

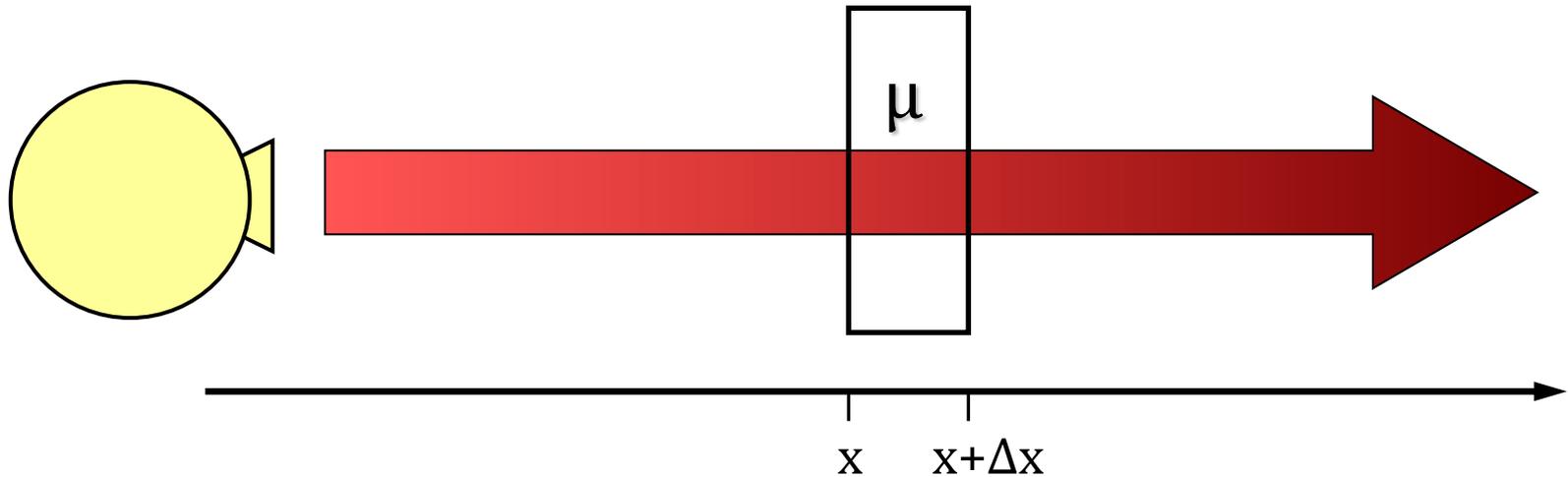
# ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ

Π. Παπαγιάννης & Ε. Στυλιάρης  
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΝ ΑΘΗΝΩΝ  
2025 - 2026

## ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΦΩΤΟΝΙΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΥΛΗ

- Χαρακτηριστικές Ενέργειες & Μήκη Κύματος
- Απορρόφηση Ακτινοβολίας
  - Εκθετικός Νόμος Απορρόφησης
  - Γραμμικός Συντελεστής Απορρόφησης  $\mu$
- Βασικές Ηλεκτρομαγνητικές Αλληλεπιδράσεις
  - Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο
  - Φαινόμενο Compton, Κινηματική
  - Δίδυμη Γένεση
- Εξάρτηση του Συντελεστή Απορρόφησης  $\mu$  από την Ενέργεια και το Υλικό

# ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ



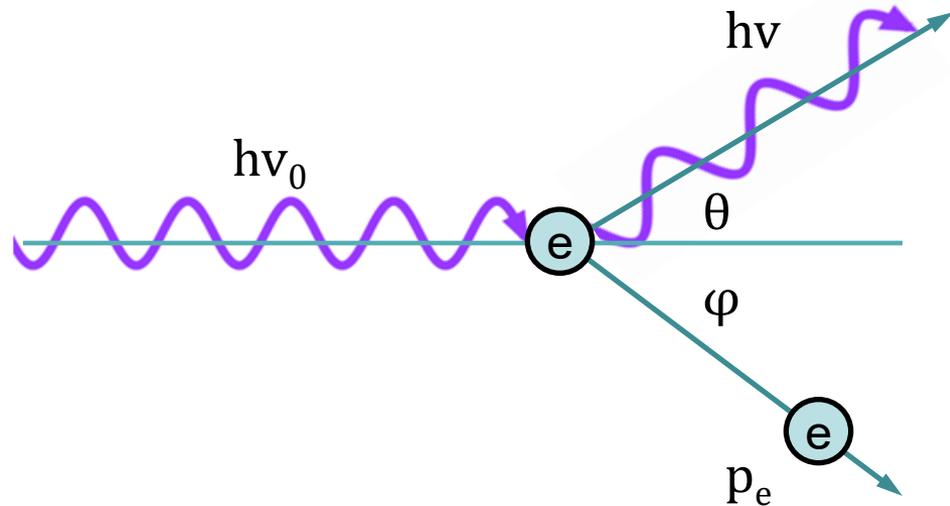
$$\frac{dI}{I(x)} = -\mu dx \Rightarrow \int \frac{dI}{I(x)} = -\mu \int dx \Rightarrow I(x) = I_0 e^{-\mu x}$$

$\mu$ : γραμμικός συντελεστής απορρόφησης

# ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΦΑΙΝΟΜΕΝΟΥ Compton

$$E^2 = p^2 c^2 + m^2 c^4$$

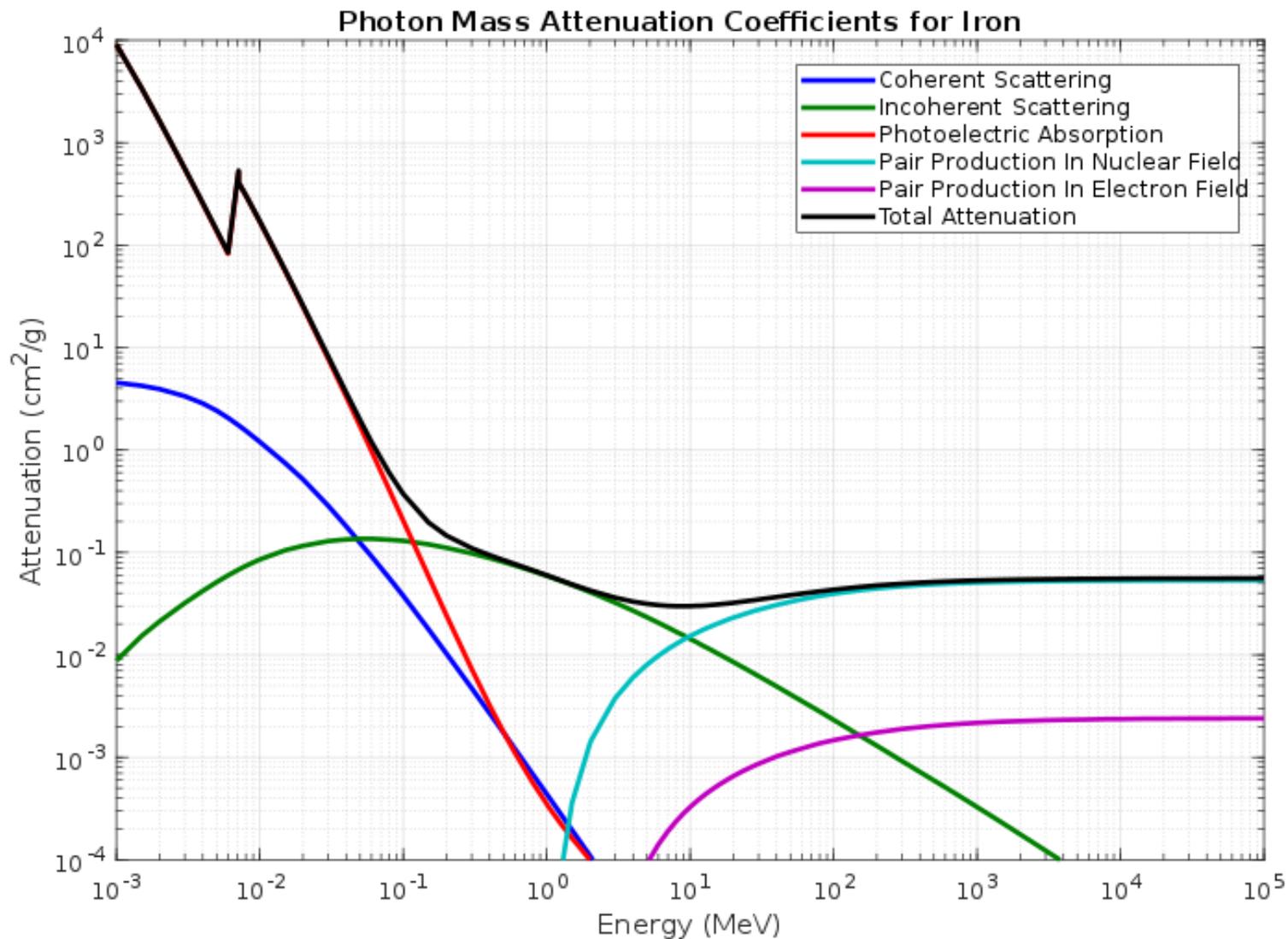
Φωτόνιο:  $E = pc$



Διατήρηση Ορμής

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{h\nu_0}{c} = \frac{h\nu}{c} \cos\theta + p_e \cos\varphi \\ 0 = \frac{h\nu}{c} \sin\theta - p_e \sin\varphi \end{array} \right\} \Rightarrow p_e^2 c^2 = (h\nu_0)^2 + (h\nu)^2 - 2(h\nu_0)(h\nu)\cos\theta$$

# ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ

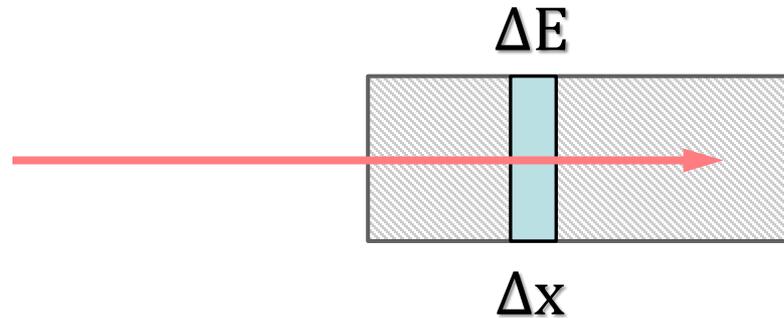


# ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ

## ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΦΟΡΤΙΣΜΕΝΩΝ ΣΩΜΑΤΙΔΙΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΥΛΗ

- **Γραμμική Ανασχετική Ισχύς (Linear Stopping Power)**
  - Απώλεια Ενέργειας Φορτισμένου Σωματιδίου
  - Ο τύπος του Bethe
  - Η καμπύλη Bragg
- **Εμβέλεια Φορτισμένου Σωματιδίου**
  - Ορισμός της Εμβέλειας R
  - Συσχετισμός του R με το Z και την Ενέργεια
  - Απομένουσα Ενέργεια μετά από Διέλευση Υλικού
- **Παραμετροποίηση της Ανασχετικής Ισχύος για διάφορα Υλικά**

# ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΑΝΑΣΧΕΤΙΚΗ ΙΣΧΥΣ



Το φορτισμένο σωματίδιο χάνει ενέργεια  $\Delta E$  στο διάστημα  $\Delta x$

Ορισμός της γραμμικής ανασχετικής ισχύος:

$$S = - \frac{dE}{dx}$$

Linear Stopping Power  $S$

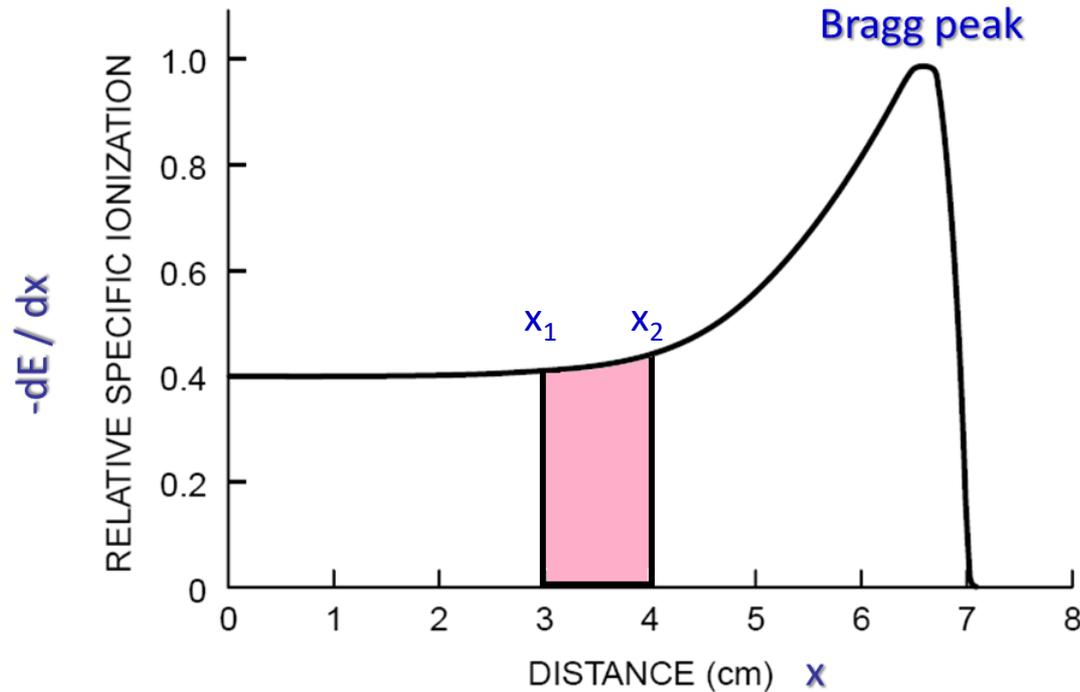
$$S = S(z, E, Z)$$

Το  $S$  εξαρτάται κυρίως από:

- Τον ατομικό αριθμό  $z$  και την ενέργεια  $E$  του εισερχόμενου σωματιδίου
- Τον ατομικό αριθμό  $Z$  του στόχου

# ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΑΝΑΣΧΕΤΙΚΗ ΙΣΧΥΣ

Χαρακτηριστικά της καμπύλης Bragg

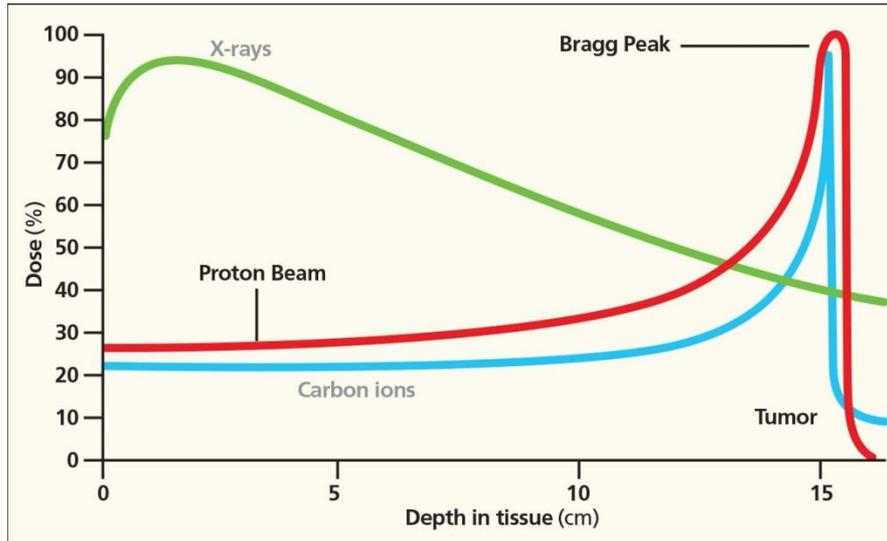


$$E_{1 \rightarrow 2} = \int_1^2 - \frac{dE}{dx} dx$$

Η αρχική ενέργεια  $E_0$  του ιοντίζοντος σωματίου ταυτίζεται με το **εμβαδόν** της καμπύλης Bragg.

# ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΑΝΑΣΧΕΤΙΚΗ ΙΣΧΥΣ

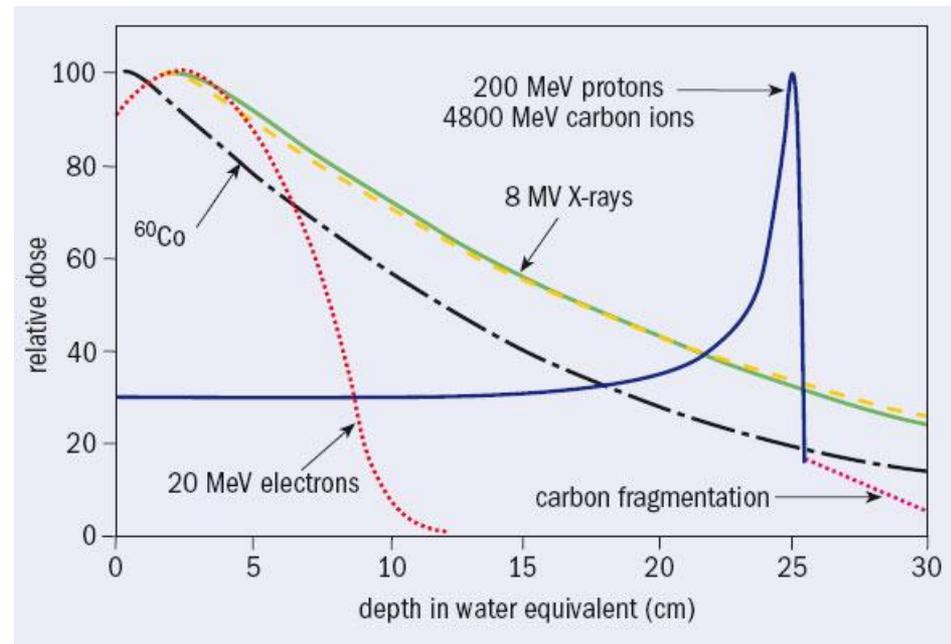
## Χαρακτηριστικά της καμπύλης Bragg



Σύγκριση της καμπύλης Bragg ισοδύναμης ενεργειακά (ίδια εμβέλεια) δέσμης πρωτονίων και ιόντων άνθρακα  $^{12}\text{C}$ .

Διαφορετική συμπεριφορά της καμπύλης Bragg για διαφορετικά ιόντα ισοδύναμης ενέργειας και φορτίου.

Σύγκριση της καμπύλης Bragg για ισοδύναμα ιόντα  $^{12}\text{C}$  (4800MeV) & πρωτόνια p (200MeV) με την αντίστοιχη απορρόφηση ηλεκτρονίων και φωτονίων.



# ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ

## ΔΙΑΓΝΩΣΗ ΜΕ ΑΚΤΙΝΕΣ-X

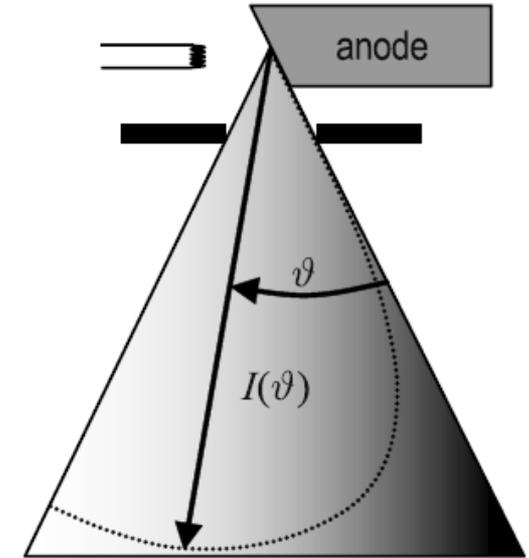
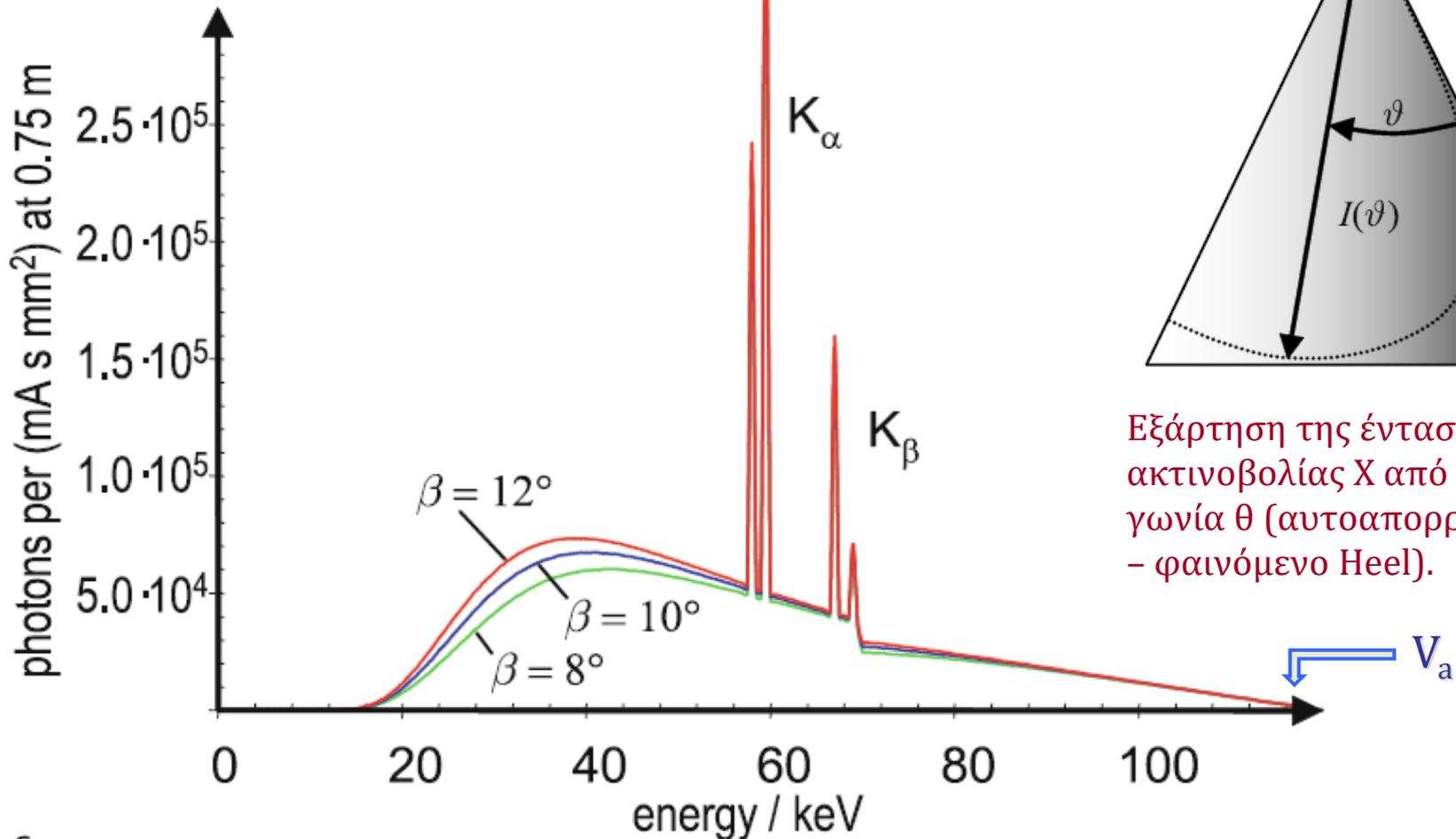
- Αρχή Λειτουργίας – Παραγωγή Ακτίνων X
- Απορρόφηση Ακτίνων X, Ανίχνευση Ακτίνων X
- Κλινικές Συσκευές Ακτίνων X – Διάγνωση - Αρχή της Μαστογραφίας
- Αριθμός CT (Hounsfield Number)
- Η μέθοδος της Διπλής Ενέργειας

## ΑΞΟΝΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

- Computed X-Ray Tomography: Αρχή Λειτουργίας
- Ημιτονόγραμμα (Sinogram) – Ανακατασκευή Τομογραφικής Εικόνας
- Radon Transform
- Επαναληπτικές Μέθοδοι Ανακατασκευής (ART)

# ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ

Τυπικό φάσμα ακτίνων Χ από άνοδο Βολφραμίου (W)  
σε ανοδική τάση  $V_a = 120$  kV.



