

Προβολική Απεικόνιση με Ακτίνες Χ: Ανιχνευτές

Γ. Παναγιωτάκης
Ε. Κωσταρίδου

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Πατρών

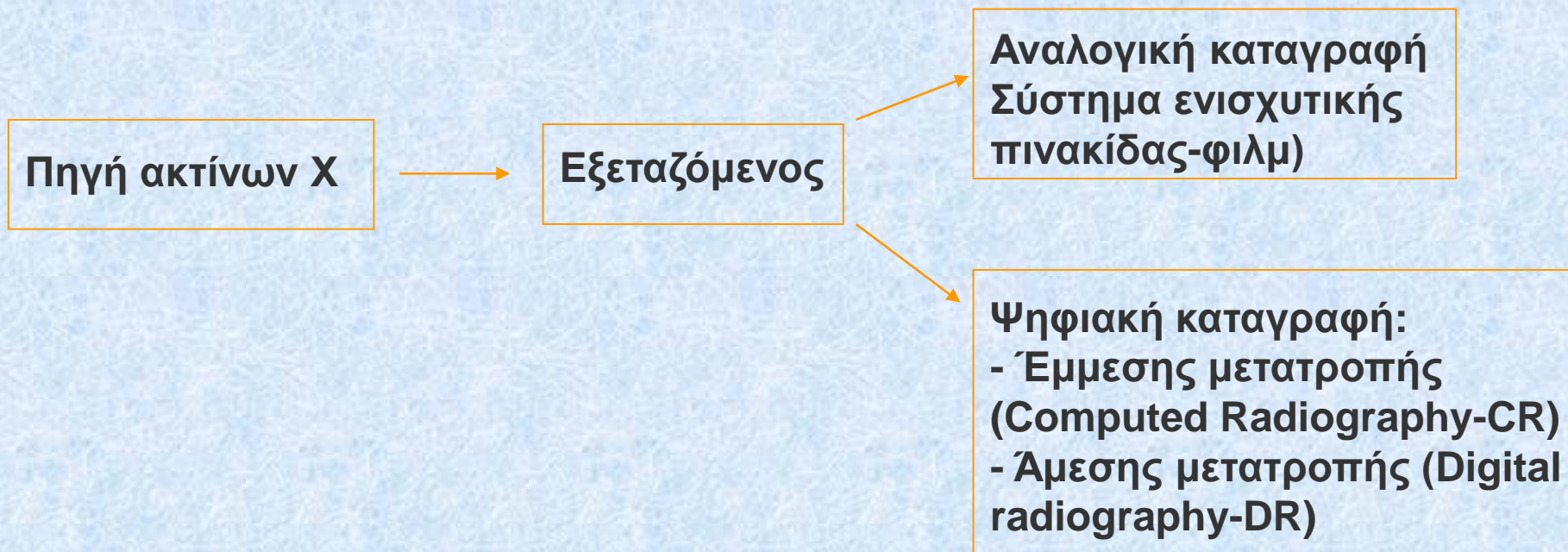
(Ενημέρωση: Ε. Κωσταρίδου Νοέμβριος 2020)

Περιεχόμενα μαθήματος

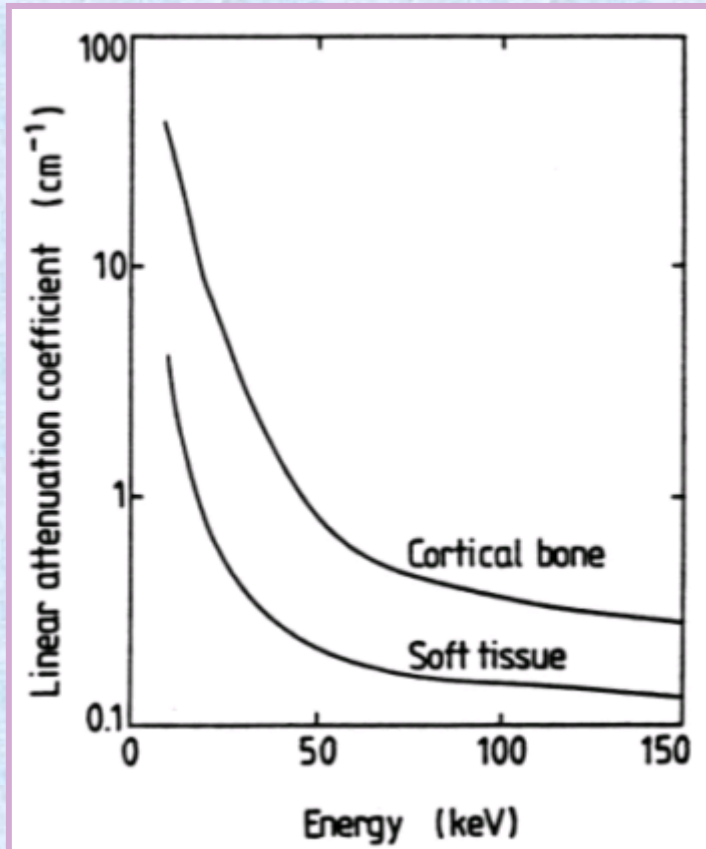
- Φυσικό υπόβαθρο της ιατρικής απεικόνισης με ακτίνες X
- Συνιστώσες απεικονιστικού συστήματος με ακτίνες X
 - **Ψηφιακοί ανιχνευτές**
- Υπολογιστική τομογραφία
- Ποιότητα ιατρικής εικόνας
- Στοιχεία δοσιμετρίας και ακτινοπροστασίας

Ακτινοδιαγνωστική Απεικόνιση (Προβολική Απεικόνιση)

Στόχος της ακτινοδιαγνωστικής απεικόνισης είναι η αναπαράσταση της εσωτερικής ανατομικής δομής του ανθρώπινου σώματος με τη χρήση δέσμης ακτίνων Χ. Η απεικόνιση των δομών βασίζεται στην αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας Χ με την ύλη (ανθρώπινο σώμα) και την καταγραφή της εξασθενημένης δέσμης από κατάλληλο ανιχνευτή .



Η αρχή της απεικόνισης με ακτίνες X



Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του οστού είναι πολύ μεγαλύτερος του γραμμικού συντελεστή εξασθένησης του μαλακού ιστού.

Αντίθεση θέματος

Διαφοροποίηση της έντασης της ομοιόμορφης δέσμης ακτίνων X κατά την αλληλεπίδραση της με το προς εξέταση αντικείμενο (εξασθένηση)

- Διαφορές σύστασης των υλικών: Διαφορές ατομικών αριθμών (Z), πυκνότητας (διαφορετικοί ιστοί, σκιαγραφικές ουσίες) και πάχους
- Ποιότητα φάσματος της δέσμης ακτίνων X (keV, filtration):
 - Διαφοροποίηση της πιθανότητας του φωτοηλεκτρικού φαινομένου: Η πιθανότητα του φωτοηλεκτρικού αυξάνει για χαμηλότερες ενέργειες φωτονίων X
 - Διαφοροποίηση της πιθανότητας σκέδασης Compton: Η πιθανότητα αυτή αυξάνει για υψηλότερες ενέργειες φωτονίων X

