



Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

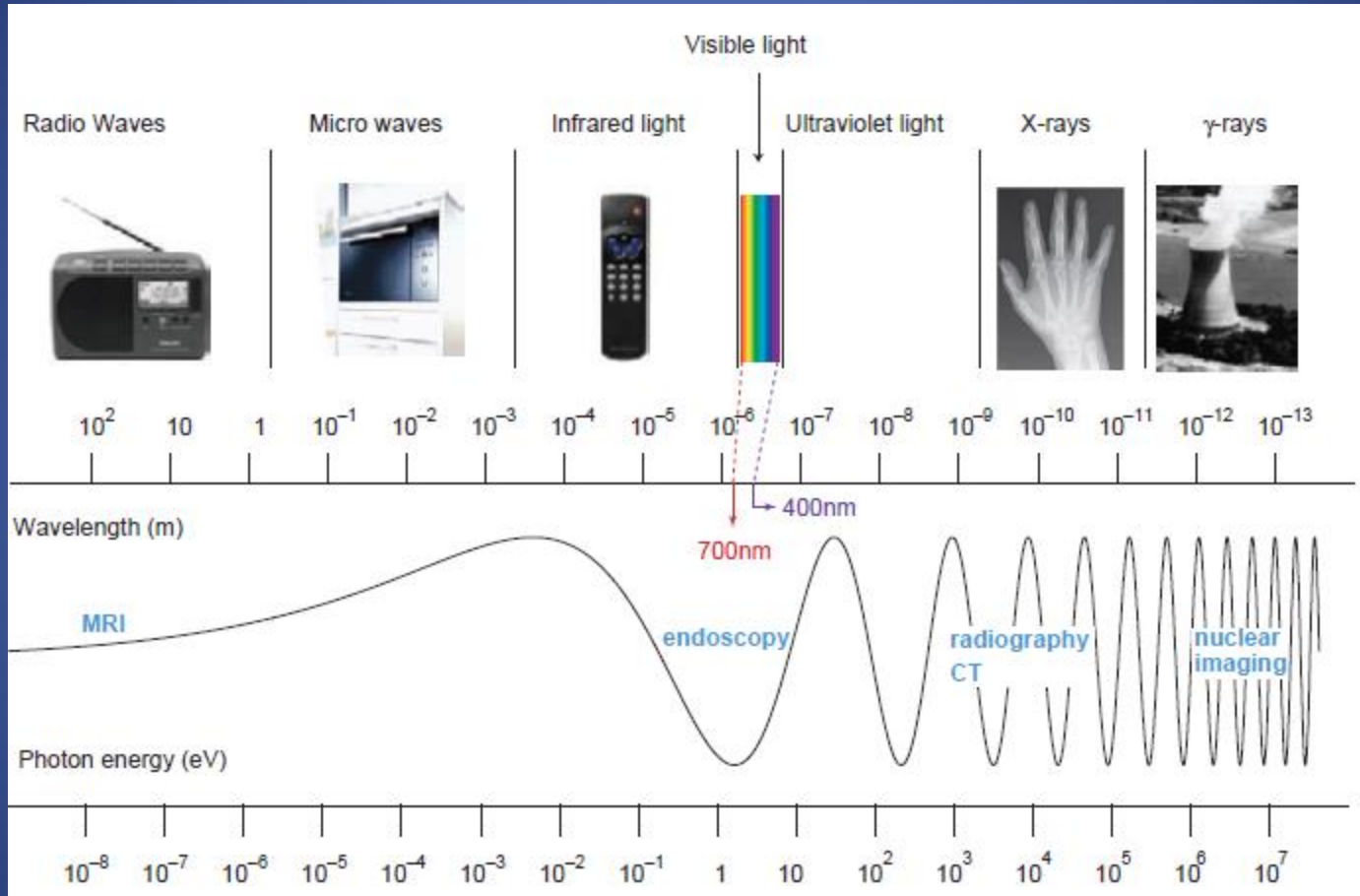
Σχολή Θετικών Επιστημών

Τμήμα Πληροφορικής με εφαρμογές στη Βιοϊατρική

Συστήματα Ιατρικής Απεικόνισης

Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας και ύλης

Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα



Υπενθύμιση

- Στοιχειώδη σωματΙΑ

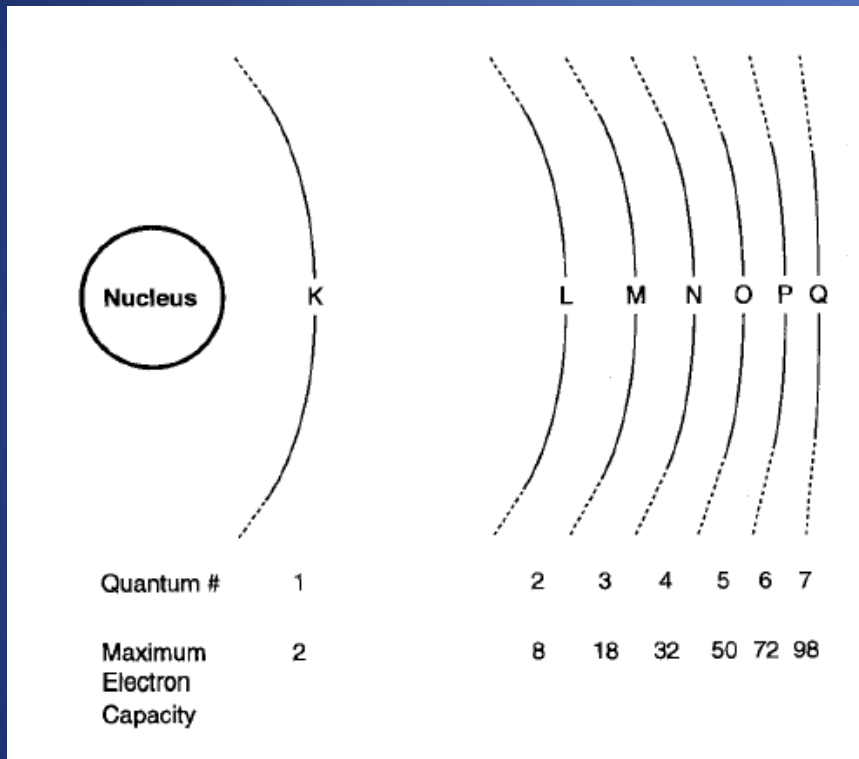
Symbol	Name	Charge [e]*	Rest Mass [amu]**
e^- , β^-	Electron	-1	0.0005486
e^+ , β^+	Positron	1	0.0005486
γ	Photon	0	0
n	Neutron	0	1.0
p	Proton	1	1.0

*Elementary charge $e = 1.6 \times 10^{-19}$ C
**Atomic mass unit defined by $^{12}\text{C} = 12.0$ amu; 1 amu = 1.66×10^{-24} kg.

- Το **ηλεκτρονιοβόλτ** (eV) είναι μονάδα μέτρησης της ενέργειας.
- Ένα eV, εκφράζει το ποσό της κινητικής ενέργειας που αποκτά ένα e^- καθώς περνά από ηλεκτροστατική διαφορά δυναμικού ενός βολτ, στο κενό.
- Το συνολικό ποσό ενέργειας ενός eV είναι:
 $1 \text{ eV} = 1,602 \ 176 \ 53 \times 10^{-19} \text{ J}.$

Υπενθύμιση (συνέχεια...)

Δομή ατόμου – Πρότυπο Bohr

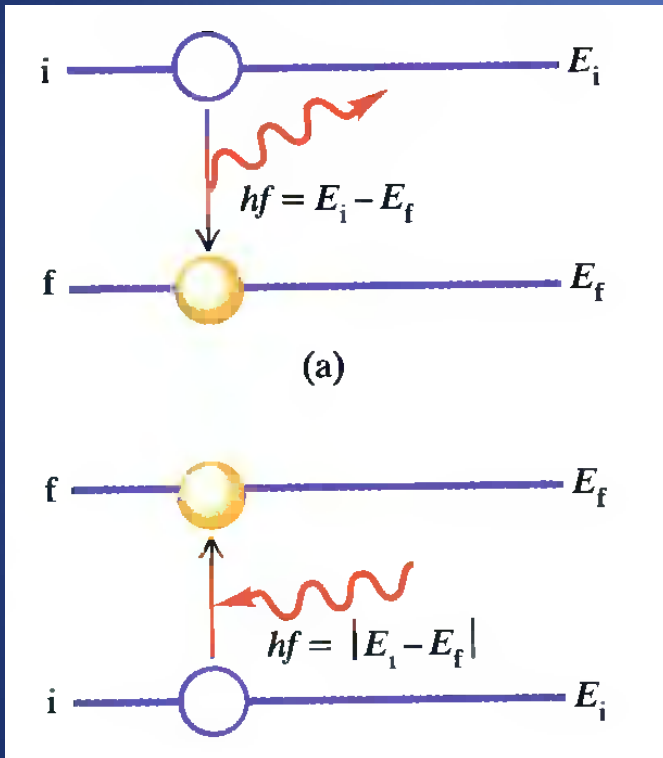


- Διατυπώθηκε το 1913 για να αντιμετωπίσει τις ατέλειες του προτύπου του Rutherford.
- Έθεσε αξιωματικά την ακόλουθη συνθήκη σε αντίθεση με την κλασική η/μ ακτινοβολία:

Ένα e^- σε ένα άτομο μπορεί να κινείται σε ορισμένες μόνο τροχιές (ευσταθείς), σε κάθε μια από τις οποίες αντιστοιχεί συγκεκριμένη ενέργεια, χωρίς να εκπέμπει ακτινοβολία.

Υπενθύμιση (συνέχεια...)

Δομή ατόμου – Πρότυπο Bohr



- Ένα άτομο θα ακτινοβολεί μόνο όταν e^- μεταβαίνει από μια από τις ευσταθείς αυτές τροχιές σε άλλη εκπέμποντας ταυτόχρονα φωτόνιο με την κατάλληλη ενέργεια και συχνότητα.

$$hf = E_i - E_f$$

- Προσδιορισμός επιτρεπόμενων τροχιών \rightarrow αξιωματική θέση ότι η στροφορμή είναι κβαντωμένη.

$$m u_n r_n = n h / 2\pi$$

$n=1,2,\dots$ (κύριος κβαντικός αριθμός)

$h=6.626 \times 10^{-34} \text{Js}$ (σταθερά του Planck)

Ακτίνες Χ

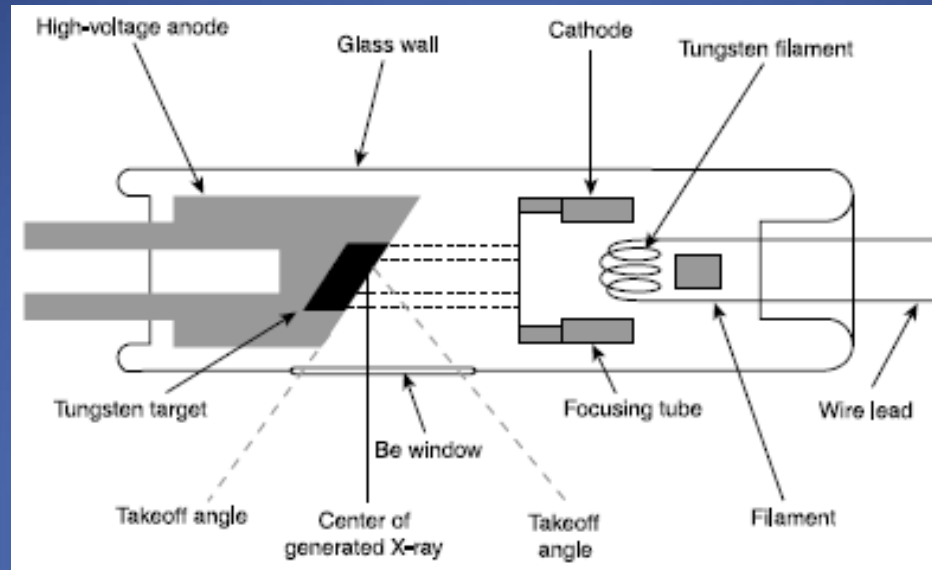
- Οι ακτίνες Χ είναι μορφή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.
- Έχουν τόσο υψηλή ενέργεια ώστε όταν αλληλεπιδράσουν με άτομα μπορούν να απελευθερώσουν δέσμια ηλεκτρόνια.
- Γι αυτή την ιδιότητά τους κατατάσσονται στις ionίζουσες ακτινοβολίες.
- Σχέση ενέργειας (E) και συχνότητας (f): $E=hf$ όπου h η σταθερά του Planck.
- Οι ακτίνες Χ προκύπτουν από ενεργειακές μεταπτώσεις του ατόμου, ή αλληλεπιδρούν με αυτό.
- Στην ακτινοδιαγνωστική, το εύρος των ενεργειών των ακτινών Χ που προσπίπτουν στους ασθενείς είναι από 10-15keV έως περίπου 150keV.
- Χαρακτηριστικά μήκη κύματος: 0.01nm – 0.1nm.

Ανακάλυψη ακτινών X



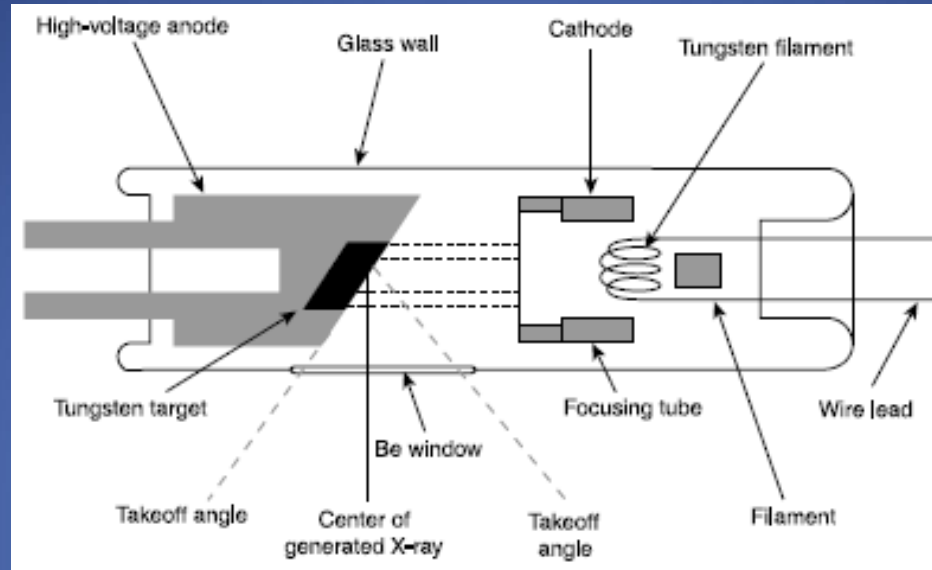
- Το 1895 ο W. K. Röntgen ανακάλυψε τις ακτίνες X όταν πειραματιζόταν με έναν σωλήνα καθοδικών ακτινών.
- Παρατήρησε ότι οι αόρατες καθοδικές ακτίνες προκαλούν ένα φθορίζον φαινόμενο πάνω στην πλάκα με πλατινοκυανιούχο βάριο που είχε ως στόχο.
- 1901 πήρε το βραβείο Nobel στον τομέα της φυσικής.

Διάταξη παραγωγής ακτίνων Χ



- Στην κάθοδο, το νήμα (filament) βολφραμίου θερμαίνεται από την διέλευση ηλεκτρικού ρεύματος. Ως αποτέλεσμα, παράγεται μια στενή δέσμη e^- (θερμιονική εκπομπή).
- Υπό την επίδραση υψηλής διαφοράς δυναμικού (25–150keV) τα e^- επιταχύνονται προς την άνοδο.
- Τα e^- αλληλεπιδρούν με το υλικό της ανόδου και επιβραδύνονται.
- Το μεγαλύτερο ποσοστό της ενέργειας των e^- μετατρέπεται σε θερμότητα. Ένα μικρό μέρος τους (~1%) μετατρέπεται σε ακτίνες Χ.

Διάταξη παραγωγής ακτίνων Χ (συνέχεια...)



- Η σχεδίαση του νήματος και του συστήματος εστίασης της δέσμης των ηλεκτρονίων είναι πολύ σημαντική για την ευκρίνεια της τελικής εικόνας.
- Η λυχνία είναι κατάλληλα θωρακισμένη ώστε οι ακτίνες Χ να εξέρχονται μόνο από το ειδικό παράθυρο και εξοπλισμένη με συστήματα ψύξης.
- Η άνοδος είναι κατασκευασμένη συνήθως από βολφράμιο ($Z=74$).
- Οι ακτίνες Χ παράγονται με μία από τις δύο ακόλουθες διεργασίες:
 - Ακτινοβολία πέδησης (Bremsstrahlung)
 - Χαρακτηριστική ακτινοβολία

Ακτινοβολία πέδησης

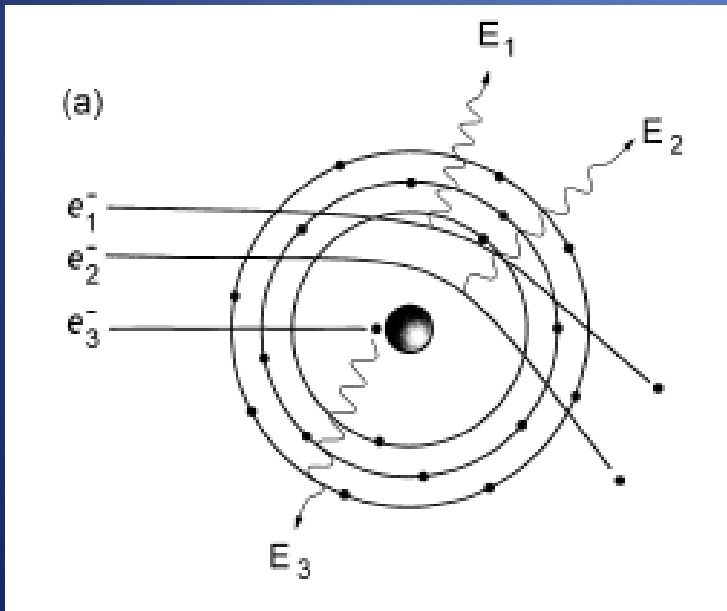
- Τα e^- που προσπίπτουν στην άνοδο, αλληλεπιδρούν με το πεδίο Coulomb των πυρήνων των ατόμων του στόχου και επιβραδύνονται.
- Η κινητική ενέργεια που χάνει κάθε e^- μετατρέπεται σε φωτόνιο X ίσης ενέργειας.
- Η ένταση της ακτινοβολίας πέδησης που προέρχεται από ένα φορτισμένο σωματίδιο μάζας m και φορτίου $(z \cdot e)$ το οποίο προσπίπτει σε ένα πυρήνα – στόχο με φορτίο $(Z \cdot e)$ είναι ανάλογη:

$$I_{\text{πέδησης}} \propto \frac{Z^2 z^4 e^6}{m^2}$$

Ακτινοβολία πέδησης (συνέχεια...)

- Ένα e^- μπορεί να χάσει οποιοσδήποτε ποσοστό της $E_{\text{κιν}}$ στην αλληλεπίδραση του με τον πυρήνα του ατόμου \rightarrow η ακτινοβολία πέδησης μπορεί να πάρει ένα μεγάλο πεδίο τιμών \rightarrow συνεχές φάσμα ενεργειών.
- Το ελάχιστο μήκος κύματος (μέγιστη συχνότητα και ενέργεια φωτονίου) καθορίζεται από το δυναμικό επιτάχυνσης στη λυχνία:

$$\lambda_{\text{min}} = hc/eV$$



Στο σχήμα φαίνονται 3 e^- που διέρχονται κοντά από τον πυρήνα του ατόμου. Ως αποτέλεσμα παράγονται 3 ακτινοβολίες πέδησης διαφορετικών ενεργειών.

