

# Ιατρική Φυσική

Ε.Κ.Π.Α. 2019-2020

Ε. Στυλιάρης – Π. Παπαγιάννης

## Ακτινοπροστασία:

- Βιολογικές επιδράσεις ιοντιζουσών ακτινοβολιών
- Διεθνές σύστημα ακτινοπροστασίας

## Δοσιμετρία:

- Εξωτερική (υπολογιστική, **πειραματική**)
- **Εσωτερική**

Π. Ι. Παπαγιάννης  
Αν. Καθ.

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής  
Ιατρική Σχολή Αθηνών



210 7462442



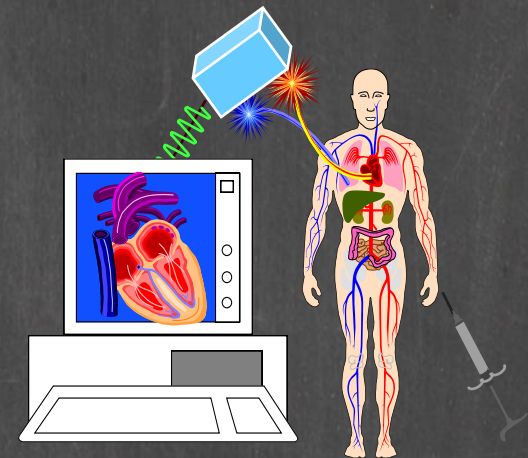
ppapagi@med.uoa.gr



<http://mpl.med.uoa.gr/>  
<http://www.rdl.gr/>

# Εσωτερική δοσιμετρία

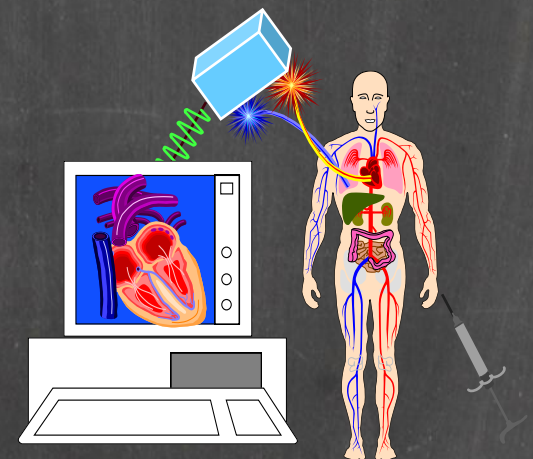
- Με τον όρο «εσωτερική δοσιμετρία» αναφερόμαστε στον υπολογισμό της δόσης οργάνων από ραδιενεργά ισότοπα τα οποία προσλαμβάνονται από το ανθρώπινο σώμα και το ακτινοβολούν εκ των έσω.



- Παρότι υφίστανται αρκετοί, ισοδύναμοι, φορμαλισμοί για τη διενέργεια εσωτερικής δοσιμετρίας, πρακτικά αναφέρονται όλοι στην ίδια βασική εξίσωση.
- Η παρουσίαση βασίζεται στο φορμαλισμό που χρησιμοποιεί η μέθοδος της MIRD\* (MIRD schema)

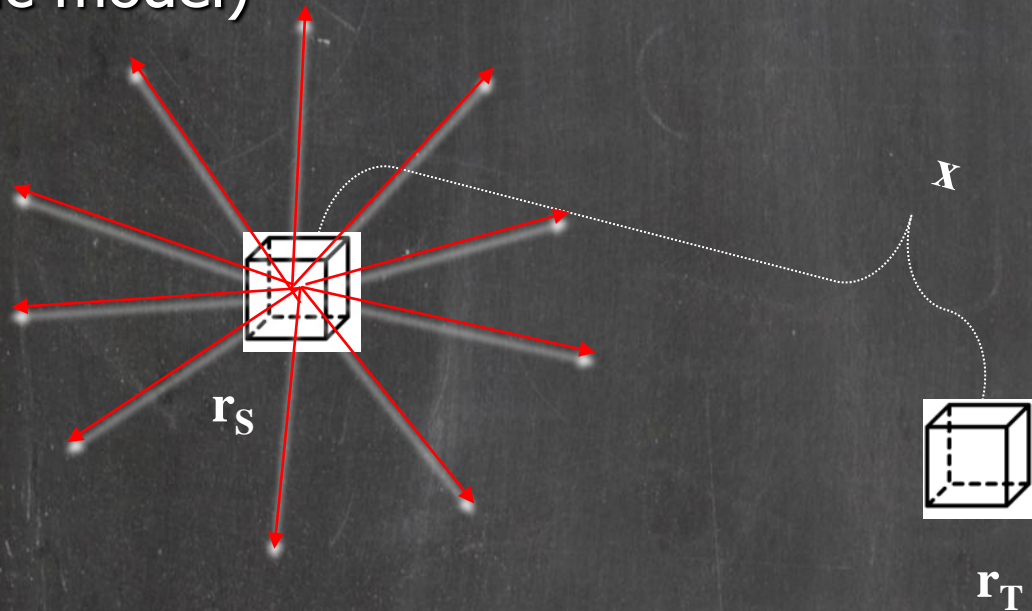
(\*όπως δημοσιεύτηκε αρχικά το 1968 από την Medical Internal Radiation Dose -MIRD- Committee of the Society of Nuclear Medicine, αναθεωρήθηκε το 1976, αναδημοσιεύτηκε ως "MIRD primer" το 1988 και το 1991, και αναθεωρήθηκε ως προς την προτυποποίηση της χρησιμοποιούμενης ορολογίας το 2009)

MIRD pamphlets available online:  
<http://www.snmmi.org/ClinicalPractice/content.aspx?ItemNumber=4363>



## Προς την βασική εξίσωση ...

Έστω στοιχειώδης όγκος - πηγή  $r_S$ , με ομοιόμορφα κατανεμημένη ενεργότητα  $A(r_S, t)$  εκπομπού ΦΩΤΟΝΙΩΝ, εντός απείρων διαστάσεων ομοιογενούς μέσου (uniform isotropic model)



Θέλουμε να υπολογίσουμε τη δόση στο στοιχείο όγκου - στόχο  $r_T$  με μάζα  $M_T$  σε απόσταση  $x$

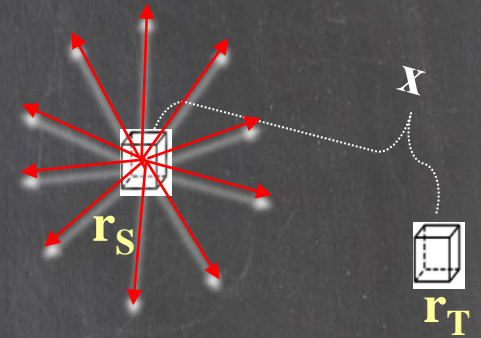
# Προς την βασική εξίσωση ...

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} = Ay$$

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} = AyE$$

$$\dot{\Phi} = Ay \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2}$$

$$\dot{\Psi} = AyE \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2}$$



# Προς την βασική εξίσωση ...

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} = Ay$$

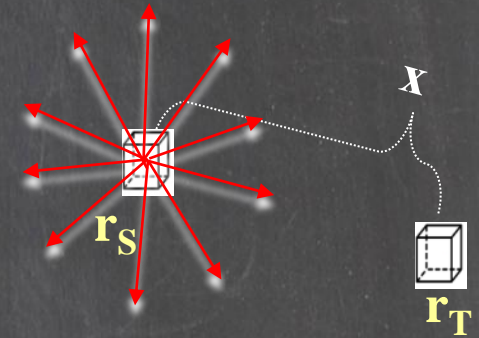
$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} = AyE$$

$$\dot{\Phi} = Ay \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2}$$

$$\dot{\Psi} = AyE \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2}$$

$$\mu_{en} \approx \mu_{tr} \rightarrow \dot{K} = \frac{\mu_{en}}{\rho} \dot{\Psi} = AyE \frac{\mu_{en}}{\rho} \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2}$$

$$CPE \rightarrow \dot{D} = AyE \frac{\mu_{en}}{\rho} \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2}$$



Το αποτέλεσμα ισχύει  
για την πρωτογενή  
ακτινοβολία από το  $r_s$ ....!

# Προς την βασική εξίσωση ...

Λαμβάνοντας υπόψη  
και τη συνεισφορά της  
σκέδασης:

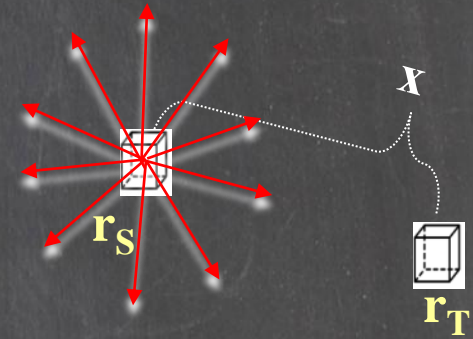
$$\dot{\Phi} = Ay \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2} B(\mu x)$$

$$\dot{\Psi} = AyE \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2} B_{en}(\mu x)$$

$$\dot{D} = AyE \frac{\mu_{en}}{\rho} \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2} B_{en}(\mu x)$$

**ρυθμός  
εκπεμπόμενης  
E**

**% E που  
απορ/ται στο  
σημείο  
ενδιαφέροντος  
ανά μονάδα m**



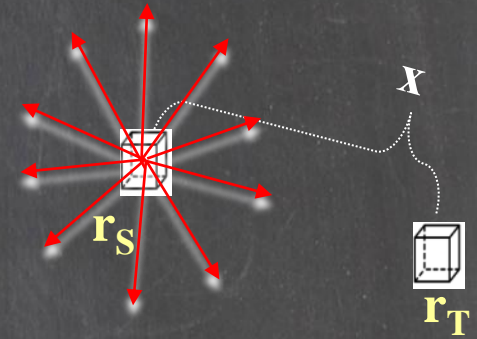
- Σε περίπτωση εκπομπής  
πολύ-ενεργειακής  
ακτινοβολίας:

$$\dot{D} = \frac{A}{4\pi x^2} \sum_i y_i E_i \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i e^{-\mu_i x} B_{en}(\mu_i x)$$

- Σε περίπτωση εκτεταμένης  
πηγής/στόχου  
ολοκληρώνουμε ως προς τον  
όγκο.



# Προς την βασική εξίσωση ...



Ο ρυθμός δόσης στο  $r_T$  είναι:

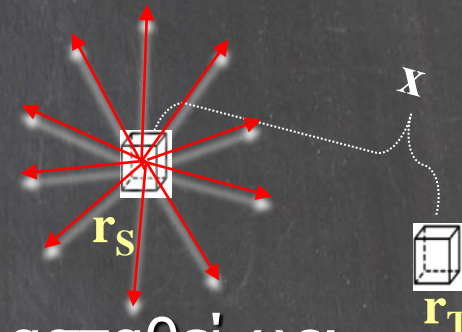
$$\dot{D}(r_T, t) = \frac{1}{M_T} A(r_S, t) \sum_i y_i E_i \phi_i(r_T \leftarrow r_S, E_i)$$

όπου:

- $y_i$  ο αριθμός των σωματιδίων που εκπέμπονται ανά διάσπαση με ενέργεια  $E_i$  (συχνά χρησιμοποιείται ο όρος  $\Delta = \sum_i \Delta_i = \sum_i y_i E_i$ )
- $\phi_i$  το κλάσμα (absorbed fraction), το κλάσμα της εκπεμπόμενης από το  $r_S$  ενέργειας που απορροφάται από το  $r_T$  ( $\Phi = \phi/M_T$  το ειδικό κλάσμα απορ/σης).
- για μη-διδεισδυτικές ακτινοβολίες  $\phi_i=0$  εκτός εάν  $r_S=r_T$  οπότε μπορεί να υποτεθεί  $\phi_i=1$

**Προσοχή στις μονάδες...!**

## Προς την βασική εξίσωση ...

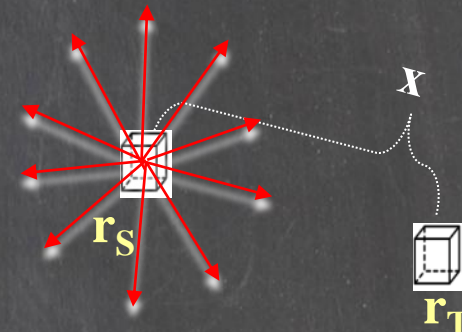


Ο **ρυθμός δόσης** στο  $r_T$  μπορεί επίσης να παρασταθεί ως:

$$\dot{D}(r_T, t) = A(r_S, t)S(r_T \leftarrow r_S)$$

όπου  $S$  ο **ρυθμός απορροφούμενης δόσης** στο  $r_T$  **ανά μονάδα ενεργότητας** στο  $r_S$  (συνήθως αποκαλούμενος απλά παράγοντας  $S$  ...)

# Προς την βασική εξίσωση ...

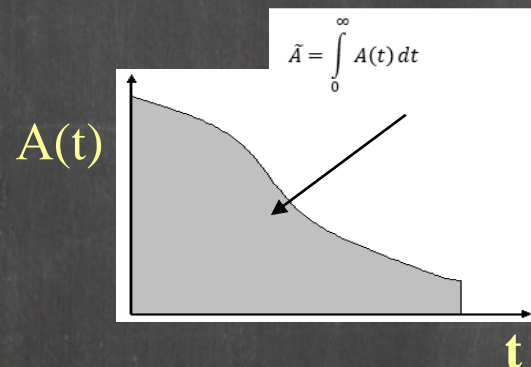


- Η μέση απορροφούμενη δόση στο  $r_T$  για χρονικό διάστημα  $T_D$  μετά τη χορήγηση θα είναι:

$$D(r_T, T_D) = S(r_T \leftarrow r_S) \int_0^{T_D} A(r_S, t) dt = S(r_T \leftarrow r_S) \tilde{A}(r_S, T_D)$$

Όπου  $\tilde{A}$  ο συνολικός αριθμός διασπάσεων στο  $r_S$  εντός του  $T_D$  ή η χρονικά ολοκληρωμένη ενεργότητα (μονάδες: Bq s) που παλαιότερα καλούταν αθροιστική ενεργότητα (cumulative activity).

- Τυπικά, το  $T_D$  λαμβάνεται ίσο με: 50y για ενήλικες, έτη έως την ηλικία των 70y για ανήλικους, και  $\infty$  για βραχύβια ισότοπα.
- Σημειώνεται ότι ο παράγοντας  $S$  μπορεί να συναρτάται του  $t$  αν η  $M_S$  ή η απόσταση  $x$  (μεταξύ  $r_S$  και  $r_T$ ) μεταβάλλεται με τον  $t$ .



# Προς την βασική εξίσωση... οι φορμαλισμοί μπορεί να διαφέρουν και να εξελισσονται αλλά...

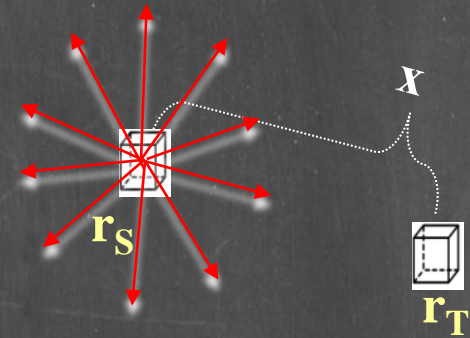
**TABLE 1.** Quantities, Parameters, Symbols, and Units Used in the MIRD and ICRP Dosimetry Schema (Listed in Order of Appearance in Equations 1–17)

Quantity or parameter	MIRD Pamphlet 21	MIRD Primer (1991) (4)	ICRP publications (7,8,18)	Units or special name
Source region (or tissue)	$r_S$	$r_h$	$S$	
Target region (or tissue)	$r_T$	$r_k$	$T$	
Absorbed dose rate to target region	$\dot{D}(r_T, t)$	$\dot{D}(r_k)$ or $\dot{D}_k$	$\dot{D}_{T,R}$	Gy s <sup>-1</sup>
Activity in source region	$A(r_S, t)$	$A_h(t)$	$q_S(t)$	Bq
Absorbed dose rate per unit activity	$S(r_T \leftarrow r_S, t)$	$S(r_k \leftarrow r_h)$	Not defined	Gy (Bq s) <sup>-1</sup>
Dose-integration period	$T_D$	Assumed to be $\infty$	$\tau$	s
Absorbed dose to target	$D(r_T, T_D)$	$\bar{D}(r_k)$ or $\bar{D}_k$	$D_{T,R}$	Gy
Administered activity	$A_0$	$A_0$	$q_0$	Bq
Fraction of administered activity in the source region	$a(r_S, t) = A(r_S, t)/A_0$	$f_h(t)$	Not defined	Unitless
Absorbed dose coefficient	$d(r_T, T_D)$	Not defined	$d_T(\tau)$	Gy Bq <sup>-1</sup>
Mean energy of the i <sup>th</sup> transition	$E_i$	$E_i$	$E_i$	J or MeV
Number of i <sup>th</sup> transitions per nuclear transformation	$Y_i$	$n_i$	$Y_i$	(Bq s) <sup>-1</sup>
Mean energy of the i <sup>th</sup> transition per nuclear transformation	$\Delta_i$	$\Delta_i$	$\Delta_i$	J (Bq s) <sup>-1</sup> or MeV (Bq s) <sup>-1</sup>
Absorbed fraction	$\phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)$	$\phi(r_k \leftarrow r_h)$	$AF(T \leftarrow S, E_i)$	Unitless
Mass of target region	$M(r_T, t)$	$m_k$	$m_T$	kg
Specific absorbed fraction	$\Phi(r_T \leftarrow r_S, E_i, t)$	$\Phi(r_k \leftarrow r_h)$	$SAF(T \leftarrow S, E_i)$	kg <sup>-1</sup>
Time-integrated activity in source region*	$\bar{A}(r_S, T_D)$	$\bar{A}_h$	$U_S$	Bq s
Time-integrated activity coefficient†	$\bar{a}(r_S, T_D)$	$\tau$	Not defined	s
Equivalent dose to target	$H(r_T, T_D)$	Not defined	$H_T$	Sv
Radiation weighting factor	$w_R$	Not defined	$w_R$	Unitless
Absorbed dose to target by radiation type R	$D_R(r_T, T_D)$	Not defined	$D_{T,R}$	Gy
Radiation-weighted S	$S_w(r_T \leftarrow r_S, t)$	Not defined	$SEE(T \leftarrow S)$	Sv (Bq s) <sup>-1</sup>
Equivalent dose coefficient	$h(r_T, T_D)$	Not defined	$h_T(\tau)$	Sv Bq <sup>-1</sup>
Effective dose	$E$	Not defined	$E$	Sv

\*This quantity was termed *cumulated activity* in 1991 MIRD Primer.