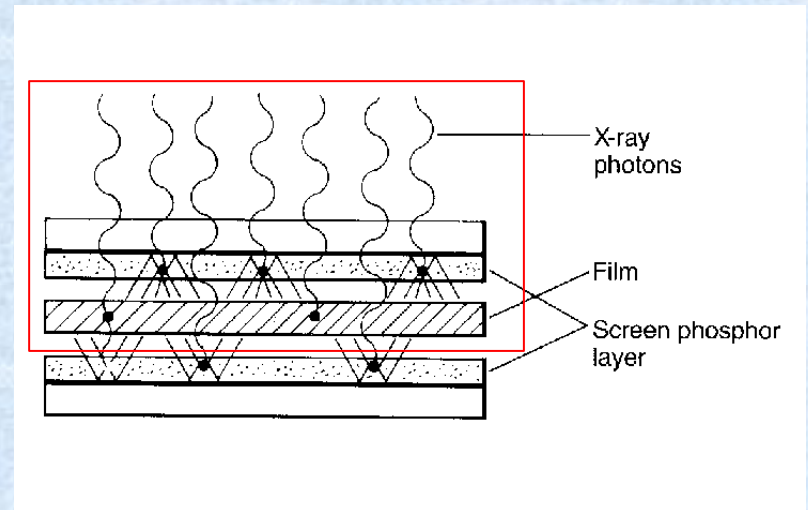
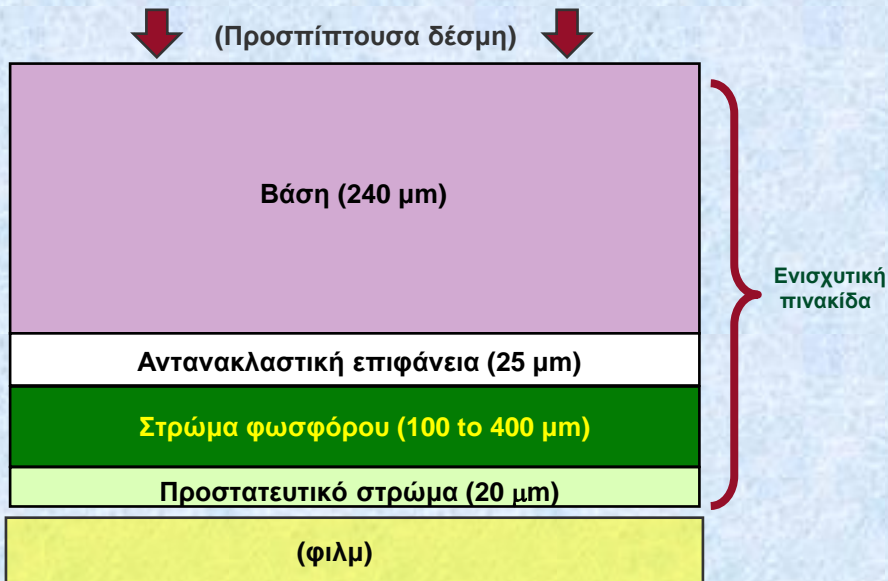


Ανιχνευτές Εικόνας στην Προβολική Απεικόνιση με Ακτίνες Χ

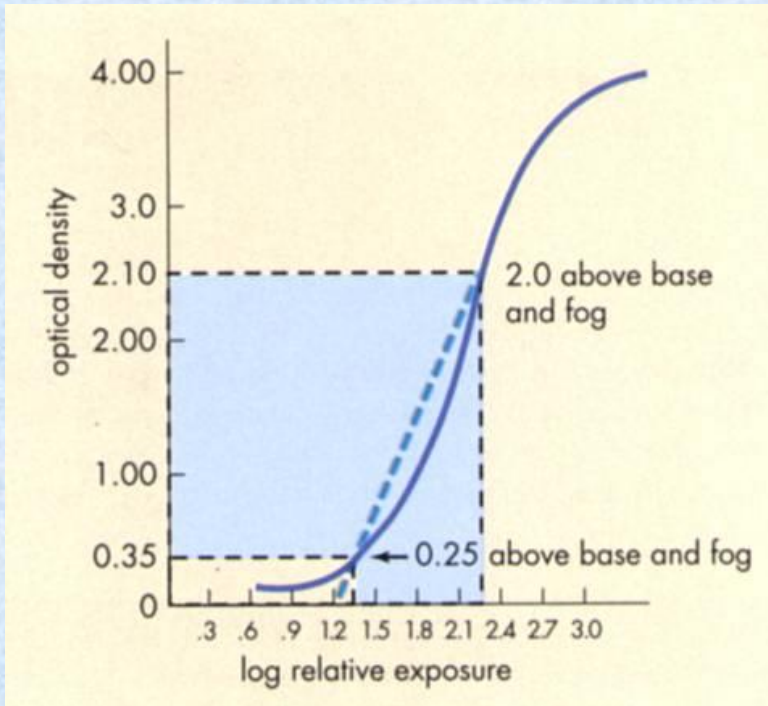
1. Ο «ιστορικός» ανιχνευτής
(ακτινογραφικό φιλμ)
2. Τεχνολογίες Ψηφιακών
Ανιχνευτών

Ενισχυτική πινακίδα

Ο ρόλος της ενισχυτικής πινακίδας είναι η μετατροπή των φωτονίων X σε οπτικά φωτόνια μέσω του φαινομένου φωταύγειας και ειδικότερα του φθορισμού, καθώς και η ενίσχυση του σήματος.



Χαρακτηριστική καμπύλη φιλμ

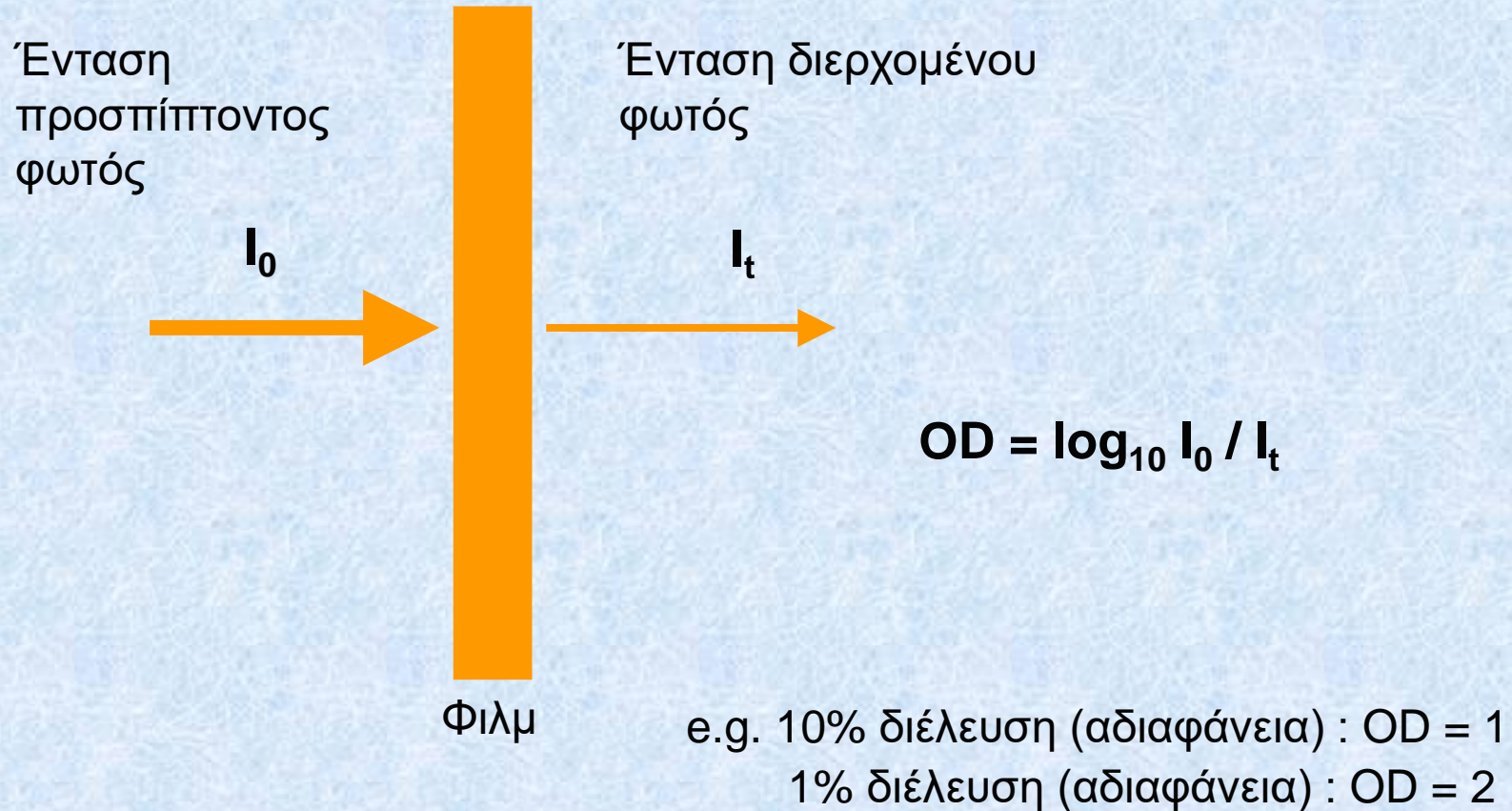


Μέση αντίθεση είναι η κλίση στο χρήσιμο εύρος OD του φιλμ
$$\gamma = (OD_{2.0} - OD_{0.25}) / (\log E_{2.0} - \log E_{0.25})$$