Χαρακτηριστική ακτινοβολία

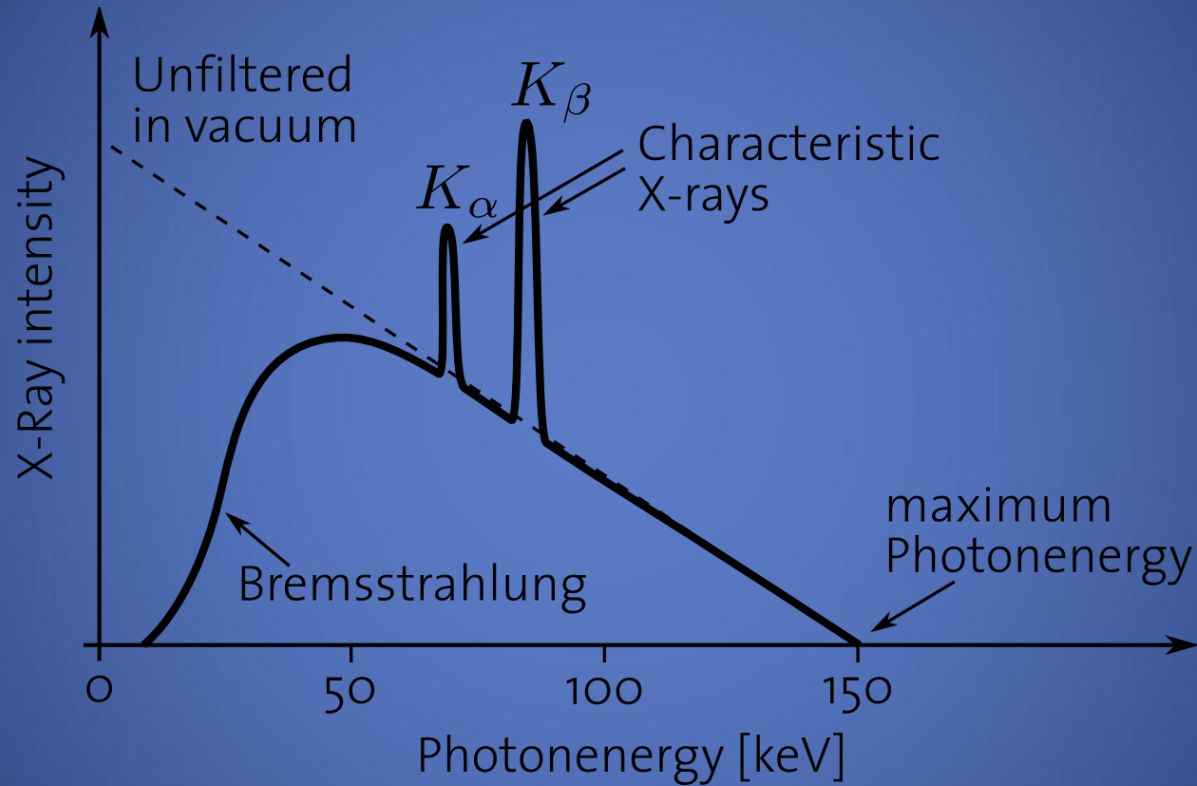
- Ενέργεια Δέσμευσης (binding energy ή BE): η απαιτούμενη ενέργεια για να απομακρυνθεί τελείως ένα e^- από το άτομο. Η BE ενός e^- που περιφέρεται, σε απόλυτη τιμή, είναι τόσο μεγαλύτερη όσο εσωτερικότερη είναι η τροχιά του και όσο περισσότερα πρωτόνια περιέχονται στον πυρήνα του ατόμου (μεγαλύτερος Z).
- Αν η ενέργεια του e^- που προσπίπτει στην άνοδο είναι μεγαλύτερη της BE ενός e^- που περιστρέφεται στην στοιβάδα K. Τότε, είναι πιθανόν το προσπίπτον e^- να εκδιώξει το περιφερόμενο και να ιονίσει το άτομο.
- Η στοιβάδα K θα παρουσιάσει ένα κενό και ένα e^- από τη πιο εξωτερική στοιβάδα L (μικρότερη BE) θα έρθει να συμπληρώσει το κενό. Οι αποδιεγέρσεις θα συνεχιστούν μέχρι την εξωτερική στοιβάδα.
- Κατά τις αποδιεγέρσεις εκπέμπεται χαρακτηριστική ακτινοβολία X , με ενέργεια ίση με τη διαφορά ενέργειας μεταξύ των 2 στοιβάδων

Χαρακτηριστική ακτινοβολία (συνέχεια...)

- Η ακτινοβολία αυτή είναι χαρακτηριστική του συγκεκριμένου ατόμου του υλικού του στόχου (στην άνοδο της λυχνίας). Παρουσιάζεται μια ομάδα διακριτών ενεργειακών κορυφών που επικάθονται στο συνεχές φάσμα των ακτινών X
- Το e^- της K στοιβάδας στο βολφράμιο ($Z=74$) έχει BE -69.5keV , ενώ το e^- της K στοιβάδας στο υδρογόνο ($Z=1$) μόνο $-13,5\text{ eV}$. Για την L στοιβάδα οι αντίστοιχες τιμές είναι -11keV και $-3,4\text{ eV}$.

	H	Cs	Thallium Tl	
K	13.5981	35984.6		
L		5714.3		
M		1218.3		
N		232.15		

Φάσμα ακτινών Χ

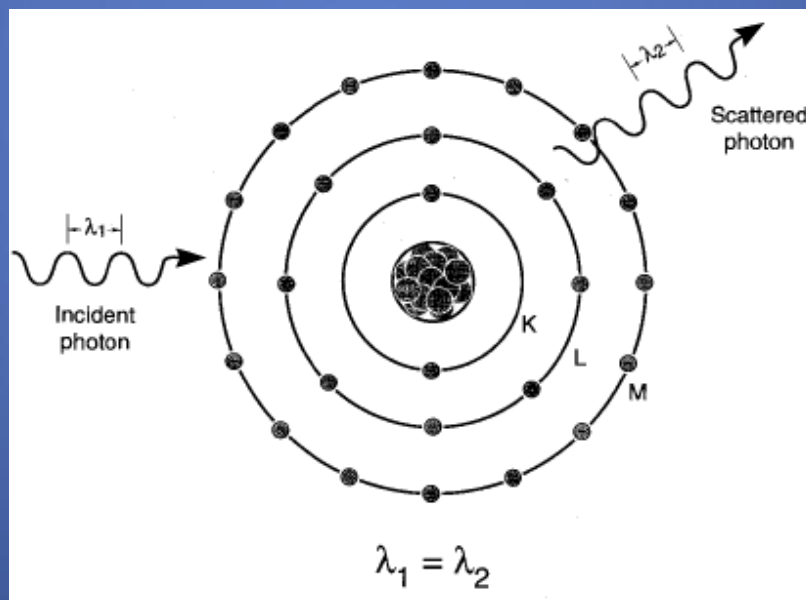


Αλληλεπίδραση φωτονίων με την ύλη

- Σκέδαση Rayleigh.
- Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.
- Σκέδαση Compton.
- Δίδυμη γένεση.

Σκέδαση Rayleigh

- Το προσπίπτον φωτόνιο αλληλεπιδρά συνολικά με το άτομο και όχι με μεμονωμένα e^- .
- Δεν έχουμε ιονισμό, δηλαδή δεν μεταφέρεται ενέργεια στα e^- του ατόμου.
- Το φωτόνιο που εκπέμπεται έχει ίδιο λ με το προσπίπτον (σύμφωνη σκέδαση). Έχει όμως διαφορετική τροχιά από το προσπίπτον και το γεγονός αυτό έχει ανεπιθύμητο για τον σχηματισμό της εικόνας.

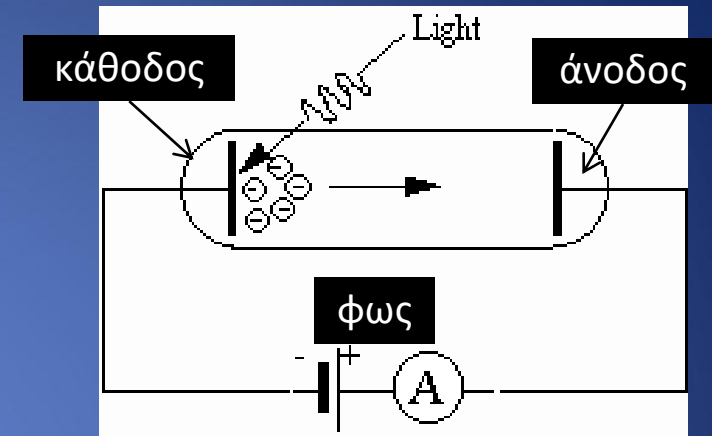


Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

- Η προσπίπτουσα ακτίνα X αλληλεπιδρά με ένα e^- της επιφάνειας ενός μέσου. Η ακτινοβολία απορροφάται πλήρως και η ενέργειά της μεταφέρεται στο e^- .
- Ένα μέρος της δαπανάται για την εξουδετέρωση του ϕ και ένα μέρος μετατρέπεται στην κινητική ενέργεια του εξερχόμενου e^- :

$$hf = \phi + \frac{1}{2}mv^2$$

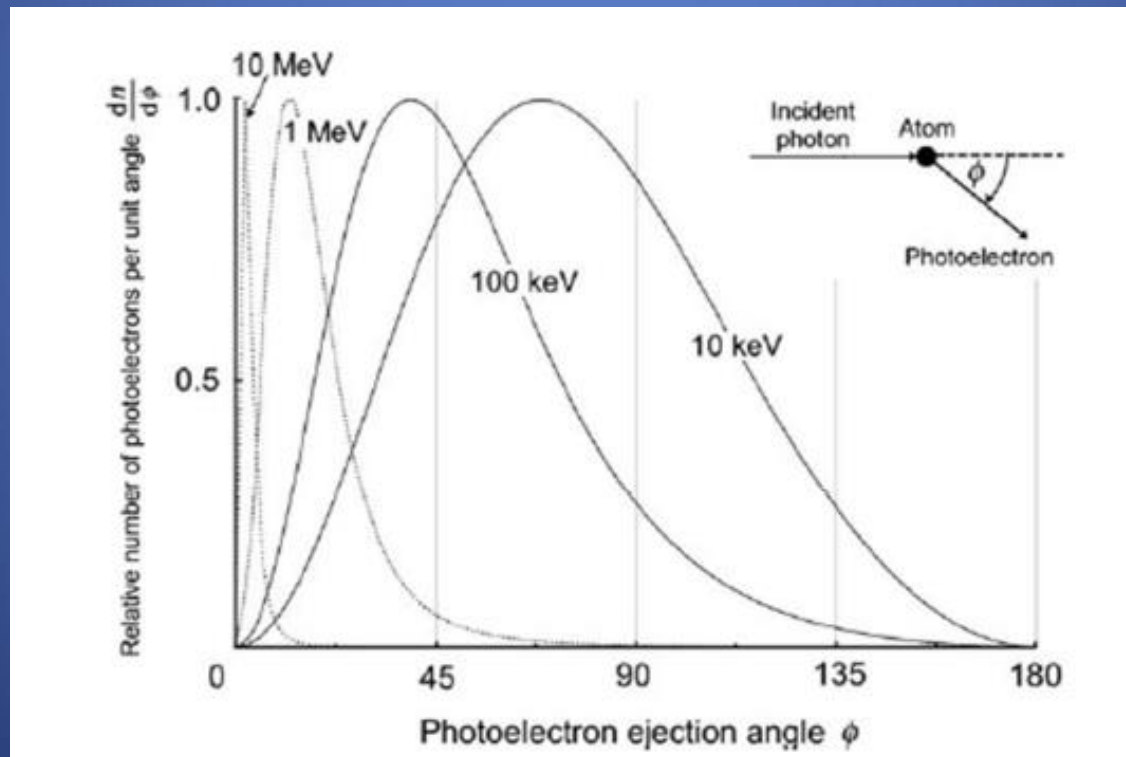
- Έργο εξαγωγής (ϕ): ελάχιστη ενέργεια που χρειάζεται ένα e^- για να διαφύγει από μια ορισμένη επιφάνεια.
- Με το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο έχουμε ιονισμό.
- Για να έχουμε φωτοηλεκτρικό φαινόμενο πρέπει:
 $hf_{\min} \geq \phi$
- Προφανώς η οριακή συχνότητα f_{\min} εξαρτάται από το υλικό.
- Το e^- που παράγεται μπορεί να προκαλέσει και άλλους ιονισμούς.



Στοιχείο	Έργο εξαγωγής (eV)
Αλουμίνιο	4,3
Άνθρακας	5,0
Άργυρος	4,3
Νάτριο	2,7
Νικέλιο	5,1
Πυρίτιο	4,8
Χαλκός	4,7
Χρυσός	5,1

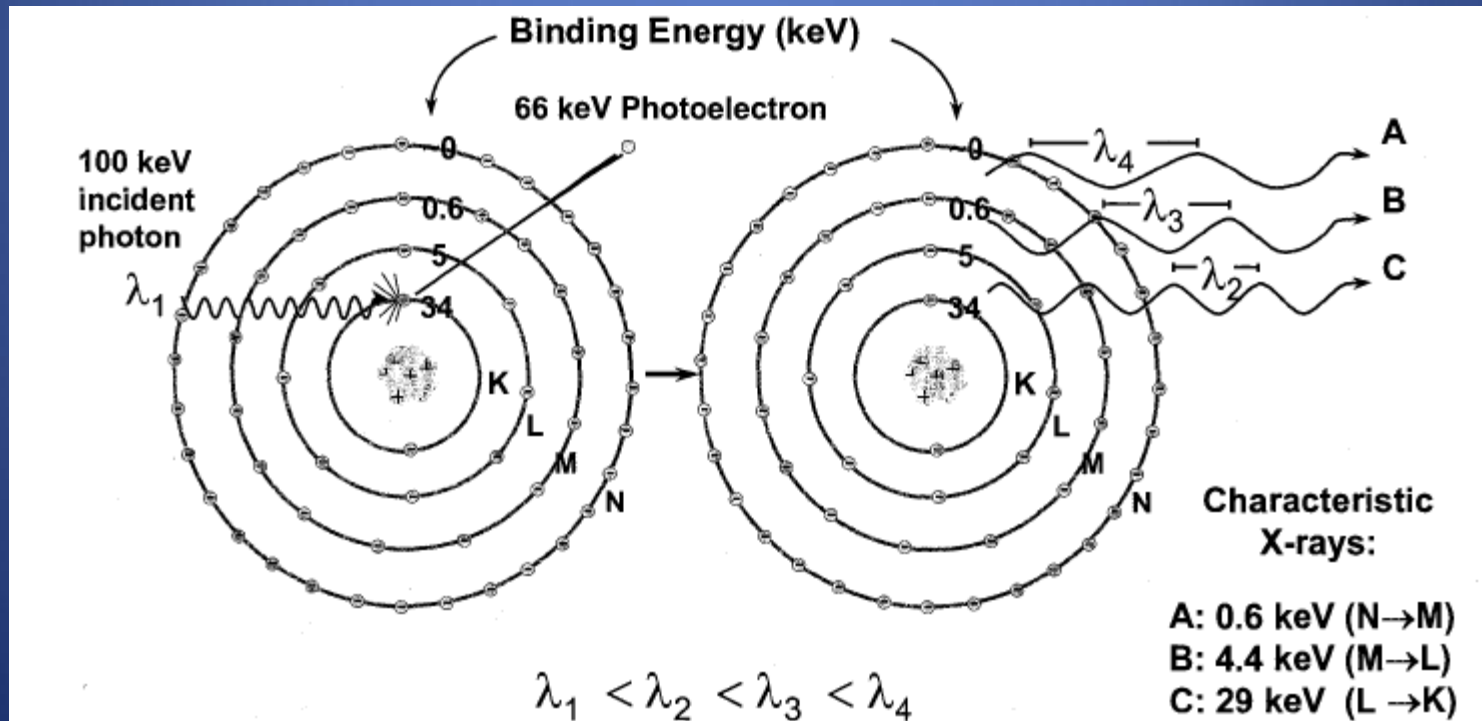
Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο (συνέχεια...)

- Κατανομή γωνιών εκπομπής φωτοηλεκτρονίων.
- Όσο μεγαλύτερη είναι η ενέργεια του φωτονίου τόσο μικρότερη είναι η γωνία εκπομπής του φωτοηλεκτρονίου σε σχέση με την αρχική διεύθυνση του φωτονίου.



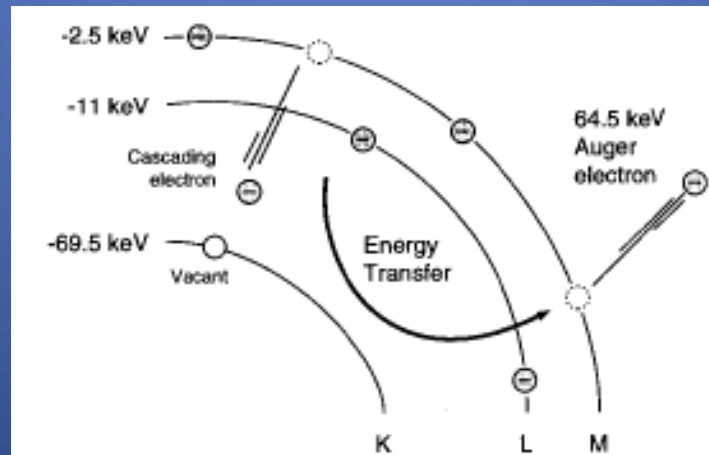
Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο (συνέχεια...)

- Όταν ένα e^- εκδιώκεται από τη στοιβάδα του δημιουργεί μια κενή θέση, η οποία συμπληρώνεται με ένα e^- εξωτερικότερης στοιβάδας.
- Κάθε μεταπήδηση e^- προς εσωτερικότερη τροχιά συνοδεύεται από:
 - έκλυση χαρακτηριστικής ενέργειας (η οποία είναι ίση με τη διαφορά της BE της στοιβάδας εκκίνησης του e^- και της BE της στοιβάδας άφιξης του e^- ή
 - έκλυση e^- Auger.



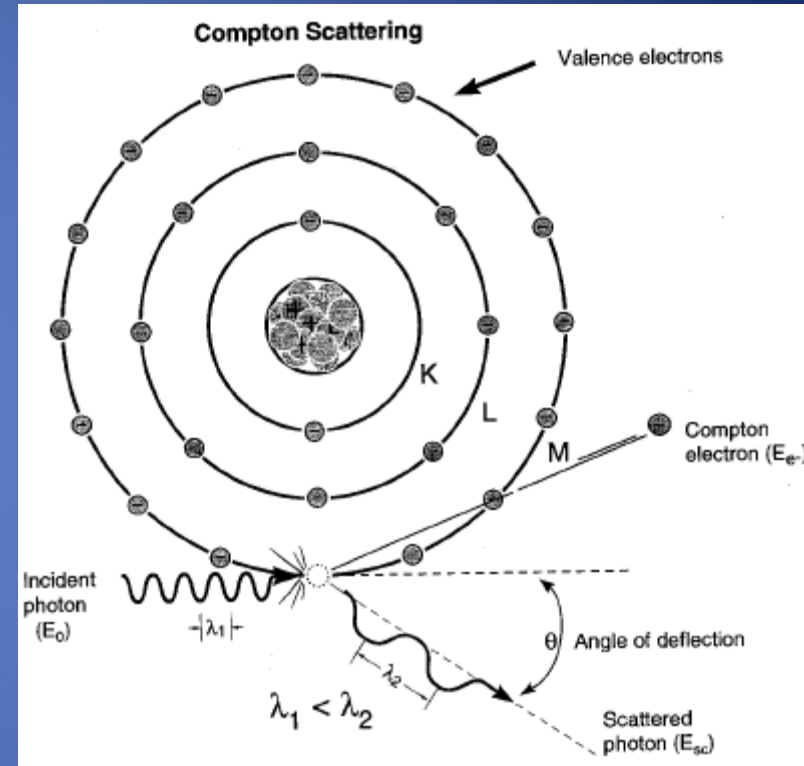
Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο (συνέχεια...)

- Η εκπομπή e^- Auger είναι ανταγωνιστική διεργασία της εκπομπής χαρακτηριστικής ακτινοβολίας. Υπερισχύει σε στοιχεία με χαμηλό Z και σε μεταβάσεις e^- εξωτερικών φλοιών βαρέων στοιχείων.
- Η πιθανότητα εκπομπής χαρακτηριστικής ακτινοβολίας για στοιχεία με $Z < 10$ είναι περίπου 1%, για $Z = 20$ (ασβέστιο) είναι 15% για $Z = 53$ (ιώδιο) είναι 65% και για $Z > 60$ είναι περίπου 80%.
- Με την εκπομπή e^- Auger καμία ακτίνα X δεν φτάνει στον ανιχνευτή.
- Η πιθανότητα φωτοηλεκτρικής απορρόφησης ανά μονάδα μάζας είναι: $P_{ph} \sim \frac{Z^3}{E^3}$
- Το πλεονέκτημα της φωτοηλεκτρικής απορρόφησης στην απεικόνιση με ακτίνες X είναι η απουσία δευτερογενών φωτονίων που υποβαθμίζουν την ποιότητα της εικόνας.

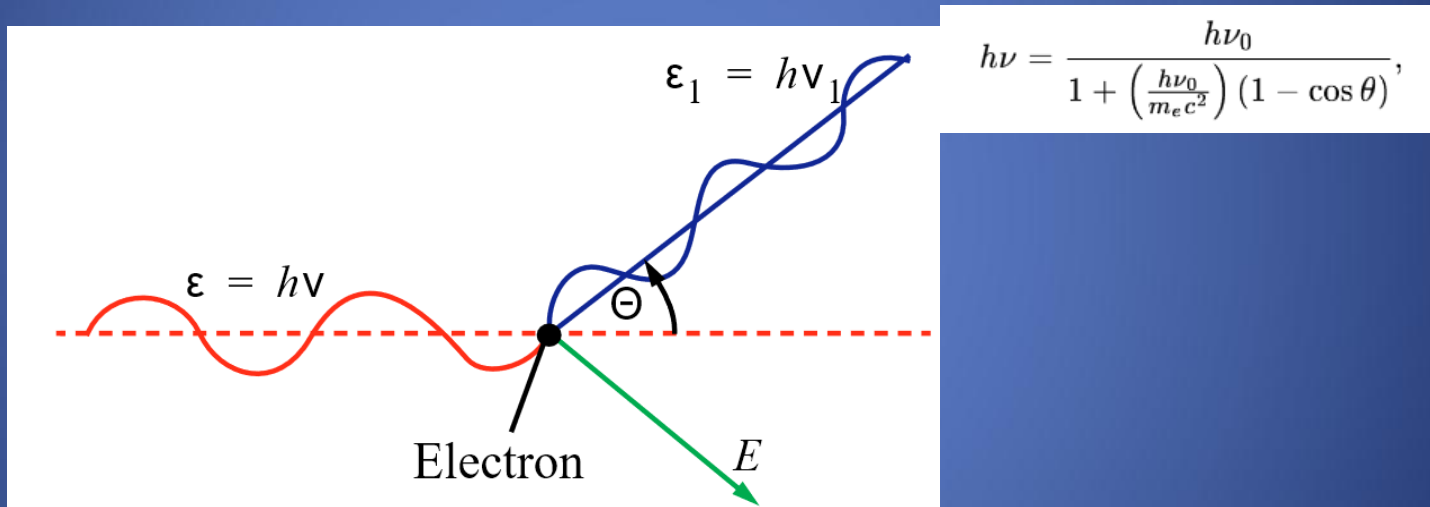


Σκέδαση Compton

- Σκέδαση ακτίνων X από e^- .
- Κυριαρχεί σε ενέργειες 26keV - 30MeV για τους μαλακούς ιστούς.
- Η αλληλεπίδραση αυτή συμβαίνει μεταξύ ακτίνων X και e^- εξωτερικών στοιβάδων.
- Μέρος της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας έχει μικρότερη συχνότητα από την προσπίπτουσα ακτινοβολία και η μεταβολή στο μήκος κύματος εξαρτάται από τη γωνία σκέδασης της ακτινοβολίας.