†This quantity was termed *residence time* in 1991 MIRD Primer.

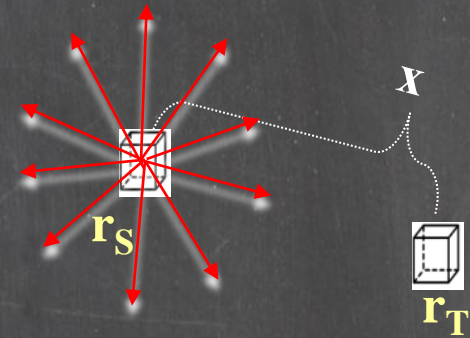
... υπάρχει μόνο μια βασική εξίσωση



$$D(r_T, T_D) = \tilde{A}(r_S, T_D) S(r_T \leftarrow r_S) = \tilde{A}(r_S, T_D) \frac{1}{M_T} \sum_i y_i E_i \varphi_i(r_T \leftarrow r_S, E_i)$$

... υπάρχει μόνο μια βασική εξίσωση

$$D(r_T, T_D) = \tilde{A}(r_S, T_D) S(r_T \leftarrow r_S) = \tilde{A}(r_S, T_D) \frac{1}{M_T} \sum_i y_i E_i \varphi_i(r_T \leftarrow r_S, E_i)$$



ώστε οι υπολογισμοί δοσιμετρίας απαιτούν :

- δεδομένα βιο-κινητικής (ποιές είναι οι πηγές  $r_S$  για δεδομένο συνδυασμό ραδιοφαρμάκου-ραδιοϊσοτόπου και ποια η  $\tilde{A}$  για κάθε  $r_S$ )
- δεδομένα διάσπασης για το ραδιοϊσότοπο ( $y_i, E_i$ )
- το κλάσμα απορρόφησης ( $\varphi_i$ ) για κάθε ζεύγος  $r_S$ - $r_T$
- την μάζα των οργάνων στόχων ( $M_T$ )
- την ολοκλήρωση ως προς  $r_S$  για κάθε  $r_T$

# Αθροιστική ενεργότητα

- Η  $\tilde{A}$  προκύπτει από την ολοκλήρωση της καμπύλης της ενεργότητας συναρτήσεως του χρόνου
- Η καμπύλη αυτή πρέπει να είναι γνωστή για κάθε όργανο-πηγή, ROI αυτού ή κάθε στοιχείο όγκου αυτού (ανάλογα με την εφαρμογή)
- Δεδομένα βιοκινητικής του ραδιοφαρμάκου συλλέγονται μέσω σχολαστικών, επαναλαμβανόμενων μετρήσεων του % ενεργότητας σε κάθε περιοχή που αποτελεί πηγή και σε βιολογικά δείγματα, για πειραματόζωα ή ασθενείς.
- Η ανάλυση των δεδομένων μπορεί να γίνει με προσεγγιστική ολοκλήρωση, προσαρμογή καμπύλης με τη μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων, ή διαμερισματική ανάλυση, ανάλογα με την a priori γνώση μας σχετικά με την κινητική, και τον επιθυμητό βαθμό ακρίβειας.
- Τόσο η μείωση της ενεργότητας λόγω ραδιενεργών διασπάσεων, όσο και η πρόσληψη και η απέκκριση με κάθε ένα από τους πιθανούς βιολογικούς μηχανισμούς, χαρακτηρίζονται από εκθετική συμπεριφορά με  $\lambda_i = \ln 2 / T_i$ , και  $T_u$  χρόνο διπλασιασμού,  $T_p$  φυσικός χρόνος υποδιπλασιασμού του ραδιοϊσοτόπου, και  $T_{bk}$  βιολογικός χρόνος υποδιπλασιασμού για κάθε απεκκριτικό μηχανισμό  $k$

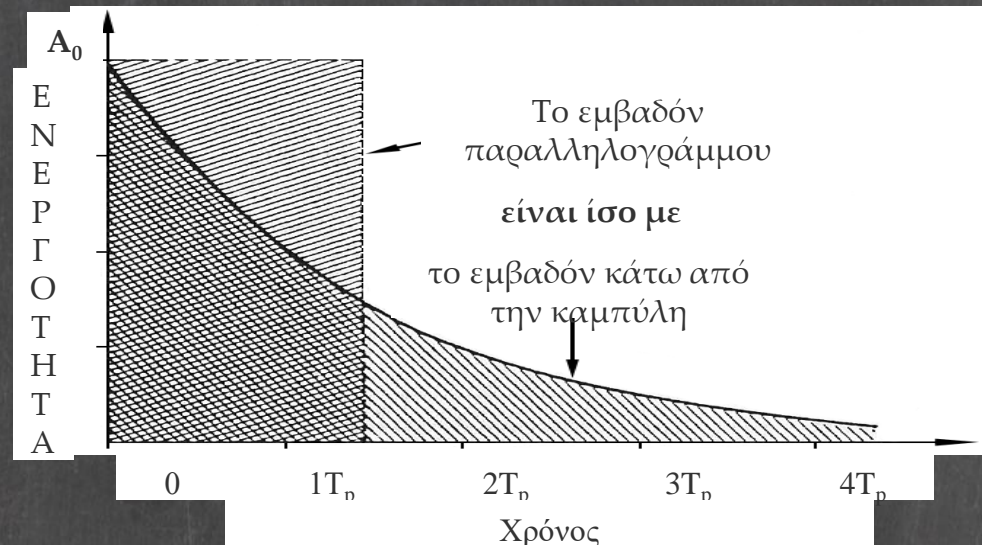
$$\text{Γενικά: } i=k+2 \text{ και } A(t) = A_0(1 - e^{-\lambda_u t})e^{-\lambda_p t} \sum_k f_k e^{-\lambda_{b_k} t}$$

# Αθροιστική ενεργότητα: χαρακτηριστικές περιπτώσεις

**Α. Ακαριαία πρόσληψη από όργανο πηγή, αμελητέα βιολογική απέκκριση, βραχύβιο ισότοπο ( $T_u=0, T_{b_k} \gg T_p$ )**

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\ln 2 t / T_p}$$

$$\tilde{A} = A_0 \int_0^{\infty} e^{-\ln 2 t / T_p} dt = \frac{T_p A_0}{\ln 2} = 1,44 T_p A_0$$



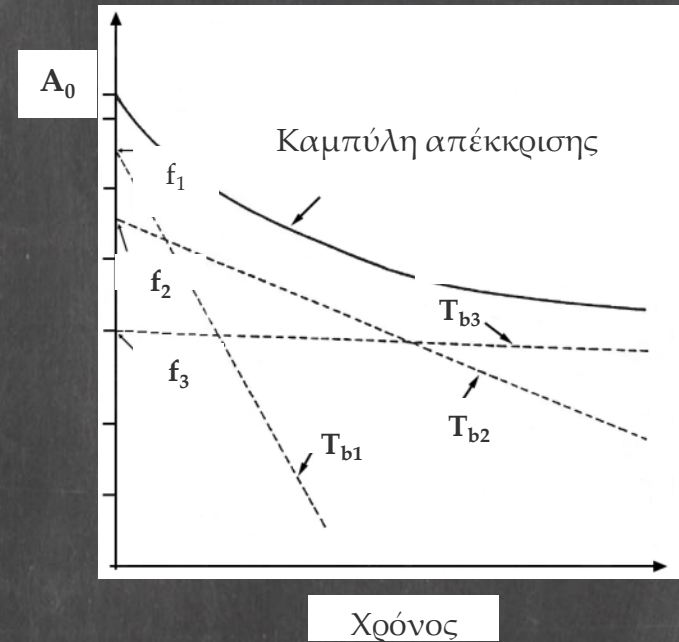


# Αθροιστική ενεργότητα: χαρακτηριστικές περιπτώσεις

**Β. Ακαριαία πρόσληψη από όργανο πηγή, μόνο βιολογική απέκκριση ( $T_u=0, T_r \gg T_{b_k}$ )**

$$\tilde{A} = A_o \int_0^{\infty} f_1 e^{-\ln 2t/T_{b1}} dt + A_o \int_0^{\infty} f_2 e^{-\ln 2t/T_{b2}} dt + \dots$$

$$= 1,44A_o \sum_k T_{bk} f_k$$



# Αθροιστική ενεργότητα: χαρακτηριστικές περιπτώσεις

Γ. Ακαριαία πρόσληψη από όργανο πηγή, βιολογική απέκκριση με ένα μηχανισμό, και φυσική διάσπαση, βραχύβιο ισότοπο ( $T_u=0, T_b, T_p$ )

$$\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_p} + \frac{1}{T_b} \Rightarrow T_{eff} = \frac{T_p \cdot T_b}{T_p + T_b}$$

και ανάλογα με πριν:

$$\tilde{A} = 1,44A_0T_{eff}$$

• Αν η βιολογική απέκκριση προσεγγίζεται με παραπάνω από μια εκθετική συνιστώσα τότε θα υπολογίζονται ξεχωριστά οι αντίστοιχοι ενεργοί χρόνοι ημιζωής και θα υπολογίζεται το άθροισμα:

$$\tilde{A} = 1,44A_0 \sum_k T_{effk} f_k$$

# Αθροιστική ενεργότητα: χαρακτηριστικές περιπτώσεις

Δ. Μη ακαριαία πρόσληψη, βιολογική απέκκριση και φυσική διάσπαση, βραχύβιο ισότοπο ( $T_u$ ,  $T_b$ ,  $T_p$ )

- Το ποσοστό προσλαμβανόμενης ενεργότητας συναρτήσει του χρόνου προσεγγίζεται ως:

$$1 - e^{-\ln 2t/T_u}$$

- Έτσι η ενεργότητα συναρτήσει του χρόνου προσεγγίζεται ως:

$$A(t) = A_o \cdot (1 - e^{-\ln 2t/T_u}) \cdot e^{-\ln 2t/T_{eff}}$$

και αποδεικνύεται εύκολα ότι:

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A_o \cdot (1 - e^{-\ln 2t/T_u}) \cdot e^{-\ln 2t/T_{eff}} dt = 1,44 \cdot A_o \cdot \frac{T_{eff}}{T_u} \cdot T_{ueff}$$

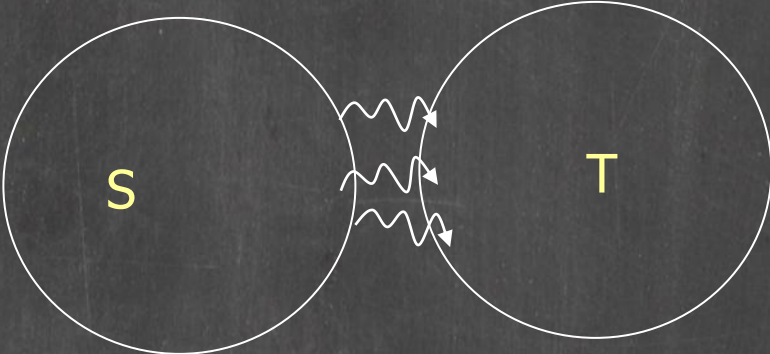
$$T_{ueff} = \frac{T_u \cdot T_{eff}}{T_u + T_{eff}}$$

# Κλάσμα απορρόφησης, $\Phi_i$

- Το όργανο πηγή ακτινοβολεί τον εαυτό του:  $\Phi(1 \leftarrow 1)$
- Το όργανο ακτινοβολείται από άλλα όργανα πηγές:
  - Πηγή (S) και Στόχος (T)
  - $\Phi(1 \leftarrow 2)$
  - $\Phi(1 \leftarrow 3)$
- Για πολλές πηγές και στόχους ορίζονται τα:  $\Phi(2 \leftarrow 1)$ ,  $\Phi(2 \leftarrow 2)$ ,  $\Phi(3 \leftarrow 1)$ ,  $\Phi(3 \leftarrow 2)$ , ... κτλ
  - Ισχύει η αρχή της αμοιβαιότητας:

$$\begin{aligned}\Phi_i(r_T \leftarrow r_S) &= \Phi_i(r_S \leftarrow r_T) \Rightarrow \\ \varphi_i(r_T \leftarrow r_S)/m_T &= \varphi_i(r_S \leftarrow r_T)/m_S \Rightarrow \\ \varphi_i(r_T \leftarrow r_S) &= m_T \cdot \varphi_i(r_S \leftarrow r_T)/m_S\end{aligned}$$

# Σχετικές θέσεις Στόχου - Πηγής



# Κλάσμα απορρόφησης, $\Phi_i$

Προκειμένου για δοσιμετρία σε **επίπεδο οργάνων** και **ομοιογενή κατανομή**:

## Φωτόνια

- Ποσοστό της εκπεμπόμενης ενέργειας απορροφάται από το όργανο «πηγή»
- Ποσοστό της εκπεμπόμενης ενέργειας απορροφάται από το όργανο «στόχος»
- Ποσοστό της ακτινοβολίας διαφεύγει

## Σωματία $\beta$

- Όλη η εκπεμπόμενη ενέργεια απορροφάται από το όργανο «πηγή»  
(Εξαιρέση: πολύ μικρά όργανα, ακτινοβολία πέδησης)

## Σωματία Άλφα

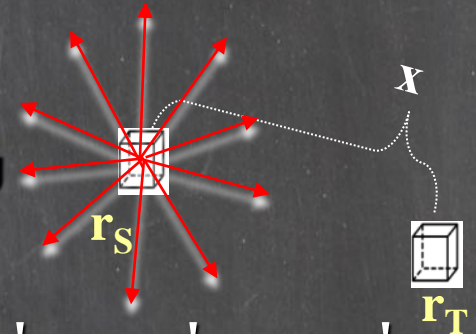
- Όλη η εκπεμπόμενη ενέργεια απορροφάται από το όργανο «πηγή»

## Κλάσμα απορρόφησης, $\Phi_i$

- Ακόμα και στην απλούστερη περίπτωση του ομοιογενούς ιστροπικού μοντέλου με  $r_S$  σημειακή πηγή φωτονίων, όπου το  $\Phi_i$  εξαρτάται μόνο από την απόσταση  $x$ , **ΔΕΝ ΜΠΟΡΕΙ** να υπολογιστεί αναλυτικά
- Αυτό οφείλεται στην πολυπλοκότητα της συνεισφοράς της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας
- Π.χ. για σημειακή μονο-ενεργειακή πηγή φωτονίων το  $\Phi_i$  σε τυχόν σημείο είναι:

$$\Phi_i / M_T = \mu_{en} / \rho \frac{e^{-\mu x}}{4\pi x^2} B_{en}(\mu x)$$

- Ο προσθετικός παράγοντας μπορεί να μετρηθεί (πρακτικά αδύνατο στην περίπτωση μας!) ή να υπολογιστεί με προσομοίωση Monte Carlo



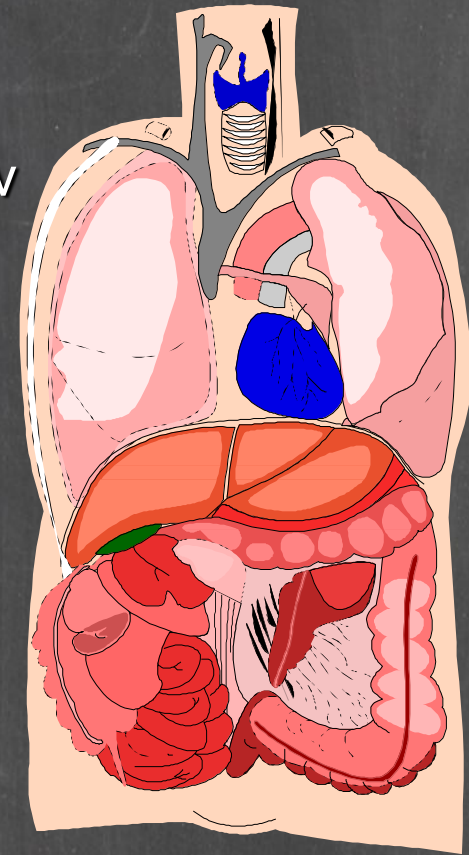
# Κλάσμα απορρόφησης, $\Phi_i$

Υπολογισμοί Monte Carlo σε ποια γεωμετρία ...;

- Οι ασθενείς δεν είναι ομοιογενείς/απείρων διαστάσεων
- Οι ασθενείς δεν είναι ίδιοι

Έτσι, το  $\Phi_i$  εξαρτάται από:

- Μέγεθος ασθενή
- Μέγεθος, μάζα οργάνου πηγής
- Μέγεθος, μάζα οργάνου στόχος
- Τις σχετικές θέσεις τους στο σώμα
- Το είδος ακτινοβολίας
- Την ενέργεια της ακτινοβολίας
- Τα χαρακτηριστικά των ιστών μεταξύ οργάνων πηγής / στόχου





# Γεωμετρικά μοντέλα για τον υπολογισμό του $\Phi_i$

Υπάρχουν 3 είδη ομοιωμάτων:

## 1. Μαθηματικά (stylized)

- ✓ Snyder (1969, 1978) βάσει του ICRP23 (1975) γνωστό ως MIRD phantom (MIRD Pamphlet No. 5, 1978)
- ✓ Cristy–Eckerman (1987) βάσει του ICRP23 (1975) (male hermaphroditic, newborn, 1-, 5-, 10-, and 15-year old)
- ✓ Stabin et al. (1995) επέκταση της σειράς Cristy–Eckerman :female nonpregnant + 3-, 6-, 9-month pregnant forms.