Εξάρτηση της έντασης της  
ακτινοβολίας Χ από τη  
γωνία  $\theta$  (αυτοαπορρόφηση  
- φαινόμενο Heel).

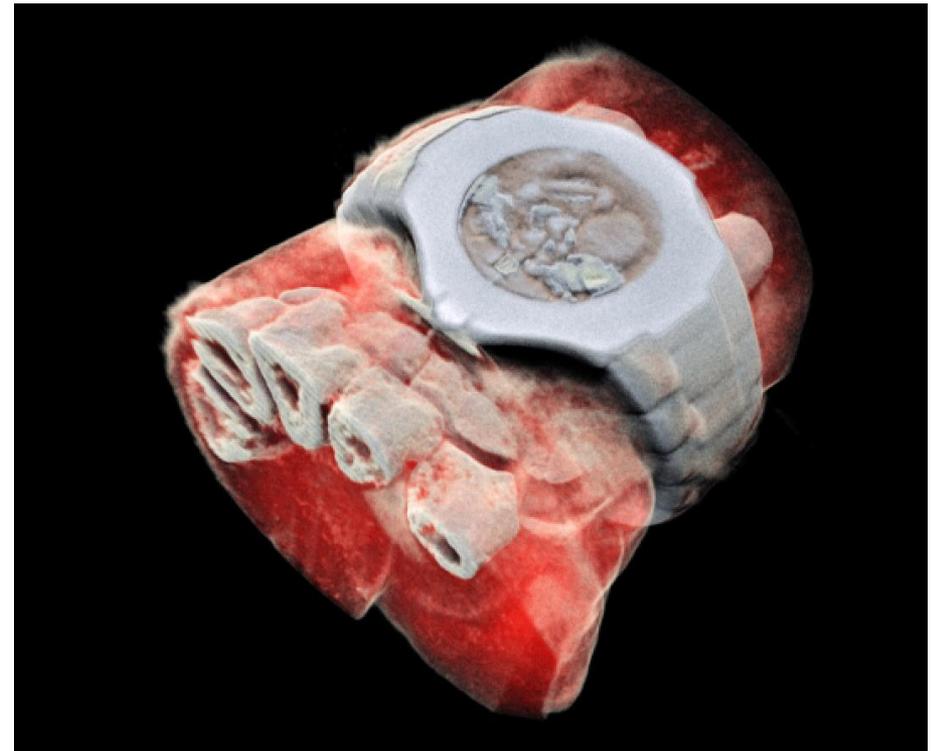
# ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ

## Medipix Technology @ CERN

Online Color X-ray Computed Tomography

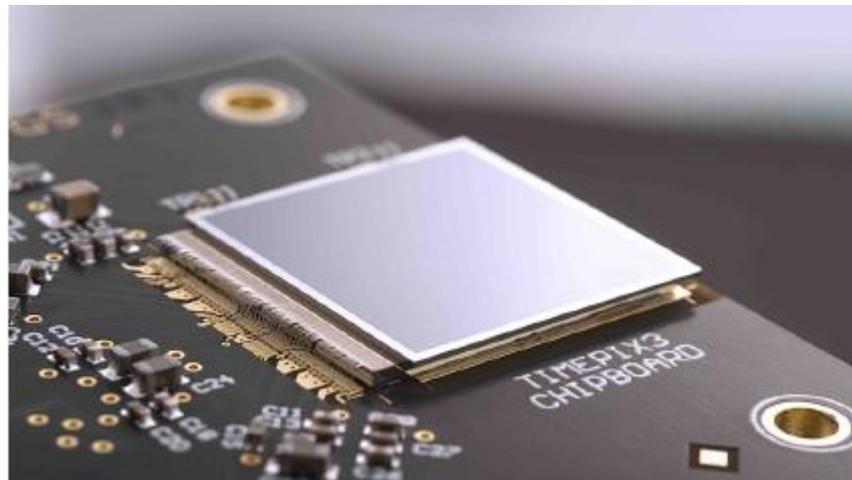


First 3D color X-ray of a human



A 3D image of a wrist with a watch showing part of the finger bones in white and soft tissue in red.

*(Image: MARS Bioimaging Ltd)*



# ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ



X-Ray System with Flat Panel Detector



C-Arm X-tube with Flat Panel Detector

## ΔΙΑΓΝΩΣΗ ΜΕ ΑΚΤΙΝΕΣ Χ



Διπλό κάταγμα κάτω γνάθου με έντονη μετατόπιση προς τα αριστερά.



Αδιαφάνεια με αιχμηρά σύνορα στον δεξιό μαστό με ιστολογικά ελεγμένο καρκίνωμα.

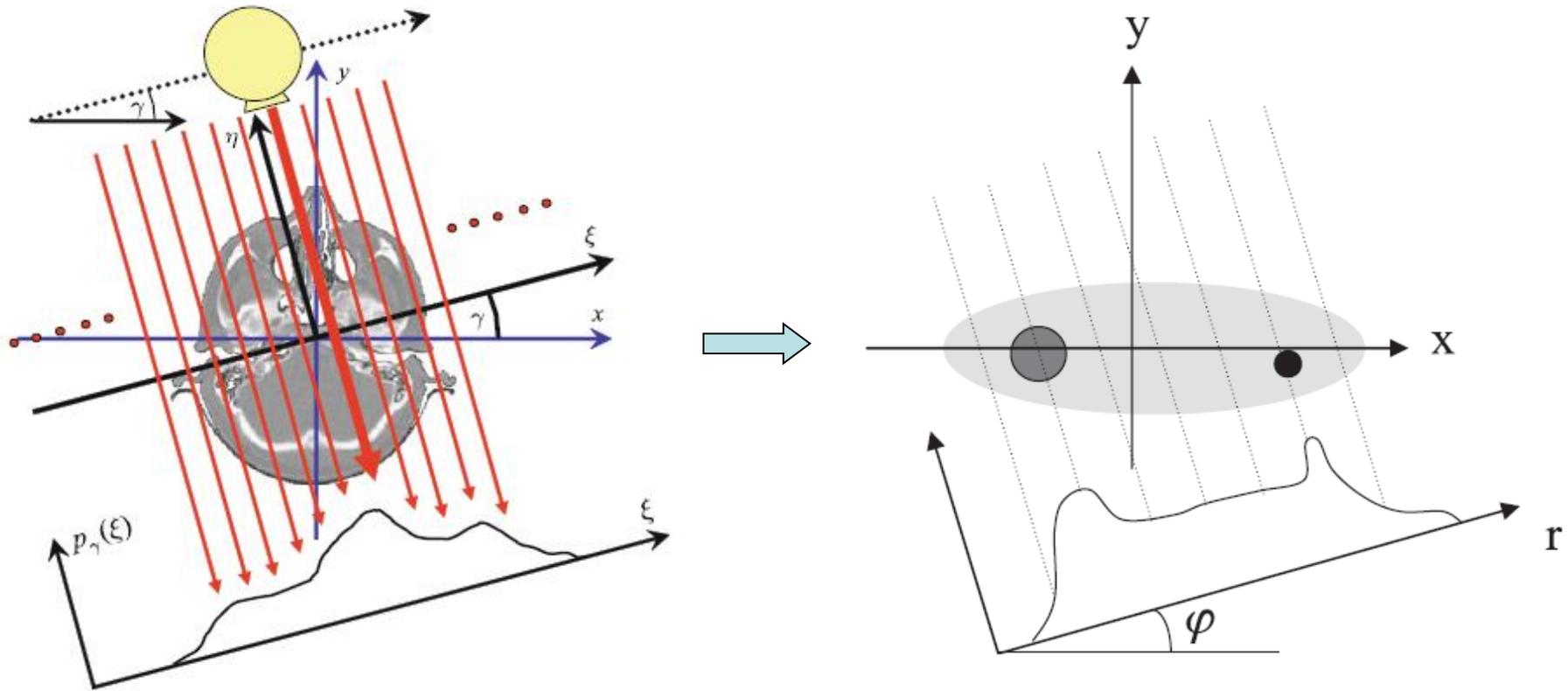
# ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ

## ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

- Ο Προβολικός Πίνακας
- Μέθοδος της Οπισθοπροβολής (Backprojection)
- Αντιστροφή με τη Μέθοδο Fourier
- Η Τομογραφική Ανακατασκευή σαν Γραμμικό Πρόβλημα
- Επαναληπτικές Μέθοδοι Ανακατασκευής Τομογραφικής Εικόνας
- Η Αλγεβρική Μέθοδος Ανακατασκευής - Algebraic Reconstruction Technique (ART)

# COMPUTED TOMOGRAPHY

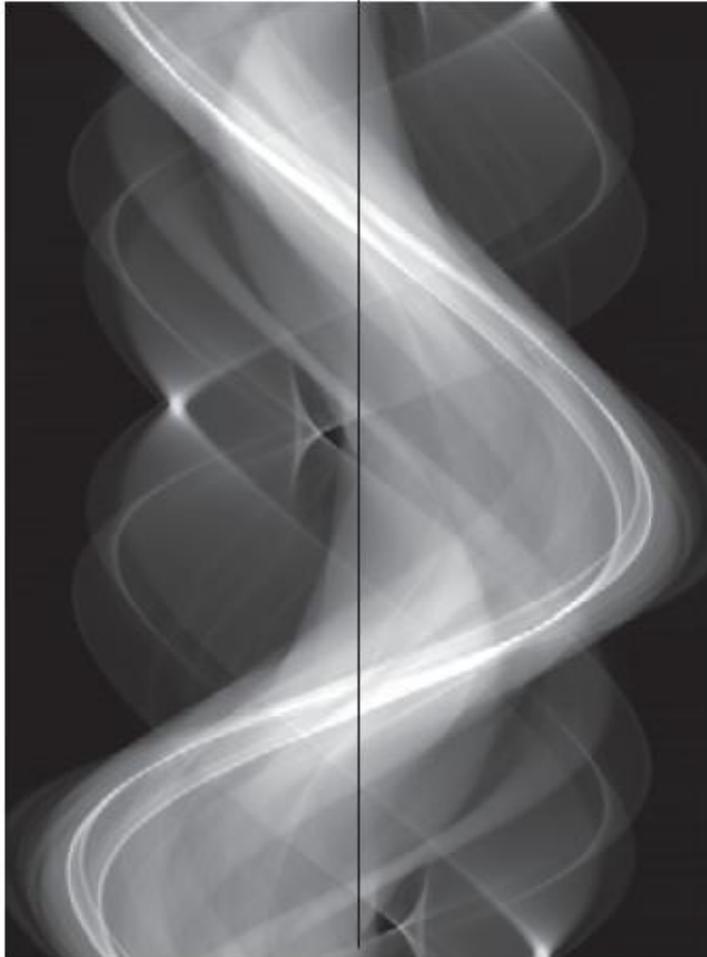
Τομογραφική Ανακατασκευή Εικόνας από Προβολικά Δεδομένα



