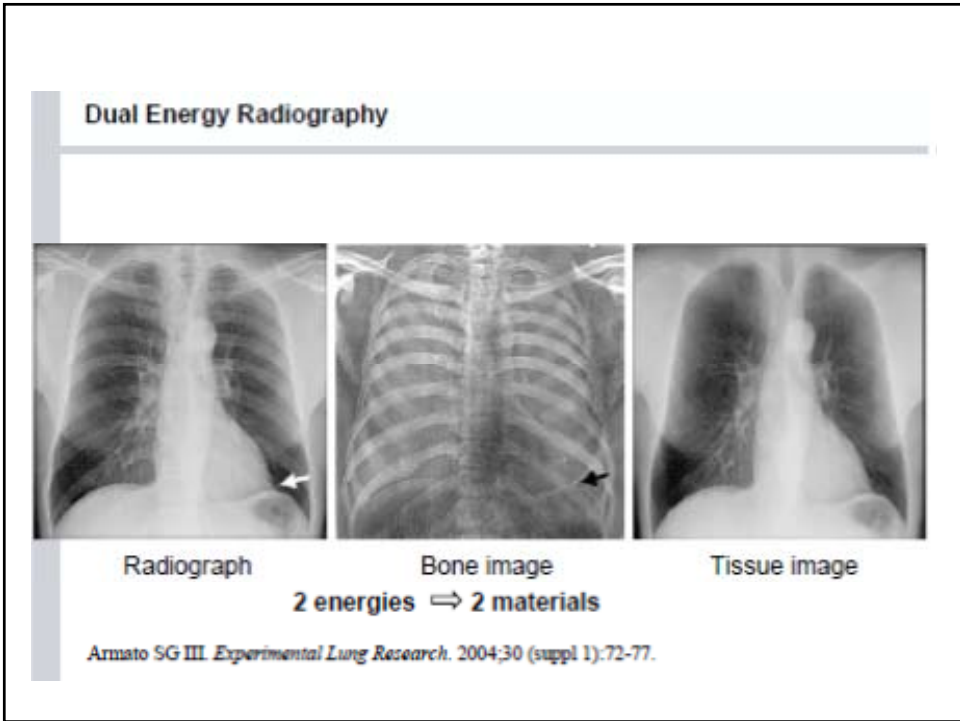
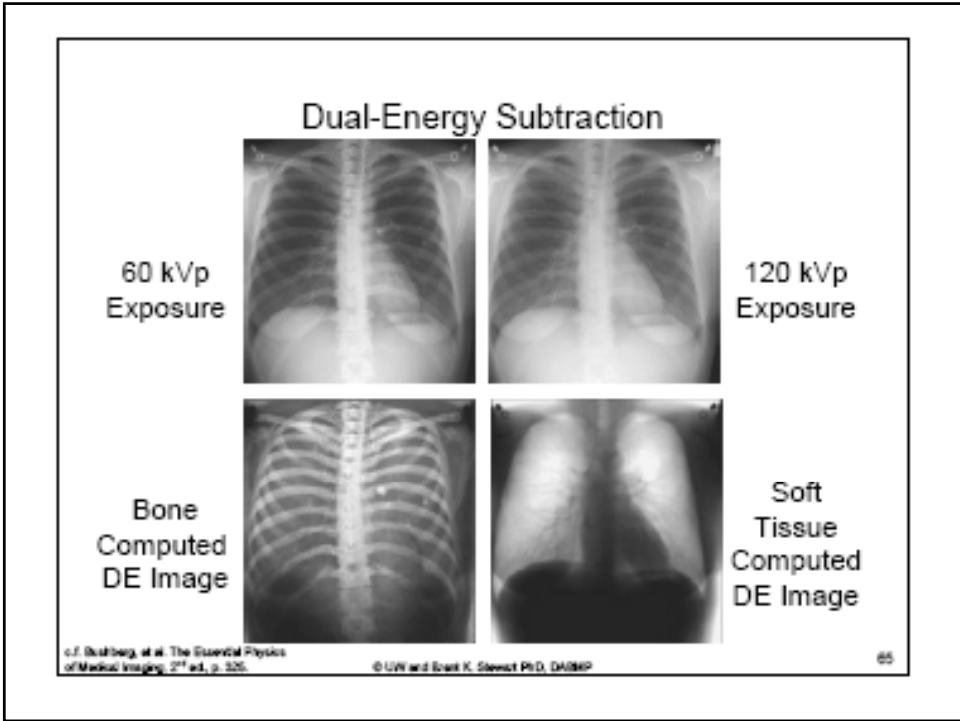
Εξοπλίζονται με **κινητά** μηχανήματα
ακτινοσκόπησης C-arm, με ενισχυτή εικόνας
συνήθως **μικρής διαμέτρου**.