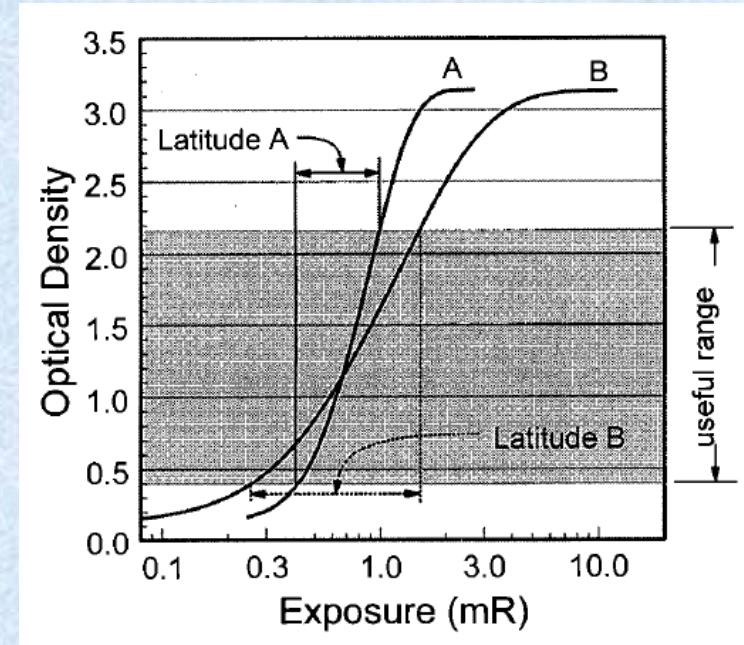
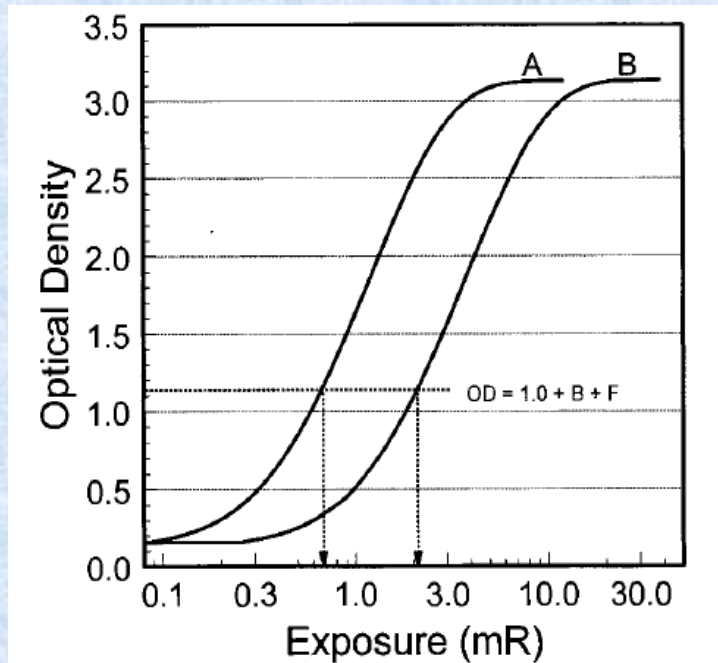
Εύρος (χρήσιμων εκθέσεων) είναι το $(\log E_{2.0} - \log E_{0.25})$

Έκθεση (Exposure): η ποσότητα των ιόντων που έχουν προκληθεί από την δέσμη στη στοιχειώδη μάζα αέρα.