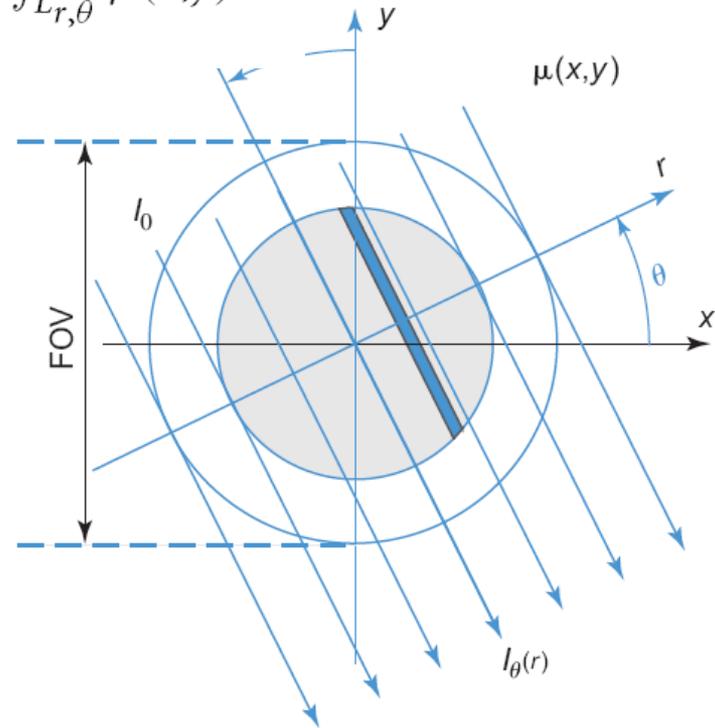
# COMPUTED TOMOGRAPHY

## The Sinogram

$$I_{\theta}(r) = I_0 \cdot e^{-\int_{L_{r,\theta}} \mu(x,y) ds}$$



Sinogram



The usual solution: **Inverse Radon Transform**

$$p(r, \theta) = \mathcal{R}\{f(x, y)\}$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(r \cdot \cos \theta - s \cdot \sin \theta, r \cdot \sin \theta + s \cdot \cos \theta) ds.$$

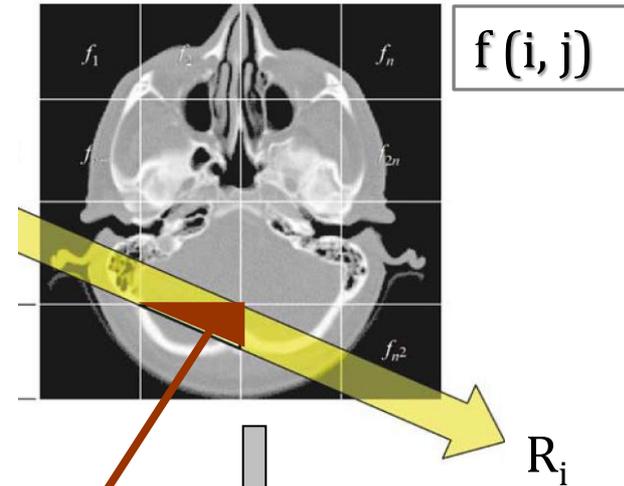
# ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Τομογραφία σαν Γραμμικό Πρόβλημα Πινάκων

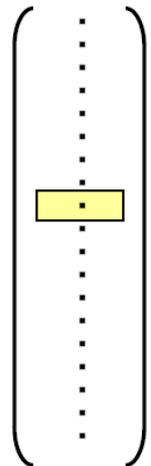
$$S = P \times Q$$

NP: Number of Projections (Angles)

NR: Number of Rays

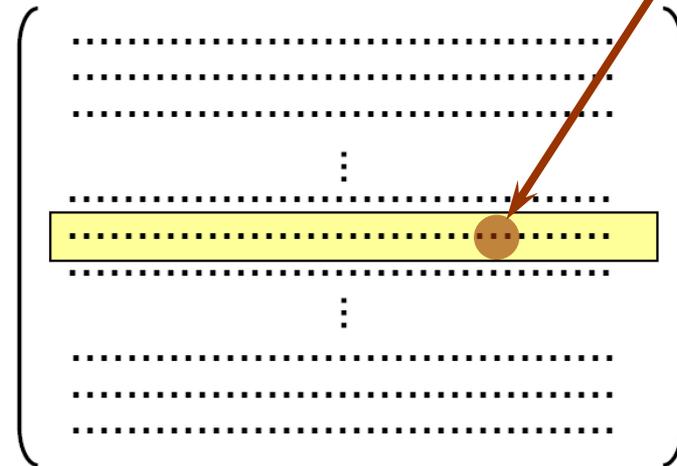


$S(NP \times NR)$



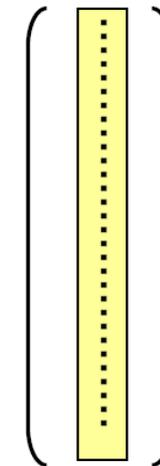
Sinogram

$P(NP \times NR, N^2)$



Projection Matrix

$Q(N^2)$



$f(i, j)$

=

×

$R_i$

# ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ

## Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

- Αρχή Λειτουργίας της  $\gamma$ -Camera
- Ιδιότητες του Κατευθυντήρα (Διαπερατότητα, PSF)
- Προβολικές Λήψεις, Ανακατασκευή Τομογραφικής Εικόνας

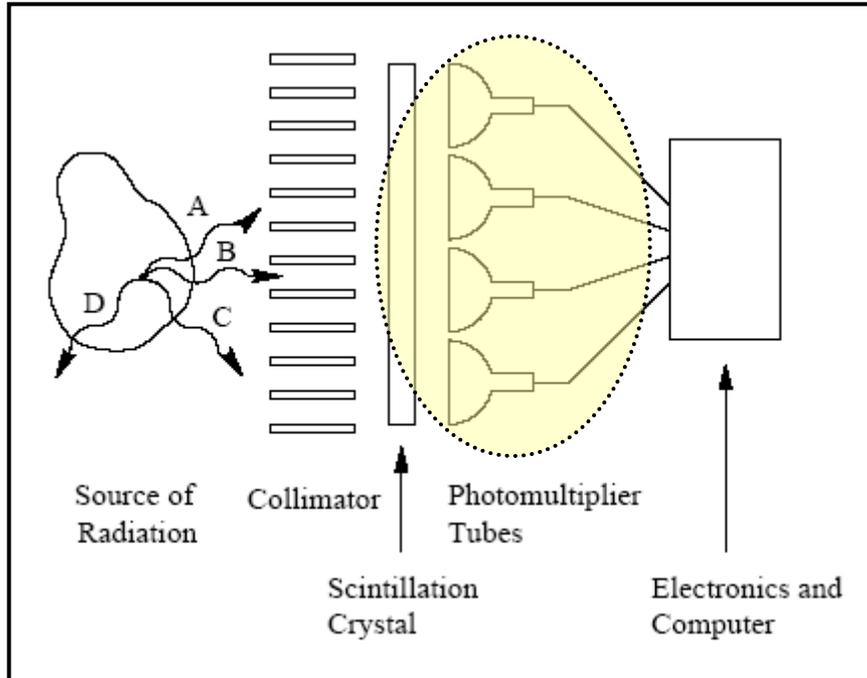
## Positron Emission Tomography (PET)

- Αρχή Λειτουργίας, Γεωμετρία Διάταξης
- Ανακατασκευή Τομογραφικής Εικόνας
- Time of Flight (ToF) PET

## Ραδιοφάρμακα

# Single Photon Emission CT (SPECT)

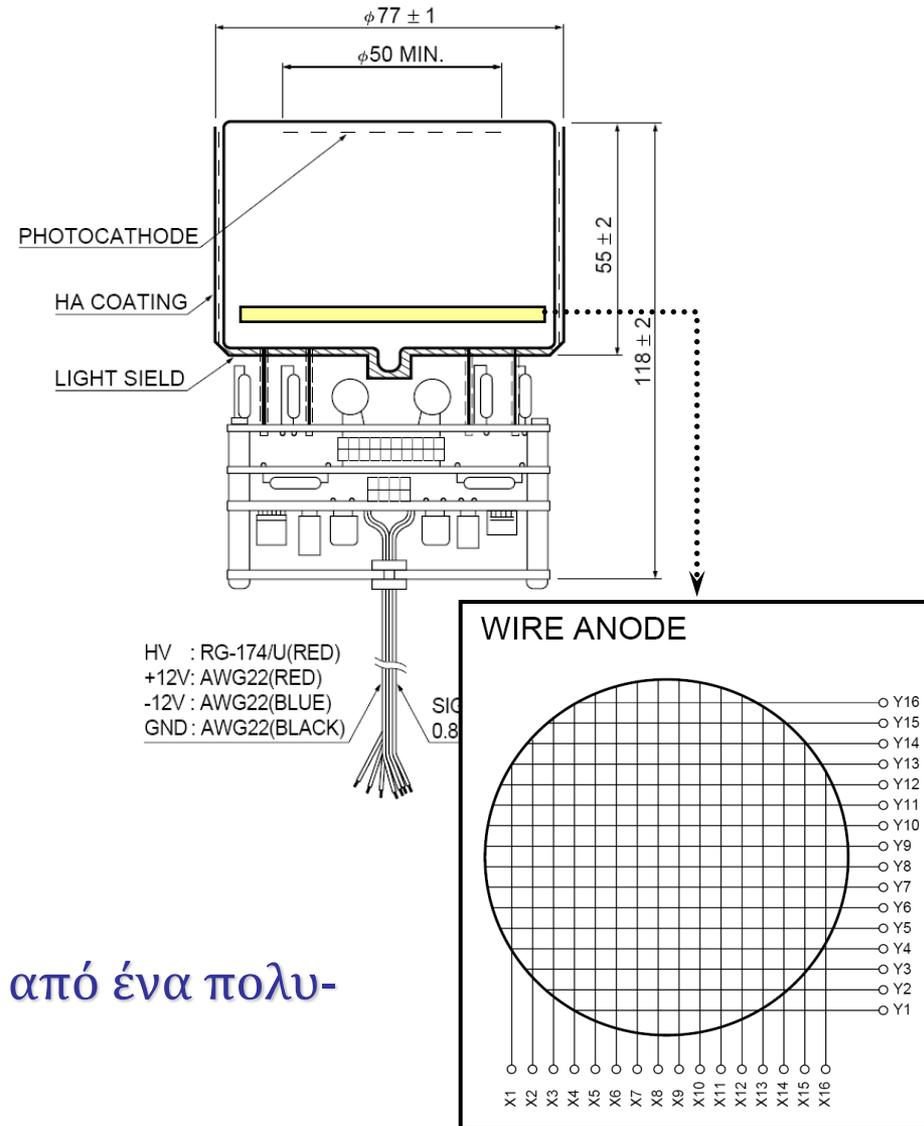
## From the Anger Camera to Position Sensitive Photomultiplier Tubes (PSPMTs)



Anger Camera

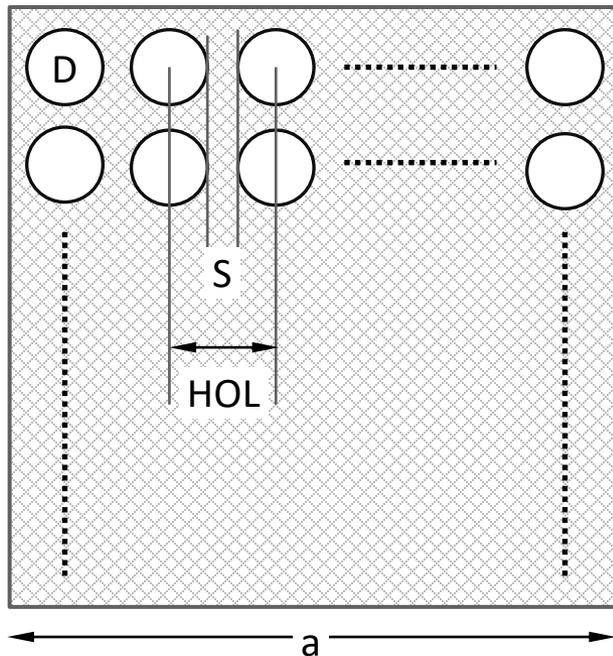
H. Anger: "A new instrument for mapping gamma-ray emitters",  
Biol. Med. Quart. Rep. UCRL (1957) 3653

Η συστοιχία των PMTs αντικαθίσταται από ένα πολυ-  
ανοδικό πλέγμα.