Dual-Energy Subtraction

- ✦ Exploits differences between the Z of bone ($Z_{\text{eff}} \approx 13$) and soft tissue ($Z_{\text{eff}} \approx 7.6$)
- ✦ Images taken either at two different kVp (two-shot), or
- ✦ One image (one-shot) taken with energy separation provided by a filter (sandwich)
- ✦ $I_{\text{out}} = \log_e(I_{\text{low}}) - R \cdot \log_e(I_{\text{high}})$, where R is altered to produce soft-tissue predominant or bone predominant images
- ✦ Chest DR @ UWMC/SCCA





Δόση Ακτινοβολίας

Radiation Doses in Interventional Radiology Procedures: The RAD-IR Study

Part I: Overall Measures of Dose

Donald L. Miller, MD, Stephen Balter, PhD, Patricia E. Cole, PhD, MD, Hollington T. Lu, MS, MA, Beth A. Schueler, PhD, Michael Geisinger, MD, Alejandro Berenstein, MD, Robin Albert, MD, Jeffrey D. Georgia, MD, Patrick T. Noonan, MD, John F. Cardella, MD, James St. George, MD,¹ Eric J. Russell, MD, Tim W. Malisch, MD,² Robert L. Vogelzang, MD, George L. Miller III, MD,³ and Jon Anderson, PhD



J Vasc Interv Radiol 2003; 14:711-727

Procedure	Cases	Mean fluoroscopy time (min)	Mean number of images	Mean DAP Gy.cm2	Mean cumulative dose Gy
TIPS	135	38,7	231	335.4	2.00
Biliary drainage	123	23.6	15	70.6	0.91
Renal stent	103	21.6	159	190.0	1.61
Iliac stent	93	18.4	241	212.8	1.34
Hepatic chemoembol.	126	16.8	216	282.3	1.41
Pelvic fibroid embol.	90	29.5	305	298.2	2.46
Vertebroplasty	98	16.2	77	78.1	1.25

**Seven academic medical centers; 2142
procedures**

Ακτινολογικός κίνδυνος στον εξεταζόμενο

Dose Area Product (Gy.cm²):

‘στοχαστικός’ κίνδυνος

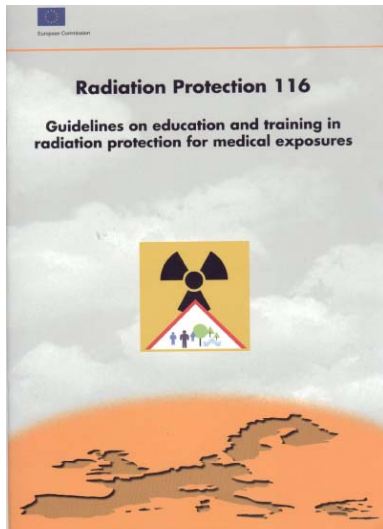
Cumulative Skin Dose (mGy):

‘καθοριστικός’ κίνδυνος

113

Δόση στον εξεταζόμενο

- Στις ΗΠΑ ο **μέγιστος επιτρεπόμενος** ρυθμός έκθεσης κατά την ακτινοσκόπηση είναι **10 R/min** (ESE, entrance skin exposure).
- Σε ειδικές μόνο περιπτώσεις μπορεί ο ρυθμός να φτάσει μέχρι **20 R/min**.
- Συνήθως στις εξετάσεις με **ακτινοσκόπηση** μετρούνται ρυθμοί **1 με 2 R/min** για τις λεπτές περιοχές του σώματος (περίπου 10 cm) και **3 με 5 R/min** για έναν μέσο ασθενή.
- Παχείς ασθενείς «απαιτούν» ρυθμούς **8 με 10 R/min**.
- Με **διάφορους τρόπους** μπορεί να μειωθεί η δόση στον εξεταζόμενο κατά τη διάρκεια ακτινοσκοπικής διαδικασίας.
- Πρέπει να χρησιμοποιούνται τα ενδεικνυόμενα **φίλτρα-ηθμοί** στην δέσμη των ακτίνων X **πριν από την είσοδό της στο σώμα** του ασθενή.