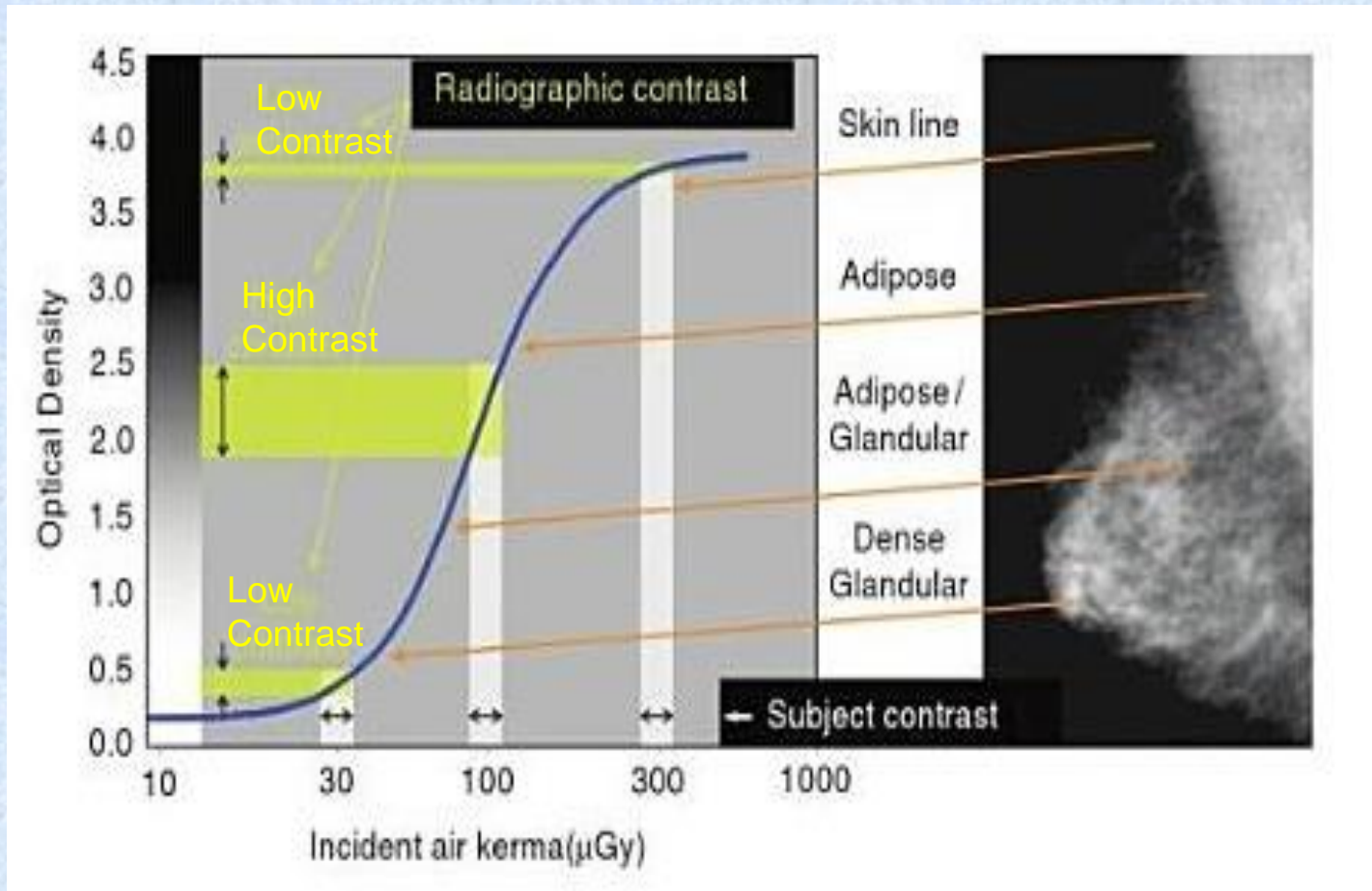
Οπτική Πυκνότητα



Χαρακτηριστική καμπύλη φιλμ: ευαισθησία/ταχύτητα- εύρος



Χαρακτηριστική καμπύλη φιλμ: Αντίθεση εικόνας



Δομή επίπεδου ψηφιακού ανιχνευτή

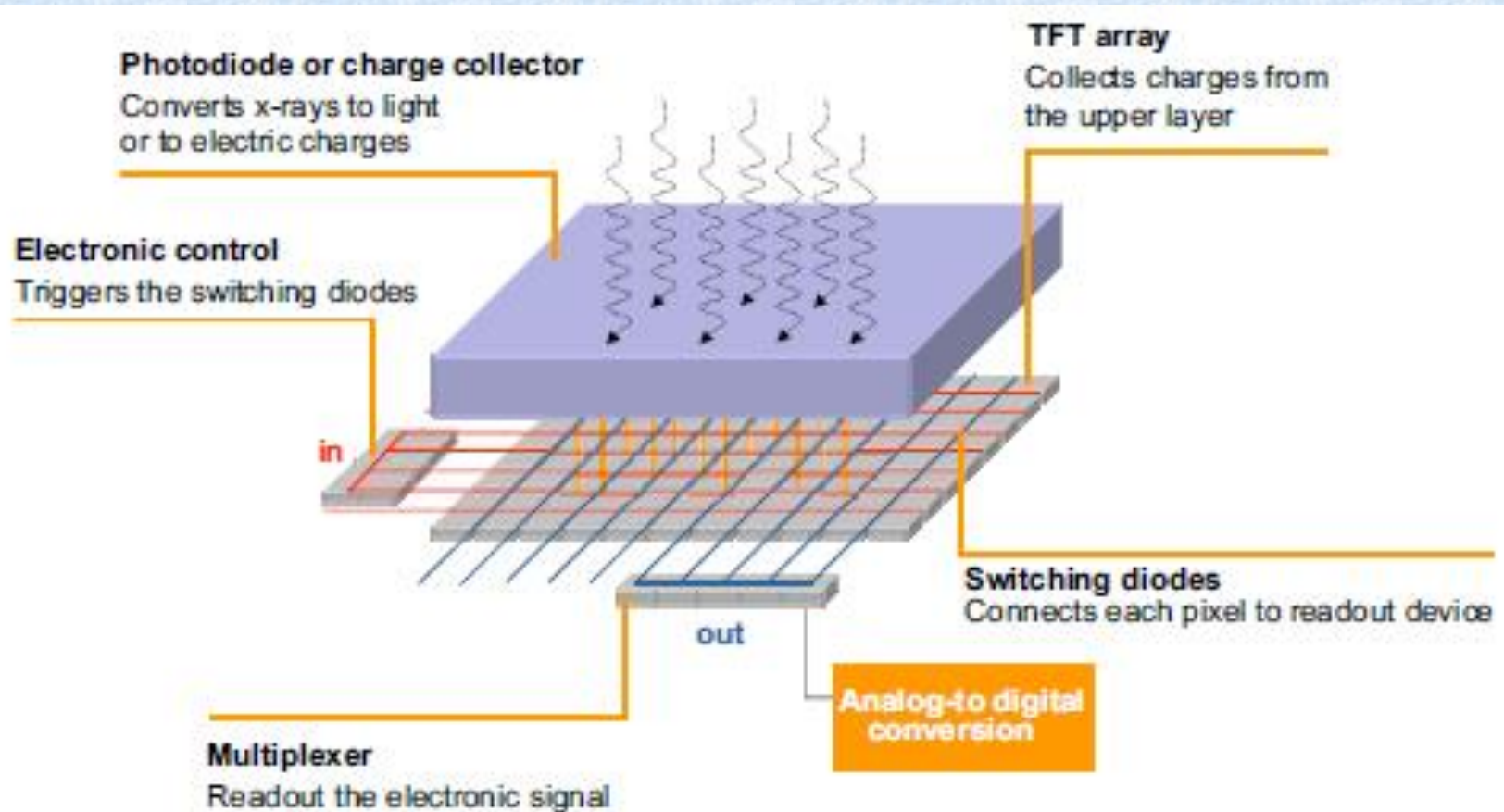
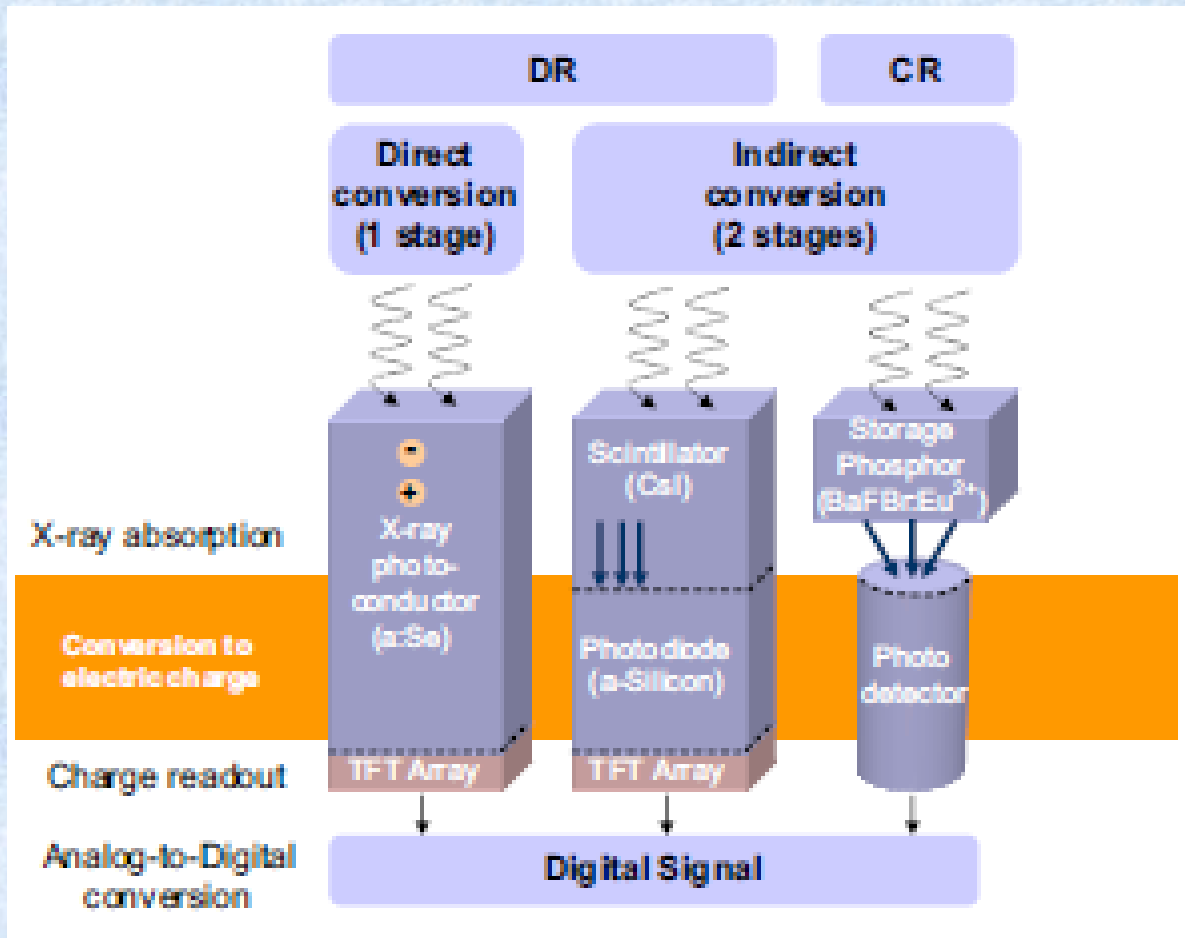


Figure 4 Flat-panel structure.