# Single Photon Emission CT (SPECT)

Γεωμετρική Διαπερατότητα (Transmission) Κατευθυντήρα



$D$ : Διάμετρος οπής

$S$ : Διαχωριστική απόσταση (Septum)

$HOL$ : Απόσταση δύο διαδοχικών οπών

Γεωμετρική Διαπερατότητα

Είναι ο λόγος του εμβαδού της επιφάνειας των οπών προς την συνολική μετωπική επιφάνεια του κατευθυντήρα



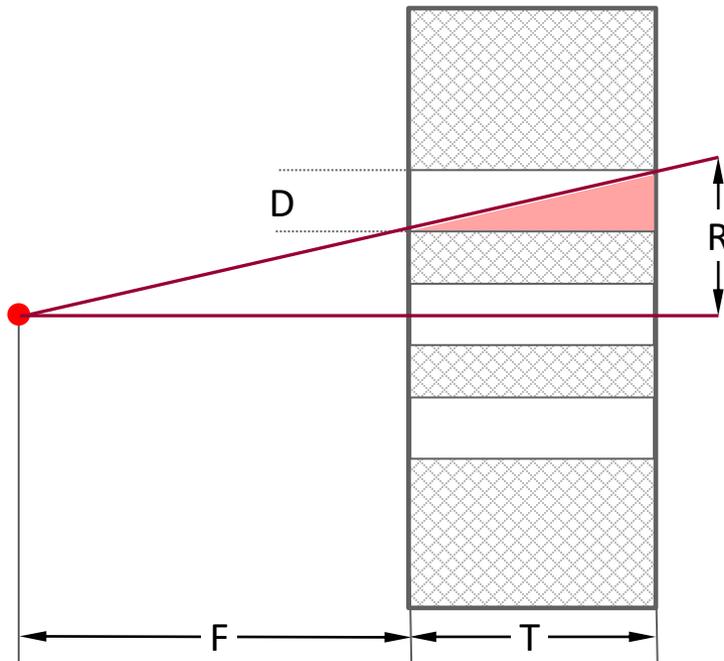
$$T_r = \frac{S_{\text{Holes}}}{S_{\text{Total}}} = \frac{N^2 \cdot \frac{\pi D^2}{4}}{a^2} = \frac{\pi}{4} \cdot \frac{N^2 D^2}{N^2 \cdot HOL^2}$$



$$T_r = \frac{\pi}{4} \cdot \frac{D^2}{(D + S)^2}$$

# Single Photon Emission CT (SPECT)

## Point Spread Function (PSF)

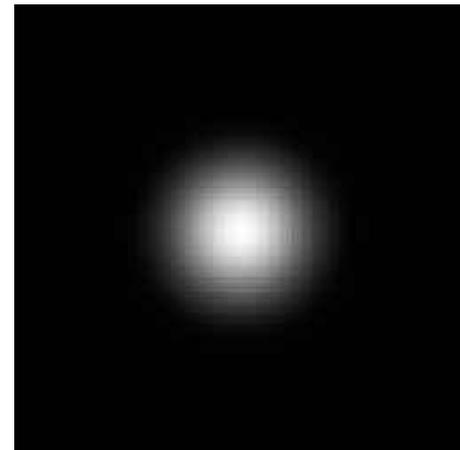


D: Διάμετρος οπής

T: Πάχος κατευθυντήρα

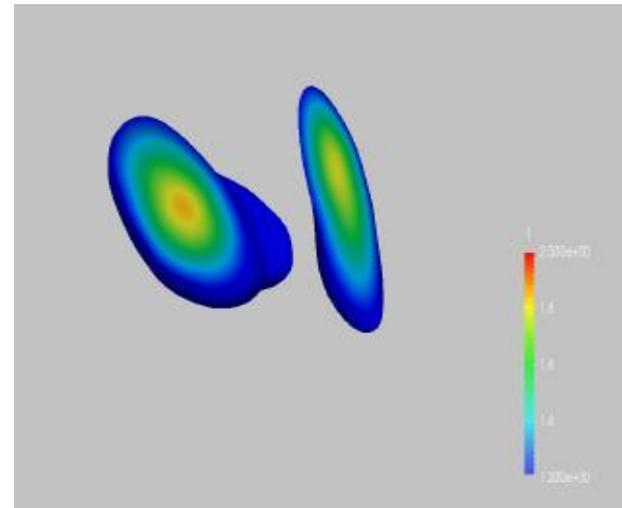
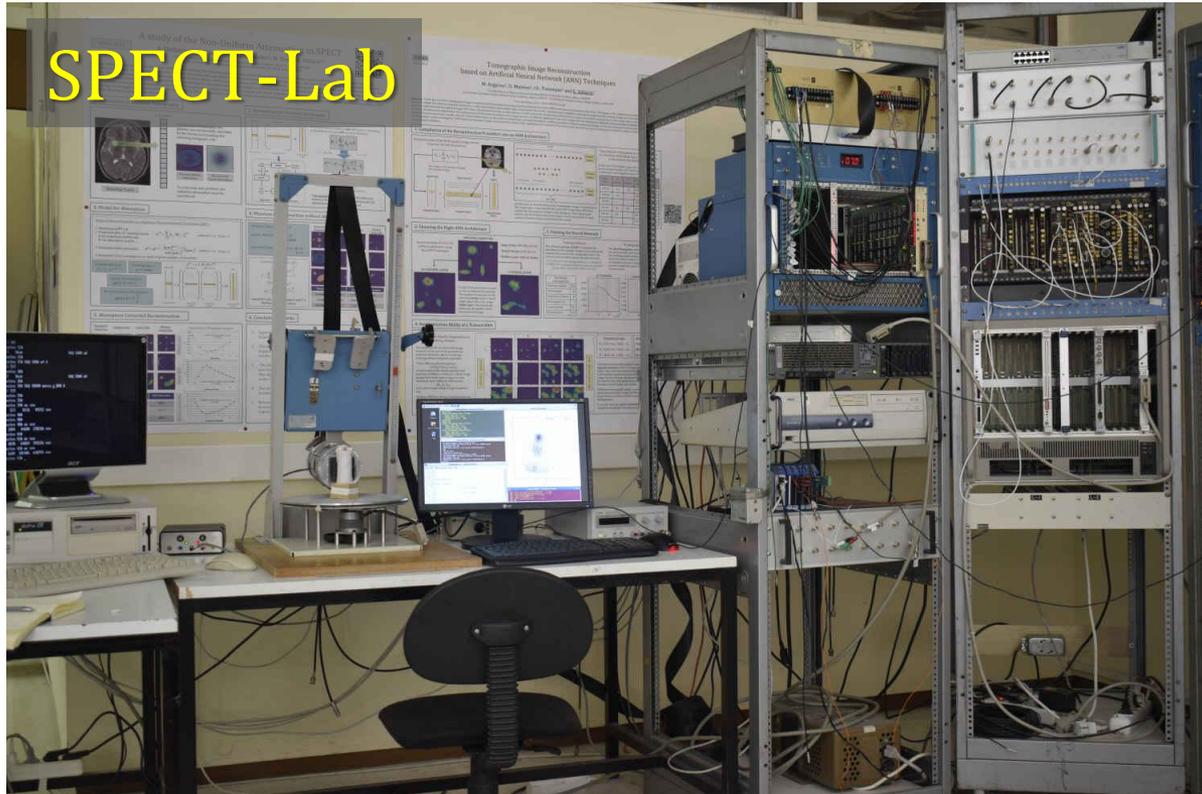
F: Απόσταση σημειακής πηγής από την μετώπη του κατευθυντήρα

Η σημειακή πηγή απεικονίζεται διάχυτα σαν κύκλος ακτίνας R



$$\frac{R}{F+T} = \frac{D}{T} \Rightarrow R = \frac{D}{T} \cdot (F+T)$$

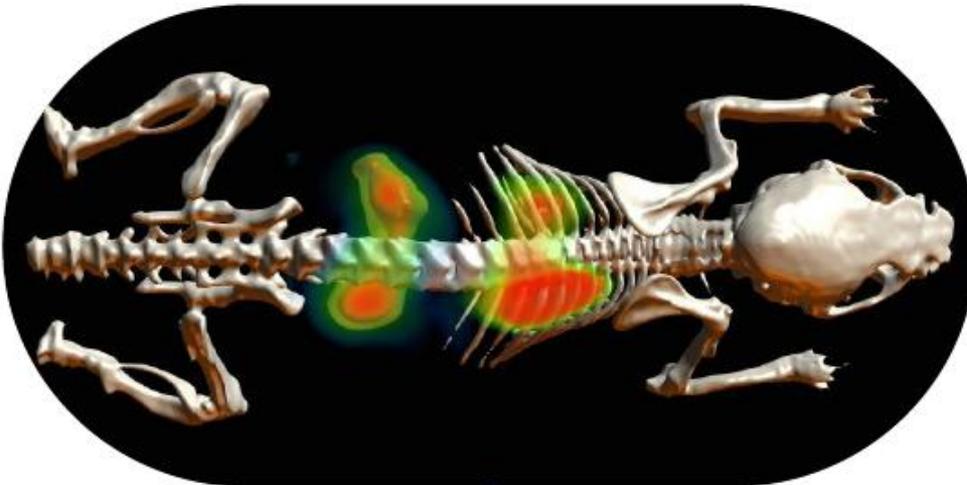
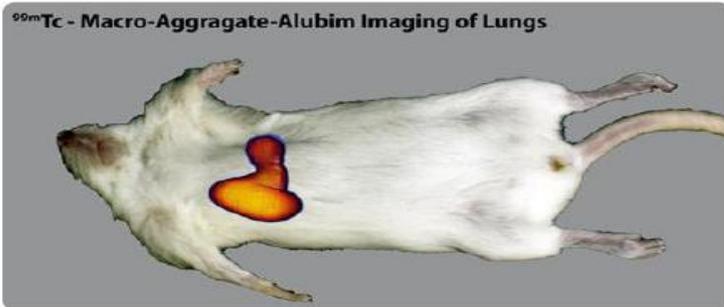
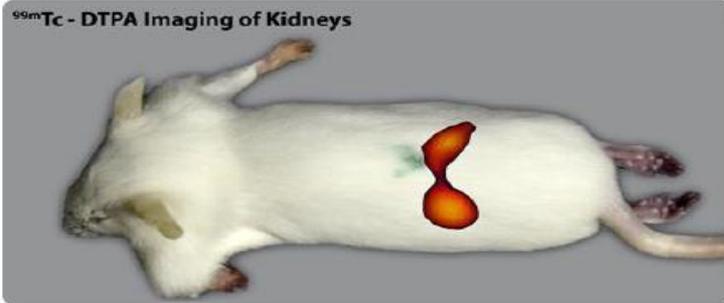
# Small Animal SPECT



Techneium-labeled Diethylene-Triamine-Penta-Acetic ( $^{99m}\text{Tc}$ -**DTPA**) agent was administrated in a small mice and imaged with the high resolution  $\gamma$ -Camera system at SPECT-Lab, Athens, in order to evaluate the function of **kidneys**.