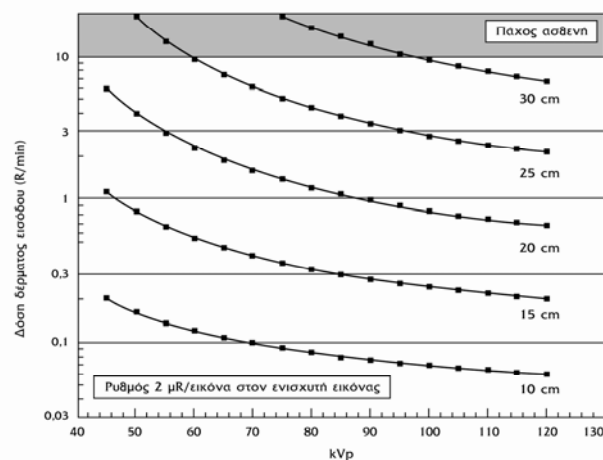
Η σημασία της εκπαίδευσης στην Ακτινοπροστασία

- European Guidelines published in 2000
 - Radiologists 30-50 hours
 - Cardiologists 20-30 hours
 - Other doctors using fluoroscopy X rays systems 15-20 hours

Available at:
http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/116_en.pdf

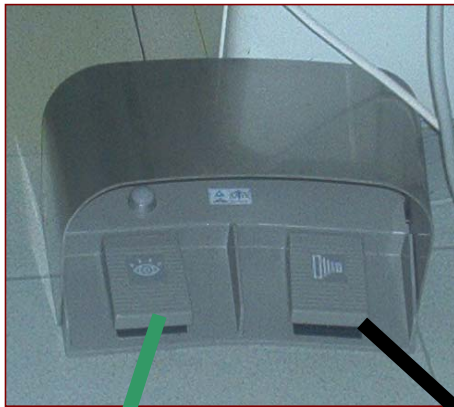
115

Η δόση ακτινοβολίας στον ασθενή εξαρτάται από το πάχος του και από τη διαφορά δυναμικού στη λυχνία-Χ



Η δόση ακτινοβολίας στον ασθενή

- Πρέπει να προτιμάται η παλμική ακτινοσκόπηση, όσο το δυνατόν μικρότερου ρυθμού και να επιλέγεται η θέση χαμηλής δόσης του ABC (αυτόματος έλεγχος φωτεινότητας).
- Συνιστάται η συνεχής χρήση του εργαλείου διατήρησης της τελευταίας εικόνας, που μειώνει το χρόνο της ενεργού ακτινοσκόπησης.
- Συνιστάται η χρήση του μέγιστου διαθέσιμου (και κατάλληλου για την περίπτωση) πεδίου.
- Το πάτημα του ποδοπληκτρού για λειτουργία της λυχνίας X πρέπει να γίνεται όσο το δυνατόν συγκρατημένα και για σύντομα χρονικά διαστήματα.
- Με ακόμη περισσότερη φειδώ πρέπει να «αγγίζει» ο γιατρός το δεύτερο ποδοπληκτρο, που είναι «υπεύθυνο» για την εγγραφή της εικόνας. Κατά την εγγραφή αυξάνεται ο ρυθμός έκθεσης.