Επίπεδοι Ψηφιακοί Ανιχνευτές: Μετατροπή Ακτίνων Χ σε ηλεκτρικό φορτίο

- Στοιχείο συλλογής (capture element)
- Στοιχείο σύζευξης (coupling element)
- Στοιχείο ανάγνωσης (readout element); το στοιχείο αυτό βασίζεται στην τεχνολογία TFT (Thin Film Transistor) και είναι κοινό για τις τρέχουσες τεχνολογίες ψηφιακών ανιχνευτών)

Τεχνολογίες ψηφιακών ανιχνευτών



Adapted from L Lanca and A Silva, Radiography 2008

Σύστημα έμμεσης ψηφιακής μετατροπής φωτοδιεγειρόμενου φωσφόρου (Computed Radiography-CR)

Κασέτα CR



Σύστημα ανάγνωσης
(Reader)

Η κασέτα CR περιέχει πινακίδα φωτοδιεγειρόμενου φωσφόρου αποθήκευσης (Photostimulable Storage Phosphor, PSP, X: Cl, Br, I BaFX:Eu^{2+}).

Η πινακίδα φωσφόρου διατηρεί τις ακτίνες X σε παγίδες ηλεκτρονίων (λανθάνουσα εικόνα), αντί του άμεσου φθορισμού στην ενισχυτική πινακίδα - φιλμ.

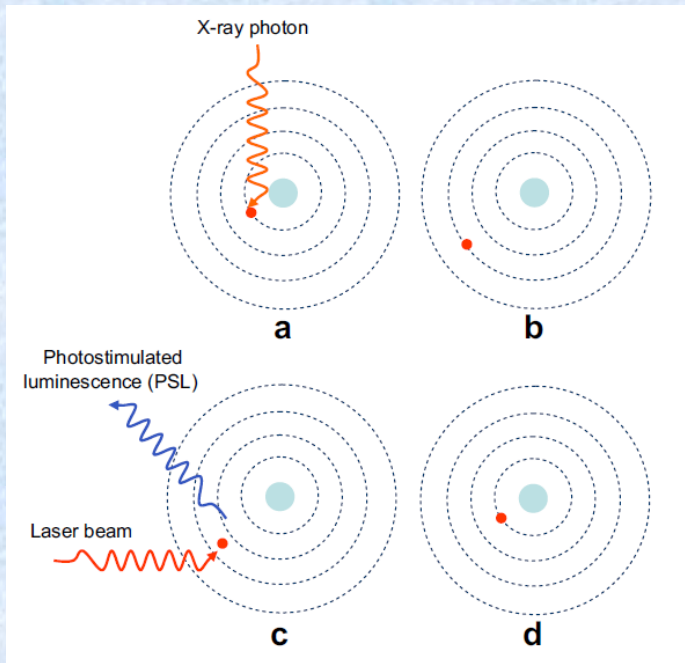
Με τη βοήθεια laser κατάλληλου μήκους κύματος τα ηλεκτρόνια αποδιεγείρονται και παράγουν φως.

Το φως ενισχύεται με φωτοπολλαπλασιαστή και στη συνέχεια μετατρέπεται σε ψηφιακό σήμα.



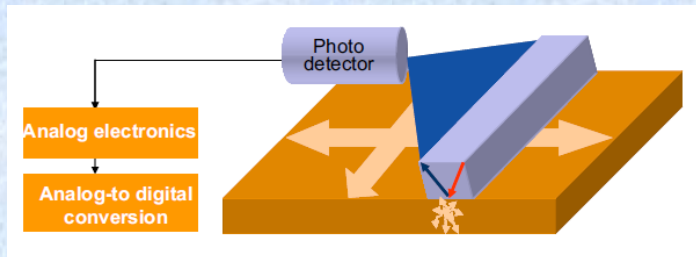
Σταθμός εργασίας

Η φυσική αρχή PSP ανιχνευτών



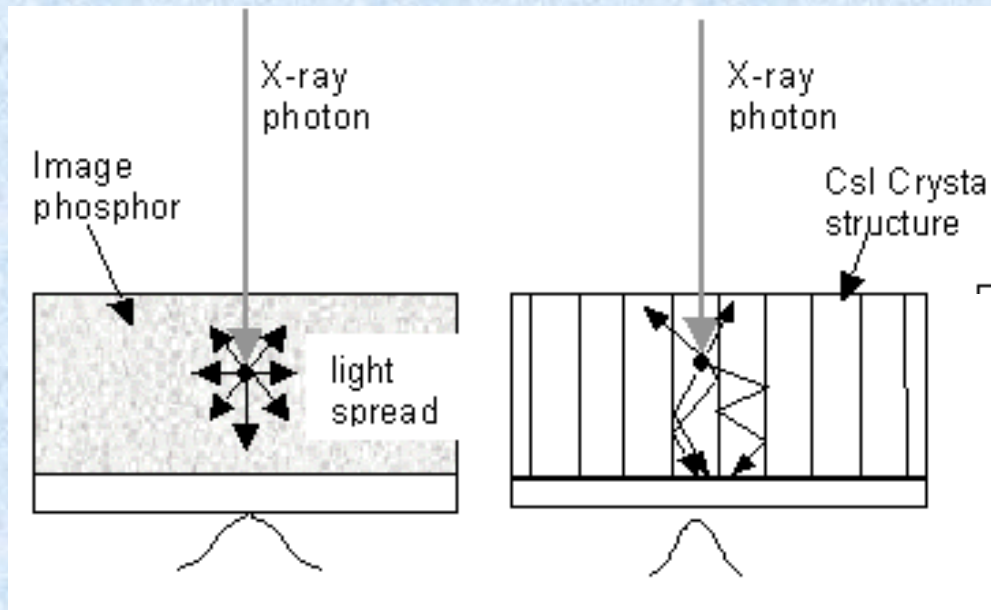
PSP exposure and PSL

- Διέγερση και συλλογή ακτίνων X από ηλεκτρόνια (a->b)
- Αποδιέγερση ηλεκτρονίων (c->d)
- Σύστημα σάρωσης φωτοανιχνευτή και ψηφιακής καταγραφής (readout)



PSP scanning (readout)

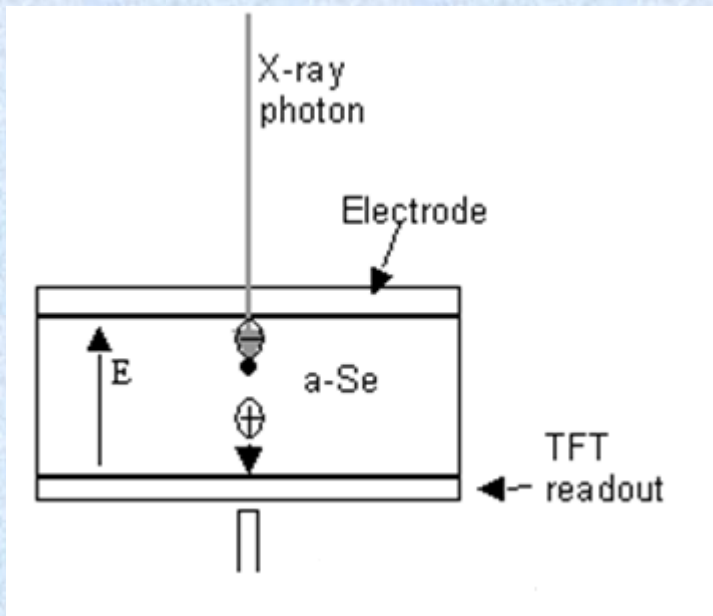
Σύστημα έμμεσης ψηφιακής μετατροπής: Σπινθηριστής CsI και μήτρα φωτοδιόδων(CsI+a-Si)