L. Koutsantonis, PhD Thesis (2018) The Cyprus Institute

# Small Animal SPECT



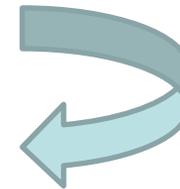
## Two ex-vivo studies:

### A. $Tc^{99m}$ – Macro Aggregated Albumin (MAA) Imaging:

- Lung perfusion imaging
- Dose: **20  $\mu$ Ci**
- **24** projections in the full angular range
- Imaged 12h post injection

### B. $Tc^{99m}$ - Diethylene Triamine Penta Acid (DTPA) Imaging:

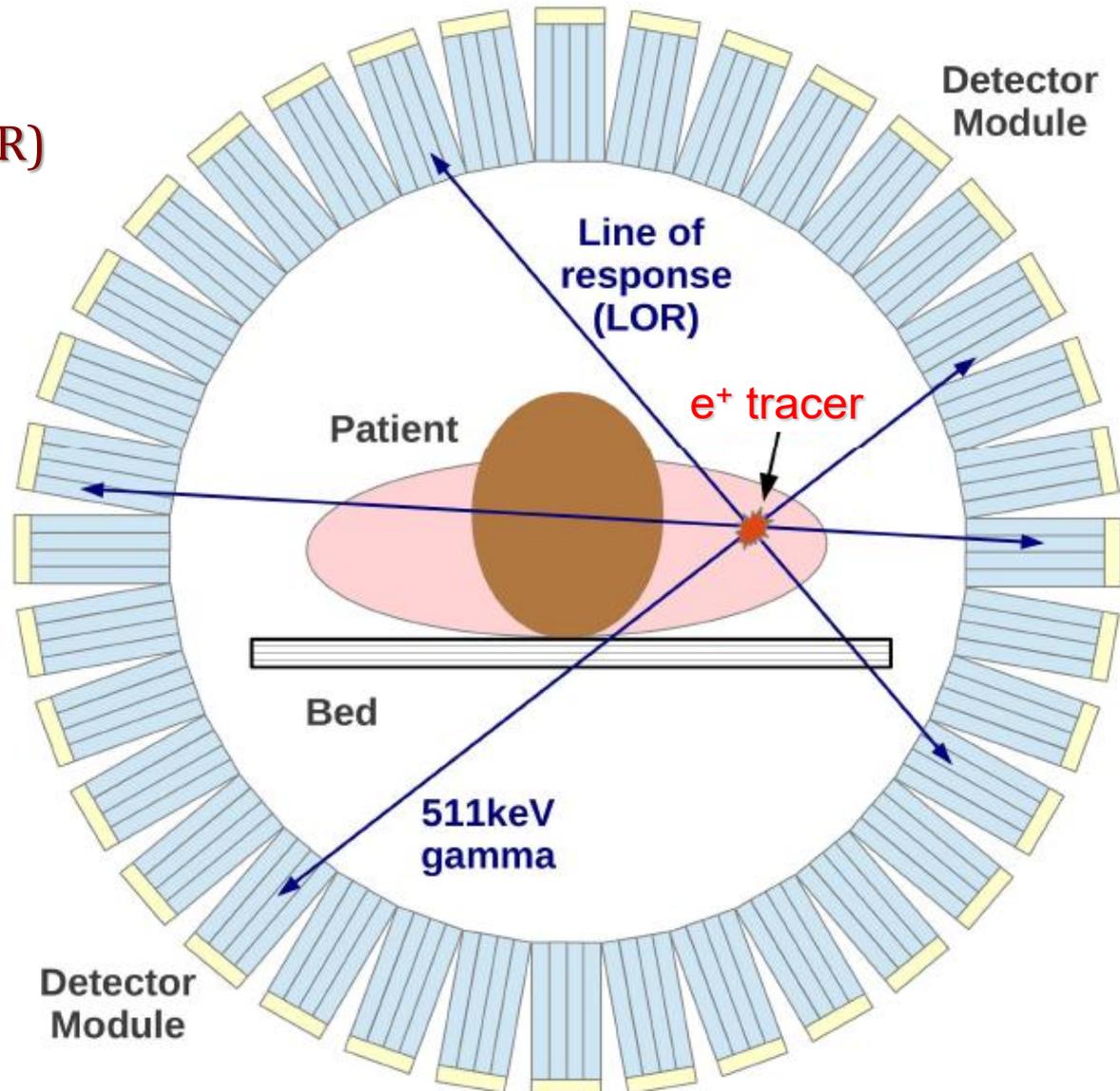
- Kidneys renal functionality
- Dose: **30  $\mu$ Ci**
- **24** projections in the full angular range
- Imaged 2h post injection



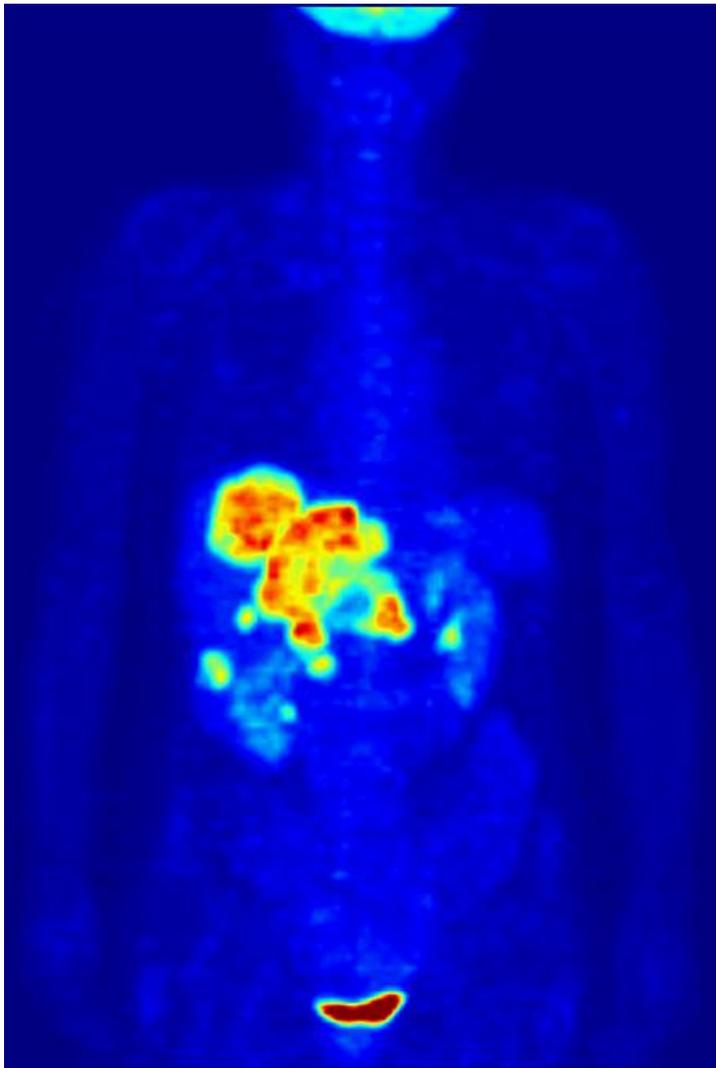
# Positron Emission Tomography (PET)

## Line of Response (LoR)

Η ευθεία που ενώνει δύο συσχετισμένα στοιχεία του ανιχνευτή όπου έχουν καταγραφεί τα δύο φωτόνια της εξαύλωσης (511keV).



# Positron Emission Tomography (PET)



Ολόσωμη απεικόνιση PET με  $^{18}\text{F}$ -FDG, όπου διακρίνονται ηπατικές μεταστάσεις του όγκου του παχέος εντέρου.



RatCAP

Μικροσκοπικός τομογράφος PET για εγκεφαλικές απεικονίσεις ποντικού σε εγρήγορση.

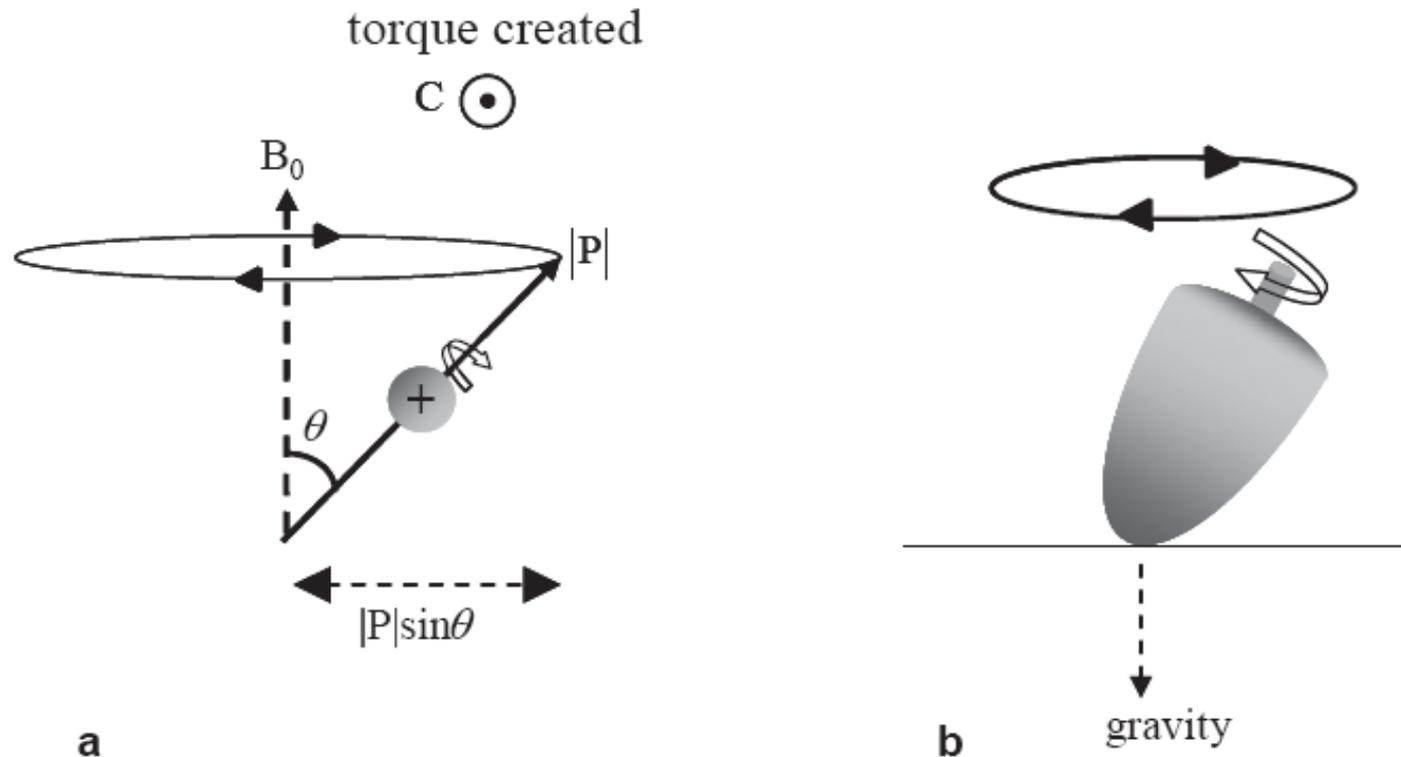
*C. Woody et al., Brookhaven National Laboratory*