**40 seconds (low fluoroscopy):
skin dose 0.01 Gy**

**40 seconds of
cine or 200 DSA
images: skin dose
1 Gy**

April 1998 (4 months)

July 1998 (7 months)

Sept 1998 (9 months)

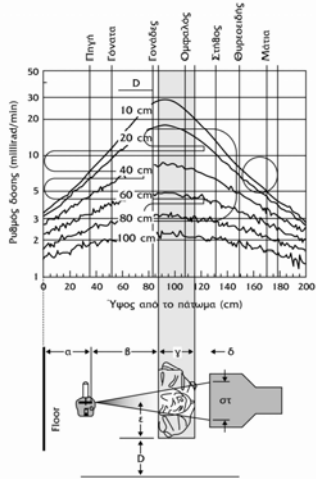
Oct 1999 (22 months)

Nov 1999 (23 months)

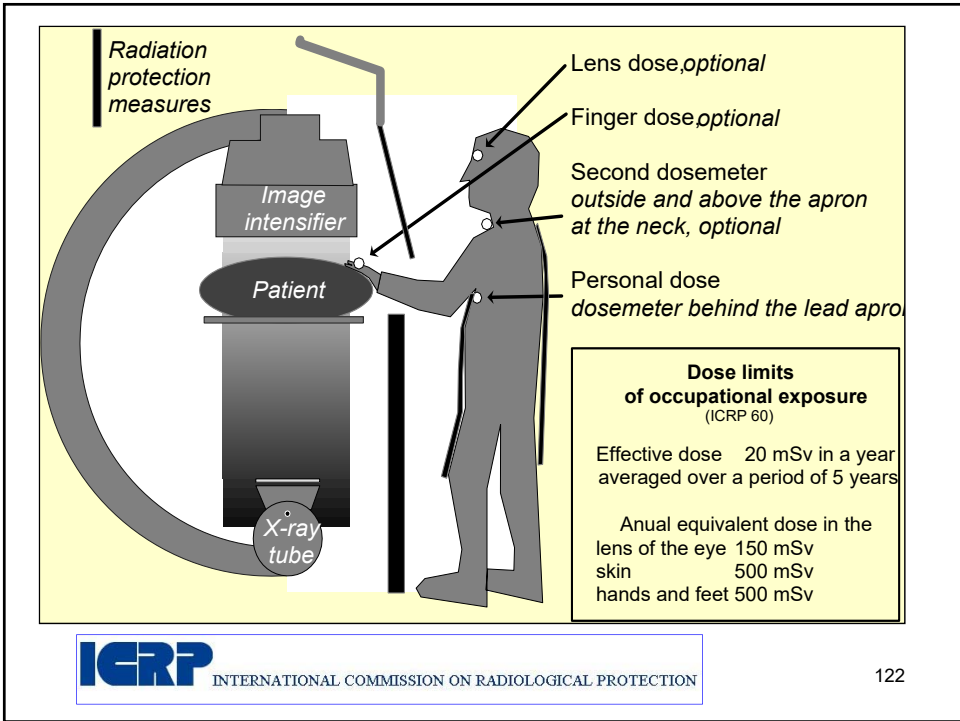
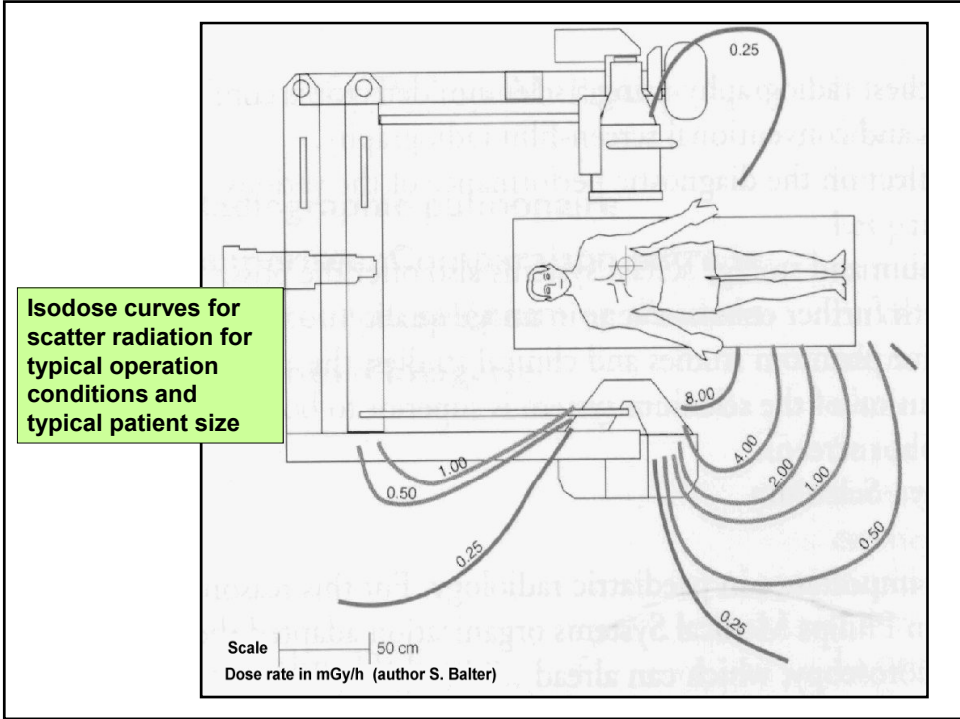
Three TIPS procedures in 1 week in type II diabetic (Dec97). Total procedure time 13 - 16 hours. Three weeks later noticed 13 x 17 cm mottled oval discoloration on back. Initially diagnosed as strep infection, then as herpes I, then as allergic reaction to oral diabetic medications. Diagnosis of radiodermatitis in Oct98! (courtesy of L. Wagner)