Compton scatter



- σ : πόσο μεγάλο «βλέπει» τον στόχο το προσπίπτον σωματίδιο
 - Μονάδες: εμβαδό

$$\frac{d\sigma_c^{KN}}{d\Omega}(\theta) = \frac{1}{2}r_0^2 \left(\frac{k}{k_0}\right)^2 \left(\frac{k}{k_0} + \frac{k_0}{k} - \sin^2 \theta\right) \quad (\text{cm}^2 \text{sr}^{-1} \text{electron}^{-1}),$$

$$k_0 = \frac{h\nu_0}{m_e c^2}, \quad k = \frac{h\nu}{m_e c^2}$$

$$\sigma_C^{KN} = 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1+k}{k^2} \left[\frac{2(1+k)}{1+2k} - \frac{\ln(1+2k)}{k} \right] + \frac{\ln(1+2k)}{2k} - \frac{1+3k}{(1+2k)^2} \right\} \quad (\text{cm}^2 \text{electron}^{-1})$$

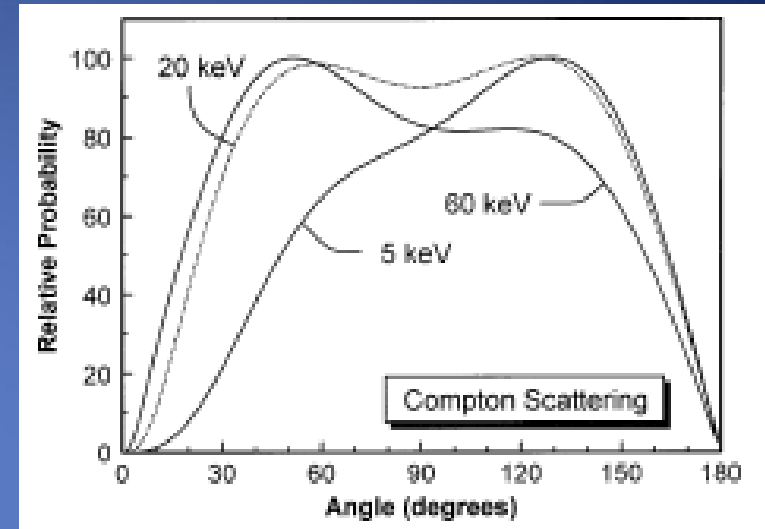
Σκέδαση Compton (συνέχεια...)

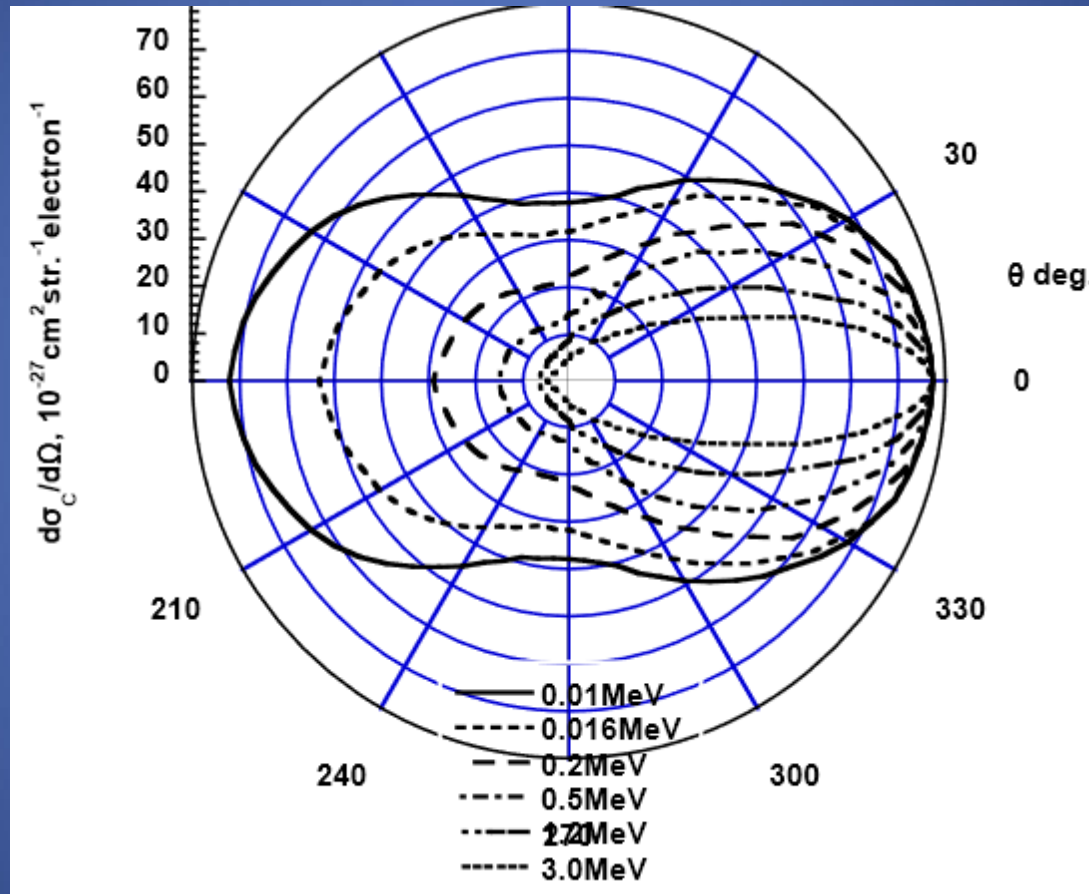
- Πιο συγκεκριμένα:

$$E_{sc}/E_0 = 1/(1 + \alpha(1 - \cos\theta))$$

όπου $\alpha = E_0/511\text{keV}$.

- Το φωτόνιο απορροφάται από το e^- και μετά επανεκπέμπεται σε μια κατεύθυνση διαφορετική εν γένει από την αρχική.
- Η κατανομή των γωνιών σκέδασης στον ιστό δίνεται στο διπλανό σχήμα.
- Τα φωτόνια με σχετικά χαμηλή ενέργεια (πχ. 5keV) σχεδόν οπισθοσκεδάζονται.
- Τα φωτόνια με μεγαλύτερες ενέργειες έχουν σχετικά μικρή γωνία σκέδασης.



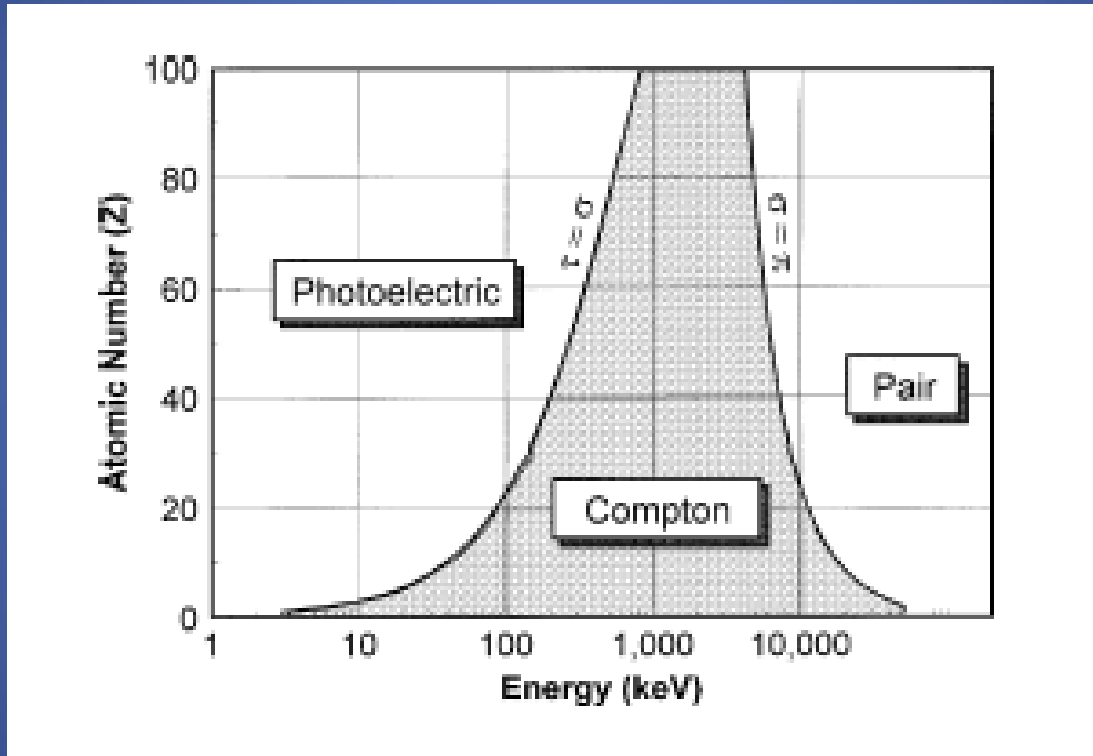


Η σχετική πιθανότητα της γωνίας σκέδασης σε πολική μορφή

Δίδυμη γέννεση (pair production)

- Ένα φωτόνιο γ με επαρκή ενέργεια που διέρχεται κοντά από πυρήνα, έχει πιθανότητα να αλληλεπιδράσει με αυτόν και να εξαυλωθεί δημιουργώντας ένα σωματίο β^- και ένα β^+ (ποζιτρόνιο).
- Ενεργειακά, αυτό είναι δυνατόν μόνο αν
$$E_{\gamma} > 2 * (\text{μάζα ηρεμίας του } \beta) * c^2 = 2 * (511 \text{keV} / c^2) * c^2 = 1.022 \text{ MeV}$$
- Η διαφορά της ενέργειας $E_{\gamma} - 1.022 \text{MeV}$ αποδίδεται στον πυρήνα (πρακτικά θεωρείται ίση με 0 λόγω της πολύ μεγαλύτερης μάζας του πυρήνα από τα β^+ , β^-), και στα β^+ , β^- .
- Τα β^+ , β^- αποθέτουν την ενέργεια τους τοπικά ionίζοντας τα άτομα κοντά στο σημείο της δίδυμης γέννεσης.
- Μόλις το β^+ απωλέσει την κινητική του ενέργεια αλληλεπιδρά με ένα β^- , και εξαυλώνεται παράγοντας 2 φωτόνια γ τα οποία έχουν ίση ενέργεια και αντίθετη ορμή (λόγω της διατήρησης των δύο μεγεθών).

Αλληλεπίδραση με την ύλη - εξάρτηση από Z και E



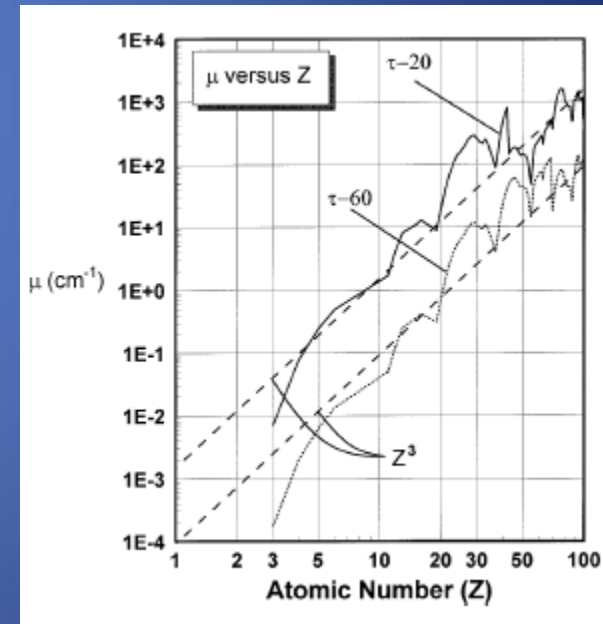
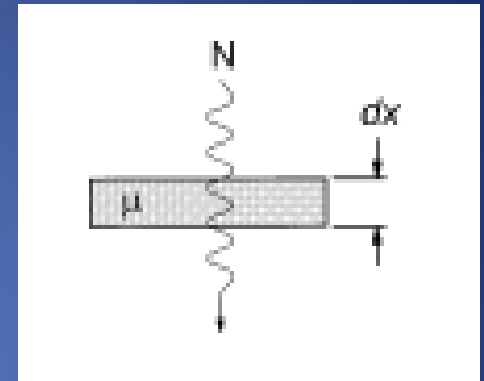
Γραμμικός συντελεστής εξασθένησης

- Συμβολίζεται με μ και έχει μονάδες cm^{-1} .
- Μακροσκοπικό μέγεθος που περιγράφει την εξασθένηση της δέσμης ακτίνων X που προσπίπτει σε ένα υλικό. Η εξασθένηση οφείλεται είτε στην απορρόφηση είτε στη σκέδαση φωτονίων:

$$\mu = \tau + \sigma_r + \sigma + \pi$$

όπου τ , ο συντελεστής εξασθένησης του ϕ/η φαινομένου, σ_r ο αντίστοιχος της σκέδασης Rayleigh, σ ο αντίστοιχος της σκέδασης Compton και π ο αντίστοιχος της δίδυμης γένεσης.

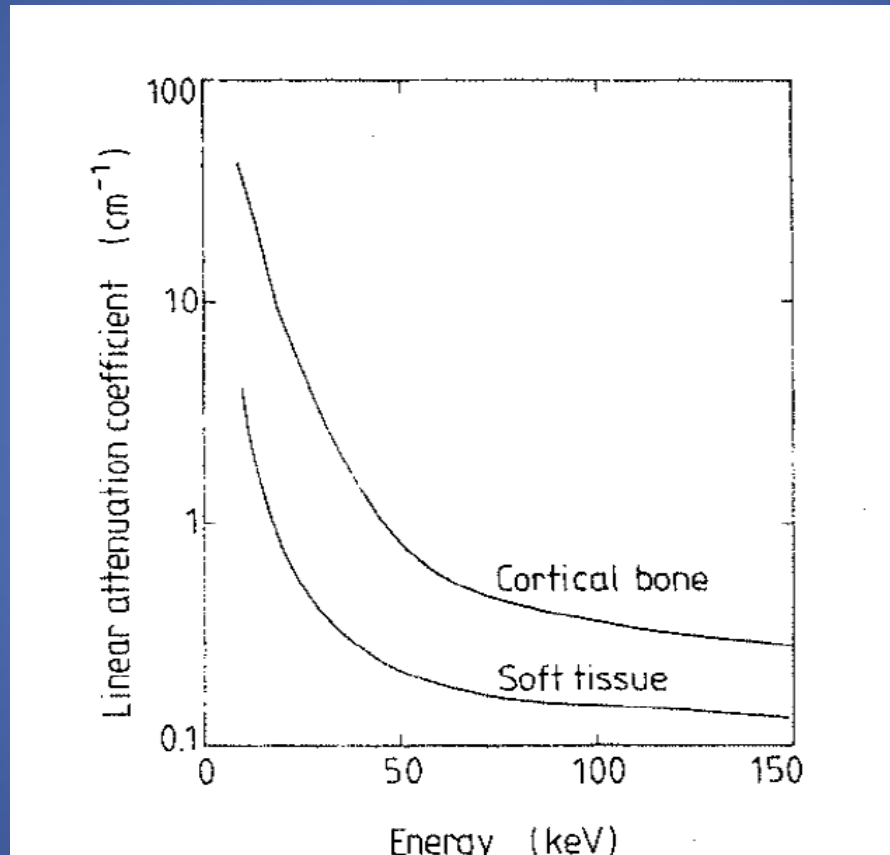
- Η μείωση του αριθμού των φωτονίων, dN , της δέσμης που προσπίπτει σε υλικό πάχους dx και αποτελείται αρχικά από N φωτόνια είναι: $dN = -\mu N dx$.
- Ολοκληρώνοντας τη σχέση αυτή προκύπτει: $N = N_0 e^{-\mu t}$ (νόμος Beers – Lambert).
- Η ίδια σχέση ισχύει για την ένταση της ακτινοβολίας: $I = I_0 e^{-\mu t}$



Μαζικός συντελεστής εξασθένησης

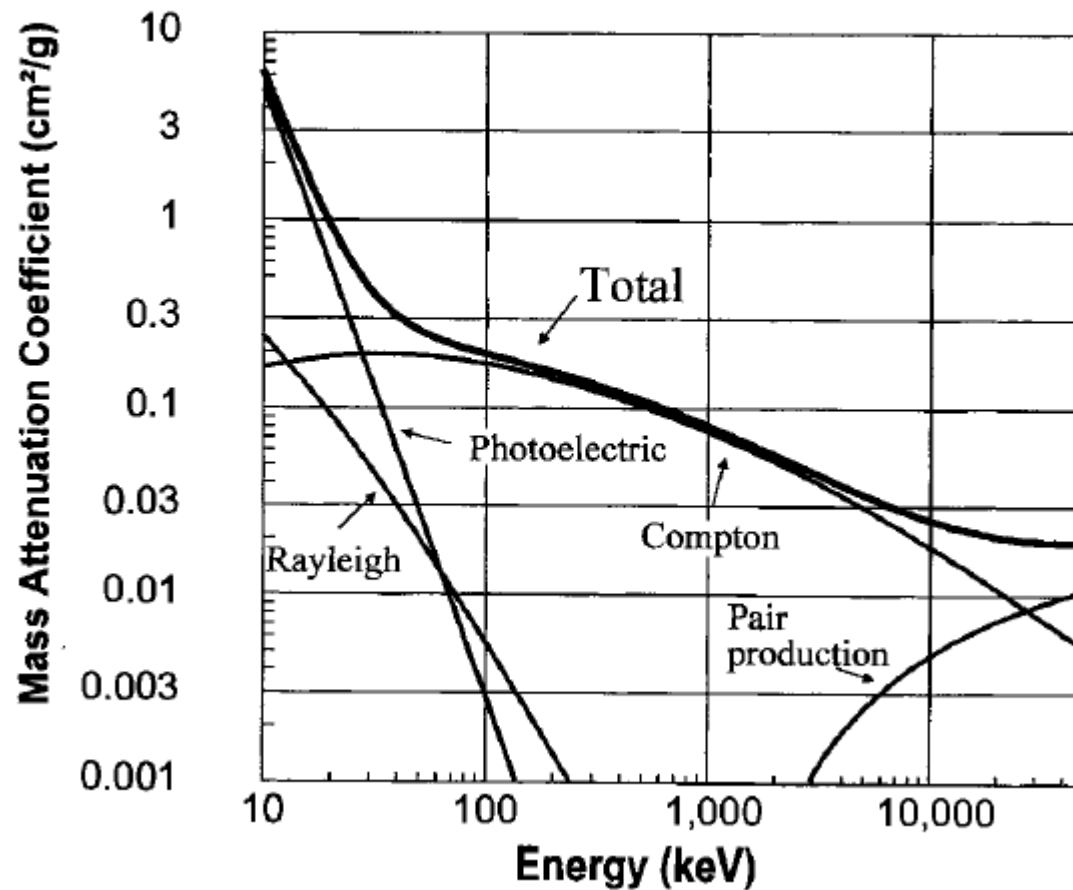
- Ο μ περιγράφει την εξασθένηση που προκαλεί ένα συγκεκριμένο υλικό σε μια δέσμη ακτινών Χ συγκεκριμένης ενέργειας.
- Εξαρτάται όμως από την πυκνότητα.
- Για να κανονικοποιήσουμε τον συντελεστή αυτόν ως προς την πυκνότητα θεωρούμε τον μαζικό συντελεστή εξασθένησης μ/ρ .
- Χρησιμοποιείται για την απεξάρτηση από την πυκνότητα του υλικού.
- Έχει μονάδες cm^2/gr .
- Ο νόμος B-R γίνεται: $N=N_0 e^{-(\mu/\rho)\rho t}$
- Ο (μ/ρ) υπολογίζει την εξασθένηση αλλά όχι την εναπόθεση ενέργειας στο υλικό.