Άμορφη δομή Κρυσταλλική δομή

Σπινθηριστής CsI απορροφά φωτόνια X και τα μετατρέπει σε οπτικά. Χρήση κρυσταλλικής του δομής CsI ελαχιστοποιεί τη σκέδαση των οπτικών φωτονίων τα οποία προσπίπτουν στις φωτοδιόδους (a-Si). Οι φωτοδιόδοι μετατρέπουν τα οπτικά φωτόνια σε ηλεκτρικό φορτίο και στη συνέχεια με τη βοήθεια κατάλληλων ηλεκτρονικών συστημάτων σε ψηφιακό σήμα.

Σύστημα άμεσης ψηφιακής μετατροπής άμορφου Σεληνίου (A-Se) (Digital Radiography-DR)



Η άμεση ανίχνευση υπερέχει έναντι της έμμεσης στο ότι η ακτινοβολία δημιουργεί φορτίο στο υλικό ανίχνευσης (a-Se), χωρίς την ενδιάμεση παραγωγή οπτικών φωτονίων (χωρίς την παρεμβολή φθορίζοντος υλικού).

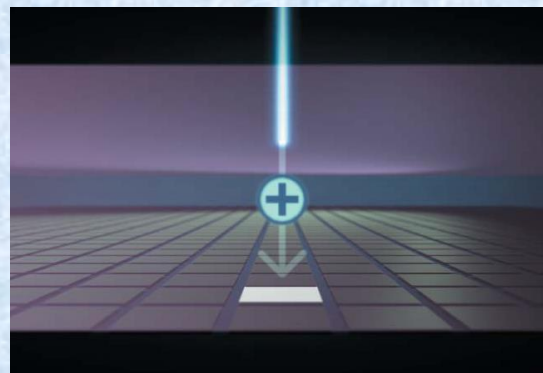
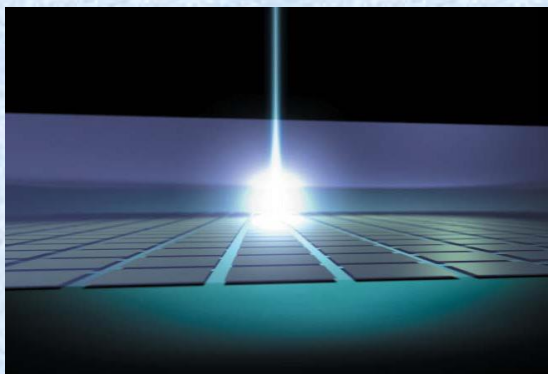


Σύστημα Ψηφιακής Μαστογραφίας

Άμεση Μετατροπή Ακτίνων Χ σε ηλεκτρικό φορτίο

- Εφαρμογή ηλεκτρικού πεδίου στη στιβάδα του a-Se
- Έκθεση στις ακτίνες Χ παράγει ηλεκτρόνια και οπές
- Τα παραγόμενα φορτία οδηγούνται στα ηλεκτρόδια συλλογής φορτίων, χωρίς πλευρικές απώλειες
- Τα φορτία είναι ανάλογα της έντασης της δέσμης
- Συλλογή και ενίσχυση και ψηφιακή μετατροπή φορτίου (readout), με τεχνολογία TFT (Thin Film Transistor), σε τιμές έντασης των αντίστοιχων εικονοστοιχείων.

Ανιχνευτές εικόνας ακτίνων X έμμεσης-άμεσης μετατροπής



Έμμεση μετατροπή:

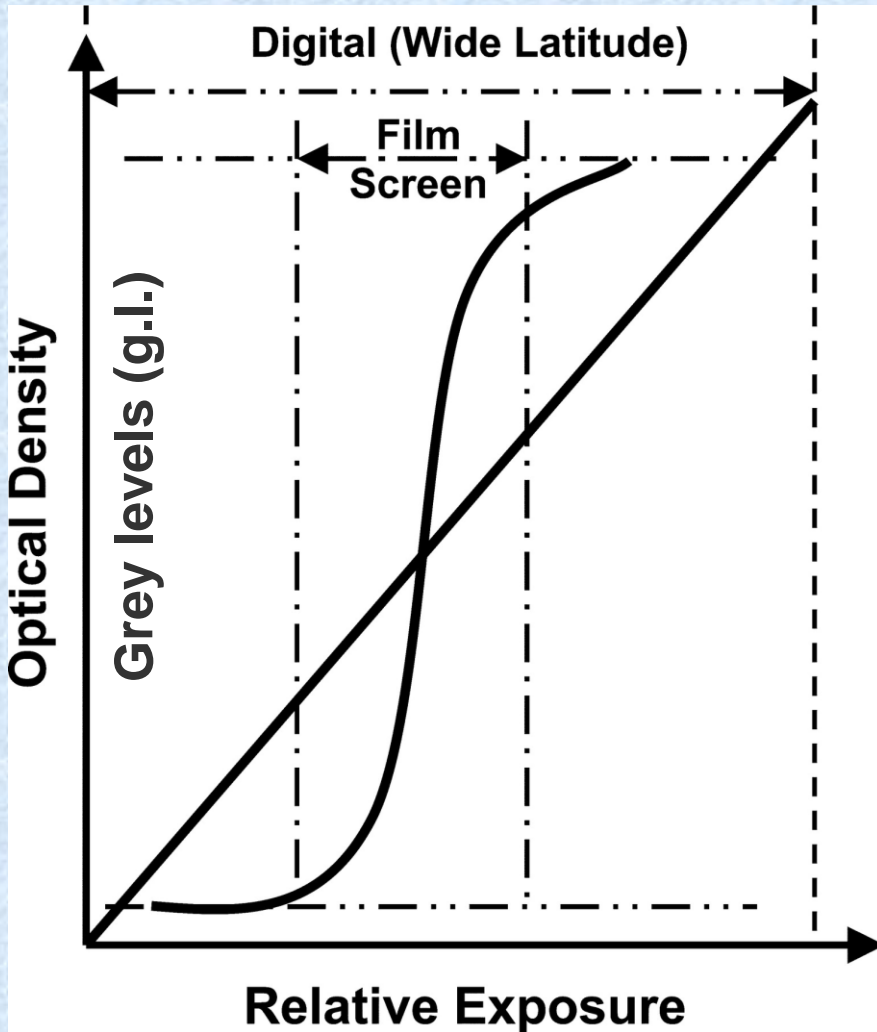
- (1) μετατροπή των **φωτονίων X** σε **οπτικά φωτόνια**, μέσω **σπινθηριστή (CsI)** ή **φωτοδιεγειρόμενου φωσφόρου (CR)** και
- (2) μετατροπή των **οπτικών φωτονίων** σε **φορτίο**, μέσω **μήτρας φωτοδιόδων** ή **φωτοπολλαπλασιαστών**. Λόγω της παραγωγής φωτός εισάγεται ασάφεια λόγω σκέδασης.

Άμεση μετατροπή: χρήση **φωτοαγωγών** για άμεση μετατροπή των **φωτονίων X** σε **ηλεκτρικό φορτίο**. Δεν απαιτείται το στάδιο φθορίζοντος υλικού. Η τεχνολογία αυτή χρησιμοποιεί ανιχνευτές Άμορφου Σεληνίου (a-Se).