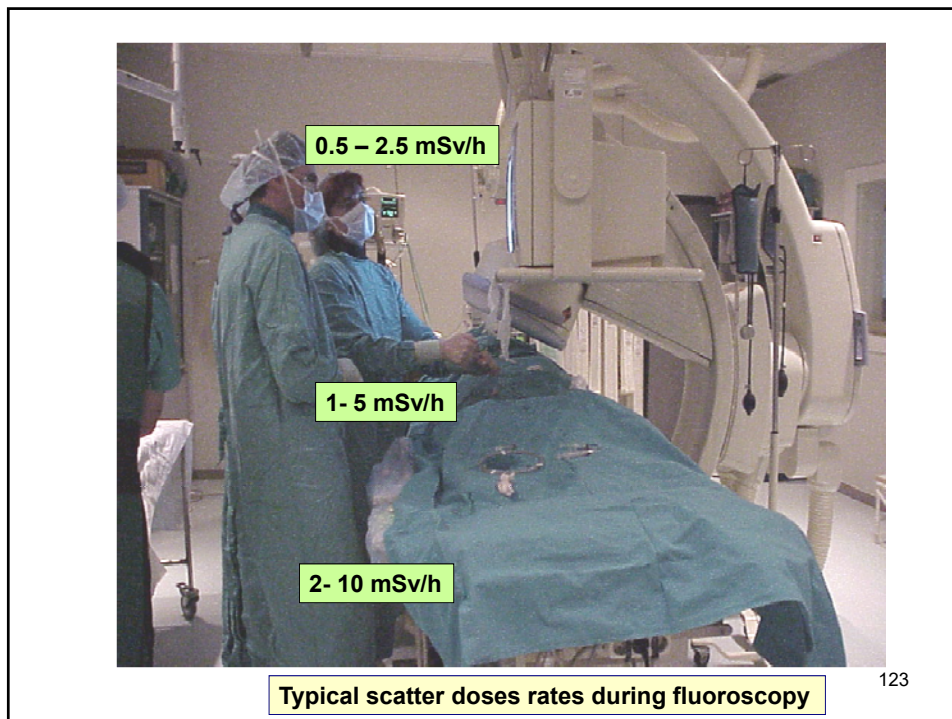
Δόση στο προσωπικό

- Η έκθεση του προσωπικού (γιατροί, νοσοκόμες, τεχνολόγοι) στην ακτινοβολία **μπορεί να είναι σημαντική**, κυρίως σε όσους δουλεύουν, καθημερινά και αρκετές ώρες, **δίπλα σε ακτινοσκοπικά μηχανήματα**.
- Ενδεικτικά αναφέρεται πως όποιος στέκεται σε απόσταση **ενός μέτρου** από το σώμα του εξεταζόμενου, **δέχεται από σκέδαση το 1/1000 της ακτινοβολίας** που προσπίπτει στον εξεταζόμενο.
- Κάθε μέλος του προσωπικού, που βρίσκεται στο θάλαμο, οφείλει να φορά **προστατευτική ποδιά, όση ώρα η λυχνία είναι σε λειτουργία**.