E (keV)	μ/ρ (g/cm ²)					
	Hydrogen $\rho = 8.989 \cdot 10^{-5}$	Beryllium 1.85	Graphite 2.25	Nitrogen 1.2505 $\cdot 10^{-3}$	Oxygen 1.42895 $\cdot 10^{-3}$	Magnesium 1.74
1.0	7.217	571.2	2218.0	3219	4605	833.1
1.5	2.148	169.9	674.8	1092	1565	3926
2	1.059	70.63	291.7	479.6	696.5	1896
3	0.5611	20.12	87.11	145.1	215.3	646.7
4	0.4546	8.226	36.43	61.05	91.98	292.2
5	0.4194	4.145	18.44	31.00	47.19	155.5
6	0.4042	2.403	10.57	17.76	27.21	92.20
8	0.3914	1.075	4.422	7.348	11.41	39.93
10	0.3854	0.6233	2.298	3.779	5.832	20.71
15	0.3765	0.3010	0.7869	1.207	1.798	6.258
20	0.3695	0.2228	0.4340	0.6063	0.8495	2.722
30	0.3571	0.1786	0.2541	0.3035	0.3736	0.9192
40	0.3458	0.1637	0.2069	0.2276	0.2568	0.4835
50	0.3355	0.1553	0.1867	0.1974	0.2124	0.3270
60	0.3260	0.1492	0.1751	0.1814	0.1903	0.2558
80	0.3091	0.1400	0.1609	0.1638	0.1677	0.1946
100	0.2944	0.1328	0.1513	0.1529	0.1551	0.1684
150	0.2651	0.1190	0.1347	0.1353	0.1360	0.1393
200	0.2429	0.1089	0.1229	0.1233	0.1237	0.1245
300	0.2112	0.09460	0.1066	0.1068	0.1070	0.1065
400	0.1893	0.08473	0.09545	0.09555	0.09567	0.09491
500	0.1729	0.07737	0.08712	0.08720	0.08729	0.08646
600	0.1599	0.07156	0.08058	0.08064	0.08071	0.07988
800	0.1405	0.06286	0.07077	0.07082	0.07087	0.07008
1000	0.1263	0.05652	0.06362	0.06366	0.06370	0.06296
1500	0.1027	0.04597	0.05177	0.05181	0.05186	0.05129
2000	0.08770	0.03937	0.04443	0.04450	0.04458	0.04425
3000	0.06923	0.03138	0.03562	0.03579	0.03597	0.03613
4000	0.05807	0.02664	0.03047	0.03073	0.03100	0.03159
5000	0.05049	0.02347	0.02708	0.02742	0.02777	0.02873
6000	0.04498	0.02121	0.02469	0.02511	0.02553	0.02681
8000	0.03746	0.01819	0.02154	0.02209	0.02263	0.02445
10,000	0.03254	0.01627	0.01960	0.02024	0.02089	0.02313
15,000	0.02539	0.01360	0.01698	0.01783	0.01866	0.02168
20,000	0.02153	0.01236	0.01575	0.01673	0.01770	0.02127



Παράδειγμα του γραμμικού συντελεστή απορρόφησης, για τον μαλακό ιστό και το οστό, συναρτήσει της ενέργειας των Χ

Mass Attenuation Coefficients for Soft Tissue



Παράδειγμα του μαζικού συντελεστή απορρόφησης, κατά φαινόμενο και συνολικά, για τον μαλακό ιστό, συναρτήσει της ενέργειας των Χ

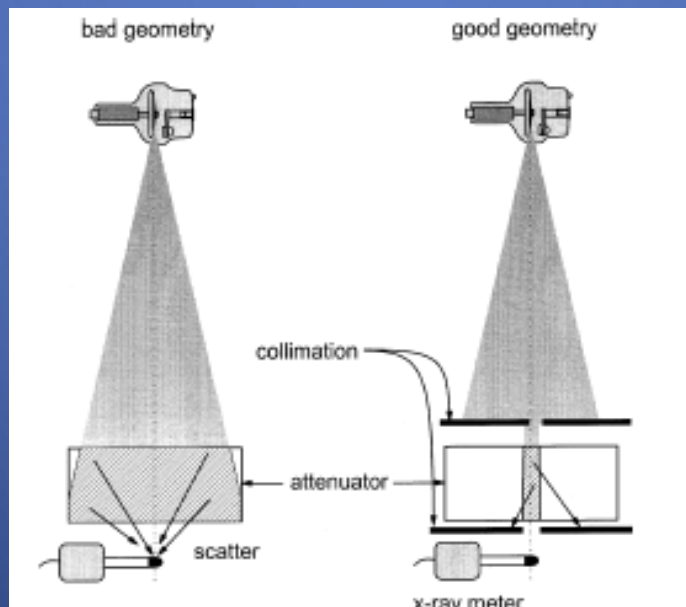
Συντελεστής εξασθένισης vs. ρ , Z , E

Attenuation Coefficient	Density	Atomic Number	Energy
(τ/ρ)	—	Z^4	$1/E^3$
τ	ρ	Z^3	$1/E^3$
σ	ρ	Z^0 (independent*)	E^0 (independent*)
σ_r	ρ	—	$1/E^{1.2}$

*over the diagnostic x-ray region from 10 to 100 keV.

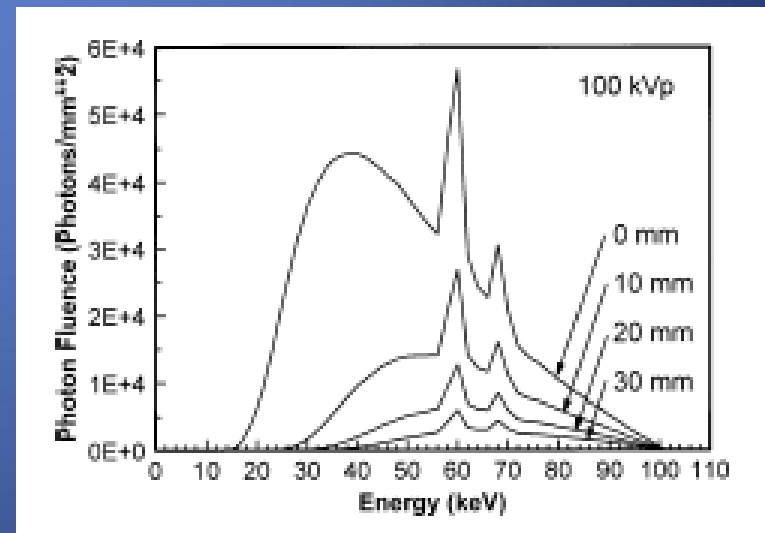
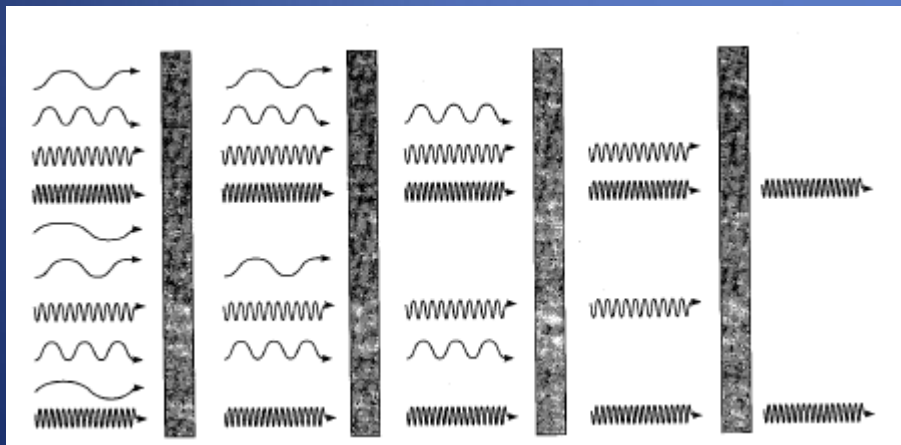
Γεωμετρία δέσμης

- Η εξασθένιση υπολογίζεται από το ποσοστό της αρχικής δέσμης που διέρχεται από το αντικείμενο με το οποίο αλληλεπιδρά. Στη μέτρηση αυτή δεν πρέπει να υπολογίζονται τα σκεδαζόμενα φωτόνια.
- Για το σκοπό αυτό, η γεωμετρία της μέτρησης πρέπει να είναι κατάλληλη.
- Κακή γεωμετρία (γεωμετρία ευρείας δέσμης): η μέτρηση γίνεται κοντά στην επιφάνεια του υλικού και συλλέγονται αρκετά σκεδαζόμενα φωτόνια.
- Καλή γεωμετρία (γεωμετρία στενής δέσμης): χρησιμοποιούνται φύλλα μολύβδου πριν και μετά το υλικό έτσι ώστε η δέσμη να είναι στενή.



Σκλήρυνση δέσμης (beam hardening)

- Σε μια δέσμη ακτίνων Χ που διέρχεται από ένα υλικό τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας θα εξασθενήσουν περισσότερο από τα φωτόνια υψηλότερων ενεργειών.
- Στο σχήμα δίνεται το φάσμα ακτίνων Χ καθώς διέρχονται από φύλλα αλουμινίου διαφορετικού πάχους.
- Καθώς το πάχος αυξάνεται αφενός μειώνονται τα φωτόνια που διέρχονται σε κάθε ενέργεια και αφετέρου τα η ροή φωτονίων χαμηλών ενεργειών μειώνεται πιο αναλογικά σε σχέση με την ροή φωτονίων υψηλότερων ενεργειών.
- Η μέση ενέργεια της δέσμης αυξάνεται.



Έκθεση στις ακτίνες Χ

- Η ιονίζουσα ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει βλάβες στους ιστούς με διάφορους τρόπους.
- Ο μεγαλύτερος κίνδυνος είναι αυτό του καρκίνου που προκύπτει από γενετικές μεταλλάξεις που προκαλούνται από ανωμαλίες των χρωμοσωμάτων.
- Οι παράμετροι που διερευνώνται κατά την έκθεση στην ιονίζουσα ακτινοβολία είναι:
 - Έκθεση (exposure).
 - Απορροφούμενη δόση (absorbed dose).
 - Kerma.
 - Ισοδύναμη δόση.
 - Ενεργός δόση.

Δοσιμετρία ακτινών Χ

- Οι ακτίνες Χ αλληλεπιδρούν με την ύλη και προκαλούν ιονισμό. Τα φορτία που παράγονται (ηλεκτρόνια και θετικά ιόντα) μπορούν να συλλεχθούν με τη χρήση ειδικής συσκευής (δοσίμετρο). **Έκθεση (X)** στην ακτινοβολία ορίζεται ως το ηλεκτρικό φορτίο (ΔQ) που παράγεται από την ιονίζουσα ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία στη μονάδα μάζας (Δm) αέρα:

$$X = \Delta Q / \Delta m.$$

Μονάδα μέτρησης της X στο SI είναι το 1 C/kg. Πιο συνηθισμένη μονάδα μέτρησης είναι το Roentgen (R):

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$$

- Η **απορροφούμενη δόση (D)** είναι ένα μέτρο της ενέργειας μιας δέσμης ακτινών Χ που απορροφάται από ένα αντικείμενο. Σχετίζεται με το ποσό του ιονισμού στους βιολογικούς ιστούς. Ορίζεται ως η μέση ενέργεια (ΔE) που εναποτίθεται από την ιονίζουσα ακτινοβολία στη μονάδα μάζας του υλικού (Δm)

$$D = \Delta E / \Delta m$$

Μονάδα μέτρησης της D στο SI είναι το gray (Gy) που ορίζεται ως 1 J/kg. Πιο συνηθισμένη μονάδα μέτρησης είναι το rad (radiation absorbed dose):

$$1 \text{ rad} = 0,01 \text{ J/kg}, \text{ δηλαδή } 1 \text{ Gy} = 100 \text{ rads.}$$

Δοσιμετρία ακτινών Χ (συνέχεια...)

- Καθώς μια δέσμη ακτινών Χ διέρχεται από ένα μέσο εναποθέτει ενέργεια με μια διεργασία δύο επιπέδων:
 - α. η ενέργεια που μεταφέρουν τα φωτόνια μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια φορτισμένων σωματιδίων (πχ. e^-) με τους μηχανισμούς του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, της σκέδασης Compton ή της δίδυμης γένεσης (για πολύ υψηλές ενέργειες).
 - β. τα φορτισμένα σωματίδια εναποθέτουν την ενέργειά τους στο μέσο είτε με διέγερση είτε με ιονισμό.
- **Kerma** = kinetic energy released per unit mass.
- Ορίζεται μόνο για μη-φορτισμένα σωματίδια (φωτόνια, νετρόνια).
- Αποτυπώνει την ενέργεια των φωτονίων που μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια φορτισμένων σωματιδίων όπως περιγράφεται στο βήμα α.
- Μονάδες μέτρησης ίδιες με τις μονάδες μέτρησης της D.
- Στις ενέργειες φωτονίων που σχετίζονται με την ακτινοδιαγνωστική η K είναι περίπου ίση με την D.

Ανίχνευση ακτίνων Χ

- Αναλογική ραδιογραφία (βασισμένη σε φιλμ)
- Ψηφιακή Ραδιογραφία (Computer Radiography)
 - *flat-panel detector* fields (commercially available since the late 1990s)
 - charge-coupled devices (CCDs) developed at Bell Laboratories in 1969
 - a-Si active matrix thin-film transistor (TFT) array

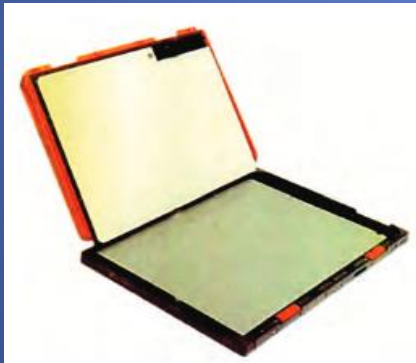
Ακτινολογικό Φιλμ

- Αποτελείται από κρυστάλλους αλογονούχου αργύρου (AgBr ή AgI) που καλύπτονται από πλαστικό περίβλημα.
- Το ακτινολογικό φιλμ μετά την έκθεσή του στην ενέργεια των φωτονίων αποκτά διαφορετικές αποχρώσεις του γκρι.
- **Οπτική Πυκνότητα:** Συμβολίζεται με OD (optical density) και υποδεικνύει το βαθμό αμαύρωσης του φιλμ.
- Ορίζεται σαν $OD = -\log_{10}(T) = \log_{10}(I_0/I_1)$,
 - Διαπερατότητα (transmittance): $T=I_1/I_0$ όπου I_0 η ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας και I_1 η ένταση της ακτινοβολίας που διέρχεται του φιλμ.
- π.χ. $OD=2 \Rightarrow \log_{10}(I_0/I_1)=2 = \log_{10}(100)$. Δηλαδή από κάθε 100 φωτόνια μόνο 1 θα περάσει το φιλμ. Όσο πιο υψηλή είναι η OD τόσο πιο μαύρο είναι το φιλμ.

- Χαρακτηριστική καμπύλη Hurter & Driffield (H&D).
- Απεικονίζει την οπτική πυκνότητα συναρτήσει του λογαρίθμου της έκθεσης και έχει σιγμοειδή μορφή.
- Το φιλμ εκ κατασκευής έχει OD βάσης (base) = 0,11 – 0,15.
- Η μακρόχρονη φύλαξη, η ζέστη και η έκθεση στην ακτινοβολία του υποβάθρου δημιουργούν περαιτέρω αμαύρωση (fog).
- Αποδεκτή τιμή $OD_{\text{base+fog}} < 0.2$. Σε διαφορετική περίπτωση το φιλμ δεν πρέπει να χρησιμοποιηθεί.

- Το ακτινολογικό φιλμ δεν είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο στις ακτίνες Χ. Μόνο το 1% – 2% απορροφώνται από το φιλμ ενώ τα υπόλοιπα το διαπερνούν. Ο σχηματισμός εικόνας απαιτεί σημαντική ποσότητα ενέργειας ακτινών Χ.
- Για να μειωθεί η δόση και ο χρόνος έκθεσης χρησιμοποιούνται οι οθόνες ενίσχυσης. Με τη χρήση τους η δόση ακτινοβολίας μειώνεται κατά ένα παράγοντα ίσο με 50.
- Οι **οθόνες ενίσχυσης / ενισχυτικές πινακίδες**, περιέχουν ένα φθορίζον στρώμα (CaWO_4 ή $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) και βασίζονται στο φαινόμενο του φθορισμού. Κάθε προσπίπτον φωτόνιο Χ υψηλής ενέργειας μετατρέπεται από το φθορίζον υλικό σε πολλές χιλιάδες φωτόνια χαμηλότερης ενέργειας (στο ορατό ή στο UV).
- Κατ' αυτόν τον τρόπο οι οθόνες δρουν ως ενισχυτές εικόνας, πολλαπλασιάζοντας την πληροφορία που παίρνουν από την πρωτογενή εικόνα.

Αναλογική Ραδιογραφία: Σύστημα κασέτας – φιλμ



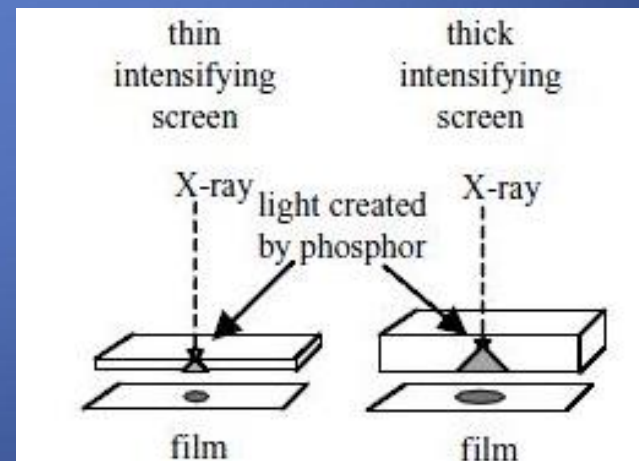
Κασέτα



<https://www.youtube.com/watch?v=wXyWbJuoLfs>

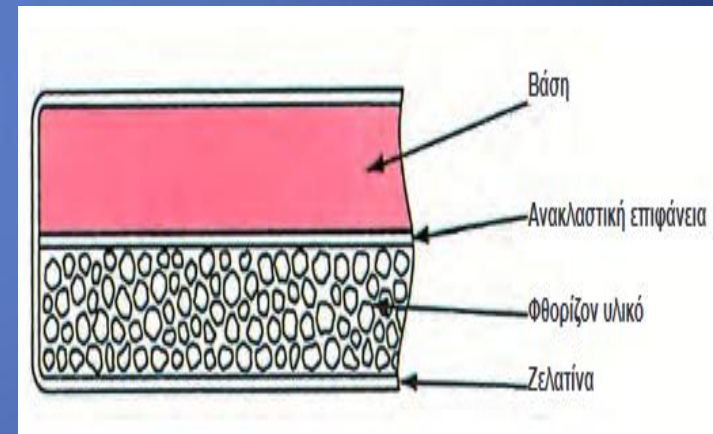
Ενισχυτικές Πινακίδες φαινόμενο της φωταύγειας

- ✓ Φωταύγεια: ένα υλικό εκπέμπει φως, όταν διεγείρεται από ακτινοβολία Χ. Μορφές αυτού του φαινομένου είναι ο φθορισμός και ο φωσφορισμός.
- ✓ Φθορισμός: ένα υλικό εκπέμπει φως κατά τη διάρκεια της διέγερσής του, από κάποια ιοντίζουσα ακτινοβολία. Το φως αυτό σταματά να εκπέμπεται ταυτόχρονα με τη διακοπή της διέγερσης του υλικού από την ακτινοβολία.
- ✓ Φωσφορισμός είναι το φαινόμενο κατά το οποίο ένα υλικό συνεχίζει να εκπέμπει φως και μετά τη διακοπή της διέγερσης από την ακτινοβολία.



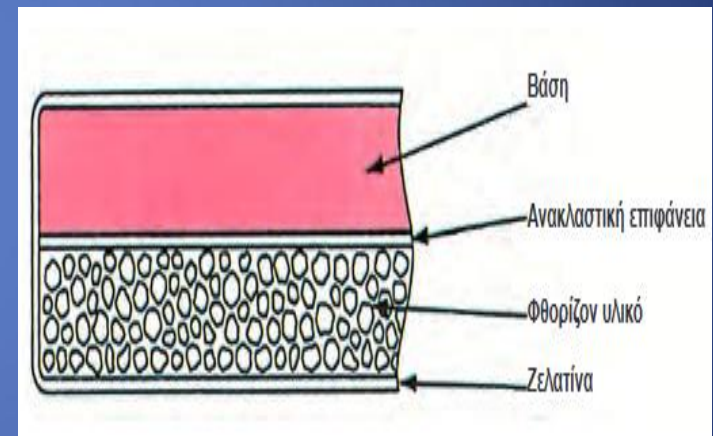
Δομή της Ενισχυτικής Πινακίδας

- Μια ενισχυτική πινακίδα αποτελείται από 4 στρώματα τα οποία από κάτω προς τα πάνω είναι:
1. Η βάση
 2. Η ανακλαστική επιφάνεια
 3. Το στρώμα του φθορίζοντος υλικού (φώσφοροι κρύσταλλοι)
 4. Το προστατευτικό επίστρωμα



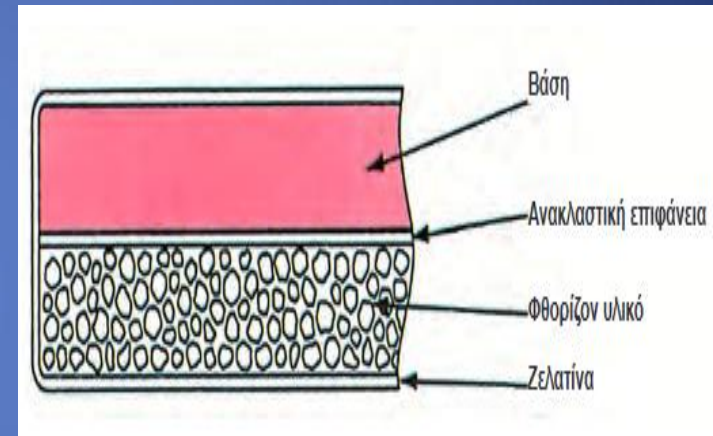
Δομή της Ενισχυτικής Πινακίδας

- 1. Η βάση**, συνήθως κατασκευασμένη από πολυεστέρα και χρησιμεύει στη δημιουργία ενός σταθερού στρώματος πάνω στο οποίο θα επιστρωθεί το φθορίζον υλικό.
- 2. Η ανακλαστική επιφάνεια** που χρησιμεύει στην ανάκλαση των φωτεινών ακτίνων (που πορεύονται προς τη βάση) από τη βάση προς το φιλμ.
 1. προαιρετική και οδηγεί σε αύξηση της αποδοτικότητας των ενισχυτικών πινακίδων, σε βάρος όμως της σαφήνειας της ακτινολογικής εικόνας.
- 3. Το στρώμα του φθορίζοντος υλικού** (φώσφοροι κρύσταλλοι) Αποτελείται από κόκκους βολφραμικού ασβεστίου ή θειούχων οξειδίων σπανίων γαιών, που μετατρέπουν τις ακτίνες X σε ορατό φως.