## Magnetic Resonance Imaging (MRI)

- Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού
- Μετάπτωση Larmor
- Χαρακτηριστικοί Χρόνοι  $T_1$  και  $T_2$
- Μαγνητική Απεικόνιση

# ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

$$\text{Συχνότητα Larmor: } \omega = \gamma B_0$$

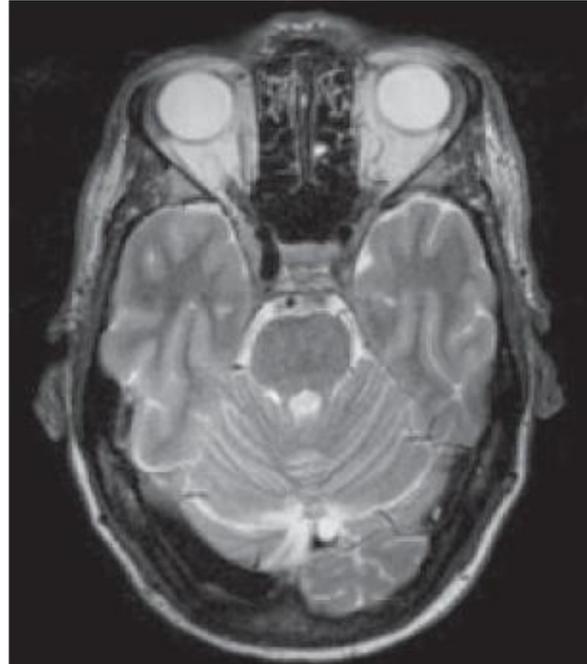


A proton in a magnetic field. (a) Using classical mechanics, the torque  $C$  acting on the magnetic moment, spinning about an internal axis, causes it to precess about the vertical axis,  $B_0$ . (b) A familiar analogy is that of a spinning top: in this case the vertical force is gravity.

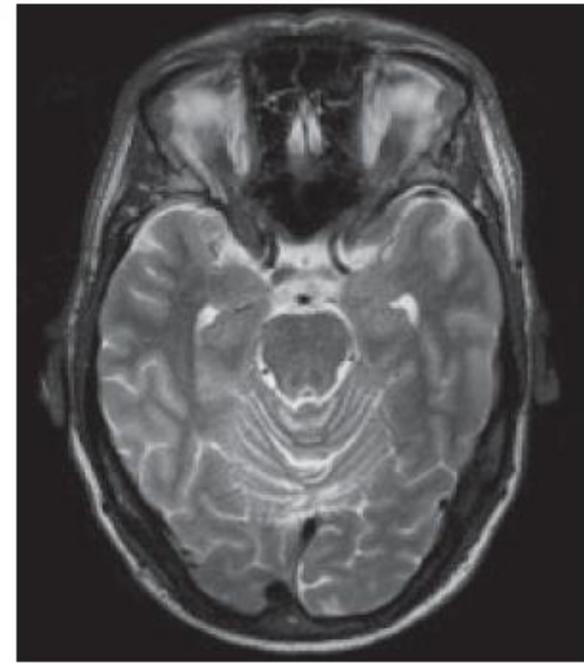
# ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ



slice 1



slice 2



slice 3

## Ακτινοπροστασία:

- Βιολογικές επιδράσεις ιοντιζουσών ακτινοβολιών
- Διεθνές σύστημα ακτινοπροστασίας

## Εισαγωγή στην Δοσιμετρία:

αναλυτική, υπολογιστική, πειραματική

Π. Ι. Παπαγιάννης

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής  
Ιατρική Σχολή Αθηνών  
(Κτήριο 5, Γραφείο 21)



210 7462442



ppapagi@med.uoa.gr



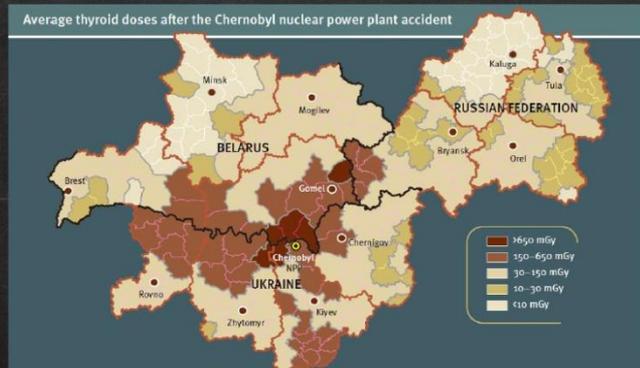
<http://mpl.med.uoa.gr/>





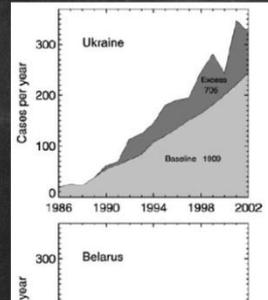
## Στοχαστικά αποτελέσματα: πιθανότητα εμφάνισης ...;

- Τα αποτελέσματα από μελέτες ακτινοβόλησης κυττάρων και κυτταρικών καλλιιεργειών δεν μπορούν να προεκβληθούν σε επίπεδο οργανισμού.
- Είναι συνεπώς αναγκαία η καταφυγή σε στατιστικά δεδομένα (επιδημιολογικές μελέτες σύγκρισης εκτεθειμένων ομάδων με το μη εκτεθειμένο πληθυσμό ώστε να παρατηρηθεί στατιστικά πιθανώς αυξημένη συχνότητα εμφάνισης επιβλαβών συνεπειών).



UNEP Rad. Effects and Sources 2016

Jacob



## Στοχαστικά αποτελέσματα: εκτίμηση κινδύνου καρκίνου

### Βιολογικά αποτελέσματα ακτινοβόλησης κατά την κύηση

- Ο κίνδυνος καρκινογένεσης κατόπιν έκθεσης κατά τη διάρκεια της κύησης κρίνεται ότι δεν είναι μεγαλύτερος από αυτό που επάγει η έκθεση κατά την παιδική ηλικία.
- Όσον αφορά τις αντιδράσεις των ιστών (καθορισμένα αποτελέσματα) λόγω έκθεσης κατά την κύηση:
  - Για την εμφάνιση δυσπλασίας και νευρολογικών αποτελεσμάτων θεωρείται ότι απαιτείται υπέρβαση κατωφλίου δόσης 100 mGy.
  - Παρότι παραμένει αβέβαια η σχέση της δόσης με την μείωση του IQ, ο κίνδυνος κρίνεται άνευ πρακτικής σημασίας σε χαμηλές δόσεις.

Πίνακας 3. Εκτίμηση του δια βίου κινδύνου (Lifetime Attributable Risk-LAR) εμφάνισης συμπαγούς καρκινικού όγκου και θνησιμότητας λόγω αυτού\* κατόπιν ακτινοβόλησης μελών του πληθυσμού των Η.Π.Α. (διάστημα εμπιστοσύνης 95%\*\*). Τα αποτελέσματα αυτά αντιστοιχούν σε αριθμό περιστατικών ή θανάτων ανά 100.000 εκτεθειμένα άτομα. (BEIR VII, 2006)

Σενάριο έκθεσης	Εμφάνιση		Θνησιμότητα	
	Ανδρες	Γυναίκες	Ανδρες	Γυναίκες
3y στο γενικό πληθυσμό	800 (400, 1590)	1310 (690, 2490)	410 (200, 830)	610 (300, 1230)
1Gy σε ηλικία 10 ετών	1330 (660, 2660)	2530 (1290, 4930)	640 (300, 1390)	1050 (470, 2330)
1Gy σε ηλικία 30 ετών	600 (290, 1260)	1000 (500, 2020)	320 (150, 650)	490 (250, 950)
1Gy σε ηλικία 50 ετών	510 (240, 1100)	680 (350, 1320)	290 (140, 600)	420 (210, 810)
mGy ανά έτος ισοβίως	550 (280, 1100)	970 (510, 1840)	290 (140, 580)	460 (230, 920)
3y ανά έτος από 18-65 έτη	2600 (1250, 5410)	4030 (2070, 7840)	1410 (700, 2860)	2170 (1130, 4200)

\* αποτέλεσμα άθροισης των επιμέρους LAR με χρήση DDREF=1.5

\*\* περιλαμβάνεται η αβεβαιότητα της δειγματοληψίας, της μεταφοράς στον εν λόγω πληθυσμό, και του DDREF

# Ρυθμιστικό πλαίσιο Ακτινοπροστασίας,



## Διεθνές Επίπεδο

International Atomic Energy Agency (IAEA)

2014 Basic Safety Standards

## Ευρωπαϊκή Ένωση

Council Directive 2013/59/EURATOM, 5 Dec. 2013

## Εθνικό Επίπεδο

Κανονισμοί Ακτινοπροστασίας Π.Δ. 101 2018 (ΦΕΚ 194/Α)

Διαδικασίες Κανονιστικού Ελέγχου Υ.Α. 45872 2019 (ΦΕΚ 1103/Β)

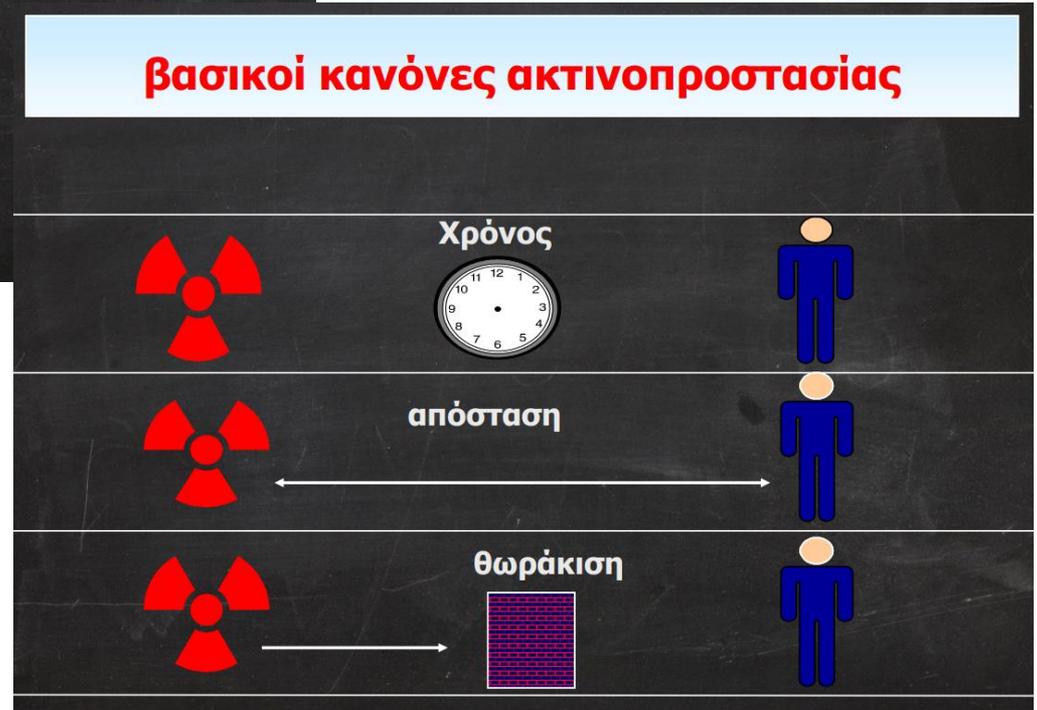
## ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

### Βελτιστοποίηση (As Low As Reasonably Achievable)

Οι δόσεις στις ιατρικές εκθέσεις θα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν χαμηλότερες δίνοντας ταυτόχρονα την επιθυμητή διαγνωστική πληροφορία ή θεραπευτικό αποτέλεσμα, λαμβάνοντας υπόψη οικονομικούς και κοινωνικούς παράγοντες

- ✓ Τεχνικά χαρακτηριστικά εξοπλισμού
- ✓ Ποιοτικός έλεγχος εξοπλισμού
- ✓ Εκπαίδευση
- ✓ ... ?