Ισοδοσιακές καμπύλες γύρω από τον εξεταζόμενο

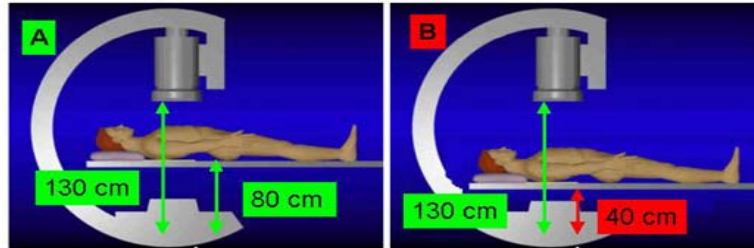




Δόση στο προσωπικό

- Όσοι συμμετέχουν στην εξέταση-επέμβαση οφείλουν να φορούν **προστατευτικά γυαλιά** (με μόλυβδο) και **προστατευτικό λαιμού** (για τον θυρεοειδή).
- Εξυπακούεται ότι **κάθε μέθοδος περιορισμού** της δόσης στον εξεταζόμενο, αυτόματα περιορίζει και τη δόση στο προσωπικό, με κυριότερη εξ αυτών τη **συντόμευση του χρόνου ακτινοβολήσης**.
- Συνιστάται επιπλέον η χρήση **μολύβδινων πετασμάτων γύρω από το κρεβάτι** του εξεταζόμενου και μέχρι το έδαφος (κυρίως όταν εκεί «κρύβεται» η λυχνία).
- **Μολύβδινο πέτασμα με ειδική μολυβδο-ύαλο** (για παράθυρο) **αναρτάται από την οροφή** (ή είναι τροχοκίνητο) για να καλύπτει το κεφάλι του επεμβατιστή, όσο διάστημα δουλεύουν τα χέρια του στον ασθενή.

Επίδραση της Θέσης του Ασθενούς σε σχέση με τη Λυχνία και τον Ενισχυτή Εικόνας



In both situations the image intensifier-to-focus distance is the same, however, skin doses are 4.0 higher in geometry **B**

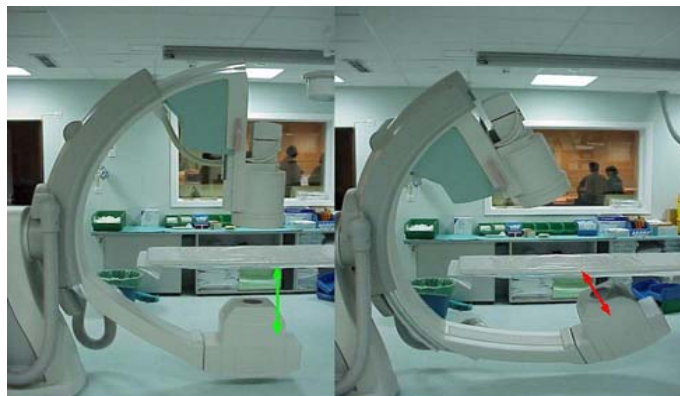
$$\frac{(80)^2}{(40)^2} = 4.0 \text{ higher}$$

The reason: INVERSE-SQUARE LAW

For the same image intensifier dose rate the entrance patient skin dose is 4.0 times higher

MARTIR

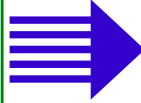
Επίδραση της Προβολής Λήψης



Focus-to-skin distance is usually lower for oblique projections

MARTIR

UP TO 2 mSv IN LENS COULD BE RECEIVED IN A SINGLE PROCEDURE

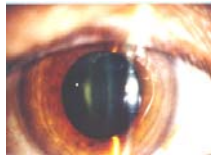


WITH 3 PROCED./DAY IT IS POSSIBLE TO RECEIVE 1500 mSv/year

if protection tools are not used



IN FOUR YEARS WILL BE POSSIBLE TO HAVE LENS OPACITIES



127

Radiation Doses in Interventional Radiology Procedures: The RAD-IR Study
Part I: Overall Measures of Dose