Δομή της Ενισχυτικής Πινακίδας

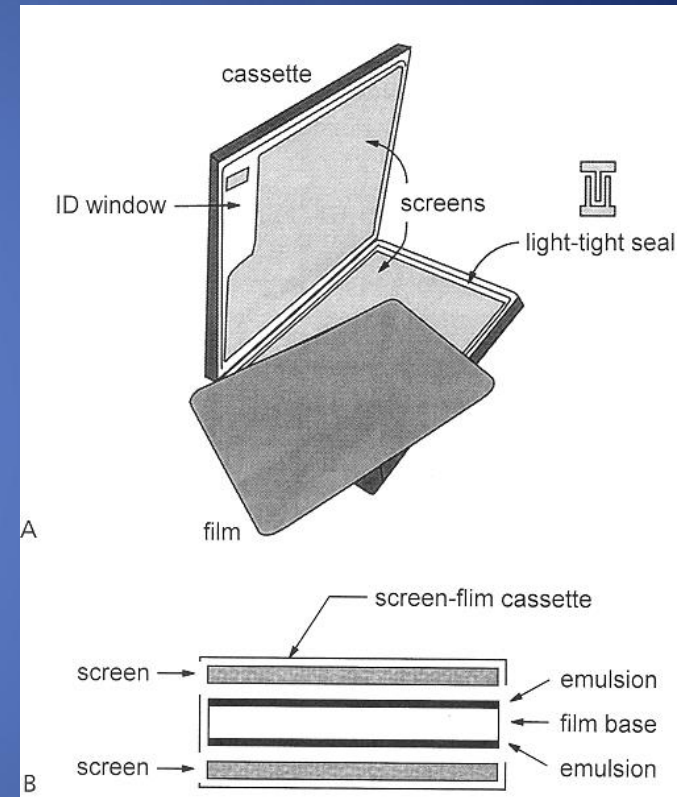
4. Το προστατευτικό επίστρωμα λεπτότατη διαφανής επίστρωση από πλαστικό υλικό (ζελατίνα) και τοποθετείται πάνω από το στρώμα των φωσφόρων.



Σύστημα κασέτας – φιλμ

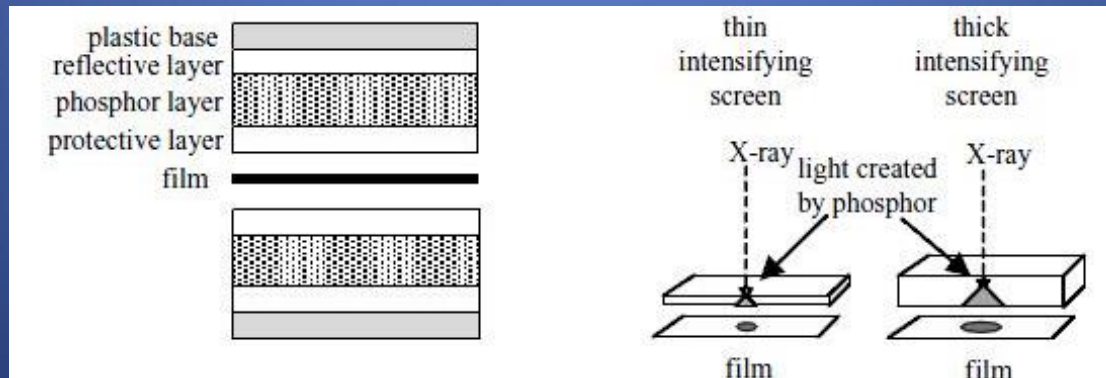
Το σύστημα ανίχνευσης οθόνης φιλμ που χρησιμοποιείται στην αναλογική ραδιογραφία περιέχει:

- Την κασέτα.
 - Από τη μία πλευρά το περίβλημα είναι από ανθρακονήματα ή άλλο υλικό χαμηλού Z για να διευκολύνεται η διέλευση των ακτίνων X.
 - Προφυλάσσει το φιλμ από την έκθεση στην περιβάλλουσα ακτινοβολία.
- 1-2 οθόνες ενίσχυσης.
 - Μετατροπή ακτίνων X σε υπεριώδη ή ορατή ακτινοβολία.
- Το ακτινολογικό φιλμ.
 - Πλαστικό περίβλημα που περιέχει φωτοευαίσθητους κρυστάλλους οι οποίοι αλλάζουν χρώμα όταν εκτίθενται στην ακτινοβολία.



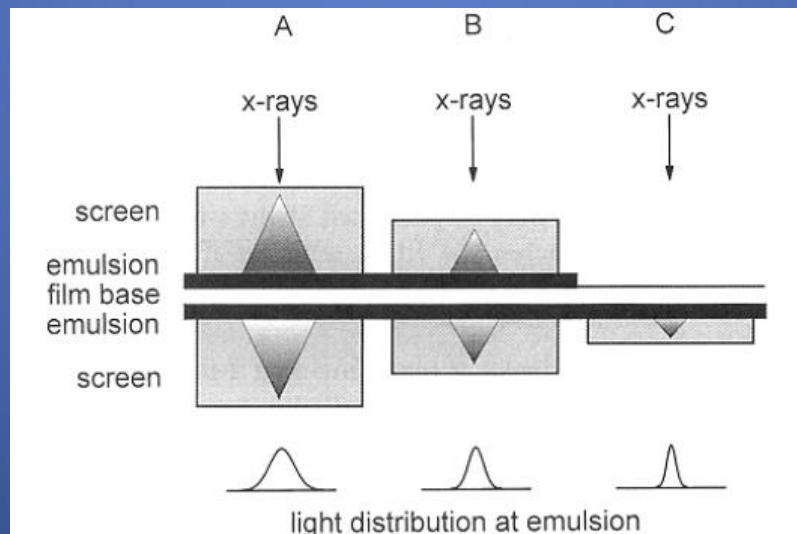
Σύστημα κασέτας – φιλμ (συνέχεια...)

- Το ακτινολογικό φιλμ δεν είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο στις ακτίνες Χ. Μόνο το 1% – 2% απορροφώνται από το φιλμ ενώ τα υπόλοιπα το διαπερνούν. Ο σχηματισμός εικόνας απαιτεί σημαντική ποσότητα ενέργειας ακτινών Χ.
- Για να μειωθεί η δόση και ο χρόνος έκθεσης χρησιμοποιούνται οι οθόνες ενίσχυσης. Με τη χρήση τους η δόση ακτινοβολίας μειώνεται κατά ένα παράγοντα ίσο με 50.
- Οι οθόνες περιέχουν ένα φθορίζον στρώμα (CaWO_4 ή $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) και βασίζονται στο φαινόμενο του φθορισμού. Κάθε προσπίπτον φωτόνιο Χ υψηλής ενέργειας μετατρέπεται από το φθορίζον υλικό σε πολλές χιλιάδες φωτόνια χαμηλότερης ενέργειας (στο ορατό ή στο UV).
- Κατ' αυτόν τον τρόπο οι οθόνες δρουν ως ενισχυτές εικόνας, πολλαπλασιάζοντας την πληροφορία που παίρνουν από την πρωτογενή εικόνα.



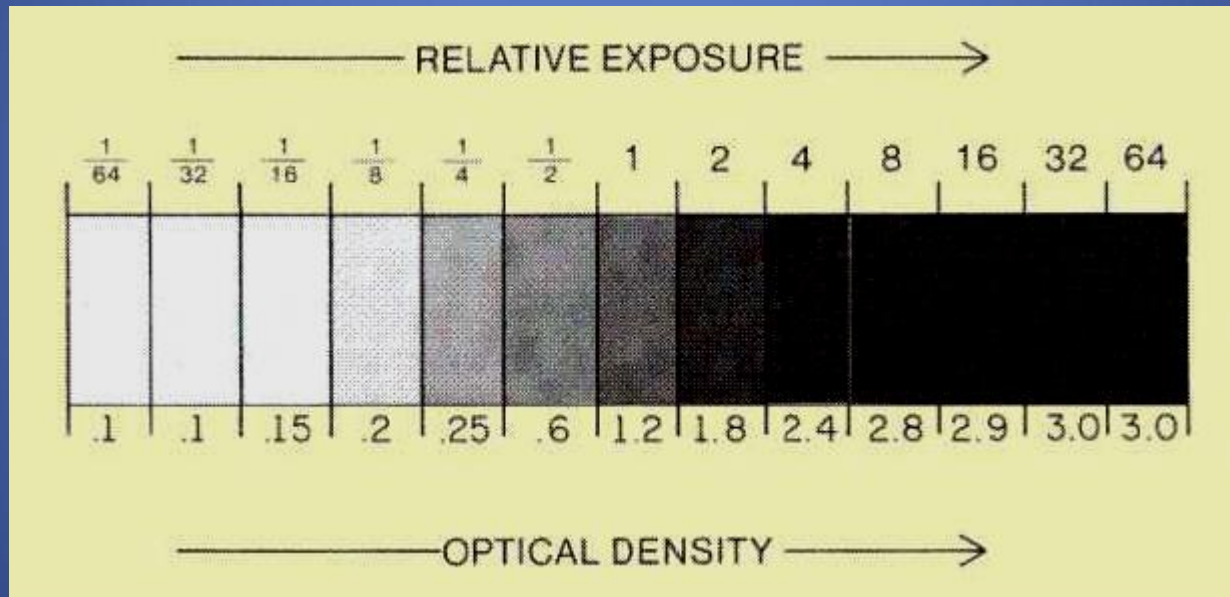
Σύστημα κασέτας – φιλμ (συνέχεια...)

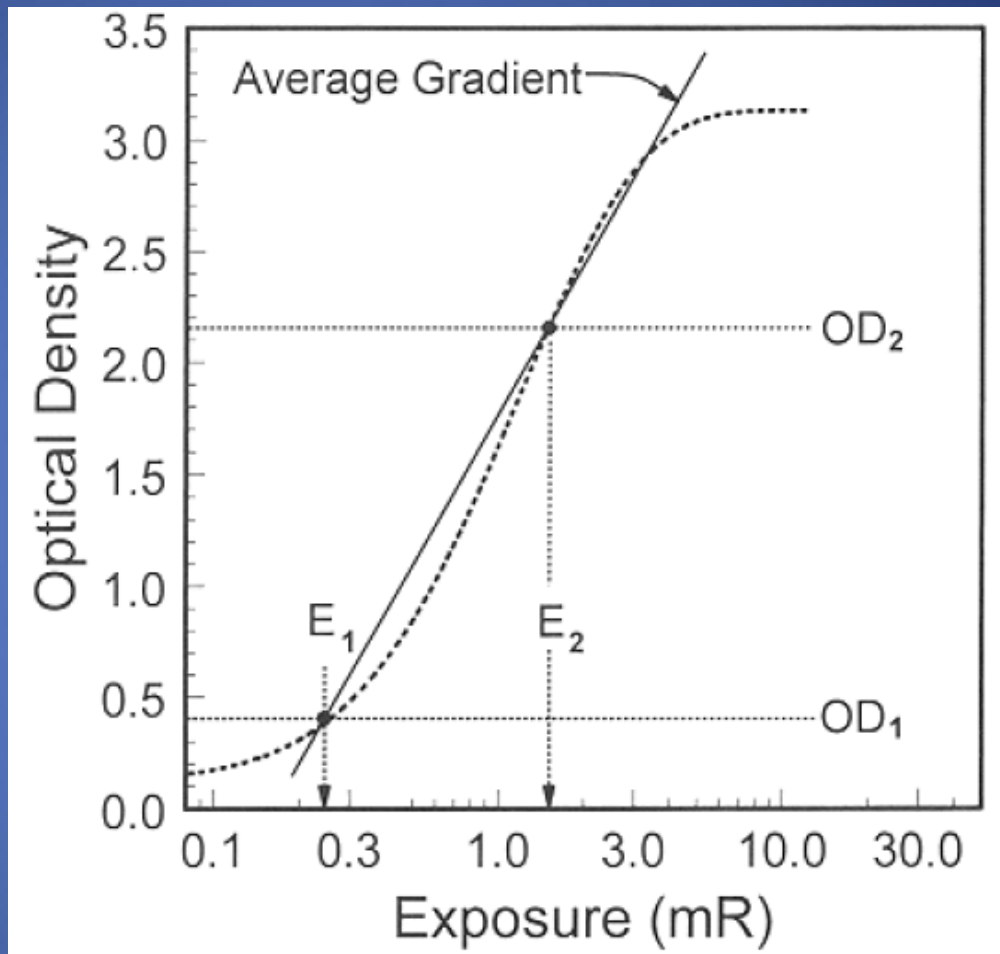
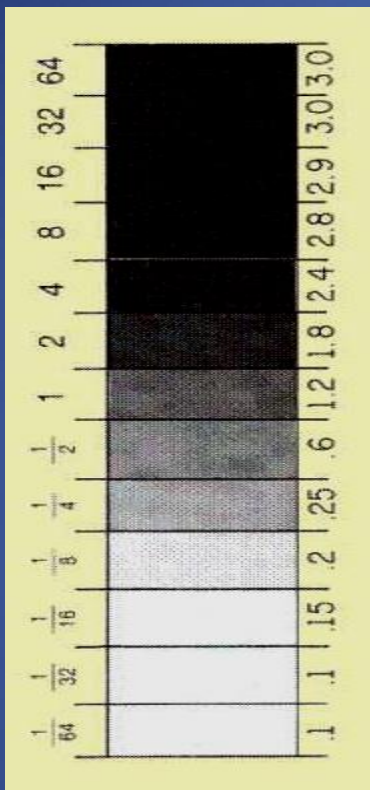
- Quantum Detective Efficiency (QDE) μιας οθόνης ενίσχυσης: περιγράφει το ποσοστό της προσπίπτουσας ακτινοβολίας X που αλληλεπιδρά με την οθόνη ενίσχυσης.
- Προφανώς όσο αυξάνει το πάχος της οθόνης ενίσχυσης αυξάνει η QDE.
- Παχύτερο στρώμα οθόνης ενίσχυσης: απορροφά περισσότερη ακτινοβολία X αλλά έχουν μεγαλύτερη διάχυση του παραγόμενου φωτός → προκαλείται θάμπωμα και μειώνεται η ανάλυση της εικόνας.
- Λεπτότερο στρώμα οθόνης ενίσχυσης: απορροφά λιγότερη ακτινοβολία X και έχει μικρότερη διάχυση του παραγόμενου φωτός → η ανάλυση της εικόνας είναι καλύτερη.



Ακτινολογικό Φιλμ

- Αποτελείται από κρυστάλλους αλογονούχου αργύρου (AgBr ή AgI) που καλύπτονται από πλαστικό περίβλημα.
- Το ακτινολογικό φιλμ μετά την έκθεσή του στην ενέργεια των φωτονίων αποκτά διαφορετικές αποχρώσεις του γκρι.





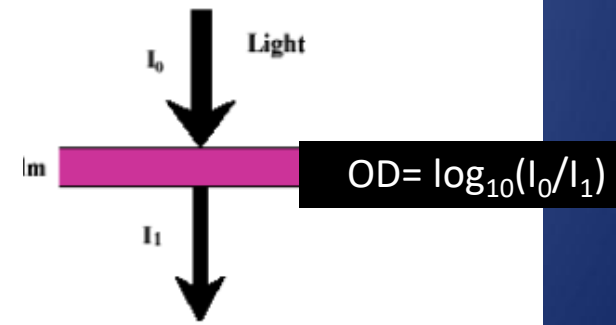
Χαρακτηριστική καμπύλη Hurter & Driffield (H&D).

Οπτική Πυκνότητα

- Συμβολίζεται με OD (optical density) και υποδεικνύει το βαθμό αμαύρωσης του φιλμ.
- Διαπερατότητα (transmittance ή T) είναι ο λόγος του προσπίπτοντος φωτός που διαπερνά το φιλμ. Δίνεται από τη σχέση:
- $T = I_1/I_0$ όπου I_0 η ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας και I_1 η ένταση της ακτινοβολίας που διέρχεται του φιλμ.
- $OD = -\log_{10}(T) = \log_{10}(I_0/I_1)$.
- π.χ.
- $OD=2 \Rightarrow \log_{10}(I_0/I_1)=2 = \log_{10}(100)$. Δηλαδή από κάθε 100 φωτόνια μόνο 1 θα περάσει το φιλμ. Όσο πιο υψηλή είναι η OD τόσο πιο μαύρο είναι το φιλμ.

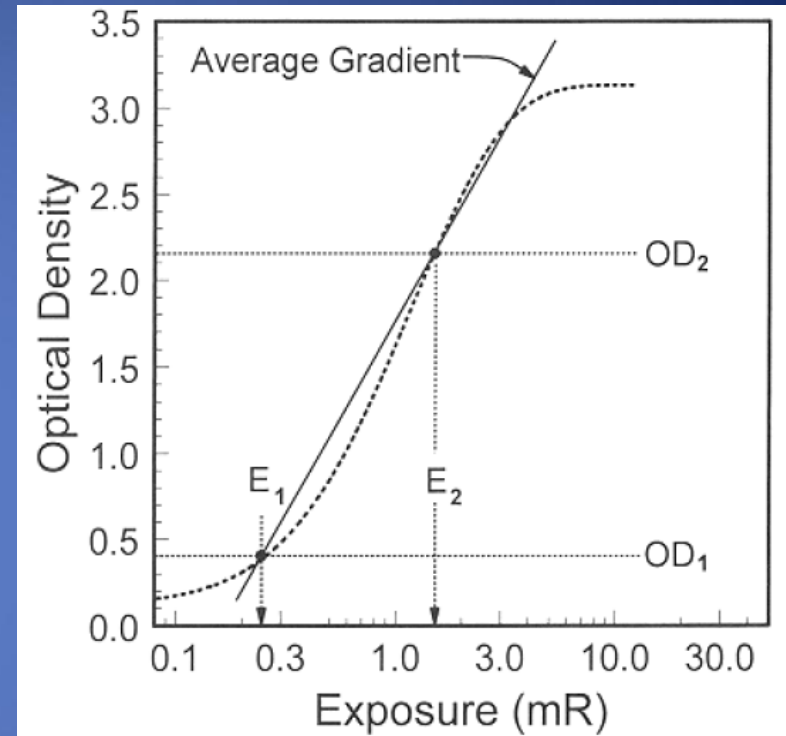
TABLE 6-1. RELATIONSHIP BETWEEN OPTICAL DENSITY (OD) AND TRANSMISSION (T) PERTINENT TO DIAGNOSTIC RADIOLOGY APPLICATIONS

T	T	OD	Comment
1.0000	10^0	0	Perfectly clear film (does not exist)
0.7760	$10^{-0.1}$	0.11	Unexposed film (base + fog)
0.1000	$10^{-1.0}$	1	Medium gray
0.0100	$10^{-2.0}$	2	Dark
0.0010	$10^{-3.0}$	3	Very dark; requires hot lamp
0.00025	$10^{-3.6}$	3.6	Maximum OD used in medical radiography



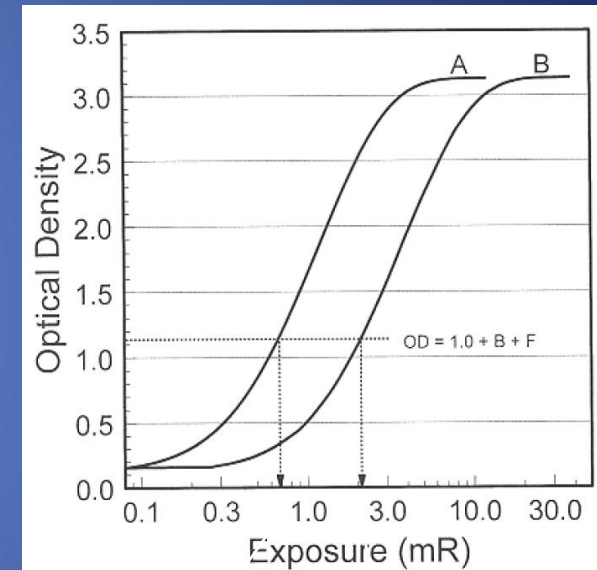
Σκιαγραφική αντίθεση φιλμ

- Η σκιαγραφική αντίθεση (contrast) του φιλμ σχετίζεται με την κλίση της καμπύλης H&D:
 - Μεγαλύτερη κλίση δηλώνει υψηλότερη αντίθεση. Δηλαδή η υψηλότερη αντίθεση είναι στη γραμμική περιοχή.
 - Μικρή κλίση δηλώνει χαμηλότερη αντίθεση. Επομένως χαμηλή αντίθεση έχουμε στις άκρες της καμπύλης.
- Ένα μέγεθος που περιγράφει τη συνολική αντίθεση ενός τύπου φιλμ είναι η μέση κλίση (average gradient).
 - Ορίζεται μεταξύ δύο καλά καθορισμένων τιμών της OD στα όρια της γραμμικής περιοχής της καμπύλης.
 $OD_2 = 2 + \text{base} + \text{fog}$ και $OD_1 = 0.25 + \text{base} + \text{fog}$.
 - Μέση κλίση = $(OD_2 - OD_1) / (\log_{10} E_2 - \log_{10} E_1)$.
 - Κυμαίνεται από 2.5 – 3.5.



Ταχύτητα

- Η ταχύτητα - ευαισθησία (speed - sensitivity) του συστήματος μπορεί να εκτιμηθεί από την χαρακτηριστική καμπύλη H&D.
- Συστήματα με υψηλή ταχύτητα απαιτούν μικρότερη έκθεση για να πετύχουν την ίδια οπτική πυκνότητα.
- Η απόλυτη ταχύτητα (absolute speed ή AS) ορίζεται ως το αντίστροφο της έκθεσης (σε R) που απαιτείται για να επιτευχθεί $OD = 1.0 + \text{base} + \text{fog}$.
- Η σχετική ταχύτητα ορίζεται ως προς μια αυθαίρετη τιμή ταχύτητας αναφοράς. Τα πρώτα συστήματα οθονών ενίσχυσης (που αποτελούνταν από CaWO_4) είχαν αυθαίρετη τιμή 100. Η καμπύλη A έχει μετρηθεί σε σύστημα με (σχετική) ταχύτητα 400 δηλαδή 4πλάσια ταχύτητα σε σχέση με το σύστημα αναφοράς.