## 2. Τομογραφικά (voxelated)

- ✓ Yale (Zubal)
- ✓ GSF: BABY (female, 8-weeks old), CHILD (female, 7-years old), DONNA (female, 40-years old), FRANK (male, 48-years old), GOLEM (male, 38-years old), HELGA (female, 26-years old), IRENE (female, 32-years old), LAURA (female, 43-years old), DONNA (female, 40-years old). Τα GOLEM και LAURA αντικατέστησαν το MIRD στα δεδομένα της ICRP (ICRP 110 , 2009)
- ✓ NRPB: NORMAN
- ✓ Rensselaear Polytechnic Institute: VIP-man (Virtual Photographic-Man)
- ✓ ...

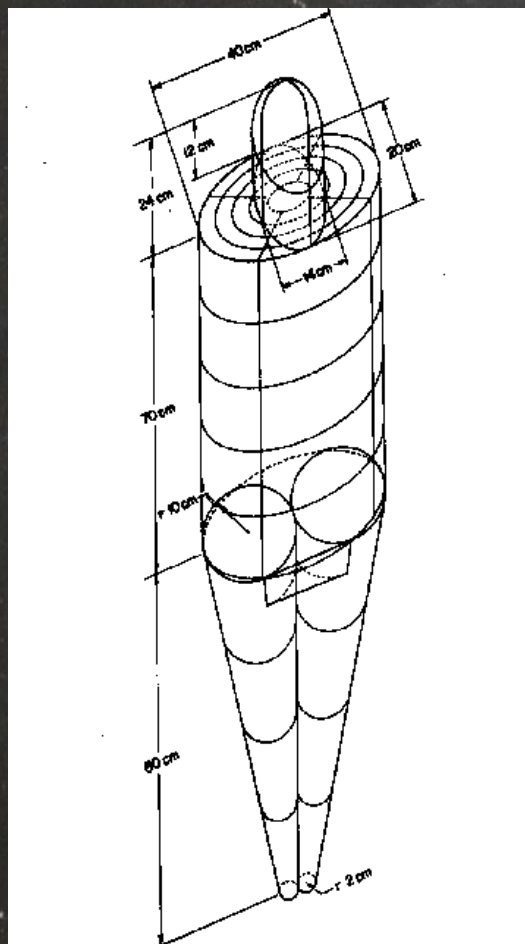
## 3. Υβριδικά (hybrid)

- ✓ Non-Uniform Rational B-Spline (NURBS) model (Lee et al, Radiat Prot Dosim 127:227–232, 2007)

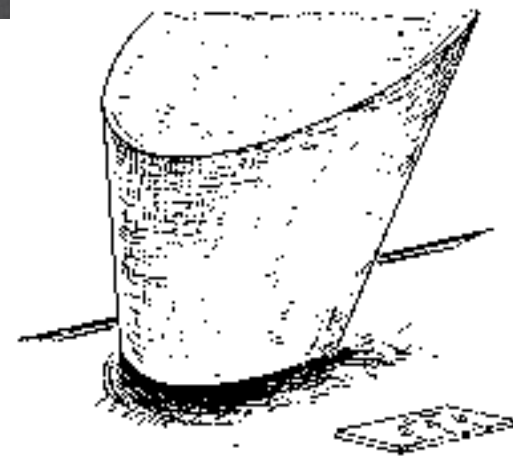
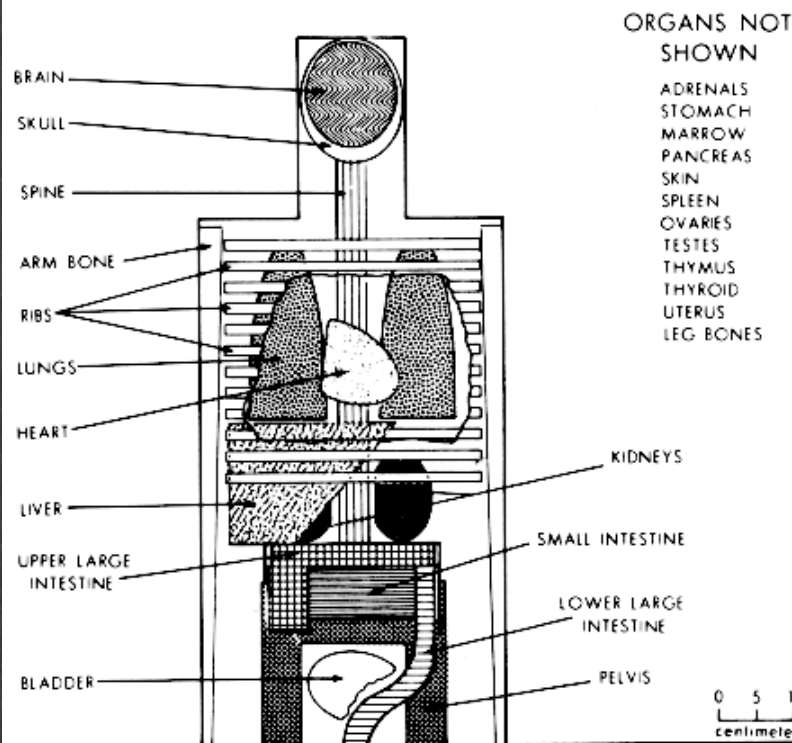
# Γεωμετρικά μοντέλα για τον υπολογισμό του $\phi_i$

MIRD 5 reference model (1978)

βασισμένο σε δεδομένα του ICRP 23 (1975)



ANTERIOR VIEW OF THE PRINCIPAL ORGANS IN THE HEAD AND TRUNK OF THE PHANTOM



$$\left(\frac{x}{16.5}\right)^2 + \left(\frac{y}{8}\right)^2 \leq 1$$

$$\frac{x}{35} + \frac{y}{45} - \frac{z}{43} \leq -1$$

$$27 \leq z \leq 43$$

$$\text{Volume} = 1.833 \text{ cm}^3$$

# Γεωμετρικά μοντέλα για τον υπολογισμό του $\Phi_i$

Τα υπολογιστικά μοντέλα έχουν εξελιχθεί σε διακριτοποιημένα (voxel based) και χαρακτηριστικά φύλλου και ηλικίας



Helga, Donna, Irene, Golem, Visible Human Project

(βλέπε και: Consortium of Computational Human Phantoms-CCHP)

# Ποια η ακρίβεια των υπολογισμών;

Υποθέτοντας 1 ζεύγος πηγής – στόχου και 1 είδος εκπεμπόμενης ακτινοβολίας:

$$D_{r_T} = \frac{1}{m_{r_T}} \tilde{A}_{r_S} E \phi(r_S \leftarrow r_T).$$

$$\frac{\sigma_{D_{r_T}}}{D_{r_T}} = \sqrt{\frac{\sigma_E^2}{E^2} + \frac{\sigma_{\tilde{A}_{r_S}}^2}{\tilde{A}_{r_S}^2} + \left( \frac{\sigma_\phi^2}{\phi^2} + \frac{\sigma_{m_{r_T}}^2}{m_{r_T}^2} \right)}$$

η σχετική αβεβαιότητα είναι:

- η αβεβαιότητα στα δεδομένα διάσπασης ( $\gamma, E$ ) είναι αμελητέα
  - η αβεβαιότητα στην αθροιστική ενεργότητα οφείλεται στην ακρίβεια της in vivo / in vitro ποσοτικοποίησης της ενεργότητας συναρτήσεως του χρόνου και την προσαρμογή σε αυτά.
- He et al 2009 (Med Phys 36:1595–1601): αβεβαιότητα <3.8% για δεδομένα SPECT, και αβεβαιότητα μεταξύ 2 και 107% για A&P σπινθηρογράφηση. Συμπέραναν ότι η σπινθηρογράφηση είναι ανεπαρκής για το δοσιμετρικό σχεδιασμό ραδιοανοσοθεραπείας.
- η αβεβαιότητα του ανατομικού μοντέλου είναι περιορισμένη για ομοιώματα αναφοράς. Σύγκριση αποτελεσμάτων με το OLINDA/EXM και εξατομικευμένης δοσιμετρίας με χρήση προσομοίωσης MC (Divoli et al 2009, J Nucl Med 50:316–323) κατέδειξε διαφορές έως 140% που περιορίστηκαν σε <26% μετά από στάθμιση μάζας.

# Ποια η ακρίβεια των υπολογισμών;

- Τα δεδομένα φυσικής είναι εξαιρετικά ακριβή
- Τα υπολογιστικά και τα βιοκινητικά μοντέλα έχουν βελτιωθεί και επικαιροποιούνται
- Παρότι η ανατομία και η φυσιολογία είναι μοναδική για κάθε ασθενή, η ακρίβεια με χρήση γενικών υπολογιστικών και βιοκινητικών μοντέλων αναφοράς κρίνεται **επαρκής** για τη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας διαγνωστικών εφαρμογών πυρηνικής ιατρικής, δεδομένων των δόσεων που αυτές αφορούν

[www.snmfi.org/ClinicalPractice/doseTool.aspx](http://www.snmfi.org/ClinicalPractice/doseTool.aspx)

## Nuclear Medicine Radiation Dose Tool

[Click Here to View Disclaimer](#)

### Select Nuclear Medicine Exam:

Cr-51 Great Normal  
Co-57 Cyanocobalamin  
Cr-51 Sodium Chromate RBCs  
**F-18 FDG**  
F-18 Sodium Fluoride  
Ga-67  
I-123 Hippuran  
I-123 Ioflupane (DaTscan)  
I-123 MIBG  
I-123 NaI (0%) (thyroid cancer)  
I-123 NaI (25%)

### Input Injected Activity:

12 mCi or 444 MBq

### Select patient model:

No Selection  
**Adult Male**  
Adult Female  
15-yr-old  
10-yr-old  
5-yr-old  
1-yr-old

### Recommended Adult Injected Activity:

Minimum  mCi  MBq  
Maximum  mCi  MBq

### Reference for adult injected activity:

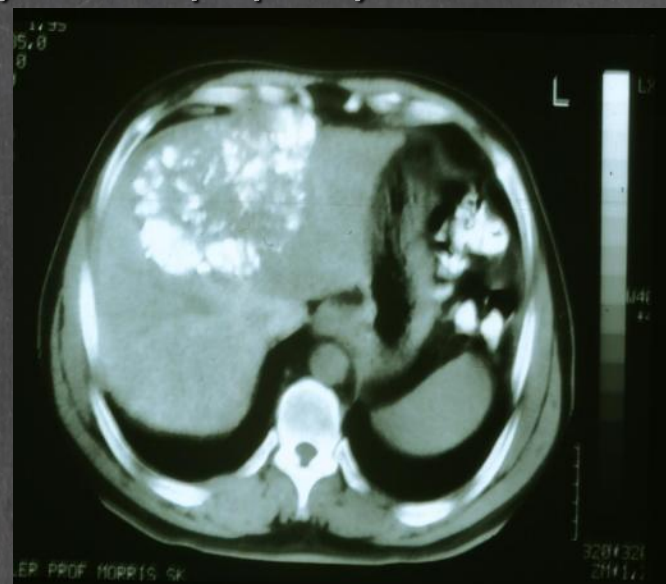
Delbeke et al, 'Procedure Guideline for Tumor Imaging with 18F-FDG PET/CT 1.0,' JNM 2006

### Radiation Dose Estimate:

According to models recommended in ICRP 106, a 444 MBq injection for a F-18 FDG study would impart to a Adult Male an approximate effective dose of **8.4 mSv (0.84 rem)**. The critical organ for this study is the Bladder, which would receive 57.7 mGy (5.77 rad).

## εξατομικευμένη δοσιμετρία ... ;

- Η βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας σε θεραπευτικές εφαρμογές θα μπορούσε να ωφεληθεί από εξατομικευμένους υπολογισμούς που θα λαμβάνουν υπόψη:
  - Μη ομοιόμορφη κατανομή ενεργότητας
  - Διαφορές στη γεωμετρία/σύσταση ιστών
  - Διαφορετικά χαρακτηριστικά μυελού οστών
- Εργαλεία λογισμικού για εξατομικευμένη εσωτερική δοσιμετρία βάσει απεικόνισης και MC προσομοίωσης έχουν παρουσιαστεί αλλά την ευρεία διάδοση της χρήσης τους δυσχεραίνει η απαίτηση εξατομικευμένων βιοκινητικών δεδομένων λόγω τεχνικών και λογιστικών παραμέτρων

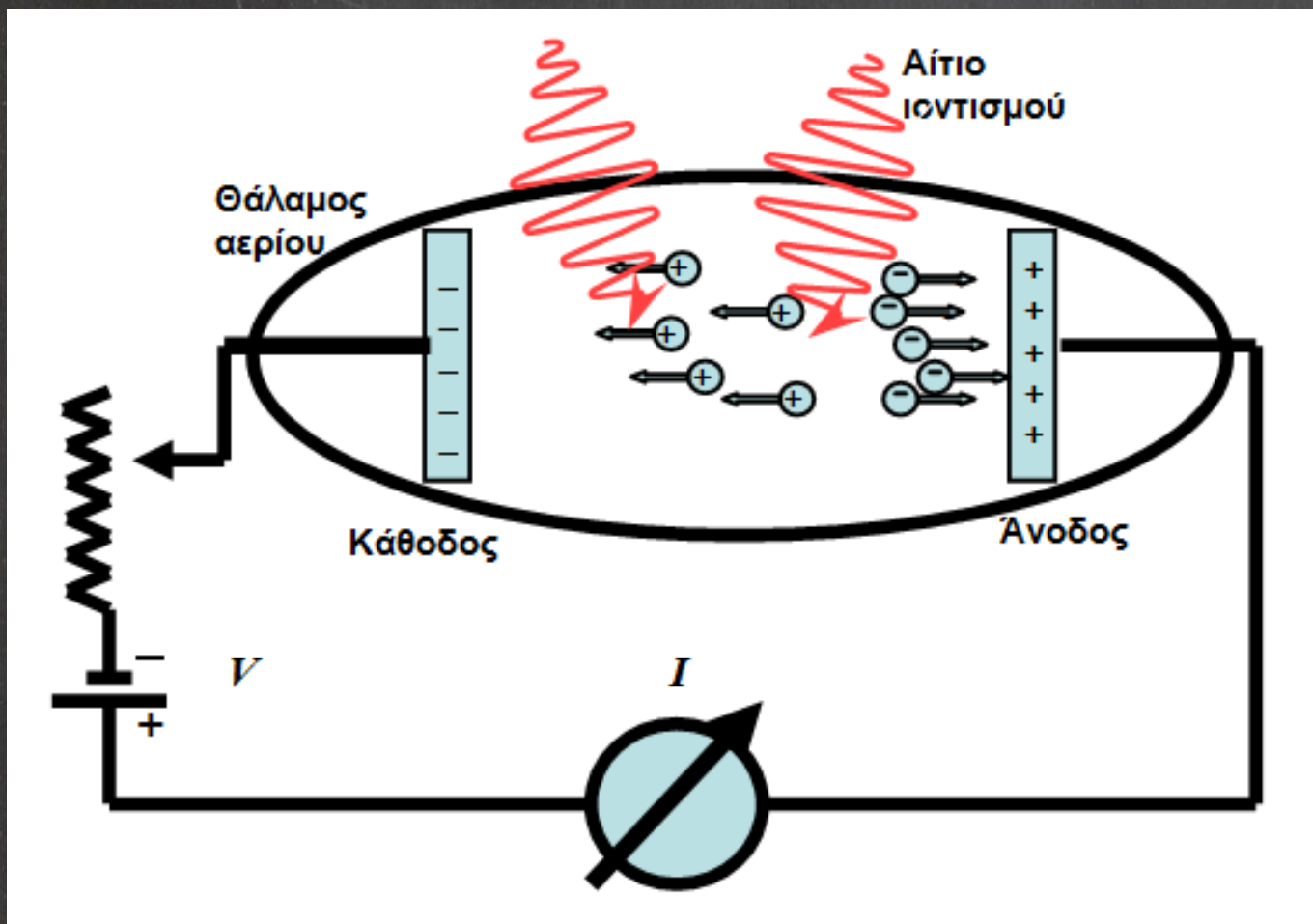


CT scan με ανομοιογενή κατανομή Lipiodol.