Πλεονεκτήματα ψηφιακών ανιχνευτών σε σχέση με s/f

- Αυξημένο δυναμικό εύρος
- Προσαρμοζόμενη ποιότητα εικόνας (αντίθεση) με μεθόδους ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας
- Ταχεία καταγραφή εικόνας
- Δυνατότητα απομακρυσμένης πρόσβασης
- Ποσοτικοποίηση ψηφιακού περιεχομένου εικόνας και υποβοήθηση αποφάσεων διάγνωσης, πρόγνωσης, θεραπευτικών παρεμβάσεων και παρακολούθησης με μεθόδους ανάλυσης εικόνας

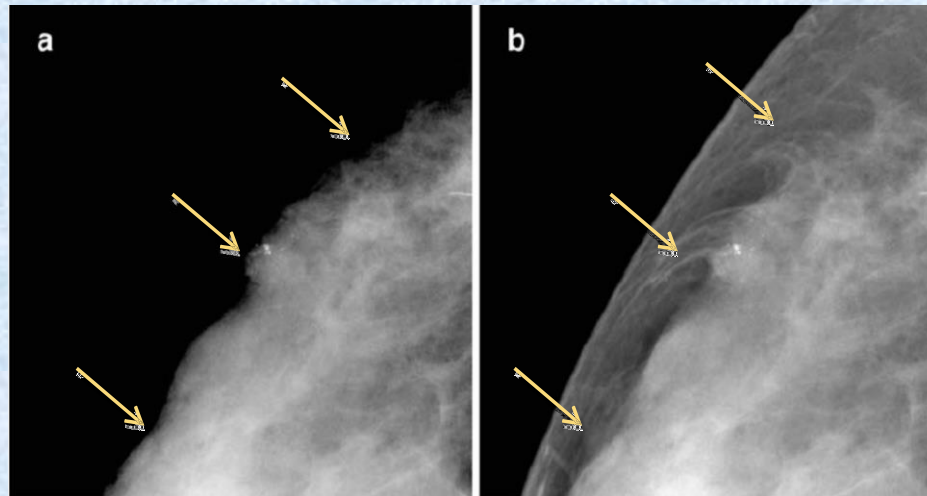
Καμπύλη απόκρισης ανιχνευτών



Οι ψηφιακοί ανιχνευτές χαρακτηρίζονται από γραμμική απόκριση σε αυξημένο εύρος εκθέσεων.
(εύρος ψηφιακού ανιχνευτή $\sim 10^4$,
εύρος ενισχυτικής πινακίδας-φιλμ $\sim 10^{1.5}$)

Προσαρμοζόμενη ποιότητα εικόνας: Αντίθεση Εικόνας

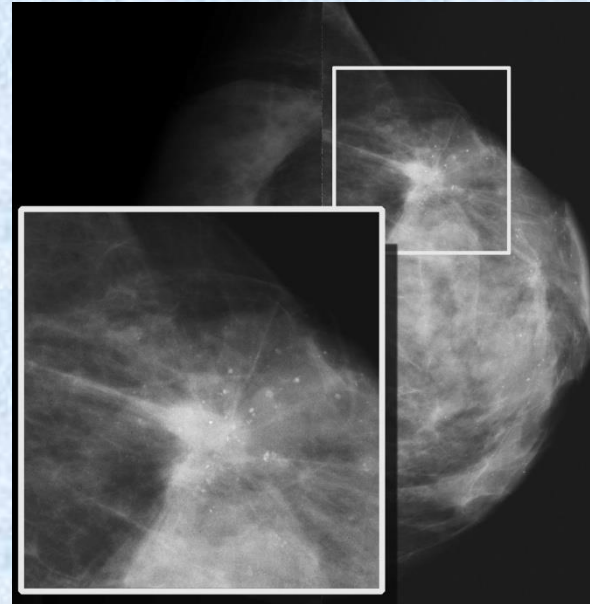
Η αντίθεση εικόνας είναι το αποτέλεσμα του συνδυασμού της αντίθεσης θέματος (πηγή αντίθεσης) και της αντίθεσης ανιχνευτή εικόνας.