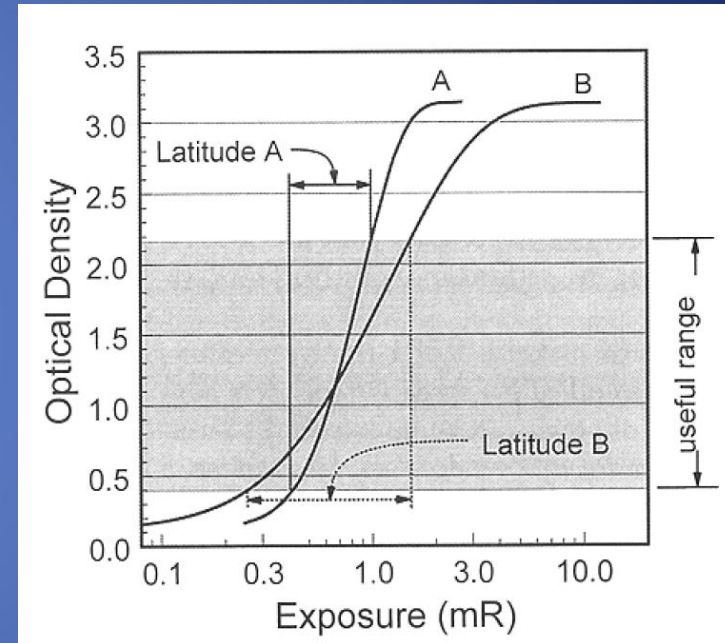


$E = 0.6 \text{ mR} \rightarrow$
 $AS = 1667 \text{ R}^{-1}$

$E = 2 \text{ mR} \rightarrow$
 $AS = 500 \text{ R}^{-1}$

Εύρος έκθεσης

- Συστήματα με διαφορετική αντίθεση έχουν καμπύλες H&D με διαφορετική κλίση.
- Το εύρος έκθεσης είναι εκείνο στο οποίο προκύπτουν χρήσιμες οπτικές πυκνότητες ($OD = 0.3 - 2.5$).
- Μεγαλύτερο εύρος έκθεσης vs. Μεγαλύτερη αντίθεση!
- Το A έχει υψηλότερη αντίθεση αλλά μικρότερο εύρος έκθεσης.
- Το σύστημα B έχει χαμηλότερη αντίθεση αλλά μεγαλύτερο εύρος έκθεσης.
- Είναι πιο δύσκολο να επιτύχουμε κατάλληλες εκθέσεις όταν χρησιμοποιούμε συστήματα μικρού εύρους έκθεσης.



Ψηφιακή Ραδιογραφία με κασέτα (Computer Radiography)

- Χρησιμοποιείται ανιχνευτής από Φωτοδιεγέρσιμο Φώσφορο photostimulable phosphor detector (PSP) 85% BaFBr και 15% BaFI με προσμίξεις Ευρωπαϊού (Eu), κλεισμένος σε θήκη από αδιαφανές πλαστικό μικρής πυκνότητας.
- Ο ανιχνευτής PSP εκτείθεται σε ακτίνες X και τα ιονιζόμενα ηλεκτρόνια των στοιβάδων σθένους των ατόμων του Eu εγκλωβίζονται σε μία ενεργειακή στάθμη μεταξύ αυτής της στοιβάδας σθένους και των ελεύθερων ηλεκτρονίων.
- Ο αριθμός των εγκλωβισμένων ηλεκτρονίων είναι ανάλογος της έντασης της δέσμης ακτίνων X.
- Οποιαδήποτε στιγμή (εντός ημερών) μετά την έκθεση του PSP, το PSP σαρώνεται από δέσμη laser 700nm. Τα φωτόνια του laser δίνουν επαρκή ενέργεια στα εγκλωβισμένα ηλεκτρόνια, ώστε να ανέλθουν σε κατάσταση αγωγιμότητας και στη συνέχεια να μεταπέσουν άμεσα σε στοιβάδα σθένους.
- Για κάθε ηλεκτρόνια η ενεργειακή διαφορά μεταξύ στοιβάδας σθένους και αγωγιμότητας αποβάλλεται με εκπομπή φωτονίου (πράσινου ή μπλε).

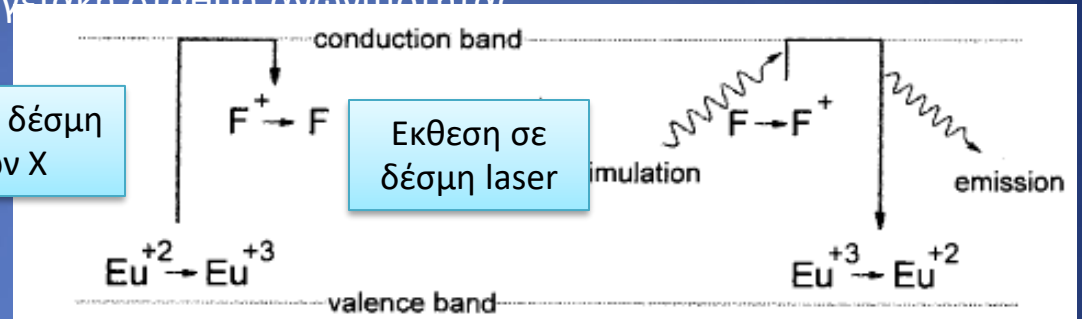
Ψηφιακή Ραδιογραφία (Computer Radiography): Φωτοδιεγέρσιμος Φώσφορος

- Ανιχνευτής από Φωτοδιεγέρσιμο Φώσφορο photostimulable phosphor detector (PSP) 85% BaFBr και 15% BaFI με προσμίξεις Ευρωπαϊού (Eu), κλεισμένος σε θήκη από αδιαφανές πλαστικό μικρής πυκνότητας.
- Ο ανιχνευτής PSP εκτείθεται σε ακτίνες X και τα ιονιζόμενα ηλεκτρόνια των στοιβάδων σθένους των ατόμων του Eu εγκλωβίζονται σε μία ενεργειακή στάθμη μεταξύ αυτής της στοιβάδας σθένους και των ελεύθερων ηλεκτρονίων.
- Ο αριθμός των εγκλωβισμένων ηλεκτρονίων είναι ανάλογος της έντασης της δέσμης ακτίνων X.
- Οποιαδήποτε στιγμή (εντός ημερών) μετά την έκθεση του PSP, το PSP σαρώνεται από δέσμη laser 700nm. Τα φωτόνια του laser δίνουν επαρκή ενέργεια στα εγκλωβισμένα ηλεκτρόνια, ώστε να ανέλθουν σε κατάσταση αγωγιμότητας και στη συνέχεια να μεταπέσουν άμεσα σε στοιβάδα σθένους.
- Για κάθε ηλεκτρόνια η ενεργειακή διαφορά μεταξύ στοιβάδας σθένους και αγωγιμότητας αποβάλλεται με εκπομπή φωτονίου (πράσινου ή μπλε).

Ενεργειακή στάθμη ανιχνευτή

Εκθεση σε δέσμη ακτίνων Χ

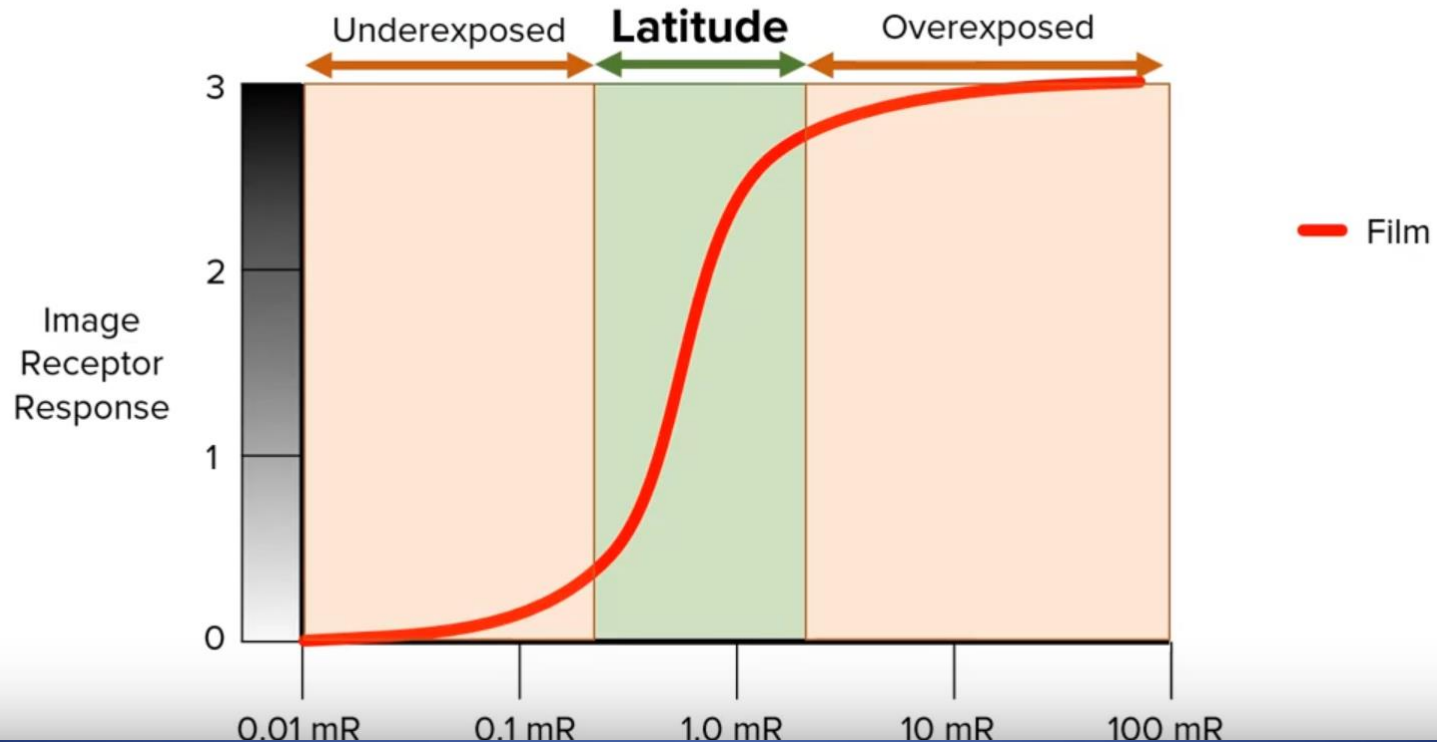
Εκθεση σε δέσμη laser

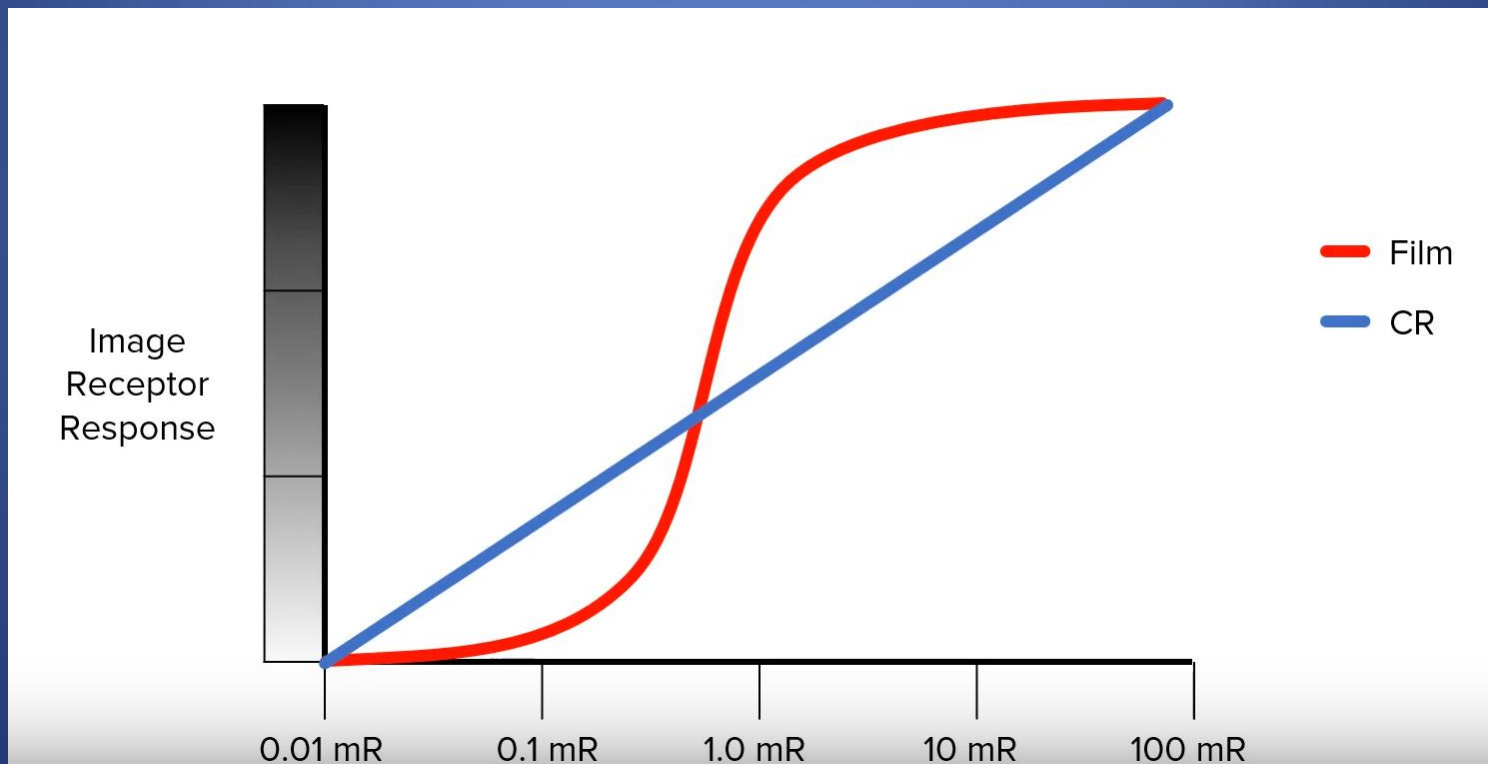


Ενεργειακή στάθμη στοιβάδας σθένους

- Η ίδια εικόνα που έχει αποθηκευθεί στον ανιχνευτή PSP μπορεί να «διαβαστεί» πολλές φορές.
- Η εικόνα διαγράφεται με έκθεση του PSP σε πολύ έντονο φως, οπότε και μπορεί να επαναεκτεθεί σε ακτίνες Χ.
- Γενικά η διαδικασία είναι ίδια με αυτή που χρησιμοποιεί φωτογραφικό φιλμ.
- Πλεονεκτήματα PSP : μεγαλύτερη δυναμική ακτίνα τιμών και γραμμικότητα. Πολλαπλή επαναχρησιμοποίηση.

Image Receptor Response



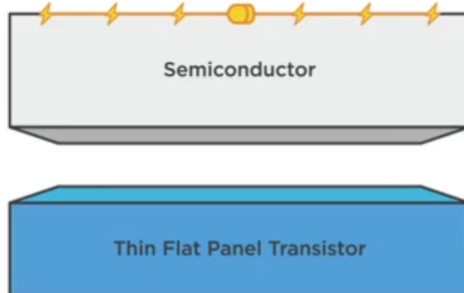


Ψηφιακή Ραδιογραφία χωρίς κασέτα

Cassette-less Digital Radiography Systems

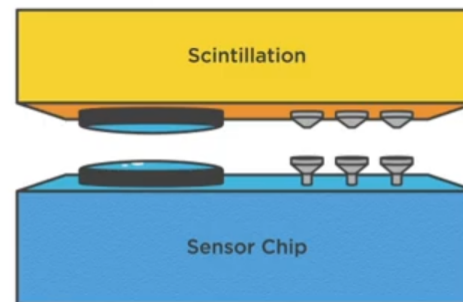
Direct Conversion

Non-Scintillation

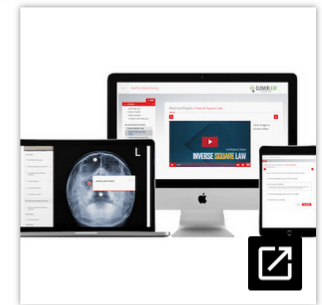
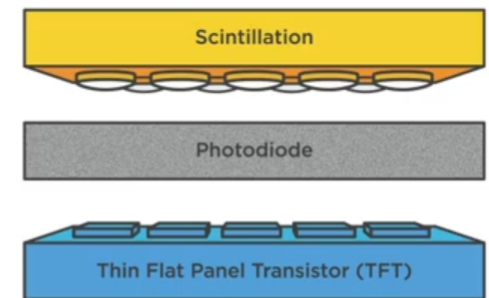


Indirect Conversion

Charged Coupling Device

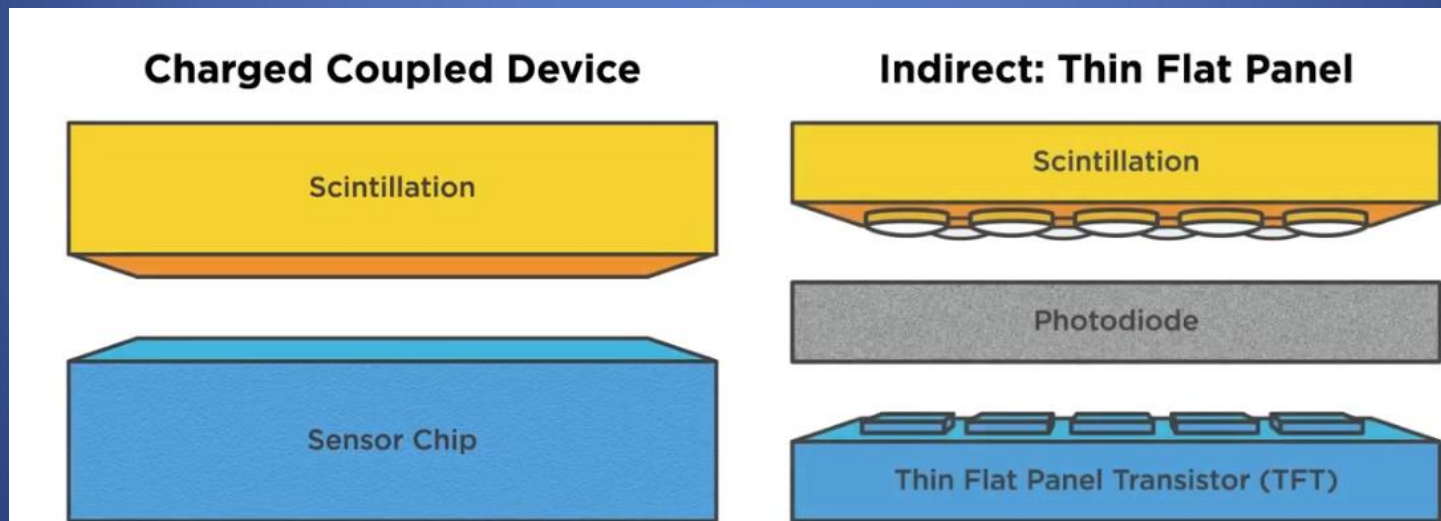


Indirect: Thin Flat Panel



- <https://www.youtube.com/watch?v=YzV1kovMjkl>

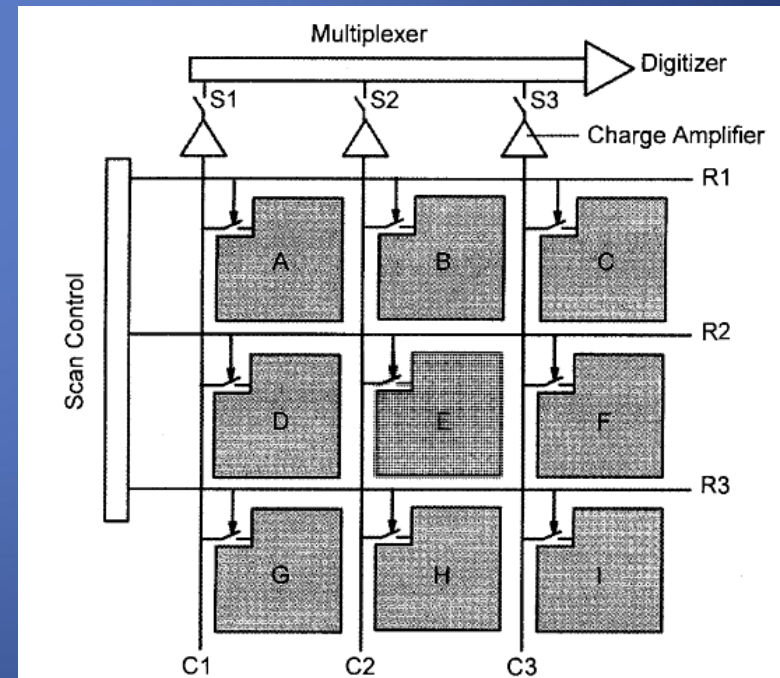
Indirect detection: TFTs Thin Film Transistor, Charged-coupled devices (CCDs)



TFT FLAT PANEL Ανιχνευτές: έμμεση ανίχνευση (indirect detection)

- Τεχνολογία παρόμοια με τις οθόνες των laptop. Το TFT (Thin Film Transistor) Flat Panel αποτελείται από πολύ μεγάλο αριθμό μικροσκοπικών ανιχνευτών φωτός που δέχονται ορατά φωτόνια και παράγουν ηλεκτρόνια.
- «έμμεση ανίχνευση» σημαίνει ότι τα φωτόνια X παράγουν ορατό φώς, το οποίο παράγει ηλεκτρικό φορτίο που τελικά καταγράφεται.
- Χρησιμοποιείται ο Φώσφορος (Gd_2O_2S) που εκπέμπει ορατό φως τη στιγμή που προσπίπτει σε αυτόν φωτόνιο ακτίνων X. Το φωτογραφικό φιλμ αντικαθίσταται από Flat Panel. Συχνά ο Φώσφορος αντικαθίσταται από κύσταλλο σπινθηρισμού NaI ή CsI με προσμίξεις TI.
- Κάθε ανιχνευτής του TFT περιέχει:
 - ένα πυκνωτή που συλλέγει το παραγόμενο φορτίο
 - Ένα τρανζιστορ που είναι συνδεδεμένο με τον πυκνωτή και το κανάλι readout

- Τα ηλεκτρονικά κάθε στοιχειώδους ανιχνευτή καταλαμβάνουν ποσοστό του εμβαδού του.
- Κάθε στοιχειώδης ανιχνευτής αντιστοιχεί σε ένα pixel της παραγόμενης εικόνας. Το μέγεθος στοιχειώδους ανιχνευτή καθορίζει και την μέγιστη χωρική συχνότητα που μπορεί να απεικονίσει η παραγόμενη εικόνα.
- Οι πύλες των στοιχειωδών ανιχνευτών συνδέονται κατά γραμμές για εφαρμογή τάσης και κατά στήλες με πολυπλέκτη.
- Κατά την έκθεση σε ακτίνες X, όλες οι πύλες κάθε γραμμής έχουν αρνητική τάση, οπότε το TFT συσσωρεύει ηλεκτρόνια.
- Κατά τη φάση readout, οι πύλες του TFT τίθενται σε θετική τάση, οπότε και ο πολυπλέκτης επιλέγει ποιος στοιχειώδης ανιχνευτής θα εκφορτίσει το φορτίο του.
- Η ψηφιακή εικόνα παράγεται βάσει του φορτίου που έχει κάθε στοιχ. ανιχν.