Η ενεργότητα δεν κατανέμεται ομοιόμορφα

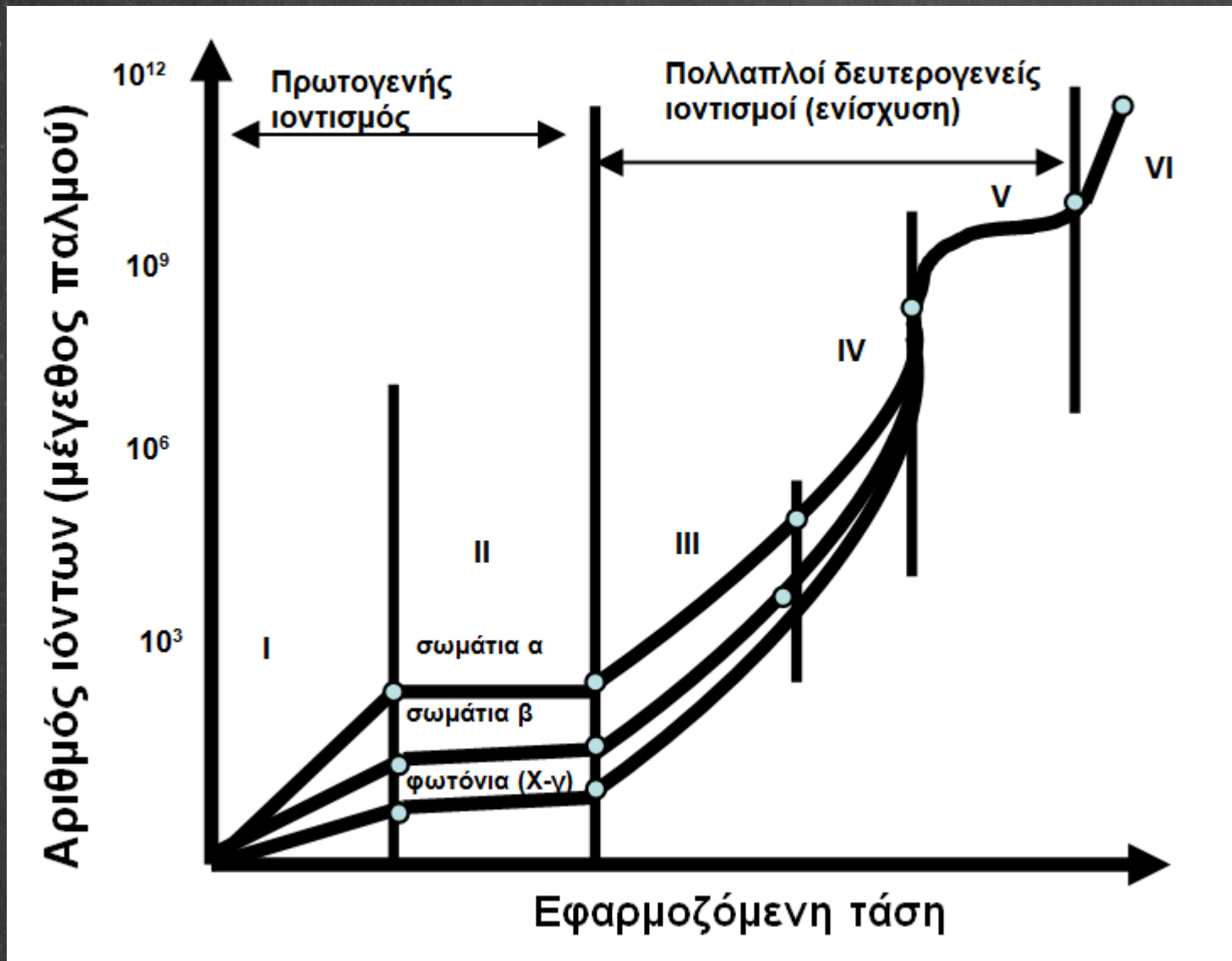
# Πειραματική δοσιμετρία

# Πειραματική δοσिमετρία: θάλαμοι ιοντισμού



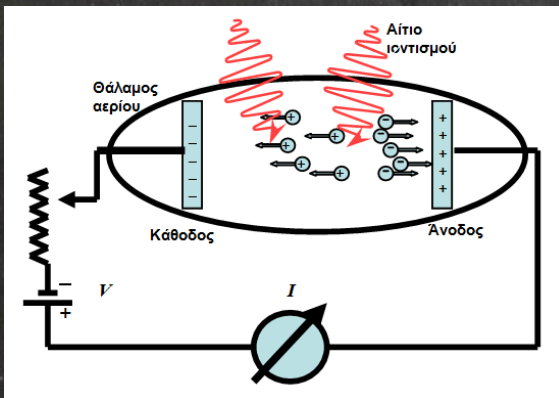


# Μέγεθος παραγόμενου ηλεκτρικού παλμού σε σχέση με το εφαρμοζόμενο ηλεκτρικό πεδίο



## Πειραματική δοσिमετρία: θάλαμοι ιονισμού

- Έστω  $(\bar{W}/e)_{air}$  η μέση ενέργεια που χρειάζεται για την παραγωγή ζευγών ιοντών σε αέρα υπό δεδομένες συνθήκες.
- π.χ.  $(\bar{W}/e)_{air} = 33.97 \text{ eV/ion pair} = 33.97 \text{ J/C}$   
για ξηρό αέρα
- η τιμή αυτή διαφέρει μεταξύ διαφορετικών φορτισμένων σωματιδίων
- η τιμή αυτή είναι περίπου σταθερή για ενέργειες ηλεκτρονίων  $>10 \text{ keV}$  και μεταβάλλεται 2% από 1 keV έως 10 keV



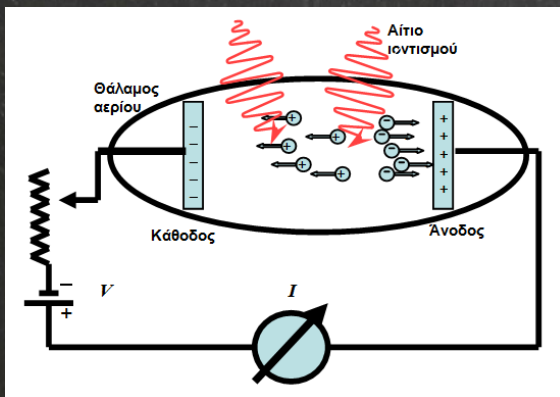
# Πειραματική δοσिमετρία: θάλαμοι ιονισμού

Δεδομένου του  $(\bar{W}/e)_{air}$ , υπό συνθήκες CPE:

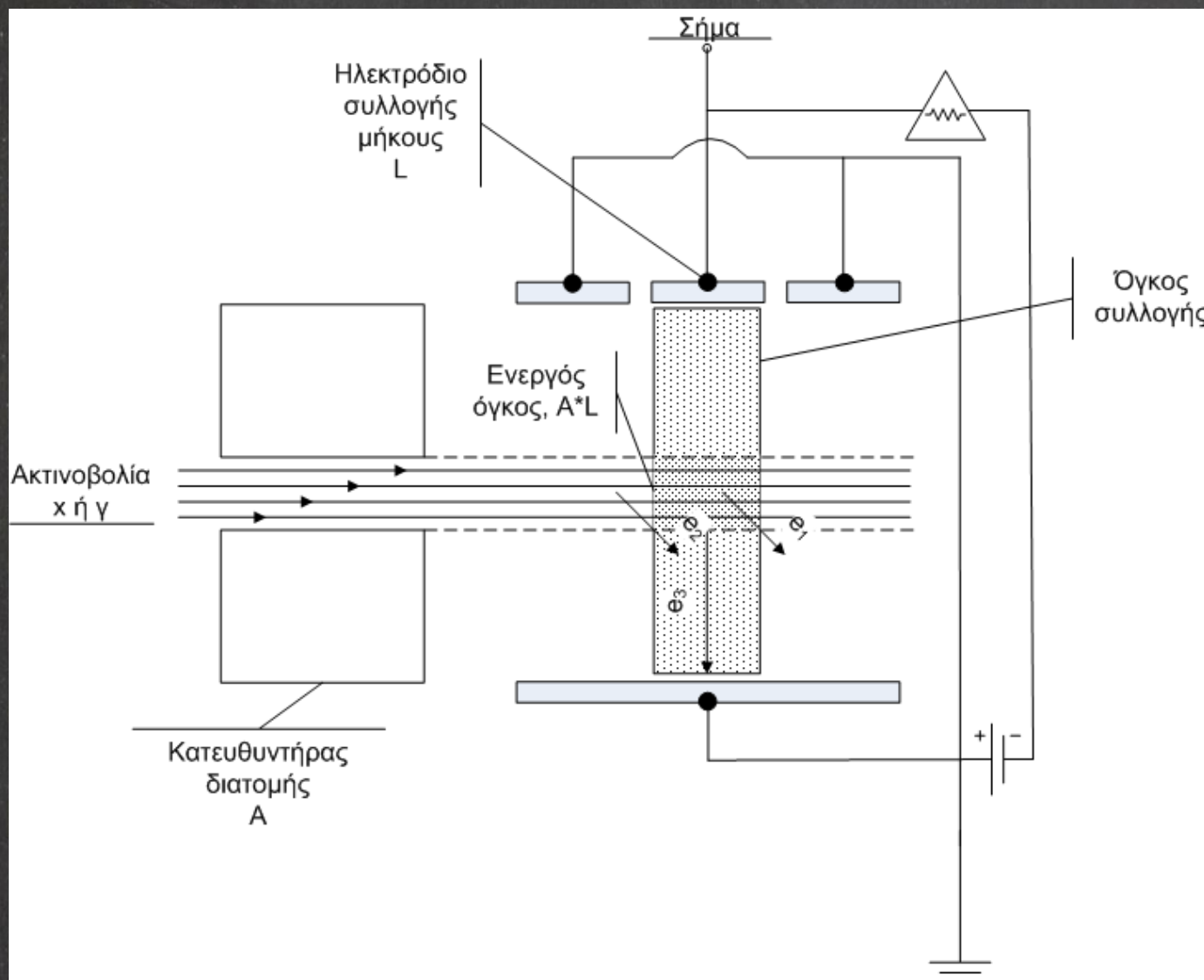
$$\frac{Q_{air}}{m} = \frac{K_{c,air}}{(\bar{W}/e)_{air}}$$

Οπότε υπό συνθήκες CPE:

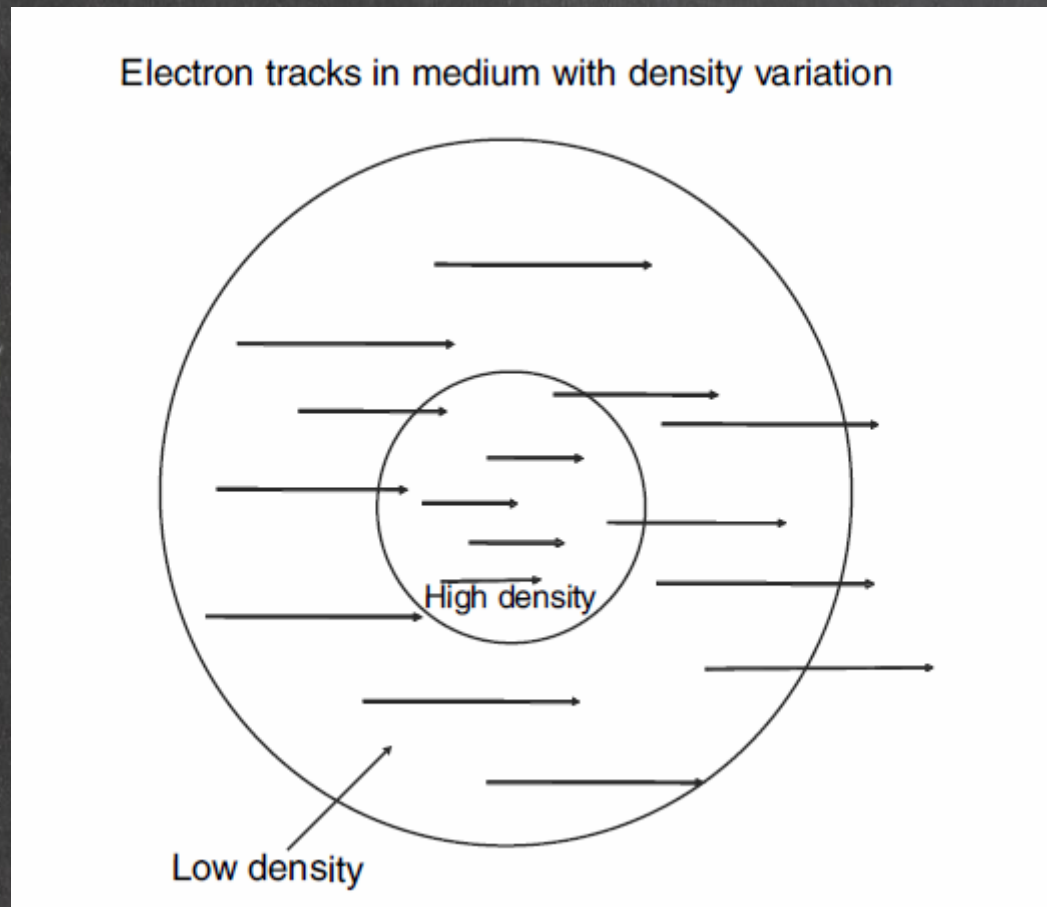
$$D = K_{c,air} = \Psi \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air} = (\bar{W}/e)_{air} \frac{Q_{air}}{m}$$



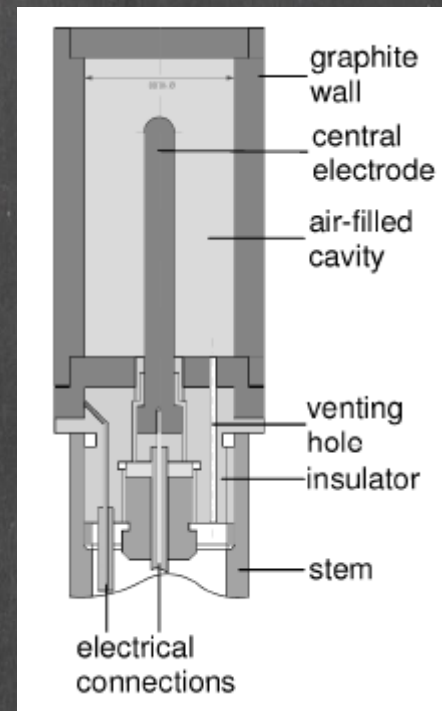
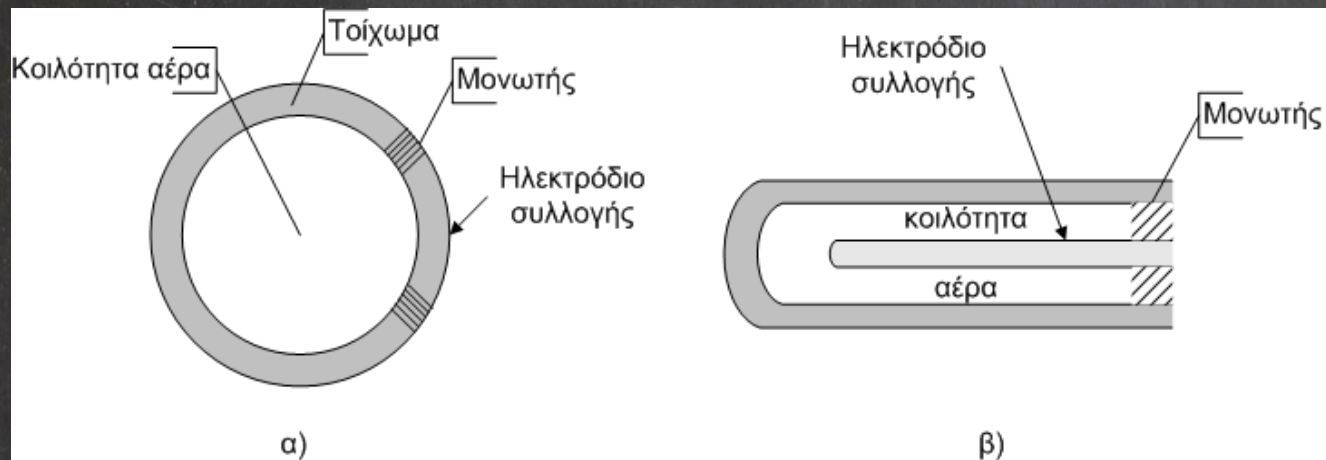
# CPE και θάλαμοι ιονισμού: free air chamber