J Vasc Interv Radiol 2003; 14:711-727

Estimation from E. Vano et al. 2006

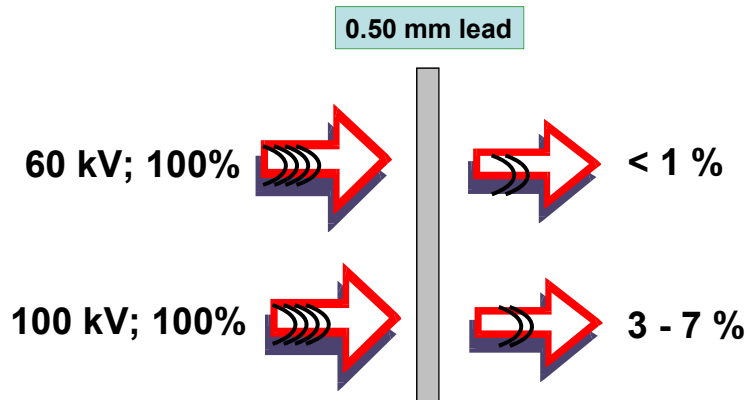
High dose scenario

Procedure (RAD-IR study)	fluoro. (min)	Images	µSv fluoro.	µSv image	Lens dose (mSv)	Lens dose (mSv)	Lens dose (mSv)
					100 cm from isocenter	70 cm from isocenter	with goggles or screen
Hepatic chemoembol.	16.8	216	579.6	492.5	1.1	2.1	0.064
Iliac angioplasty (stent)	21.6	159	745.2	362.5	1.1	2.2	0.066
Neuroembol. head	91	1081	3139.5	2464.7	5.6	11.2	0.336
Neuroembol. spine (AVM)	73	1300	2518.5	2964.0	5.5	11.0	0.329
Pelvic embolization fibroids	29.5	305	1017.8	695.4	1.7	3.4	0.103
Pulmonary angiography	11.1	159	383.0	362.5	0.7	1.5	0.045
TIPS creation	38.7	231	1335.2	526.7	1.9	3.7	0.112

Ακτινοπροστατευτικά μέσα προσωπικού



Μέτρηση της εξασθένησης στο San Carlos University Hospital (Ισπανία).
Εκτίμηση της αποτελεσματικότητας των ακτινοπροστατευτικών μέσων.



X ray beam filtration has a great influence!!

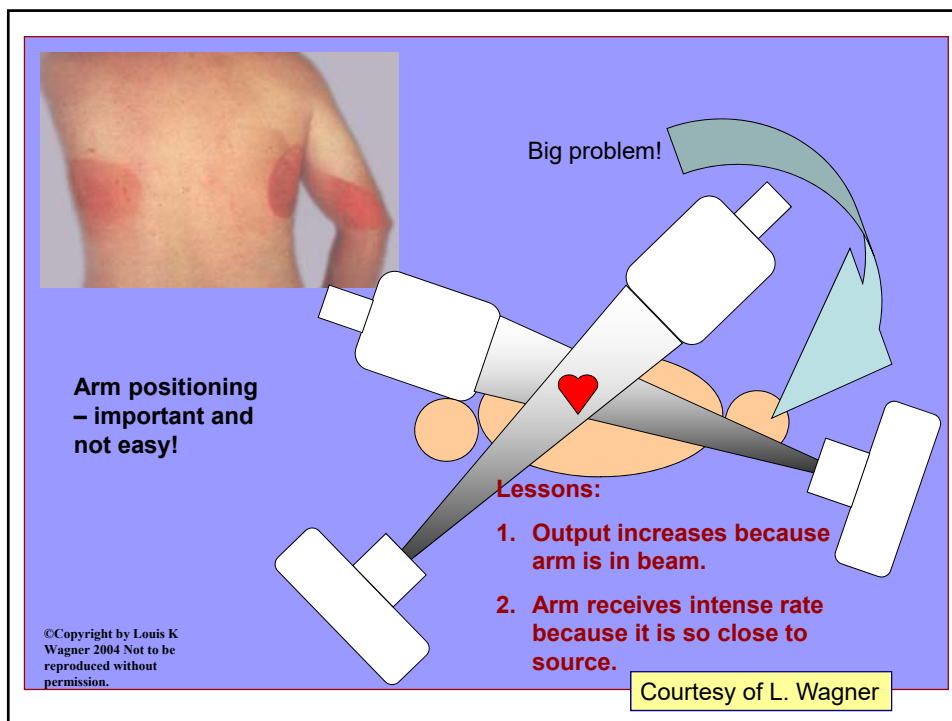
130

Μετρητής γινομένου δόσης επί επιφάνεια (DAP, dose-area product meter)