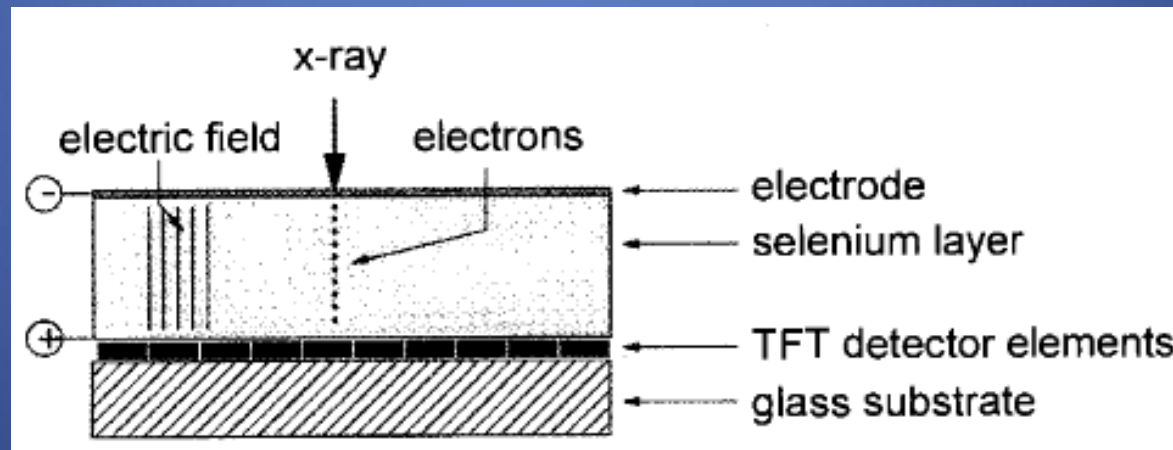


TFT FLAT PANEL Ανιχνευτές:

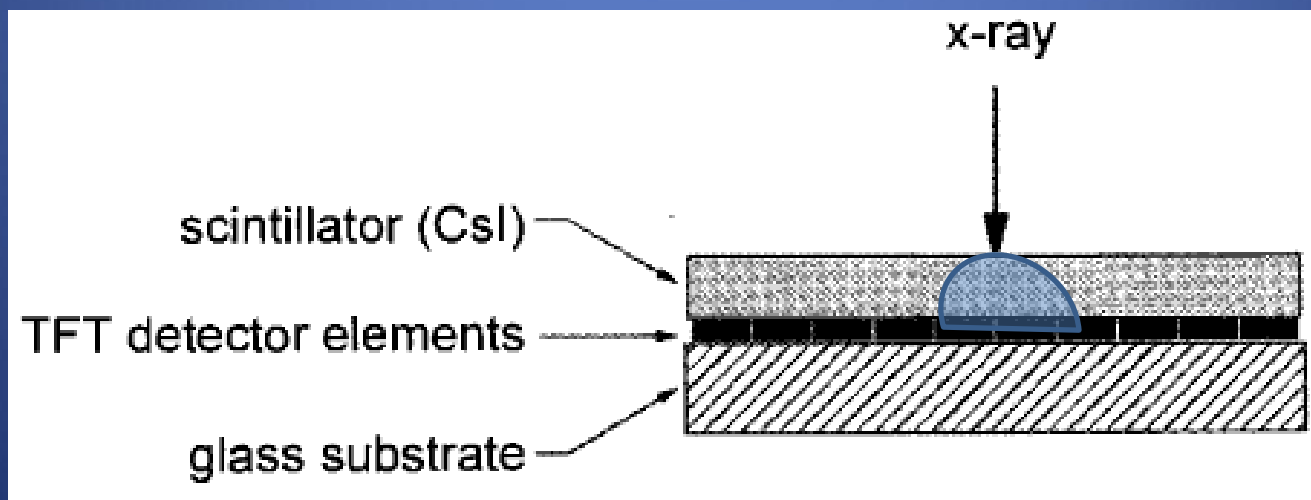
άμεση ανίχνευση (direct detection)

- Οι ανιχνευτές άμεσης ανίχνευσης αποτελούνται από ένα στρώμα TFT επί του οποίου έχει τοποθετηθεί ένα φωτοαγώγιμο υλικό (photoconductor).
- Ο photoconductor είναι ημιαγωγός που έχει την ιδιότητα να αυξάνει την αγωγιμότητα του όταν προπέσουν σε αυτόν φωτόνια με συχνότητα μεγαλύτερη ενός κατοφλίου. Το κατόφλι είναι ίσο:
 - Με το πλάτος του band gap (διαφορά ενέργειας στοιβάδας σθένους (valence) και κατάστασης αγωγιμότητας)
 - Με τη διαφορά ενέργειας μίας ενδιάμεσης ενεργειακής κατάστασης που δημιουργείται από προσμίξεις (impurities) στο κρυσταλλικό πλέγμα του ημιαγωγού και της κατάστασης αγωγιμότητας
- Παραδείγματα:
 - Θειούχο Κάδμιο (CdS), ημιαγωγός (band gap: 2.4 eV)
 - Αντιμονιούχο Ινδίο (InSb), ημιαγωγός (band gap: 0.7 eV)
 - Αμορφο Σελήνιο (a-Se): ημιαγωγός όπως το Si, Ge, αλλά με υψηλότερο Z, ώστε να αλληλεπιδρούν τα φωτόνια X με αυτόν.

- Κατά την έκθεση σε ακτίνες X, στο a-Se δημιουργούνται ζεύγη οπών/ηλεκτρονίων. Το ηλεκτρόδιο που βρίσκεται στην εμπρόσθια επιφάνεια του a-Se τίθεται σε αρνητική τάση (10V/μm) και τα ηλεκτρόνια μετακινούνται προς το TFT όπου και συλλέγονται.
- Το readout γίνεται όπως περιγράφηκε προηγουμένως.



- Παρόλα αυτά το Se έχει $Z=34$ το οποίο είναι ιδιαίτερα μικρό για να καταγράψει την πλειοψηφία των φωτονίων X. Κατά συνέπεια, το πάχος του πρέπει να είναι πολύ αυξημένο σε σχέση με το αντίστοιχο των έμμεσων συστημάτων ανίχνευσης.
- Επισημαίνεται ότι το αυξημένο πάχος του a-Se δεν προκαλεί θόλωση της παραγόμενης ραδιογραφίας, σε αντίθεση με τον σπινθηριστή των έμμεσων συστημάτων ανίχνευσης (CsI, Gd₂O₂, NaI). Γιατί ??

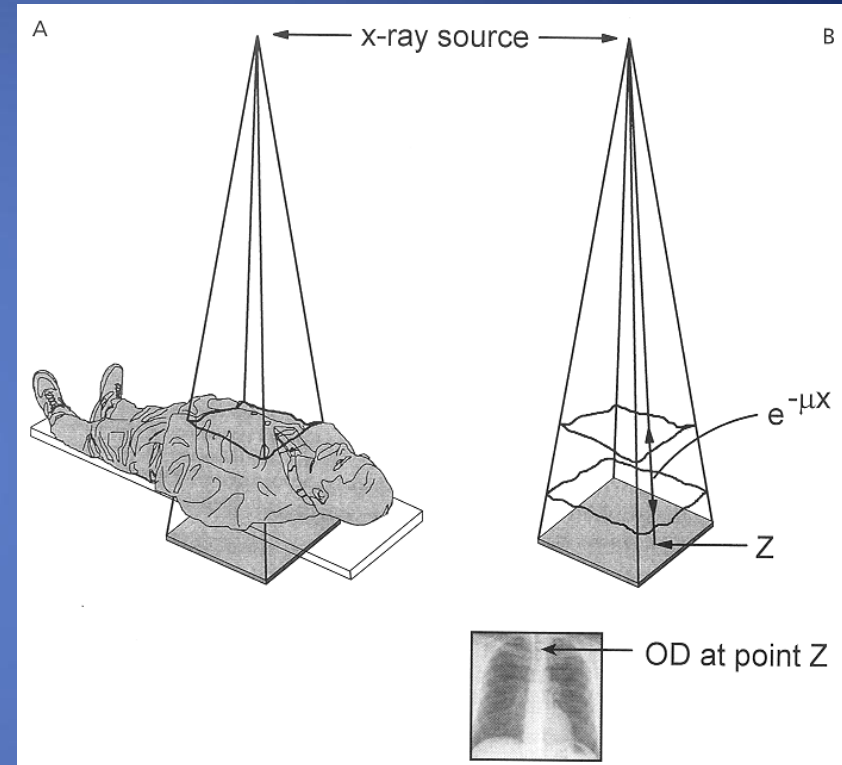


	Radiography	Mammography	Fluoroscopy
Imager size (cm)	35 × 43	18 × 24	25 × 25
Pixel size (μm)	100–150	50	150–200
Readout time (s)	<5	<5	0.033/frame
X-ray energy (kVp)	80–130	25–50	80
Exposure (mR)	0.03–3	0.6–240	0.0001–0.01
Patient thickness (cm)	20	5	20
Object size	0.5 mm (bone detail)	50–100 μm (μ calcifications)	2 mm

Προβολική ραδιογραφία

Προβολική ραδιογραφία

- Αποτυπώνεται η τρισδιάστατη ανατομία του σώματος σε μια διδιάστατη εικόνα και παρέχει πυκνή πληροφορία καθώς η ανατομία του σώματος αποτυπώνεται σε μια εικόνα.
- Είναι μια διαδικασία απεικόνισης μετάδοσης (transmission imaging) σε αντίθεση με τις άλλες διαδικασίες στην ιατρική απεικόνιση:
 - Reflection imaging (υπέρηχοι).
 - Emission imaging (PET).
- Η οπτική πυκνότητα (βαθμός αμαύρωσης του φιλμ) σε κάθε σημείο του φιλμ αντιστοιχεί στα χαρακτηριστικά απορρόφησης του ασθενή σε κάθε περιοχή του σώματός του.



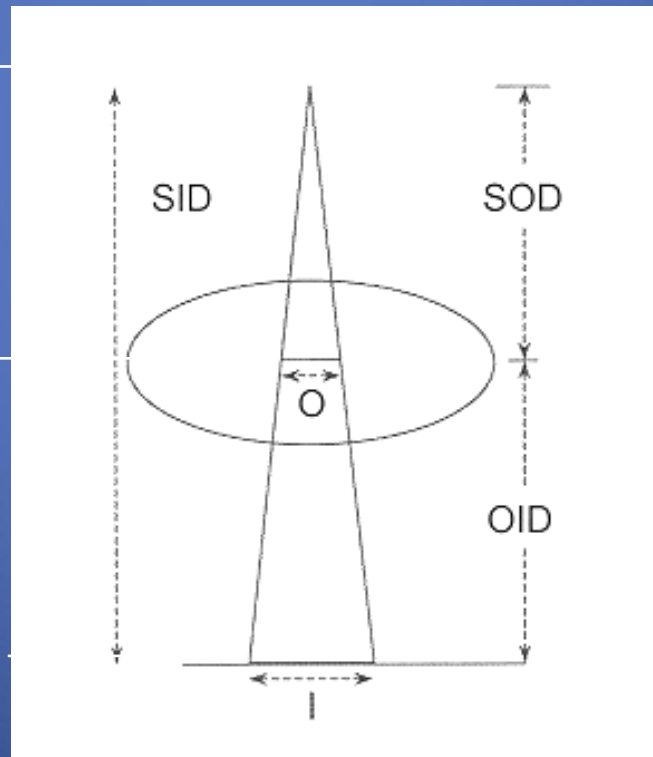
Βασικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά

- SID: Source to Image Distance (εστιακή απόσταση).
- SOD: Source to Object Distance.
- OID: Object to Image Distance (αντικειμενική προβολική απόσταση).
- O: μέγεθος του υπό εξέταση αντικειμένου
- I: μέγεθος του ίδιου αντικειμένου στο σύστημα απεικόνισης.

Ιδανική σημειακή
πηγή ακτινών X

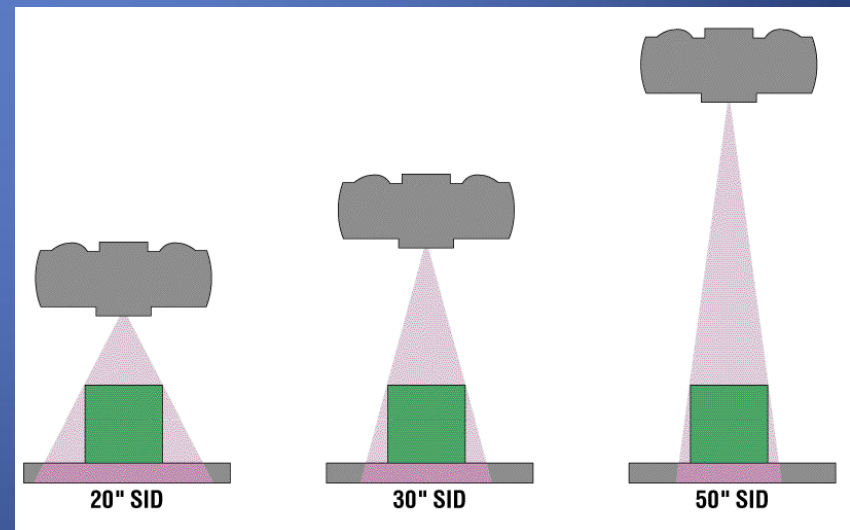
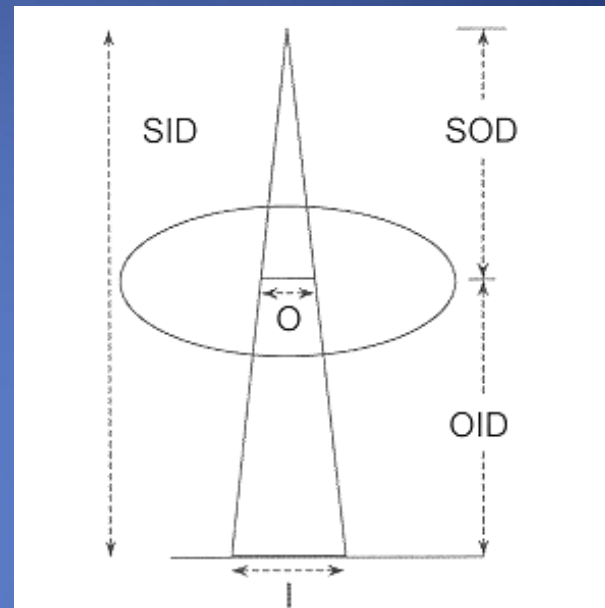
Αντικείμενο υπό
εξέταση

Επίπεδο
συστήματος
απεικόνισης



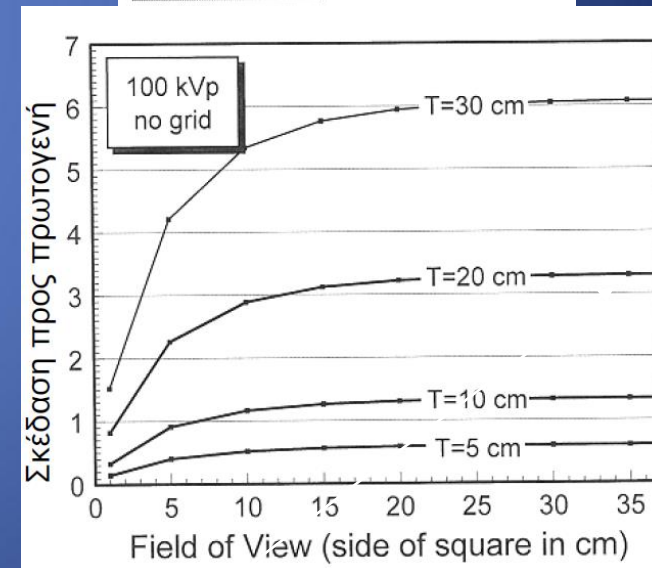
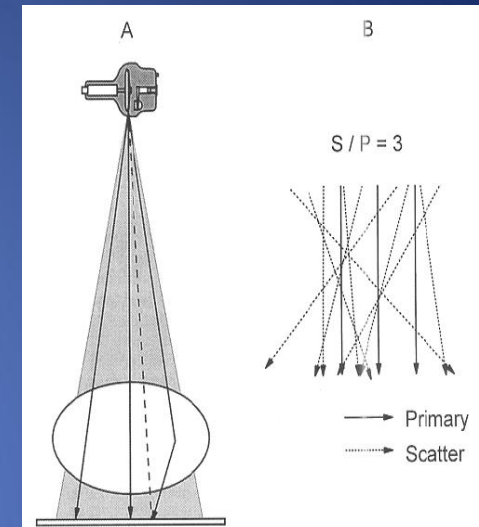
Βασικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά (συνέχεια...)

- Αποτέλεσμα της απόκλισης της δέσμης των ακτίνων Χ από το σημείο εστίασης στο επίπεδο της εικόνας είναι η μεγέθυνση του υπό εξέταση αντικειμένου.
- Συμβολίζεται με M και υπολογίζεται από γεωμετρικά.
- $M=I/O=SID/SOD$.
- Η μεγέθυνση είναι μεγαλύτερη όσο κοντύτερα είναι το αντικείμενο στο σημείο εστίασης.
- Η μεγέθυνση πλησιάζει τη μονάδα όσο το αντικείμενο πλησιάζει το επίπεδο του απεικονιστικού συστήματος.
- Οι ακτινογραφικές εικόνες είναι μεγαλύτερες από το αντικείμενο – «στόχο».



Σκεδαζόμενη Ακτινοβολία

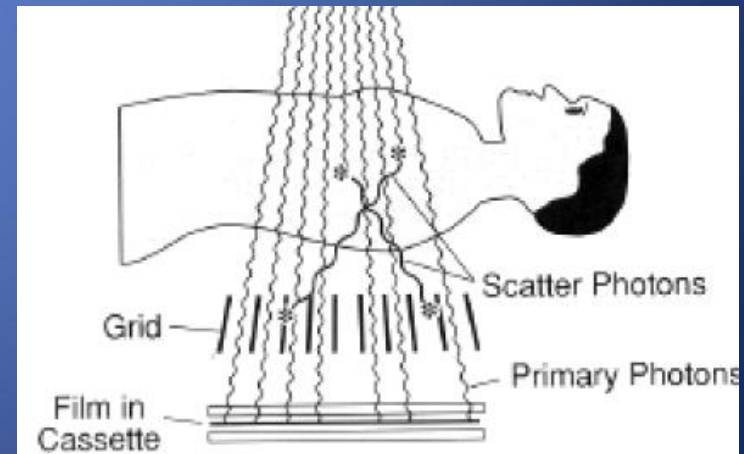
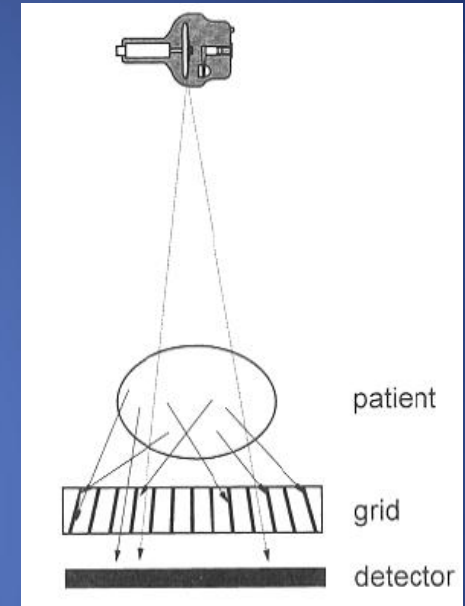
- Στους ιστούς η πιθανότητα σκέδασης Compton είναι ίση με την πιθανότητα φωτοηλεκτρικής απορρόφησης στα 26keV. Για υψηλότερο Z (πχ. οστά) αυτή η ενέργεια ανεβαίνει στα 35keV. Επομένως, τα περισσότερα φωτόνια, στο εύρος των ενεργειών που χρησιμοποιούνται στην προβολική ραδιογραφία, παράγουν δευτερογενή φωτόνια σκέδασης.
- Είναι επιβλαβή για το σχηματισμό εικόνας καθώς παραβιάζουν την γεωμετρική αρχή της ευθύγραμμης πορείας των φωτονίων. Προκαλούν αμαύρωση του φιλμ χωρίς να προσθέτουν πληροφορία στην σχηματιζόμενη εικόνα.
- Λόγος σκεδαζόμενων και πρωταρχικών φωτονίων (λόγος S/P). Ο λόγος αυτός εξαρτάται από το πεδίο θέασης (field of view – FoV) των ακτινών X.
 - Μείωση του FoV στο ελάχιστο απαραίτητο.
 - Πάχος ασθενούς.