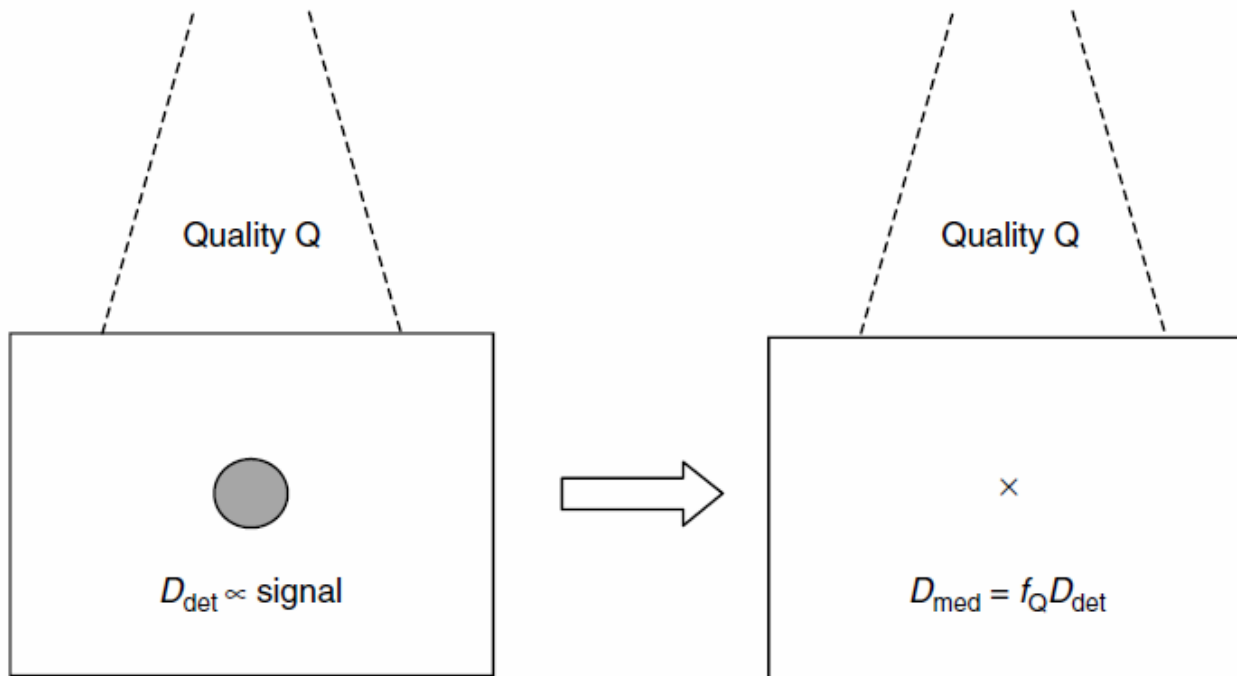
**Το θεώρημα Fano:**  
σε μέσο δεδομένης σύστασης που εκτίθεται σε ομοιόμορφη ροή έμμεσα ιοντίζουσας ακτινοβολίας η ροή της δευτερογενούς ακτινοβολίας είναι επίσης ομοιόμορφη ανεξάρτητα από την πυκνότητα του μέσου ή διακυμάνσεων αυτής



# Θάλαμοι ιονισμού τύπου κοιλότητας αερίου:



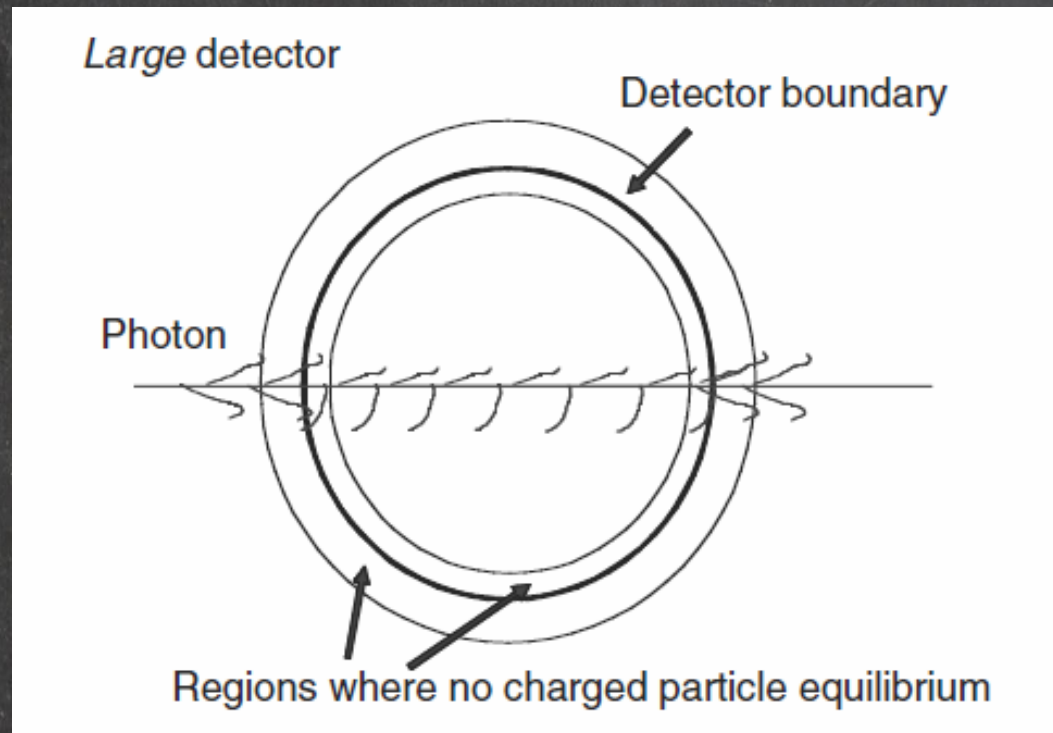
# Από τη δόση στο αέριο στη δόση στο μέσο: «θεωρίες κοιλότητας»



$$f_Q = \dots ???$$

Περίπτωση Α:  
(large cavity)

διάσταση κοιλότητας μεγαλύτερη από τη μέγιστη εμβέλεια  
 $e^-$   
(αλλά μικρότερη από τη μέση ελεύθερη διαδρομή των  
φωτονίων)



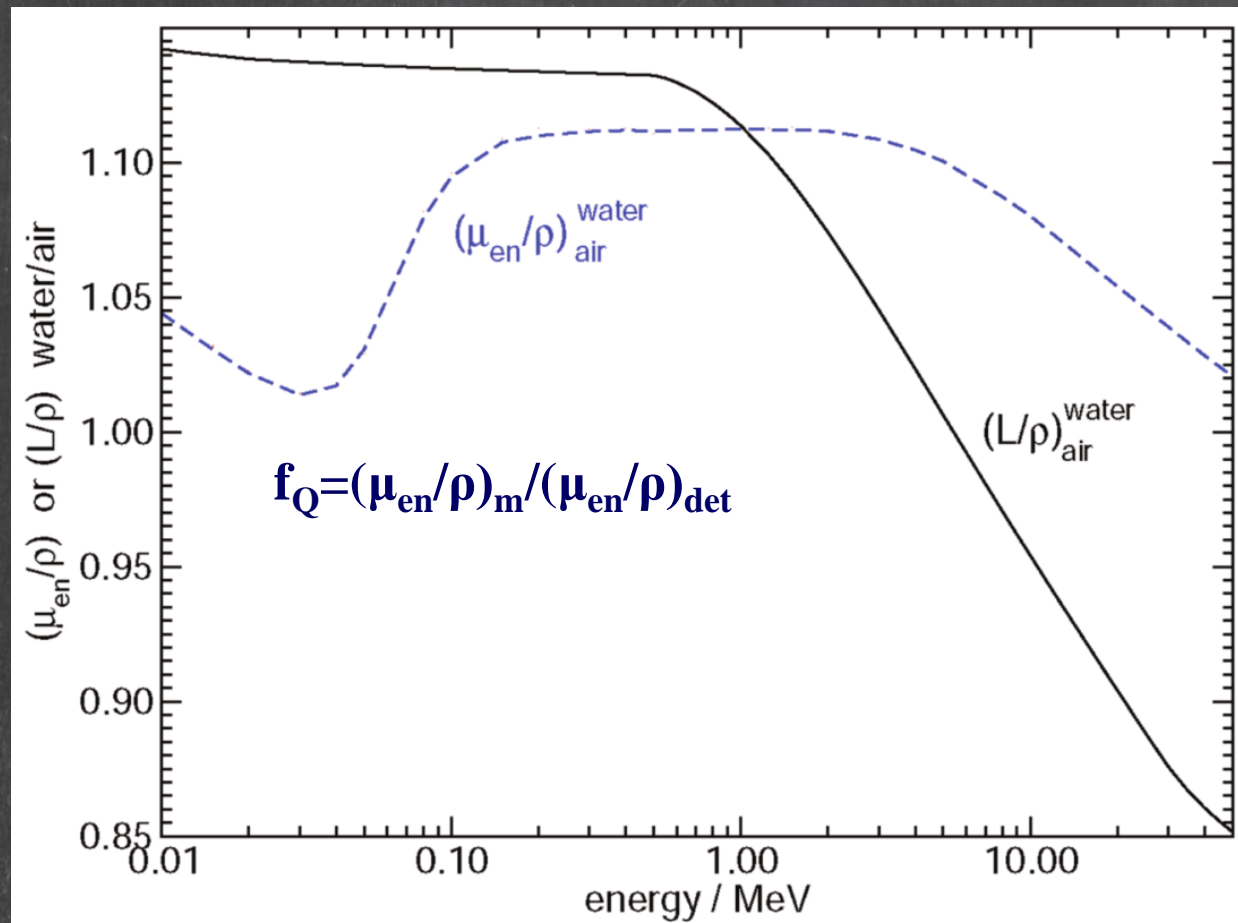
$$f_Q = (\mu_{en}/\rho)_m / (\mu_{en}/\rho)_{det}$$



## Περίπτωση Α: (large cavity)

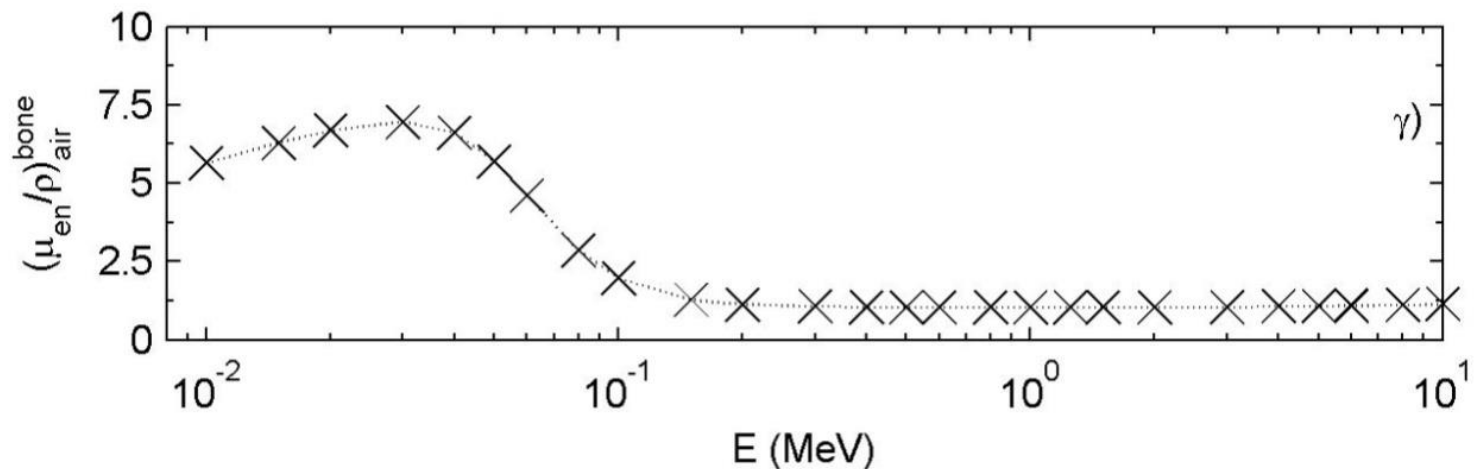
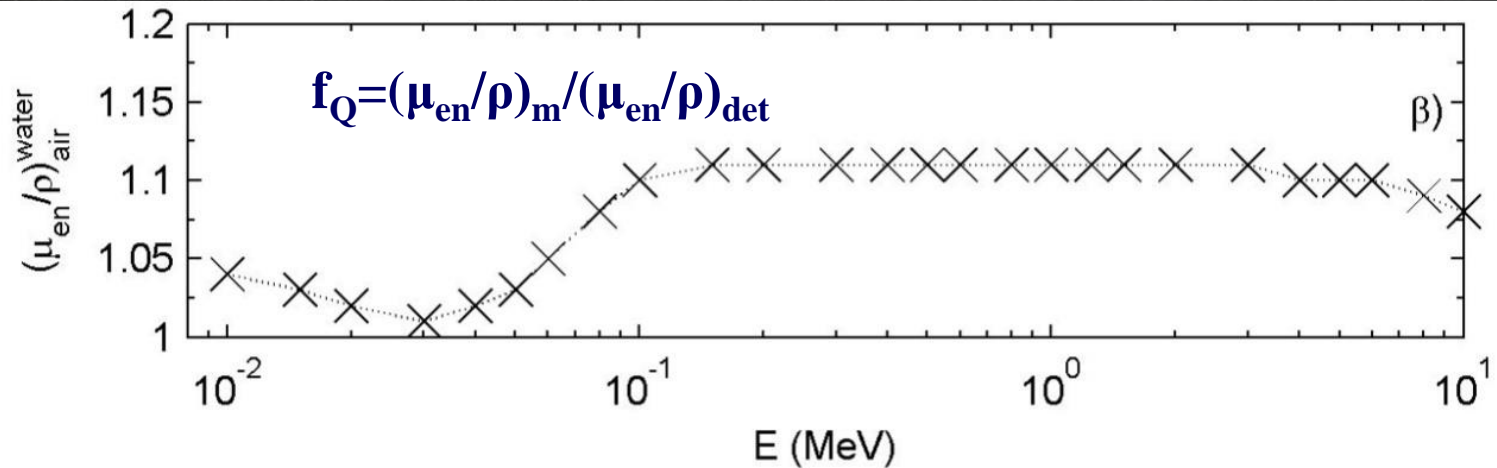
διάσταση κοιλότητας μεγαλύτερη από τη μέγιστη εμβέλεια  $e^-$  (αλλά μικρότερη από τη μέση ελεύθερη διαδρομή των φωτονίων)

Material	Photoelectric Effect $Z_{\text{eff}}$	Compton Effect $e^-/g$
Silicon (diodes) <sup>a</sup>	14	$3 \times 10^{23}$
LiF (Mg, Ti) <sup>b</sup>	8.14	$2.79 \times 10^{23}$
LiF (Mg, Ti, Na) <sup>b</sup>	8.14	$2.79 \times 10^{23}$
Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> :Mn <sup>b</sup>	7.4	$2.92 \times 10^{23}$
Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> :Cu <sup>c</sup>	7.4	$2.92 \times 10^{23}$
CaSO <sub>4</sub> :Mn <sup>b</sup>	15.3	$3.02 \times 10^{23}$
CaSO <sub>4</sub> :Dy <sup>b</sup>	15.3	$3.03 \times 10^{23}$
CaF <sub>2</sub> :Mn <sup>b</sup>	16.3	$2.95 \times 10^{23}$
CaF <sub>2</sub> :Dy <sup>b</sup>	16.3	$2.95 \times 10^{23}$
Air <sup>d</sup>	7.64	$3.03 \times 10^{23}$
Water <sup>d</sup>	7.42	$3.34 \times 10^{23}$
Fat <sup>d</sup>	5.92	$3.48 \times 10^{23}$
Muscle <sup>d</sup>	7.42	$3.36 \times 10^{23}$
Bone <sup>d</sup>	14	$3 \times 10^{23}$

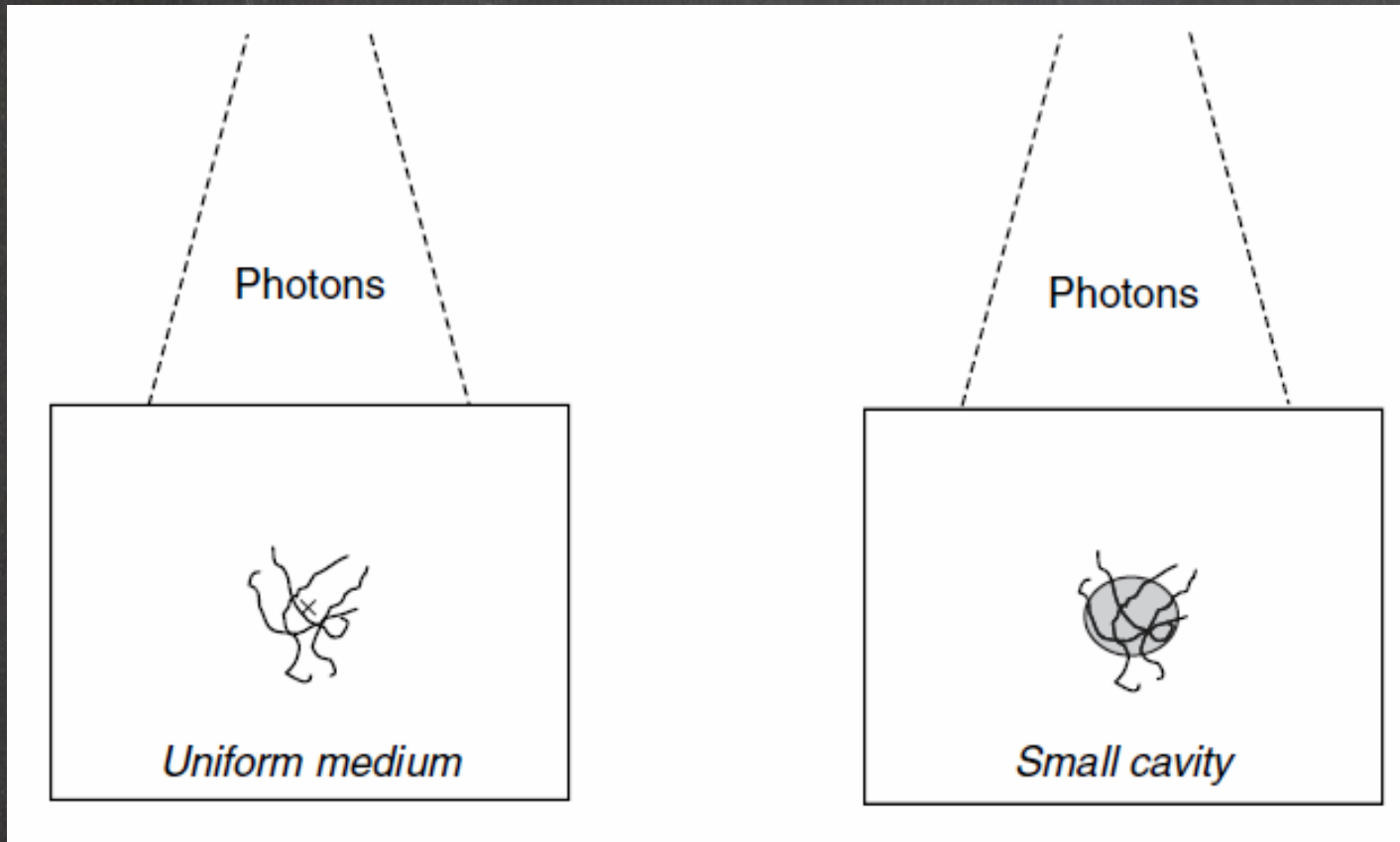


# Περίπτωση Α: (large cavity)

διάσταση κοιλότητας μεγαλύτερη από τη μέγιστη εμβέλεια  $e^-$  αλλά μικρότερη από τη μέση ελεύθερη διαδρομή των φωτονίων