- Πρόκειται για ένα **θάλαμο ιοντισμού** που πρέπει να είναι προσαρμοσμένος στην **έξοδο της λυχνίας**, αμέσως μετά το σύστημα του κατευθυντήρα.
- Μετρά τη **δόση της ακτινοβολίας X που προσπίπτει στον εξεταζόμενο**. Η κατασκευή του είναι τέτοια ώστε να μην απορροφά (παρά ελάχιστα) τα φωτόνια X.
- Μετρά τα **ιόντα που παράγει η δέσμη X καθώς διαπερνά το θάλαμο** και εφόσον είναι γνωστός ο όγκος του αέρα που περιέχει, υπολογίζει τη δόση της ακτινοβολίας.
- Οι μονάδες μέτρησης είναι Gy·cm² και η τιμή τους αυξάνεται **συσσωρευτικά**, όσο λειτουργεί η λυχνία.
- Ο μετρητής DAP τοποθετείται κοντά στη λυχνία, ώστε **ολόκληρη η κωνική δέσμη** των X να περάσει από μέσα του (10·10 cm²).
- Η ίδια δέσμη θα φθάσει λίγο μετά στον ασθενή, θα έχει αποκτήσει μεγαλύτερη επιφάνεια-διατομή, αλλά θα του δώσει **την ίδια δόση** (εισόδου), όση μέτρησε ο DAP.
- Συνιστάται η τοποθέτηση του μετρητή DAP κυρίως στις λυχνίες X των ακτινοσκοπικών μηχανημάτων, επειδή **ο χρόνος εξέτασης** (και ακτινοβολήσης) **μπορεί να είναι σημαντικός**.
- Θα πρέπει, βεβαίως, η ένδειξη του μετρητή DAP να προβάλλεται σε κάποια εμφανή γωνία, ώστε **ο ιατρός να ενημερώνεται για την «ποσότητα» της ακτινοβολίας** που έχει χρησιμοποιήσει.

Ενδεικτικές τιμές δόσης για την εμφάνιση βιολογικών αποτελεσμάτων της ακτινοβολίας

Βιολ. Αποτέλ.	Κατώφλι (μονήρους) δόσης (Gy)	Χρόνος εμφάνισης
Πρόωρο παροδικό ερύθημα	2	2 - 24 ώρες.
Μόνιμο ερύθημα	6	10 ημέρες
Παροδικό οίδημα	3	3 εβδομάδες
Μόνιμο οίδημα	7	4 εβδομάδες
Ξηρά απολέπιση	10	4 εβδομάδες
Υγρή απολέπιση	15	4 εβδομάδες
Νέκρωση δέρματος	18	≥ 10 εβδομάδες
Έλκωση	24	≥ 6 εβδομάδες



Έλεγχος ποιότητας

- Όπως και σε όλα τα ακτινολογικά συστήματα, έτσι και στα μηχανήματα της ακτινοσκόπησης είναι απαραίτητος ο περιοδικός έλεγχος καλής λειτουργίας τους.
- Οι επιλεγμένες τιμές των παραμέτρων απορρυθμίζονται με το χρόνο και τη χρήση, πρέπει όμως να προλαμβάνεται κάθε μείωση της ποιότητας της προσφερόμενης φροντίδας στον εξεταζόμενο.
- Ο περιοδικός έλεγχος ποιότητας έχει στόχο να ανιχνεύει τέτοιες απορρυθμίσεις πριν αυτές εμφανιστούν στην απεικόνιση μιας εξέτασης.
- Βασικές παράμετροι που ελέγχονται (σύμφωνα με αυστηρά πρωτόκολλα) είναι η χωρική διακριτή ικανότητα και η αντίθεση στην εικόνα, όπως και ο ρυθμός ακτινοβόλησης εισόδου στον ασθενή.
- Όταν η τιμή μιας παραμέτρου δεν μπορεί να ρυθμιστεί στα αποδεκτά όρια, αντικαθίστανται τα σχετιζόμενα μηχανικά μέρη ή ολόκληρος ο ενισχυτής εικόνας.