Ακτινογραφία στην κοιλιακή χώρα:
35cmx35cm FoV

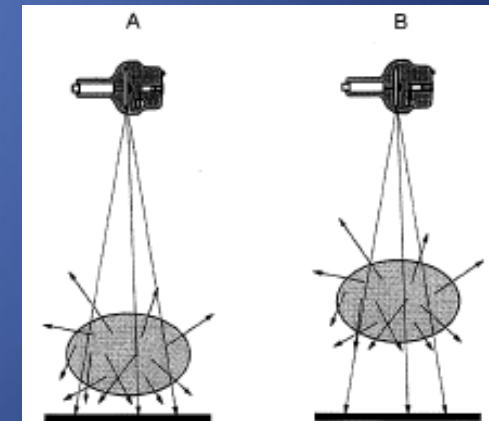
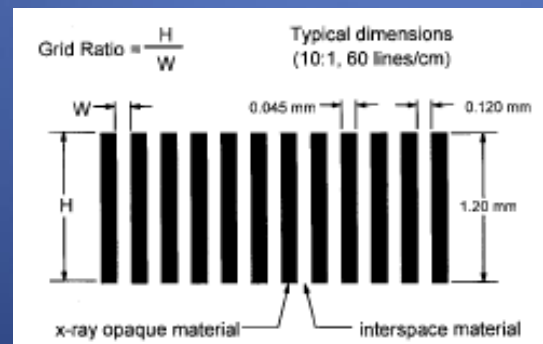
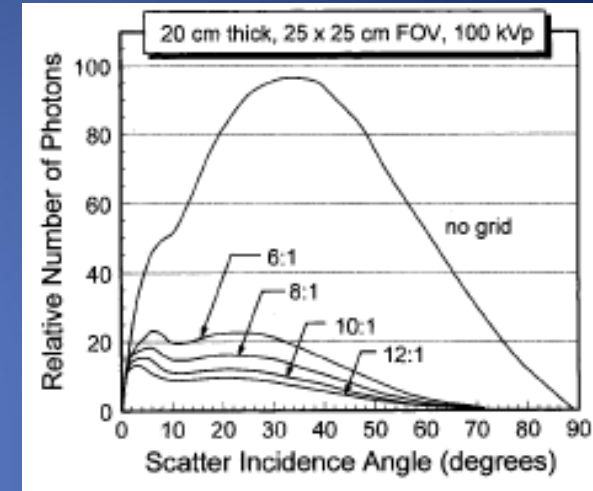
Αντισκεδαστικό φράγμα

- Το αντισκεδαστικό φράγμα (antiscatter grid) χρησιμοποιείται για να ελαχιστοποιήσει την ανεπιθύμητη (σκεδαζόμενη) ακτινοβολία.
- Τοποθετείται μεταξύ του ασθενούς και του συστήματος φιλμ - ακτινολογικής κασέτας.
- Αποτελείται από διαδοχικές σχισμές (συνήθως κατασκευασμένες από ανθρακονήματα, αλουμίνιο ή χαρτί) που έχουν προσανατολισμό προς το σημείο εστίασης που διαχωρίζονται από διαφράγματα (συνήθως κατασκευασμένα από μόλυβδο) πολύ υψηλής εξασθένισης.
- Τα πρωταρχικά φωτόνια έχουν μεγαλύτερη πιθανότητα διέλευσης από τις σχισμές του φράγματος.



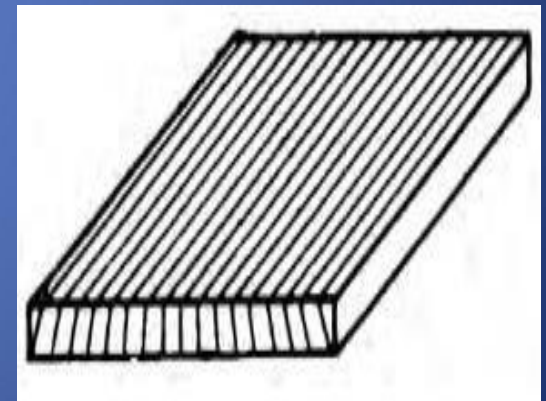
Αντισκεδαστικό φράγμα (συνέχεια...)

- Λόγος πλέγματος (Grid Ratio – GR)=H/W. Τιμές GR:
 - 8:1, 10:1, και 12:1 είναι συνήθεις στην κλασική ακτινολογία,
 - 5:1 συνήθως στη μαστογραφία.
- Αύξηση του λόγου GR → μείωση του λόγου S/P.
- Αύξηση του λόγου GR → αύξηση της δόσης στον ασθενή.
- Καθώς αυξάνει ο λόγος GR φωτόνια με ολόένα μεγαλύτερες γωνίες σκέδασης απομακρύνονται πιο αποτελεσματικά.
- Μια επιπλέον τεχνική για την απομάκρυνση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι η εισαγωγή κενού χώρου μεταξύ του ασθενούς και του συστήματος φιλμ – ακτινολογικής κασέτας.



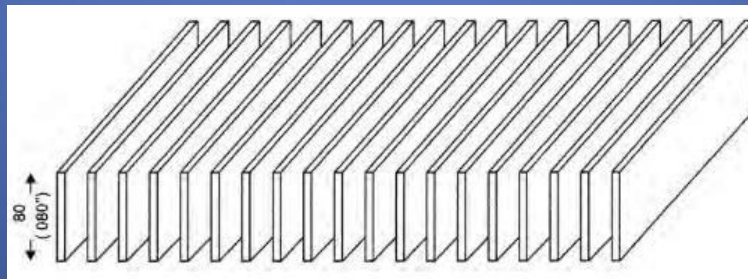
Το Αντιδιαχυτικό Διάφραγμα (grid) Bucky

- τεχνική ελάττωσης της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας (antiscatter grid) ή αλλιώς Bucky από τον Gustave Bucky, (1913), πίσω από το σώμα του ασθενούς
- μια λεπτή επίπεδη πλάκα από λωρίδες μολύβδου ανάμεσα στις οποίες υπάρχει κάποιο πλαστικό υλικό ή αλουμίνιο
- Το πάχος των λωρίδων μολύβδου είναι 50 μm , ενώ του ενδιάμεσου υλικού 125-250 μm .
- Συνηθισμένες διαστάσεις είναι: 35×35 cm ή 35×43 cm.
- Το πάχος του δεν ξεπερνά τα 4 ή 5 mm.

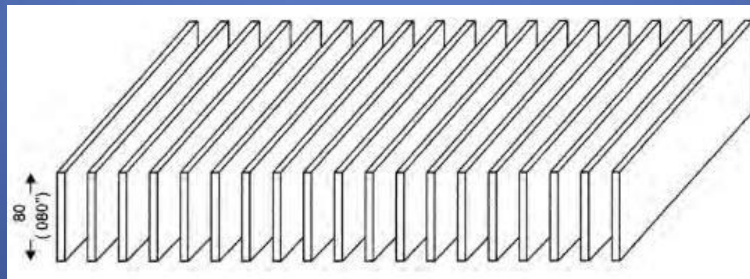


Το Αντιδιαχυτικό Διάφραγμα (grid) Bucky

- Τα διαφραγμάτια είναι τοποθετημένα με τον επιμήκη τους άξονα παράλληλο μεταξύ τους.
- Απέχουν το ένα από το άλλο ίσες και σταθερές αποστάσεις.
- Αυτό εξασφαλίζεται από τον κατασκευαστή με την τοποθέτηση ανάμεσά τους ενός διαμέσου υλικού χαρακτηριστικά του οποίου είναι η μικρή απορρόφηση της ακτινοβολίας Χ και η ευκολία τοποθέτησής του.
- Από το διάκενό τους μπορούν και διέρχονται τα φωτόνια Χ, ενώ όσα προσκρούουν στα διαφραγμάτια, απορροφώνται.

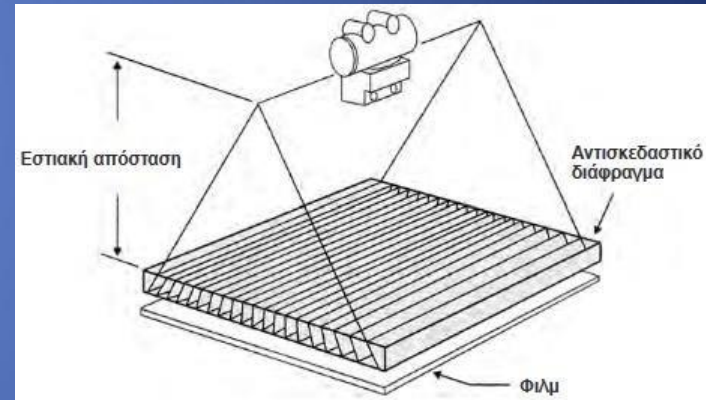


- Το μέταλλο από το οποίο κατασκευάζονται τα διαφραγμάτια είναι υψηλού ατομικού αριθμού.
- Σε ένα φθινό διάφραγμα χρησιμοποιείται ο μόλυβδος ($Z = 74$) ενώ σε ακριβότερες κατασκευές μπορεί να χρησιμοποιηθούν κράματα μετάλλων.
- Το διάμεσο υλικό μπορεί να είναι πολυεστέρας, ή αλουμίνιο.
- Εξωτερικά η όλη κατασκευή καλύπτεται από λεπτό στρώμα αλουμινίου ή πλαστικού.



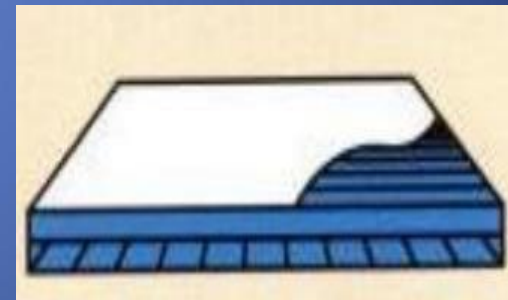
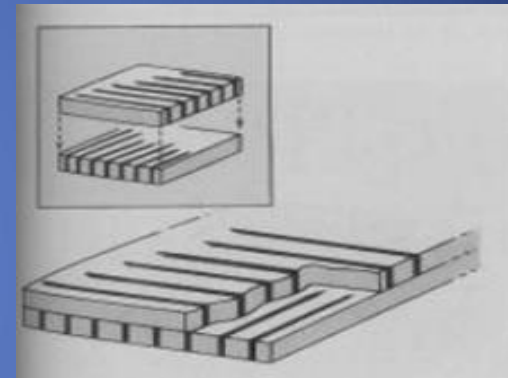
Συγκλίνον Διάφραγμα

- Πρόκειται για τον πιο συνηθισμένο τύπο αντιδιαχυτικού.
- Στο συγκλίνον διάφραγμα, τα διαφραγματία ως προς το μεγάλο τους άξονα είναι παράλληλα μεταξύ τους· ενώ ως προς το βραχύ τους άξονα συγκλίνουν προς ένα υποθετικό κέντρο, στο οποίο τοποθετείται η λυχνία.
- Η απόσταση από το κέντρο του αντιδιαχυτικού μέχρι το υποθετικό κέντρο σύγκλισης των διαφραγματίων ονομάζεται **εστιακή απόσταση** και είναι η ιδεώδης απόσταση τοποθέτησής του από τη λυχνία.



Διασταυρωτό Αντιδιαχυτικό Διαφράγμα

- Αποτελείται από δύο υπερτιθέμενα αντισκεδαστικά διαφράγματα που έχουν την ίδια εστιακή απόσταση.
- Ο λόγος του ισούται με το άθροισμα των λόγων των υπερτιθέμενων αντισκεδαστικών διαφραγμάτων.
- Βασικό πλεονέκτημα σε σχέση με τα γραμμικά είναι ότι μειώνουν τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία προς όλες τις κατευθύνσεις.
- Δεν επιτρέπουν όμως την κλίση της λυχνίας ακτίνων Χ.



Στατιστική των φωτονίων Θόρυβος Poisson κατά το σηματοπισμό εικόνας

Θόρυβος Poisson

- Ο θόρυβος Poisson σε σήματα και εικόνες αντιστοιχεί σε διακυμάνσεις του καταγραφόμενου αριθμού των φωτονίων που προσπίπτουν στον ανιχνευτή που παράγει το σήμα ή την εικόνα.
- Η κατανομή poisson δίνει την πιθανότητα να καταγραφούν x φωτόνια, όταν ο μέσος καταγραφόμενος όρος στη μονάδα του χρόνου είναι μ :

$$p(x, \mu) = \frac{\mu^x e^{-\mu}}{x!}, \mu, x \in \mathbb{R}$$

- Η παραπάνω κατανομή ισχύει για κάθε περίπτωση διακριτών, ανεξάρτητων γεγονότων, πχ.:
 - Ποια η πιθανότητα σε ένα parking να μπουν σήμερα 100 αυτοκίνητα, όταν ο ημερήσιος μέσος όρος είναι 85 ?
- Όταν $\mu > 100$, η κατανομή Poisson προσεγγίζεται από την κανονική κατανομή, με $\sigma = \sqrt{\mu}$

Κβαντομηχανικός θόρυβος εικόνας και δόση ασθενούς

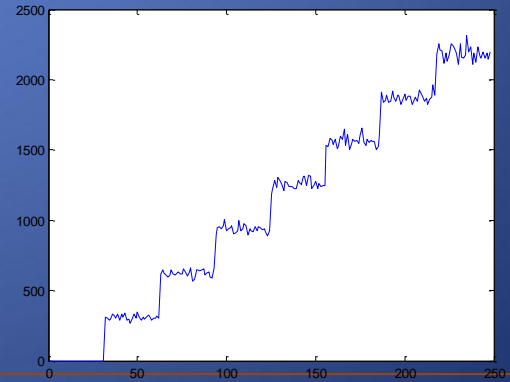
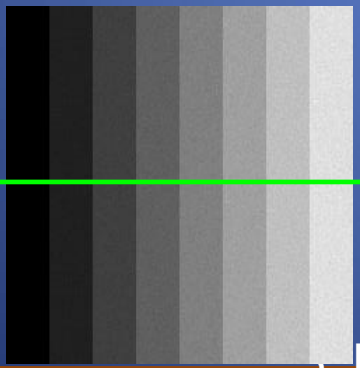
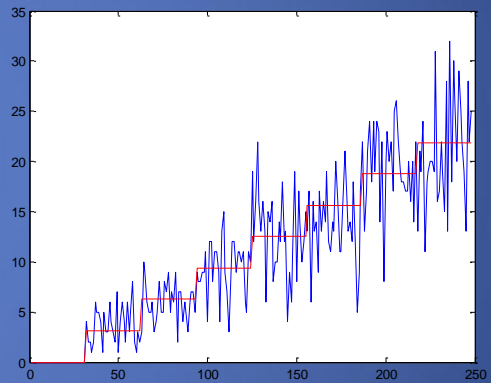
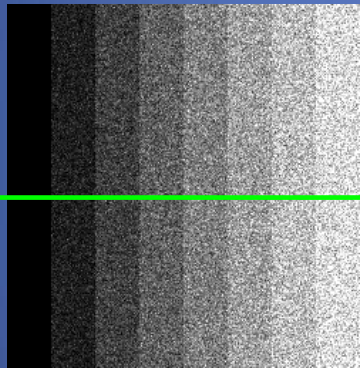
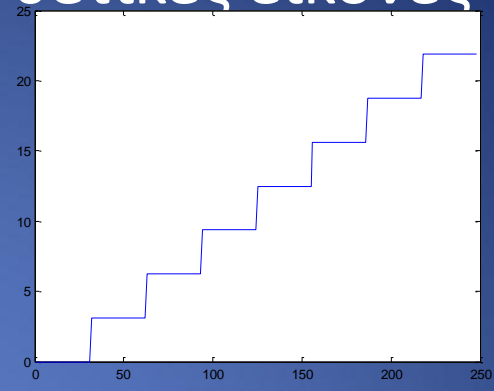
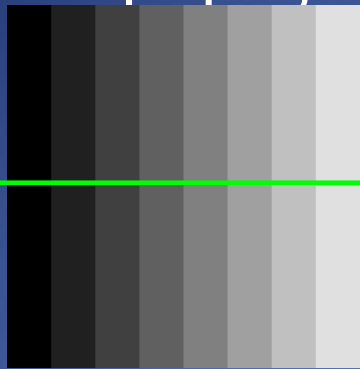
- Το σ της Poisson είναι $\mu^{0.5} \rightarrow$ με πιθανότητα 98%, η τιμή ενός Pixel θα είναι εντός του διαστήματος $[\mu-3\sigma, \mu+3\sigma]$.
- **Κβαντομηχανικός θόρυβος:** διαταραχές του αριθμού των φωτονίων γ που καταγράφονται στη μονάδα εμβαδού, στη μονάδα του χρόνου.
- Ο θόρυβος της εικόνας υπολογίζεται από το σηματοθορυβικό λόγο Signal to Noise Ratio (SNR). Μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε έναν από τους δύο ορισμούς:

$$SNR = 10 \log \left(\frac{signal}{noise} \right) \text{ (dB)} \quad SNR = \frac{signal}{noise} \text{ (καθαρός αριθμός)}$$

- Στην περίπτωση του θορύβου Poisson:

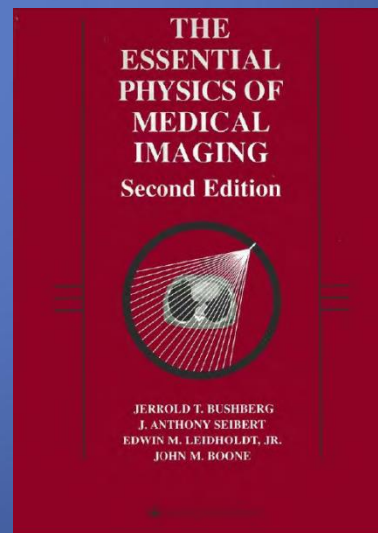
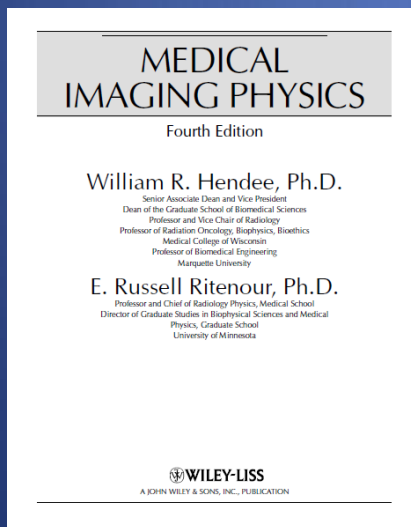
$$\frac{signal}{noise} = \frac{\mu}{\sigma} = \sqrt{\mu}$$

Θόρυβος Poisson σε συνθετικές εικόνες

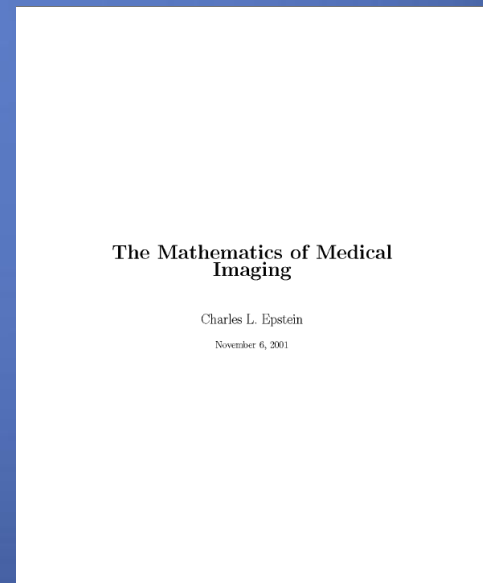
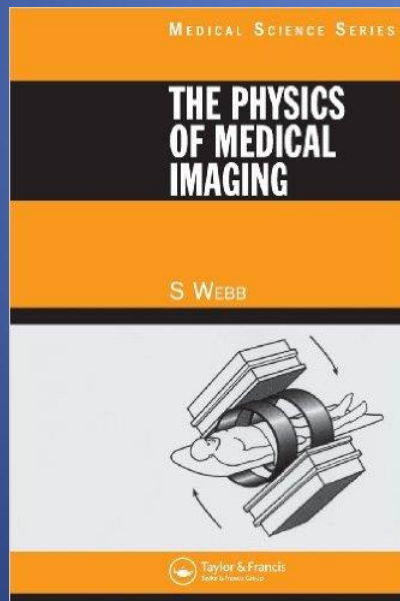


Βιβλιογραφία

- MEDICAL IMAGING PHYSICS, William R. Hendee, E. Russell Ritenour, JOHN WILEY & SONS, INC
- The essential physics of Medical Imaging



- The Physics of Medical Imaging, S. Webb
- The Mathematics of Medical Imaging, C. Epstein, 2001



- <http://www.dspguide.com/ch25/5.htm>

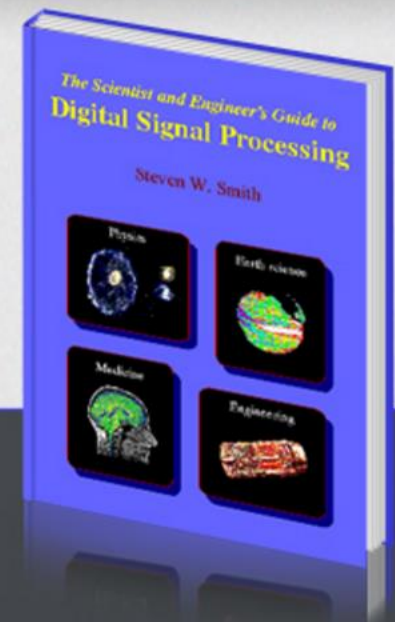
The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing

By Steven W. Smith, Ph.D.

[Home](#) [The Book by Chapters](#) [About the Book](#) ▼ [Steven W. Smith](#) [Blog](#) [Contact](#)

Yes, it's true - You can browse and/or download the entire book without charge

- » Browse and/or download chapters from the book
- » Copyright and permissible use



<https://engineering.purdue.edu/~malcolm/pct/>

Principles of Computerized Tomographic Imaging

[Avinash C. Kak](#)

School of Electrical Engineering
Purdue University

[Malcolm Slaney](#)

Originally: Schlumberger Palo Alto Research
Currently: [Yahoo! Research](#)