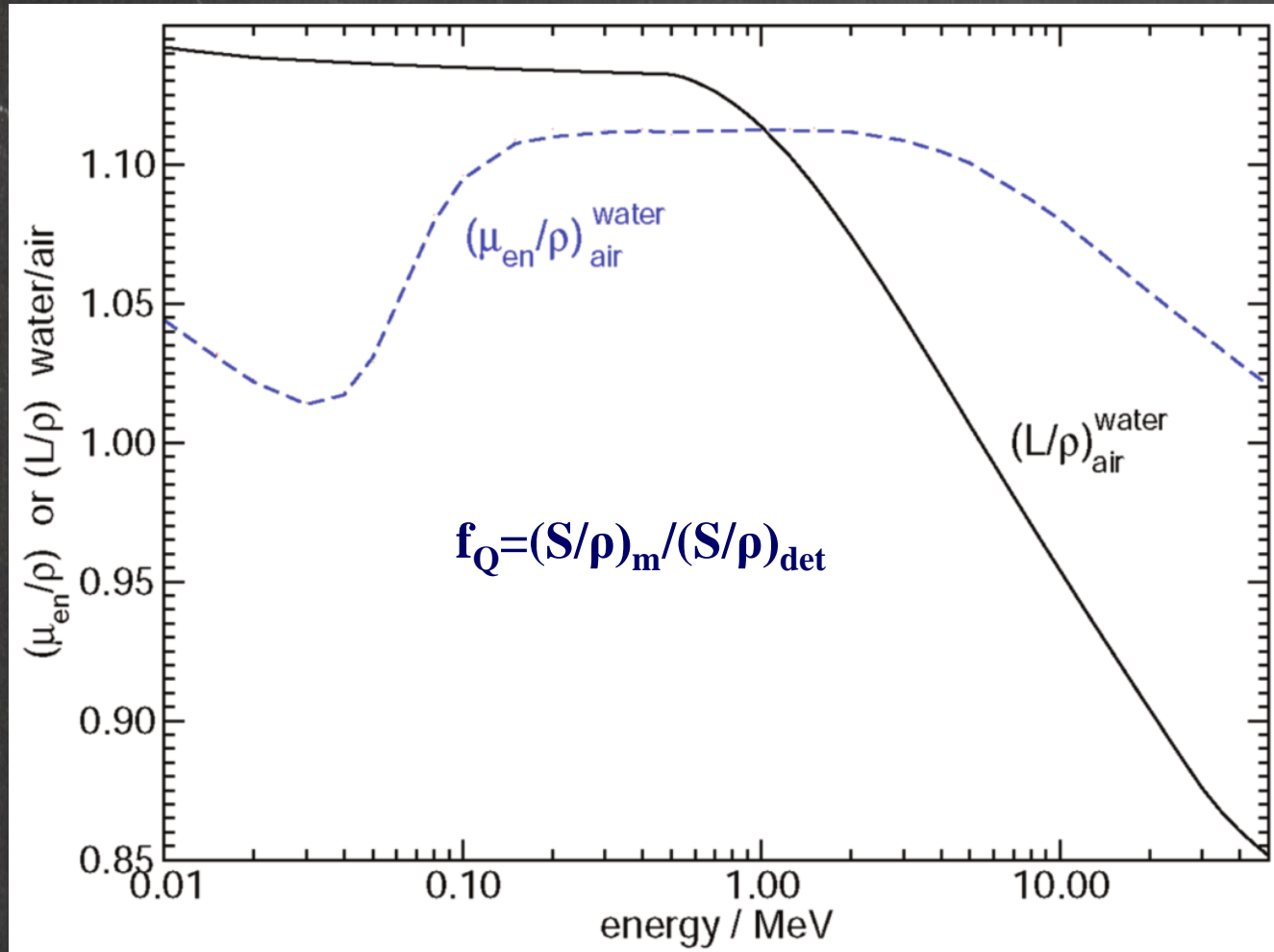


Περίπτωση Β:  
(κοιλότητα Bragg-Gray)  
διάσταση κοιλότητας μικρή σε σχέση με την εμβέλεια  $e$

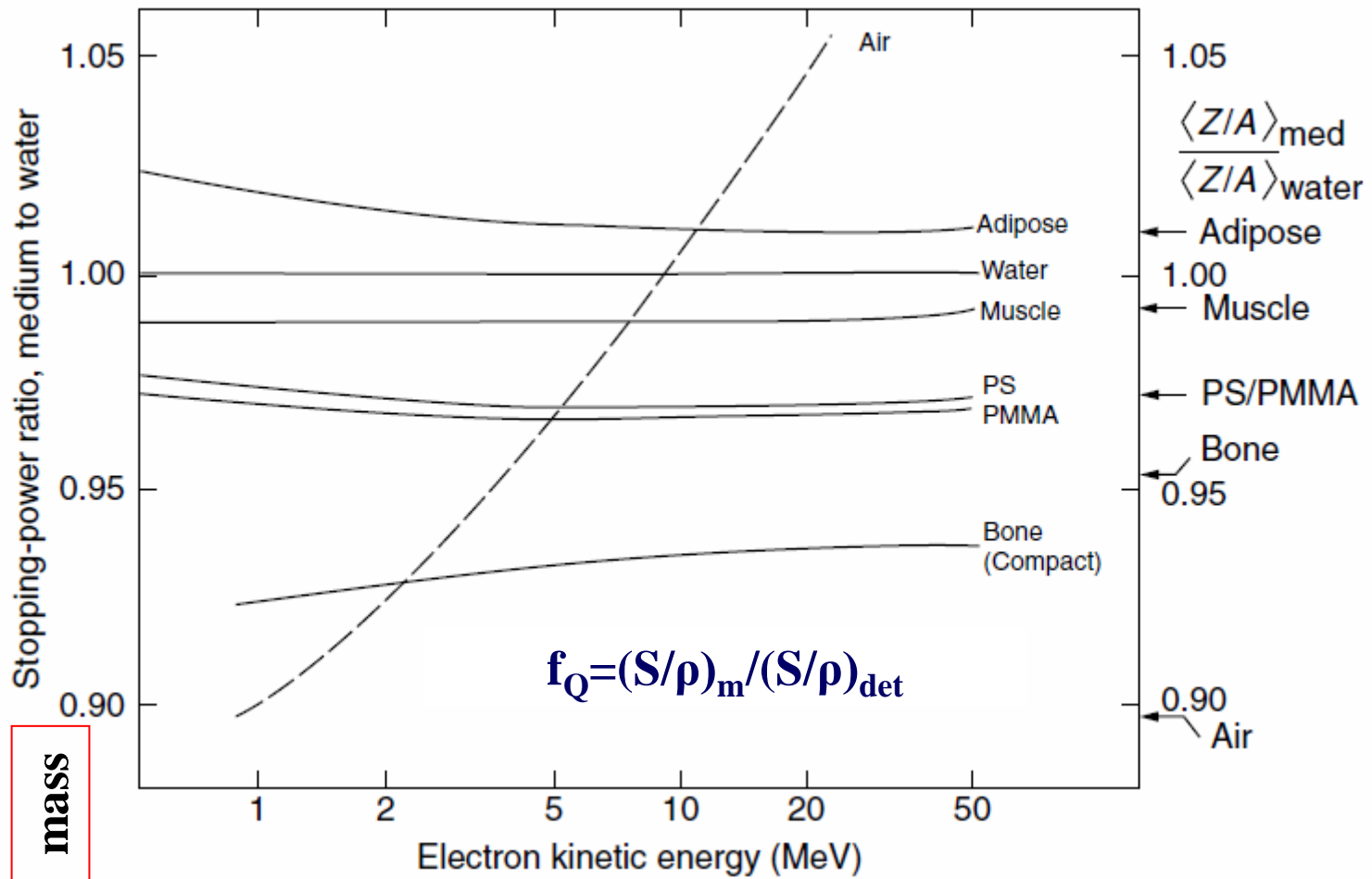


$$f_Q = (S/\rho)_m / (S/\rho)_{det}$$

Περίπτωση Β:  
(κοιλότητα Bragg-Gray)  
διάσταση κοιλότητας μικρή σε σχέση με την εμβέλεια  $e$



**Περίπτωση Β:**  
**(κοιλότητα Bragg-Gray)**  
**διάσταση κοιλότητας μικρή σε σχέση με την εμβέλεια e**



# Βαθμονόμηση θαλάμων ιονισμού

Οι θάλαμοι ιονισμού μπορούν να χρησιμοποιηθούν χωρίς βαθμονόμηση με ακρίβεια περί το  $\pm 5\%$ :

$$D_{w,Q} = M_{w,Q} \left( \frac{D_{w,Q}}{D_{air,Q}} \right) \left( \frac{D_{air,Q}}{M_{w,Q}} \right) = \frac{M_{w,Q}}{m} f_Q \frac{W}{e}$$

Μικρές διορθώσεις απαιτούνται για:

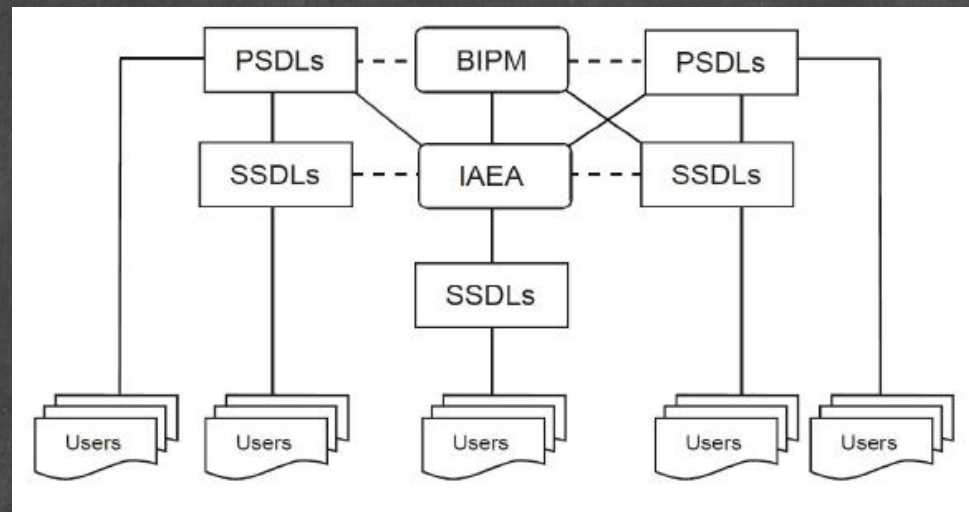
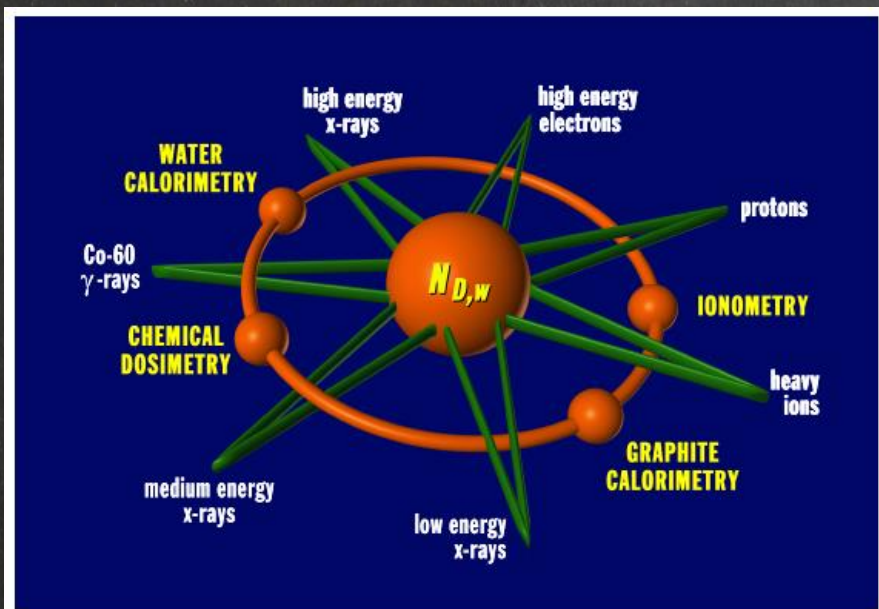
- Μάζα αερίου,  $m$
- Παράγοντα διαταραχής πεδίου (perturbation factor,  $p_{ch,Q}$ ) λόγω τοιχώματος, ηλεκτροδίου, στελέχους, και αντικατάστασης υλικού του ομοιώματος
  - Απόδοση συλλογής φορτίου
  - ...

**Για να ληφθούν υπόψη οι διορθώσεις (και να επιτευχθεί ομοιομορφία θεραπευτικών πρακτικών) οι κλινικά χρησιμοποιούμενοι θάλαμοι ιονισμού βαθμονομούνται με ιχνηλασιμότητα σε διεθνή πρότυπα)**

# Βαθμονόμηση θαλάμων ιονισμού

$$D_{w,Q_0}^{ref} = M_{w,Q_0}^{ref} \frac{f_{Q_0} \frac{W}{e} p_{ch,Q_0}}{m} = M_{w,Q_0}^{ref} N_{D,w,Q_0}$$

Όπου ο δείκτης ref υποδηλώνει συνθήκες αναφοράς (ποιότητα δέσμης, βάθος, πίεση, θερμοκρασία) και  $N_{D,w,Q_0}$  ο συντελεστής βαθμονόμησης



# Βαθμονόμηση θαλάμων ιονισμού

Για μετρήσεις σε συνθήκες διαφορετικές από τις συνθήκες αναφοράς:

$$D_{w,Q} = M_{w,Q} k_{P,T} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

όπου:

$$k_{P,T} = \frac{P_{ref}}{P} \frac{T}{T_{ref}}$$

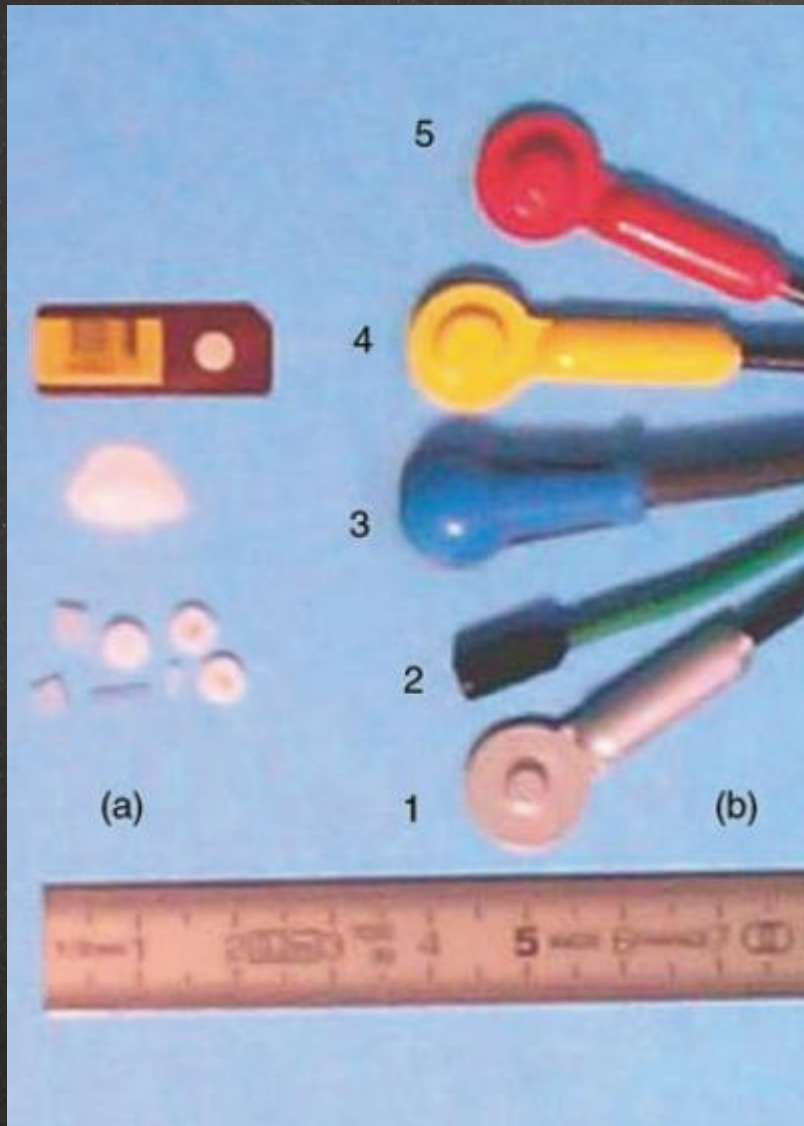
(υπολογίζεται βάσει συνθηκών μέτρησης)