Μειωμένη
αντίθεση
εικόνας

Αυξημένη
αντίθεση
εικόνας

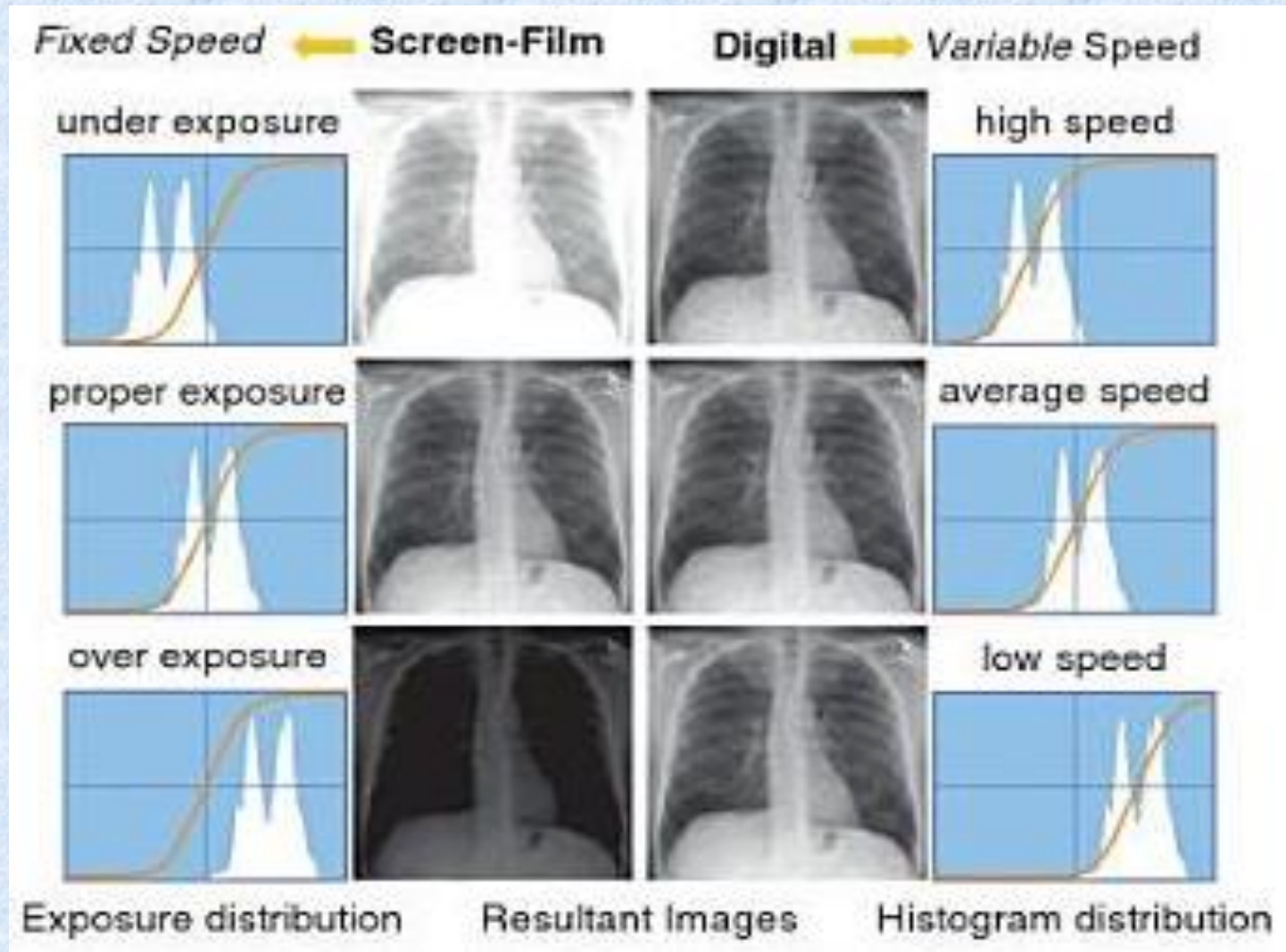
Ψηφιακή παρουσίαση ιατρικής εικόνας



- Οθόνη σταθμού εργασίας
- Προγράμματα επεξεργασίας και ανάλυσης εικόνας

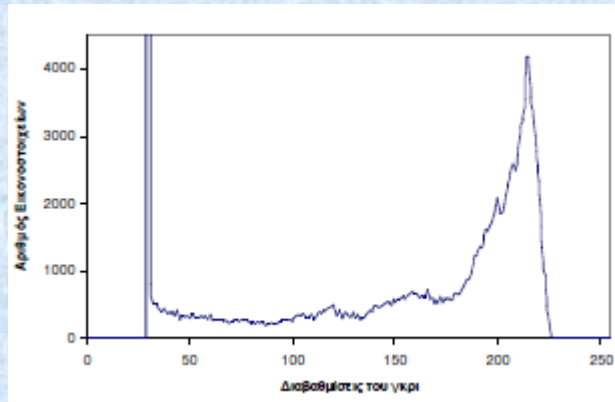
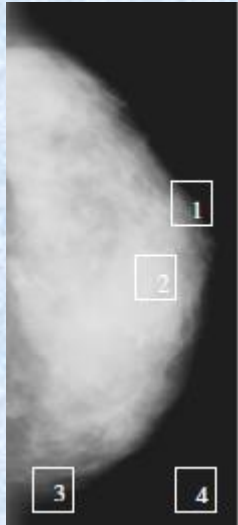
Επίδειξη Ενίσχυσης Αντίθεσης Εικόνας

Ψηφιακή επεξεργασία εικόνας: Αντιμετώπιση υποέκθεσης/υπερέκθεσης



Σταθερή ταχύτητας του συστήματος ενισχυτικής πινακίδας –φίλμ (αριστερά)
Γραμμική προσαρμογής της ταχύτητας σε μεγάλο εύρος εκθέσεων (δεξιά).

Κατανομή τόνων γκρι-ΙστόγραμμαΕικόνας



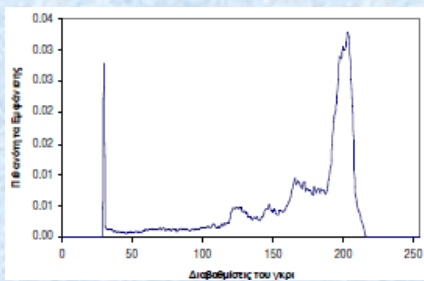
$$h(r_k) = n_k, \quad k \in [0, L-1]$$

Το πλήθος εικονοστοιχείων
 n_k με τιμή r_k , $L = 2^8$

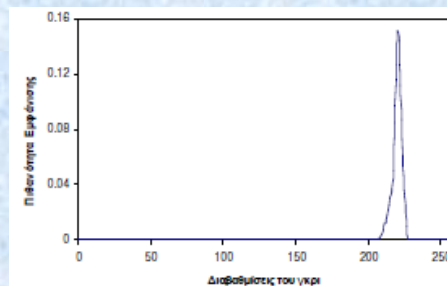
$$\sum_{k=0}^{L-1} h(r_k) = M \times N \quad \text{Ιστόγραμμα}$$

$$p(r_k) = \frac{n_k}{M \times N}$$

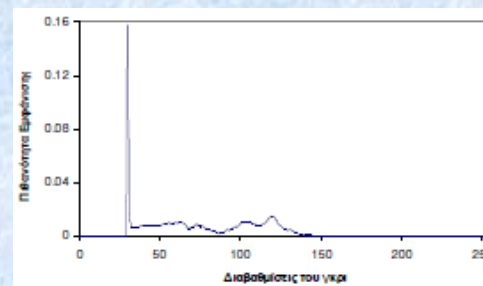
$N \times M$: συνολικό πλήθος
 εικονοστοιχείων εκόνας



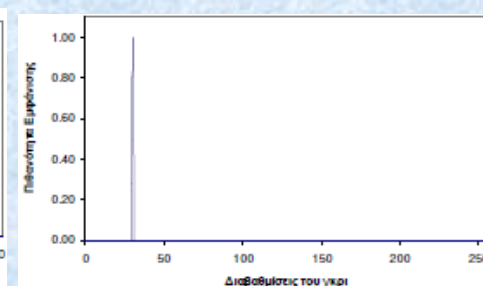
(1)



(2)



(3)

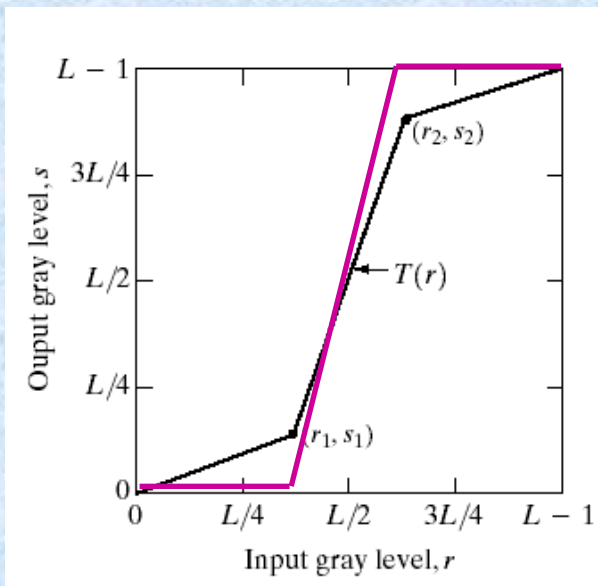


(4)

Ενύσχυση αντίθεσης εικόνας : Μέθοδος Παραθύρου (window/level)

Η συνάρτηση παραθύρου αντιστοιχεί ένα τμήμα του εύρους τιμών μιας εικόνας (εύρος τιμών εισόδου) στο διαθέσιμο εύρο τιμών της οθόνης παρουσίασης (εύρος τιμών εξόδου) $L = 2^8(0 - L - 1)$

Η κλίση καθορίζει το βαθμό ενίσχυσης.



$$s = \begin{cases} 0, & r < r_{\min} \\ (L-1) \frac{r - r_{\min}}{r_{\max} - r_{\min}}, & r_{\min} \leq r < r_{\max} \\ L-1, & r \geq r_{\max} \end{cases}$$

Παράμετροι: εύρος παραθύρου

(window width): $r_{\max} - r_{\min}$

στάθμη (level): $\frac{r_{\max} - r_{\min}}{2}$

Βιβλιογραφικές πηγές

1. B. Wolbarst, Physics of Radiology, chapters 2-4, Appleton and Lange 1993, Norwalk, Connecticut, USA.
2. W. Huda and R. M. Slone, Review of Radiologic Physics, chapters 2-5, Williams and Wilkins 1995, Media, PA, USA.
3. Beutel J., Kundel H.L., Van Metter R.L. (eds.), Handbook of Medical Imaging, Volume I: Physics and Psychophysics, chapter 1: X-ray Production, Interaction and Detection in Diagnostic Imaging, J. M. Boone, p3-77, SPIE Press 2000, Bellingham, Washington., USA.
4. Andrew Webb, Introduction to Biomedical Imaging, Chapter 1: X-ray Imaging and Computed Tomography , p1-56, John Wiley & Sons, 2003, Hoboken, NJ, USA.
5. J T Bushberg, J A Siebert, E M Leidholdt, J M Boone The Essential Physics of Medical Imaging, 3rd edition, Chapters 3, 6, 8, Lippincott, Williams & Wilkins, 2012.