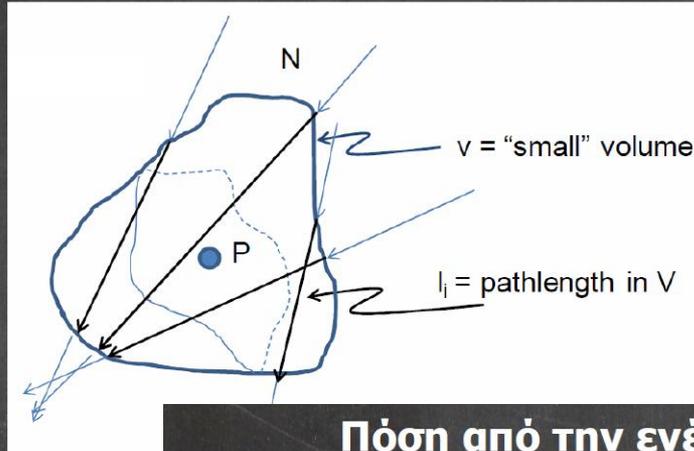
### Βασικοί κανόνες ακτινοπροστασίας



## Περιγραφή πεδίου ακτινοβολίας

- η ροή μπορεί επίσης να οριστεί γενικότερα για οποιοδήποτε στοιχειώδη όγκο μέσω του «μήκους τροχιάς» των σωματιδίων

$$\Phi = \lim_{\substack{N \rightarrow \infty \\ V \rightarrow 0}} \left\{ \frac{1}{V} \sum_{i=1}^N l_i \right\}$$



## Πόση από την ενέργεια που αφαιρείται απορροφάται;

- Η ενέργεια που αφαιρείται από τη δέσμη μοιράζεται σε διαφορετικά σωματίδια και με διαφορετικό τρόπο σε κάθε είδος αλληλεπίδρασης φωτονίων – ύλης τα οποία συμβαίνουν με διαφορετική σχετική πιθανότητα συναρτήσει του υλικού και της ενέργειας φωτονίων

$$\mu = \mu_{\text{coh}} + \mu_{\text{ph}} + \mu_{\text{incoh}} + \mu_{\text{pp}}$$

$$\mu/\rho = \mu_{\text{coh}}/\rho + \mu_{\text{ph}}/\rho + \mu_{\text{incoh}}/\rho + \mu_{\text{pp}}/\rho$$

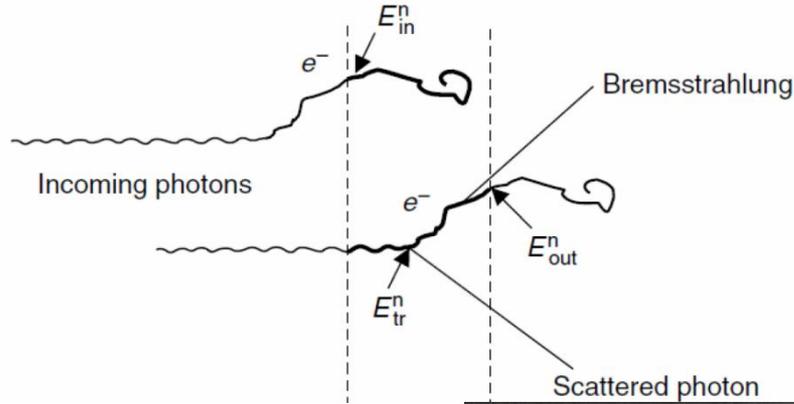
- Ενδιαφέρει η ενέργεια που μεταφέρεται σε φορτισμένα σωματίδια μιας και λόγω της μικρής τους εμβέλειας σημαντικό μέρος της θα απορροφηθεί τοπικά

## Συνθήκες ηλεκτρονιακής ισορροπίας (CPE)

$$\varepsilon = E_{tr}^n - E_{out}^n + E_{in}^n$$

$$E_{in}^n = E_{out}^n$$

$$\varepsilon = E_{tr}^n \rightarrow K_{col}^{CPE} = D$$



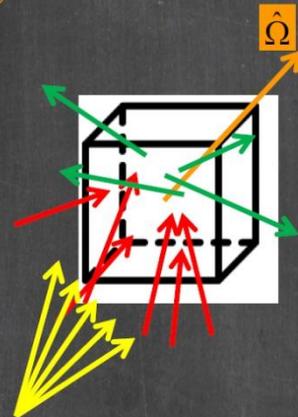
Υπάρχει εξίσωση που να περιλαμβάνει και τη σκεδαζόμενη;

Η βαθμίδα σε ένα στοιχείο του φασικού χώρου θα ισούται:

$\phi$ . που σκεδαζονται σε αυτό από τα υπόλοιπα

+  $\phi$ . που εκπέμπονται από πηγή σε αυτό

-  $\phi$ . που απορροφούνται ή σκεδαζονται



$$\hat{\Omega} \cdot \nabla \Phi_{\Omega, E}(\mathbf{r}, E, \hat{\Omega}) =$$

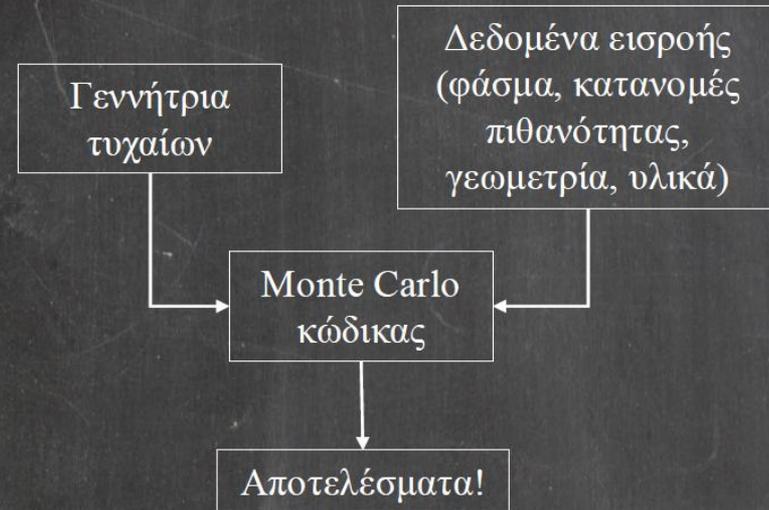
$$Q_{SC}(\mathbf{r}, E, \hat{\Omega})$$

$$+ \frac{Q_{prim}(E, \hat{\Omega})}{4\pi} \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_p)$$

$$- \sigma_t(\mathbf{r}, E) \Phi_{\Omega, E}(\mathbf{r}, E, \hat{\Omega})$$

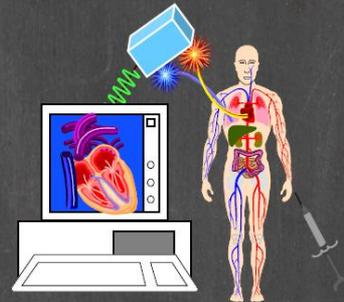
L.B.T.E.

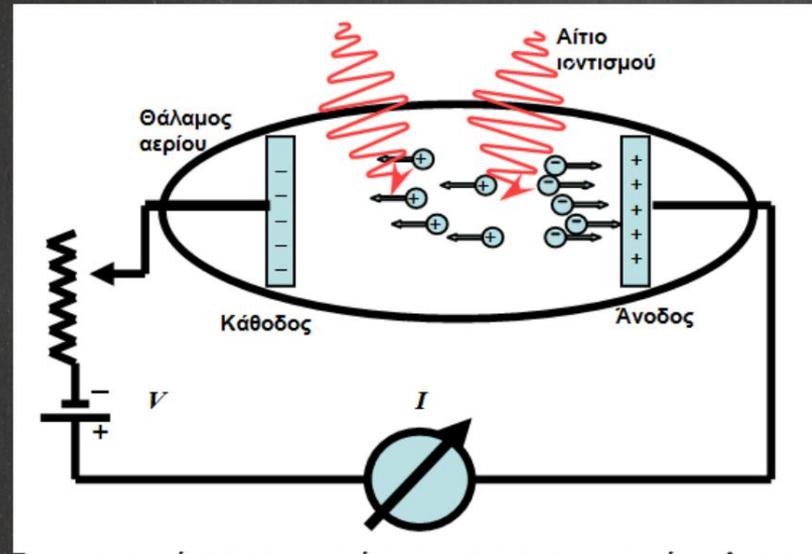
# Η αρχή της δοσιμετρίας με προσομοίωση Monte Carlo



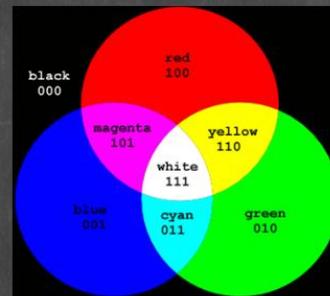
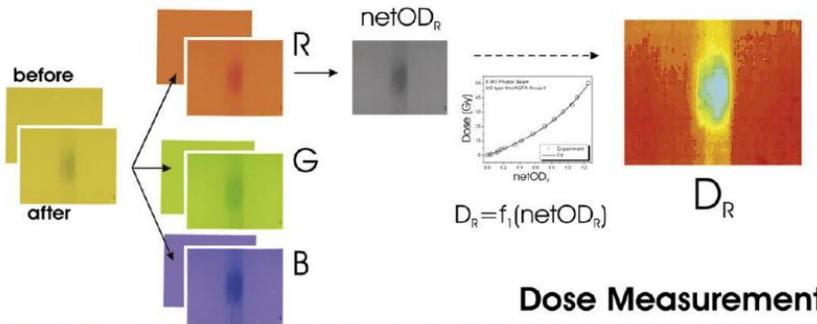
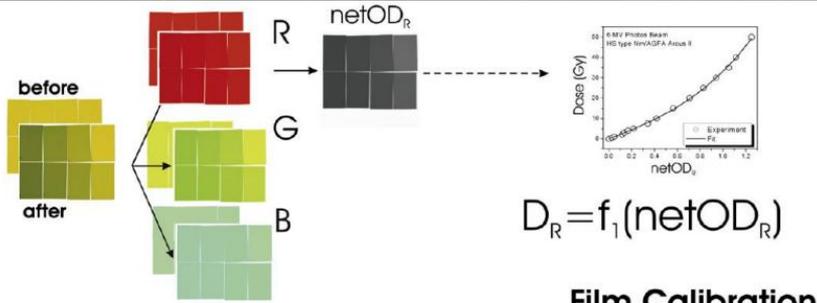
## Εσωτερική δοσιμετρία

- 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.





Δοσιμετρία με ραδιοχρωμικά φιλμ



# 3D χημική δοσιμετρία πολυμερισμού