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{f_{Q_0} p_{ch,Q_0}}{f_{Q,Q_0} p_{ch,Q}}$$

(υπολογίζεται με προσομοίωση MC ή προσδιορίζεται πειραματικά)



# Άλλα δοσιμετρικά συστήματα...;



## Γενικά χαρακτηριστικά δοσιμετρικών συστημάτων

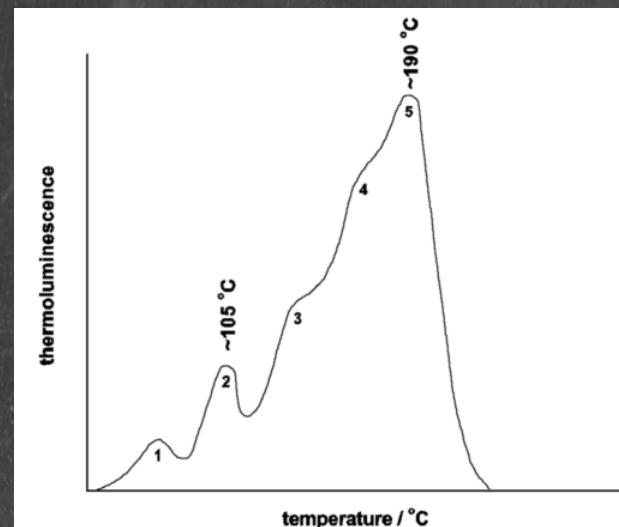
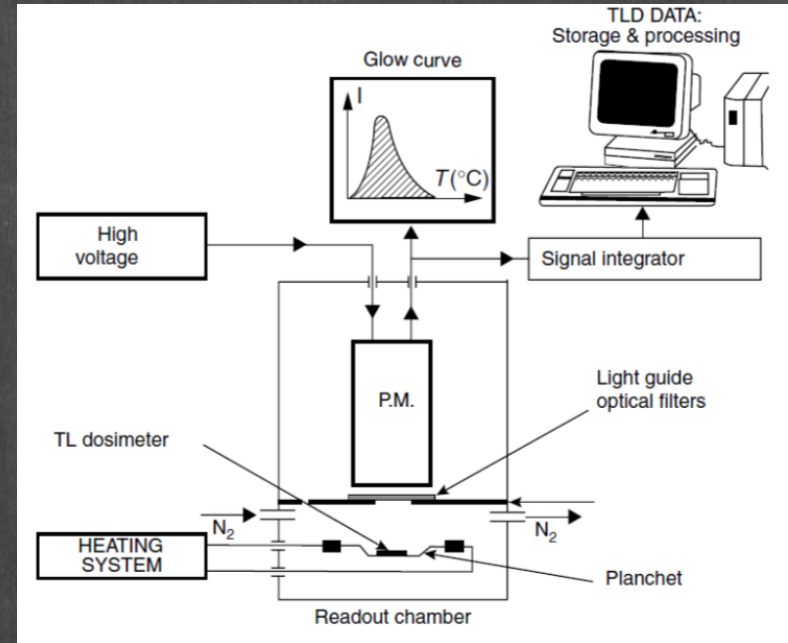
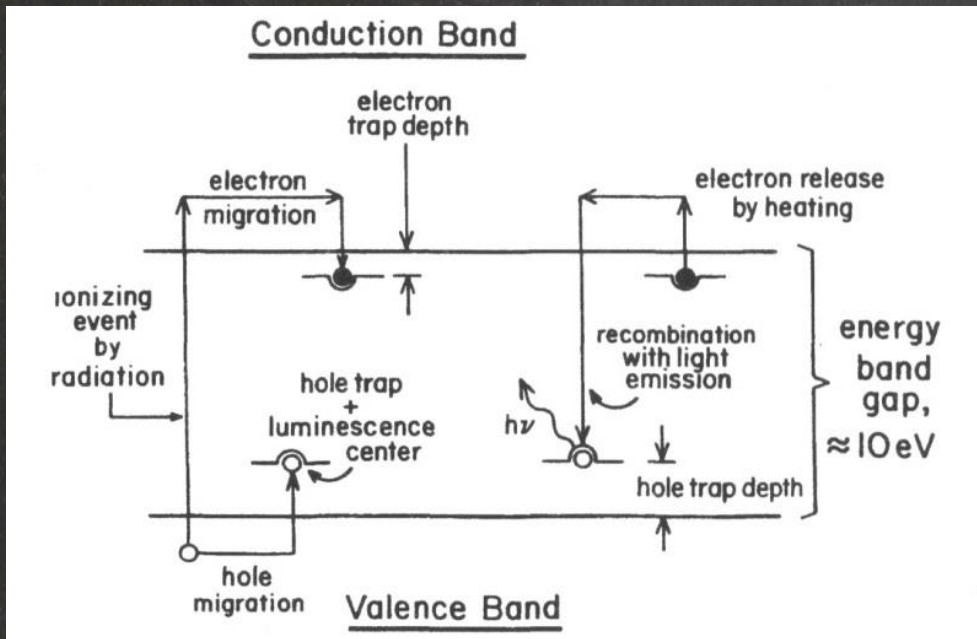
■ Οποιοδήποτε σύστημα παράγει μετρήσιμο σήμα που συναρτάται της δόσης ιοντίζουσας ακτινοβολίας που απορρόφησε μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως δοσίμετρο.

Επειδή όμως ο λόγος  $\frac{D_{air,Q}}{M_{w,Q}}$  δεν είναι γνωστός όπως στους θαλάμους ιονισμού ( $\frac{W}{e}$ ) και άλλα δοσίμετρα που καλούνται **απόλυτα δοσίμετρα** (καλορίμετρα, Fricke, alanine) χρειάζονται βαθμονόμηση ανεξάρτητα από την απαιτούμενη ακρίβεια και καλούνται **σχετικά δοσίμετρα**.

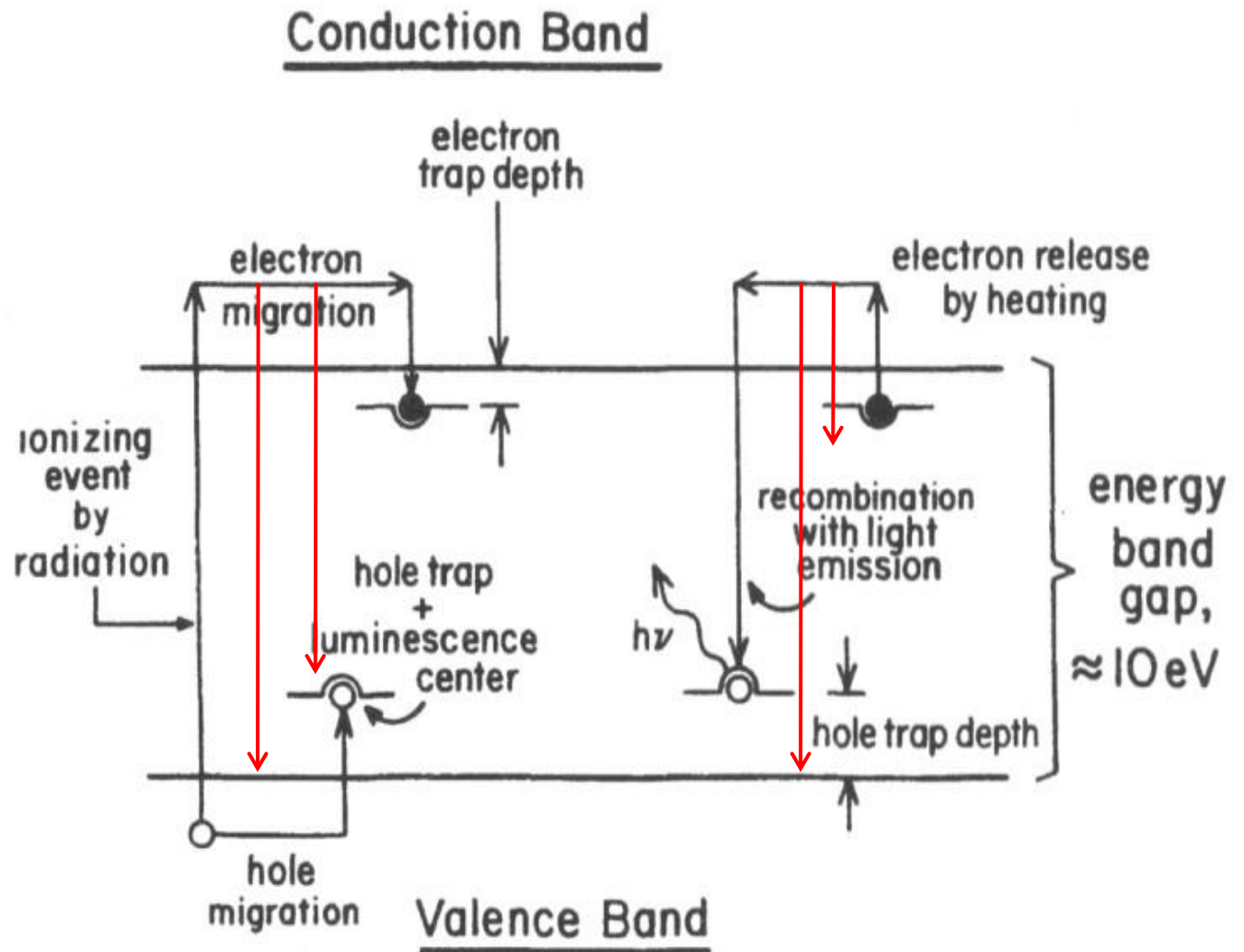
## Επιθυμητά χαρακτηριστικά (σχετικών) δοσιμέτρων

- (1) Ευαισθησία: αρκετά υψηλή για μέτρηση χαμηλών ρυθμών δόσης. Αν είναι πολύ υψηλή θα προκληθεί κορεσμός σε αυξημένο ρυθμό δόσης
- (2) Επαρκές εύρος μετρούμενων δόσεων και (κατά προτίμηση) γραμμικότητα απόκρισης συναρτήσει δόσης
- (3) Ανεξαρτησία απόκρισης από παράγοντες όπως ρυθμός δόσης, T, P, διεύθυνση σε σχέση με το πεδίο ακτινοβολίας, αθροιστική δόση, κ.τ.λ.
- (4) Ανεξαρτησία απόκρισης από την ενέργεια ακτινοβολίας ή γνωστή σχέση
- (5) Σταθερότητα απόκρισης
- (6) Ακρίβεια / επαναληψιμότητα

# Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας (TLD)

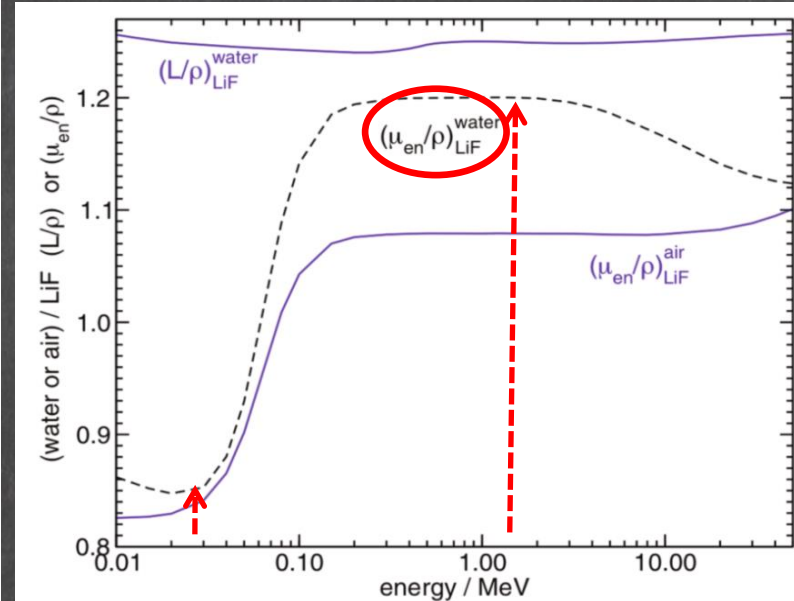


# Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας (TLD)

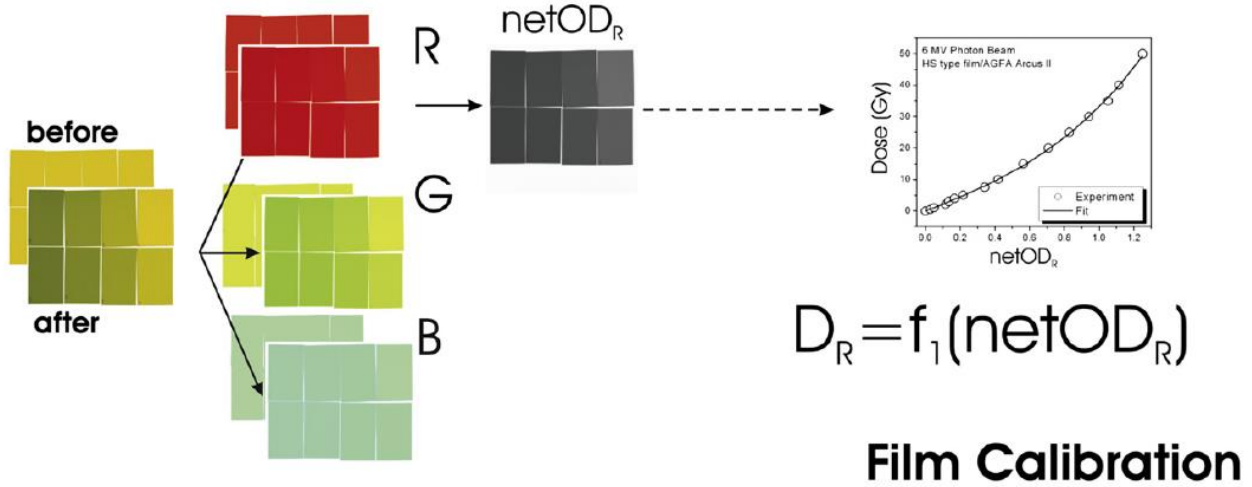


# Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας (TLD)

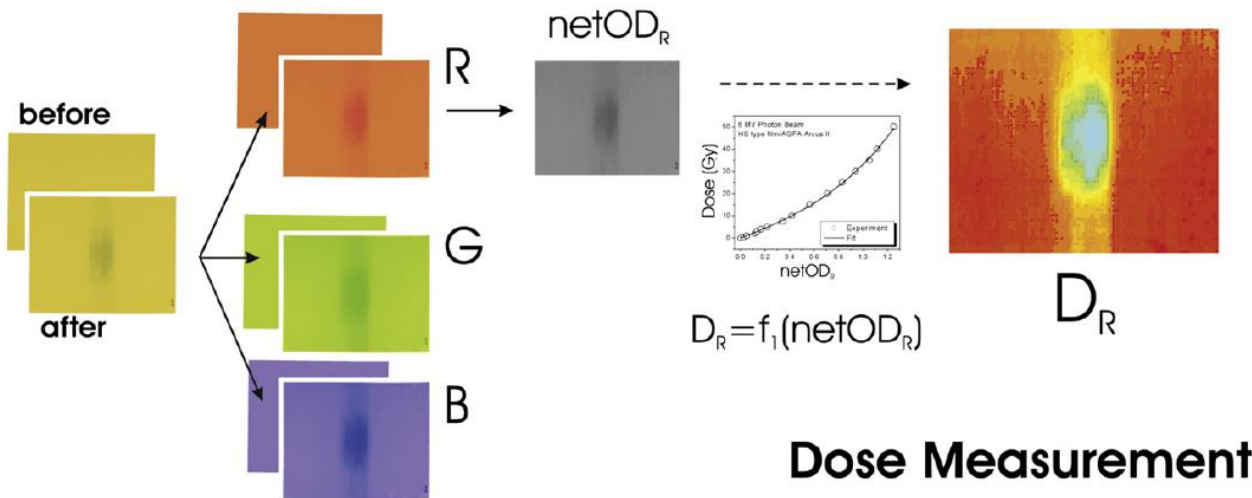
Material	Photoelectric Effect $Z_{\text{eff}}$	Compton Effect $e^-/g$	Density $g/cm^3$
Silicon (diodes) <sup>a</sup>	14	$3 \times 10^{23}$	2.33
LiF (Mg,Ti) <sup>b</sup>	8.14	$2.79 \times 10^{23}$	2.64
LiF (Mg,Ti,Na) <sup>b</sup>	8.14	$2.79 \times 10^{23}$	2.64
Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> :Mn <sup>b</sup>	7.4	$2.92 \times 10^{23}$	2.30
Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> :Cu <sup>c</sup>	7.4	$2.92 \times 10^{23}$	2.30
CaSO <sub>4</sub> :Mn <sup>b</sup>	15.3	$3.02 \times 10^{23}$	2.61
CaSO <sub>4</sub> :Dy <sup>b</sup>	15.3	$3.03 \times 10^{23}$	2.61
CaF <sub>2</sub> :Mn <sup>b</sup>	16.3	$2.95 \times 10^{23}$	3.18
CaF <sub>2</sub> :Dy <sup>b</sup>	16.3	$2.95 \times 10^{23}$	3.18
Air <sup>d</sup>	7.64	$3.03 \times 10^{23}$	$1.293 \times 10^{-3}$
Water <sup>d</sup>	7.42	$3.34 \times 10^{23}$	1.00
Fat <sup>d</sup>	5.92	$3.48 \times 10^{23}$	0.91
Muscle <sup>d</sup>	7.42	$3.36 \times 10^{23}$	1.04
Bone <sup>d</sup>	14	$3 \times 10^{23}$	1.01–1.60



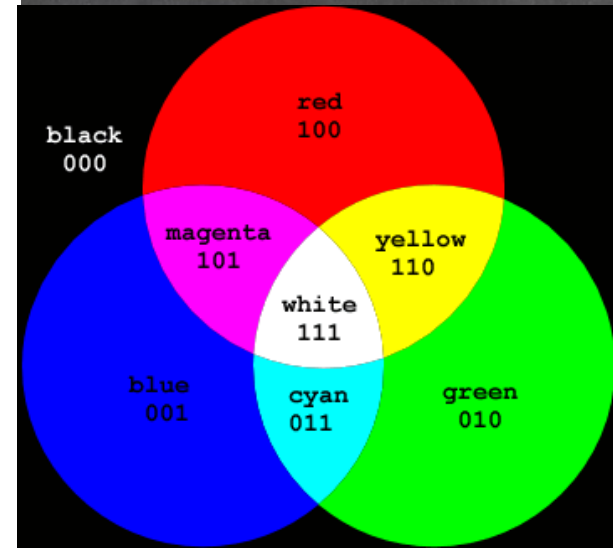
# Δοσिमετρία με ραδιοχρωμικά φιλμ



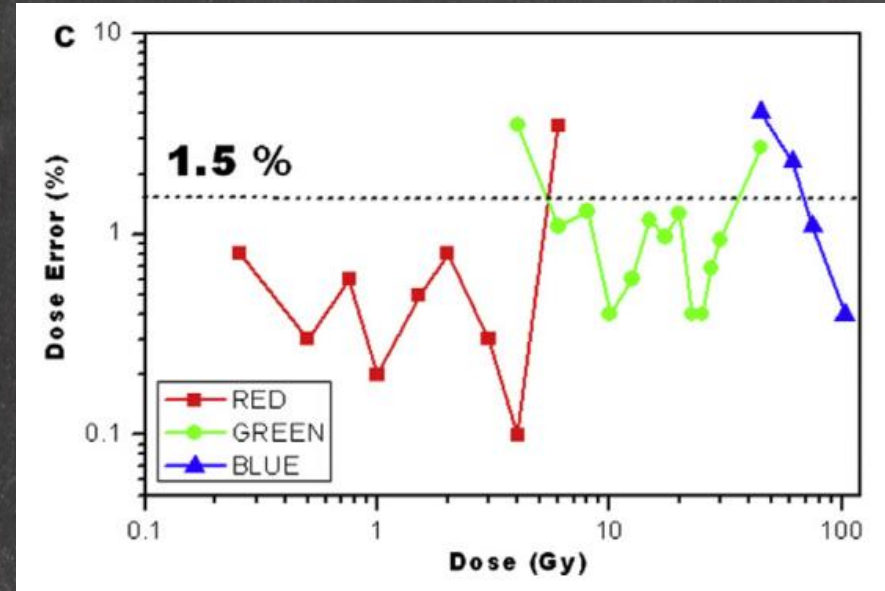
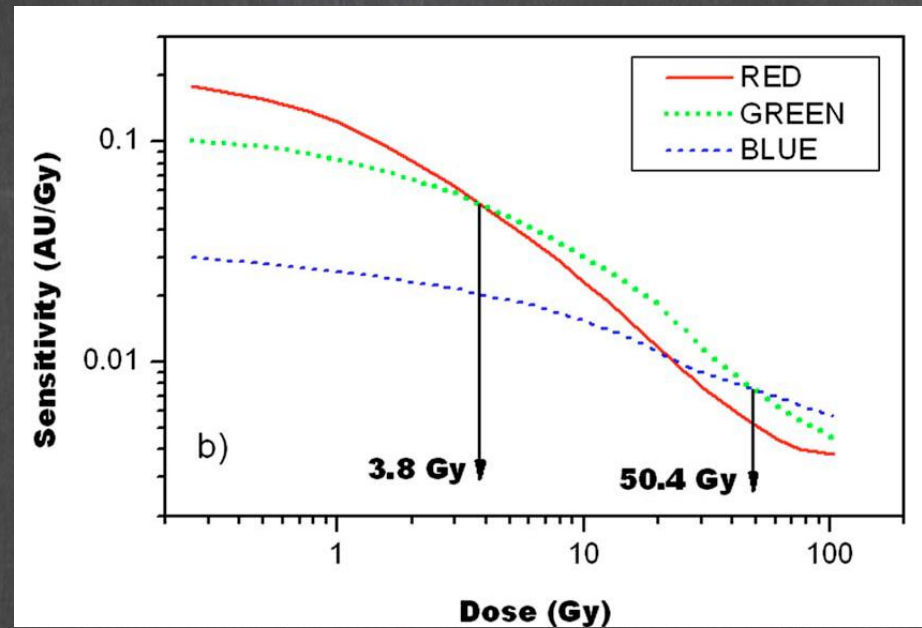
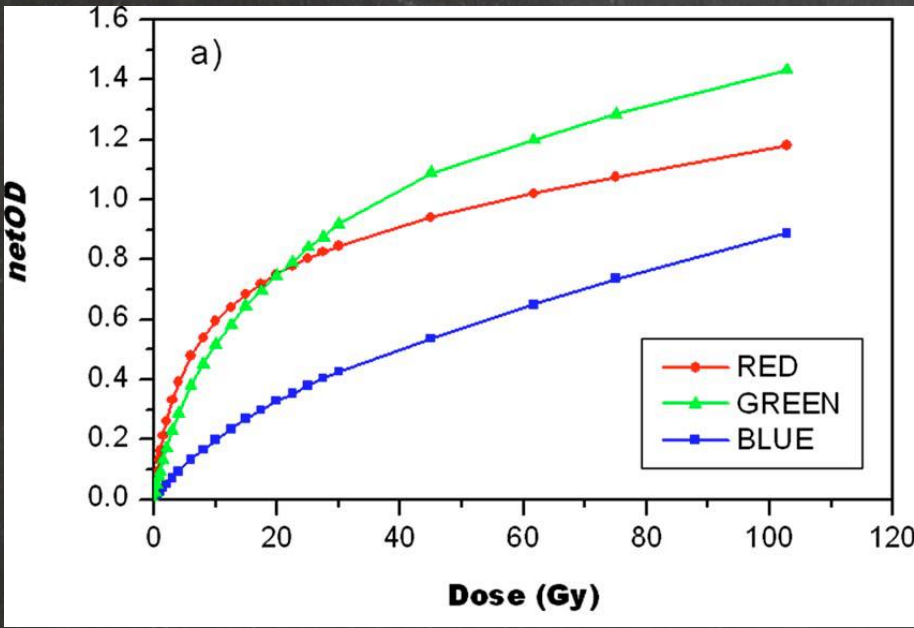
**Film Calibration**



**Dose Measurement**



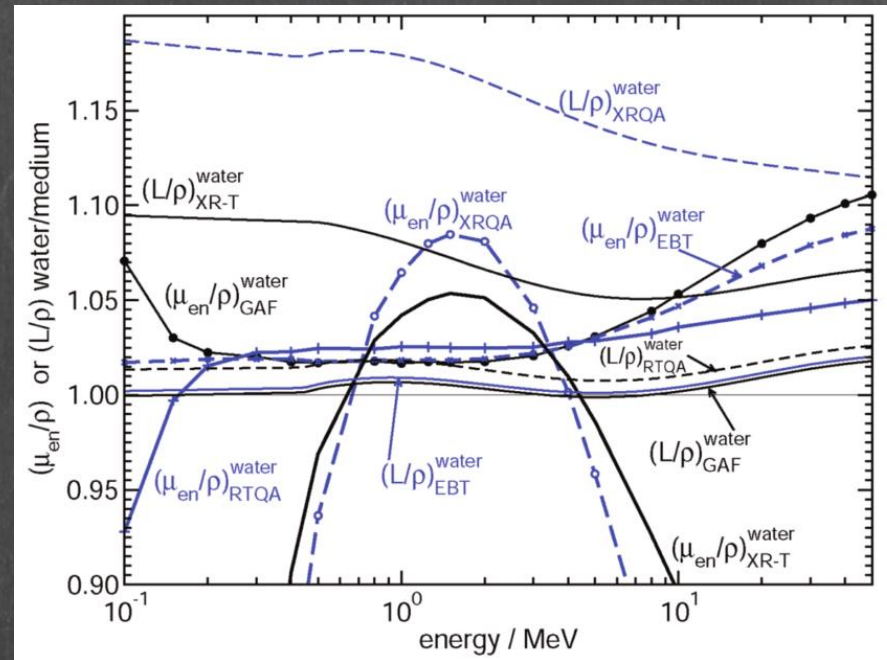
# Δοσιμετρία με ραδιοχρωμικά φιλμ



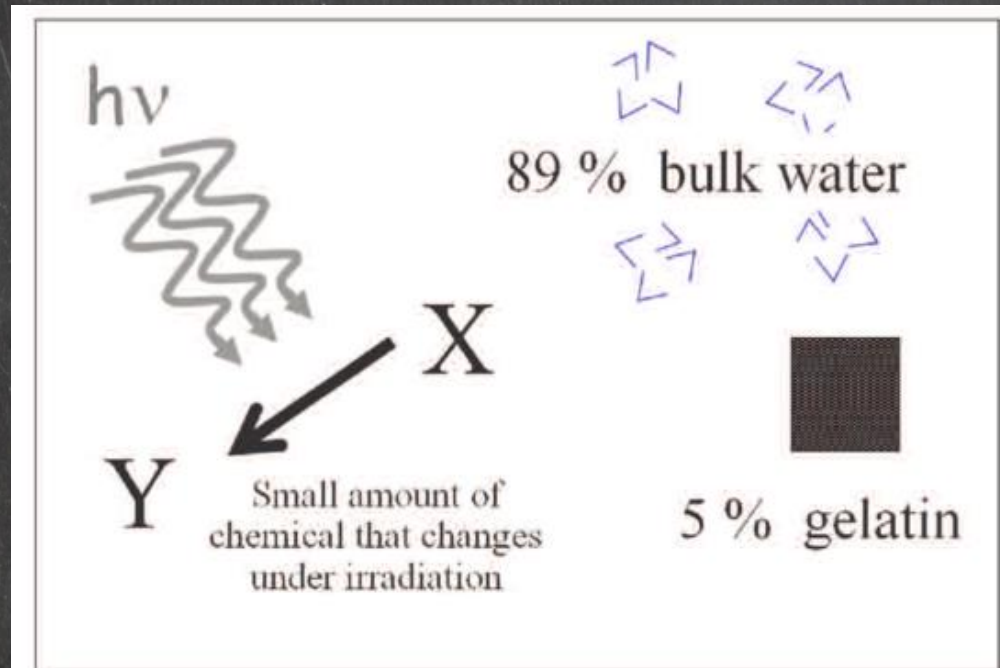


# Δοσιμετρία με ραδιοχρωμικά φιλμ

Material	Density g/cm <sup>3</sup>	Effective Z	Number of electrons per unit volume 10 <sup>27</sup> /m <sup>3</sup>	Elemental composition (percentage by mass)				
				H	C	N	O	Others
GAFCHROMIC emulsion	1.08	6.27	328	9.3	56.6	15.7	18.4	
GAFCHROMIC EBT emulsion	1.1	7.05	328	9.4	57.4	13.2	16.4	0.8 Li; 2.9 Cl
GAFCHROMIC XRQA emulsion	1.2	32.6	303	6.4	38.1	5.5	13.8	0.4 Li; 13.4 Br; 22.3 Cs
GAFCHROMIC RTQA emulsion <sup>a</sup>	~1.1	8.29	326	9.1	53.7	12.7	14.2	1.9 Li; 8.4 Cl
GAFCHROMIC XR-T emulsion <sup>b</sup>	~1.2	26.6	315	7.8	46.2	11.5	14.3	7.6 Br; 12.6 Cs
Surface layer <sup>c</sup>	~1.2	9.90	317	6.5	32.3	21.6	20.5	2.3 Li; 16.8 Cl
Transparent and yellow polyester <sup>d</sup>	1.35	6.64	313	4.2	62.5		33.3	
Adhesive <sup>d</sup>	~1.2	6.26	329	9.4	65.6		24.9	3.5 S; 15.1 Ba
Opaque white polyester <sup>d</sup>	~1.6	27.6	302	3.1	46.6		31.7	
Water <sup>c</sup>	1.00	7.42	334	11.2			88.8	



# Χημική Δοσिमετρία



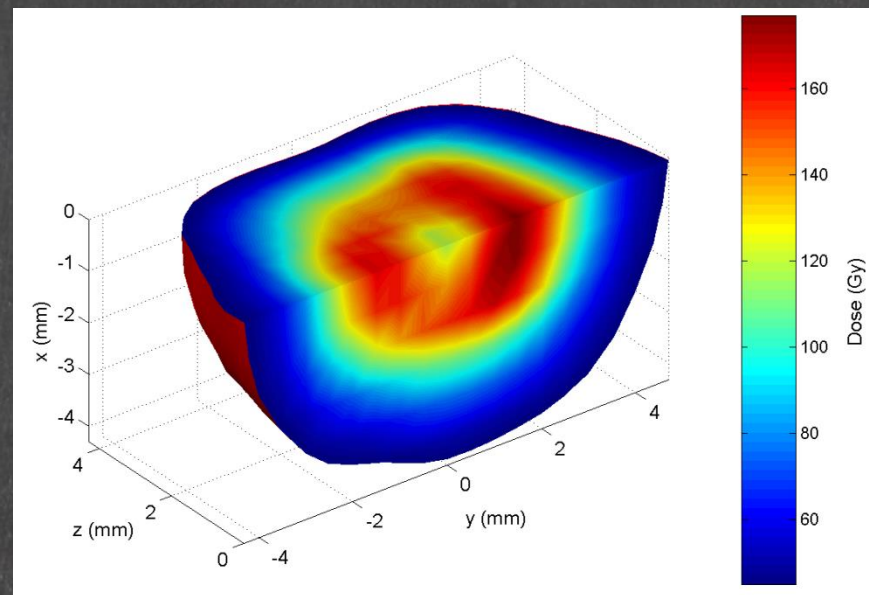
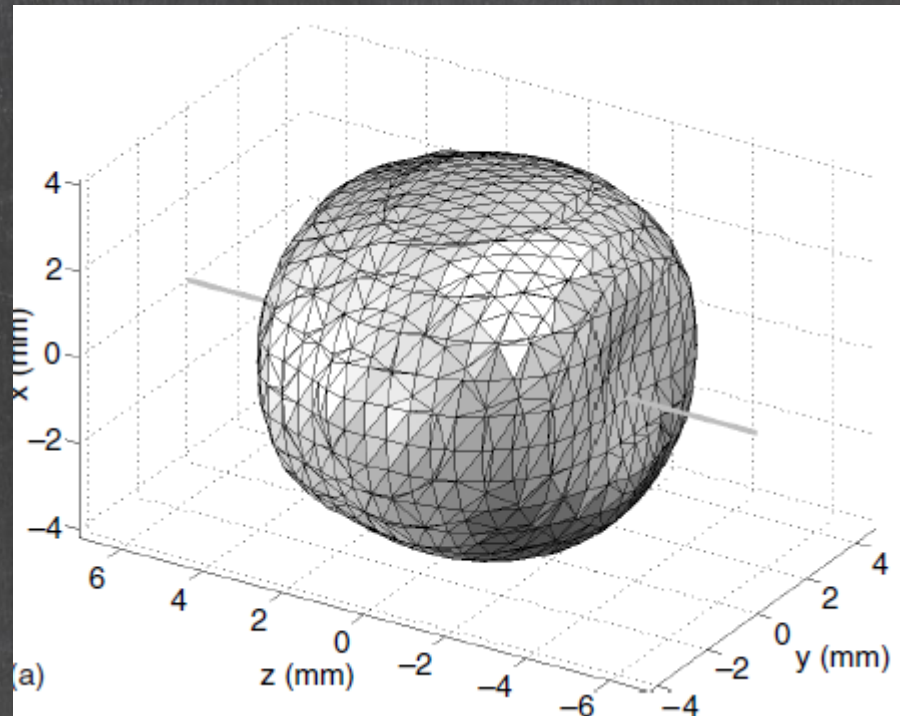
Fricke gel



Polymer gel



# Χημική Δοσιμετρία



Βιβλιογραφία:  
κεφ. 2-5, 18 από το σύγγραμμά σας

Προτεινόμενα ξενόγλωσσα συγγράμματα:

- ✓ E.B. Podgorsak (Editor), Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students  
(Διαθέσιμο δια-δικτυακά: [www.iaea.org](http://www.iaea.org))
- ✓ F. H. Attix, Introduction to radiological physics & radiation dosimetry
- ✓ P. Andreo, D.T. Burns, A.E. Nahum, J. Seuntjens, F. H. Attix, Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry