

Ακαδημία Περιφερειακής Ενότητας Έβρου

Η Ιατρική στη Σύγχρονη Κοινωνία

Γυμνοί ως το Κόκαλο

Η διαγνωστική απεικόνιση στη σύγχρονη ιατρική

Ελένη Καλδούδη

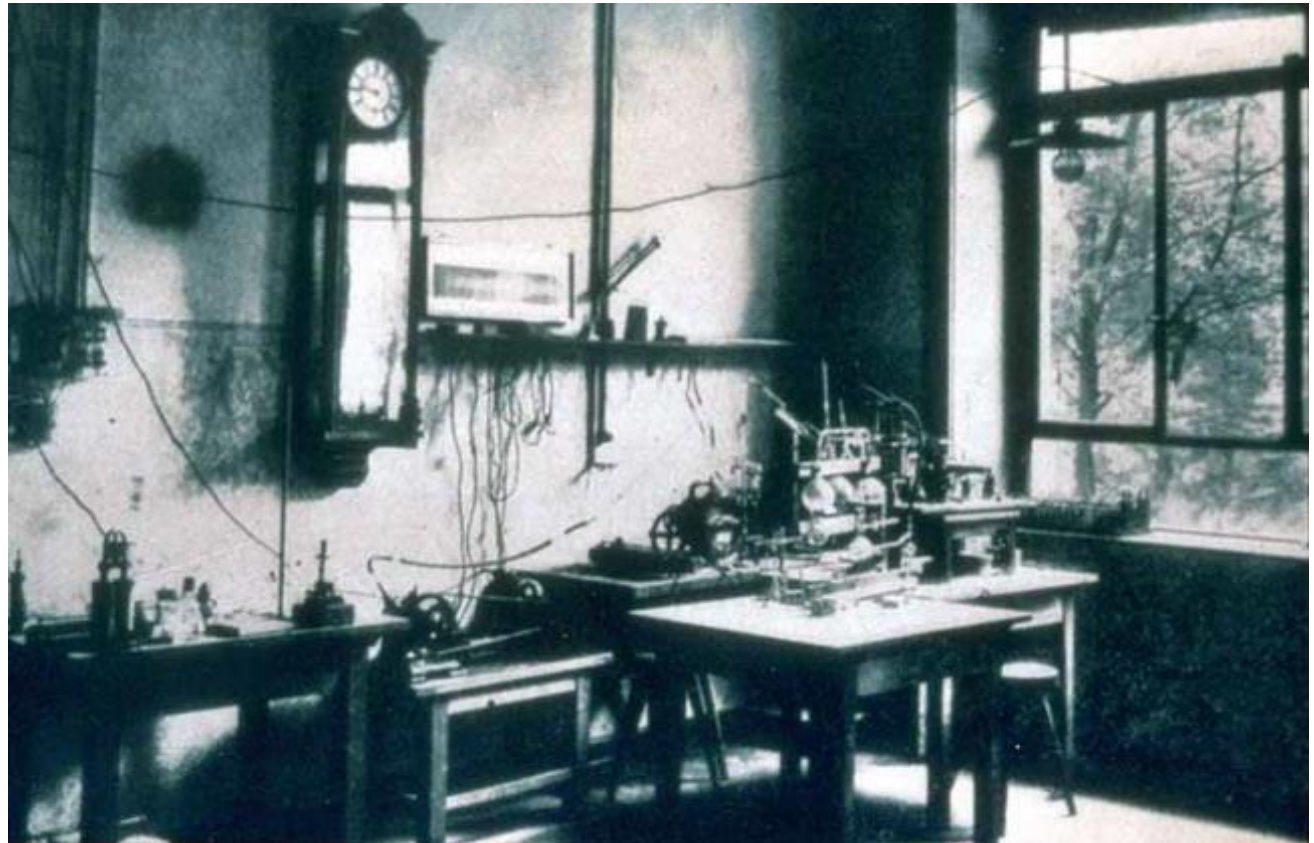
Αν. Καθηγήτρια

Ιατρική Σχολή, ΔΠΘ

Αλεξανδρούπολη, 7 Φεβρουαρίου 2018

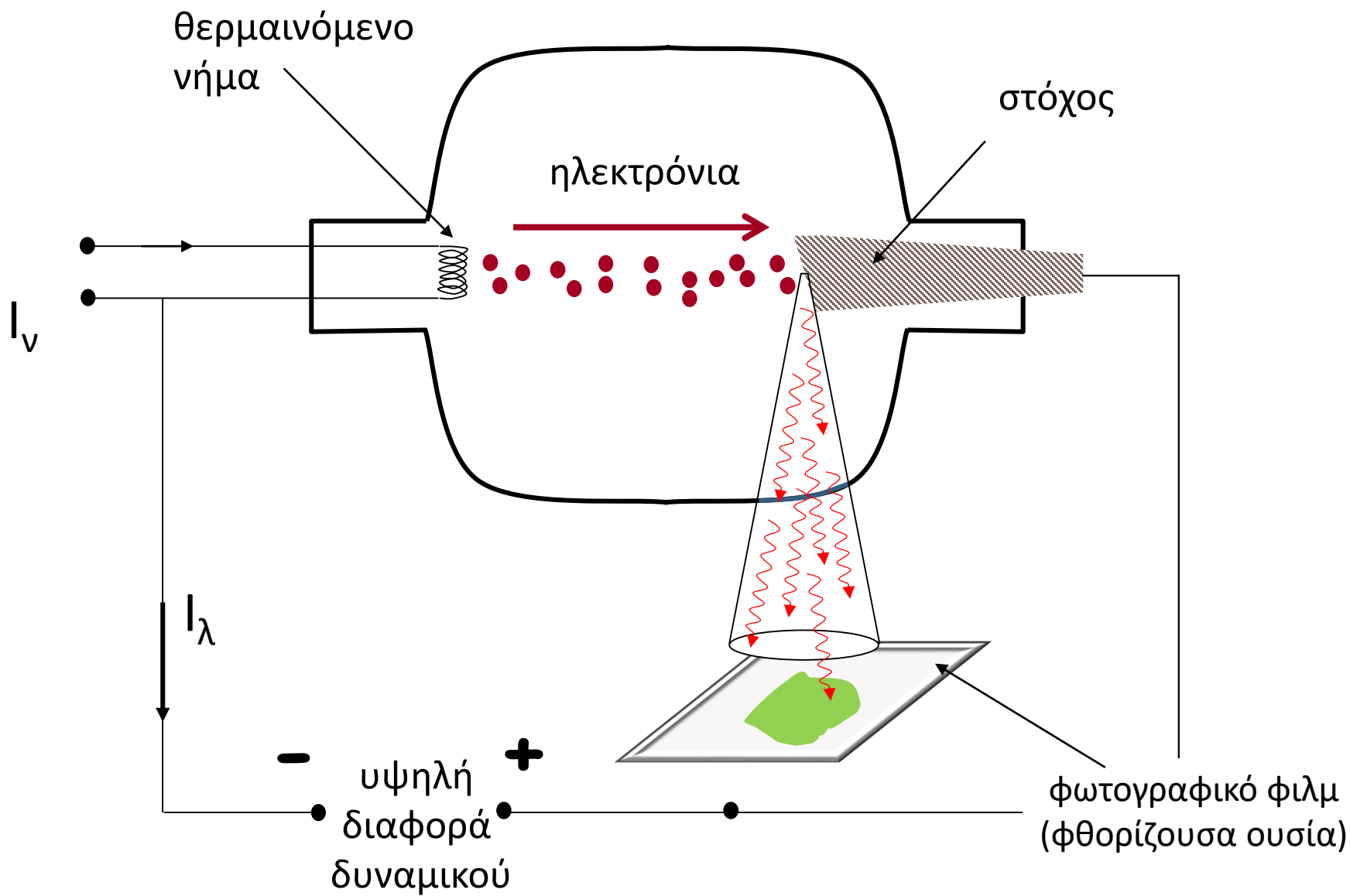


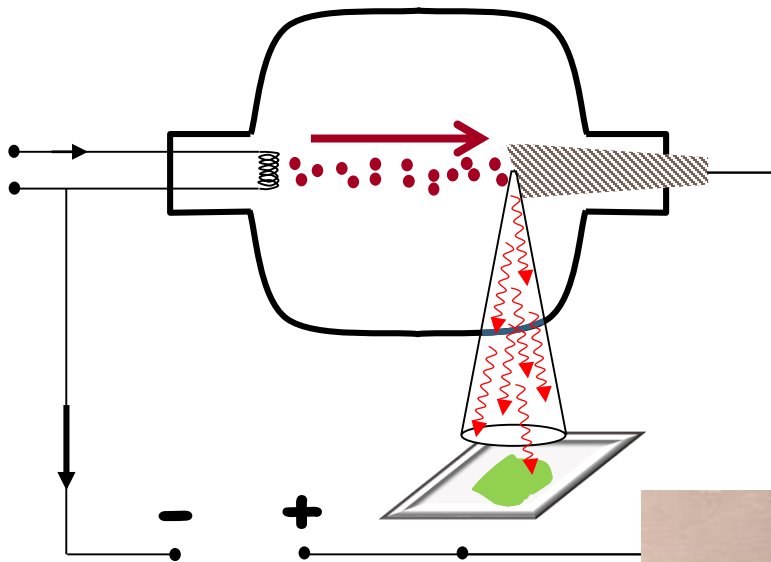
8 Νοεμβρίου 1895



το εργαστήριο του Röntgen στο σπίτι του στο Würzburg Γερμανίας

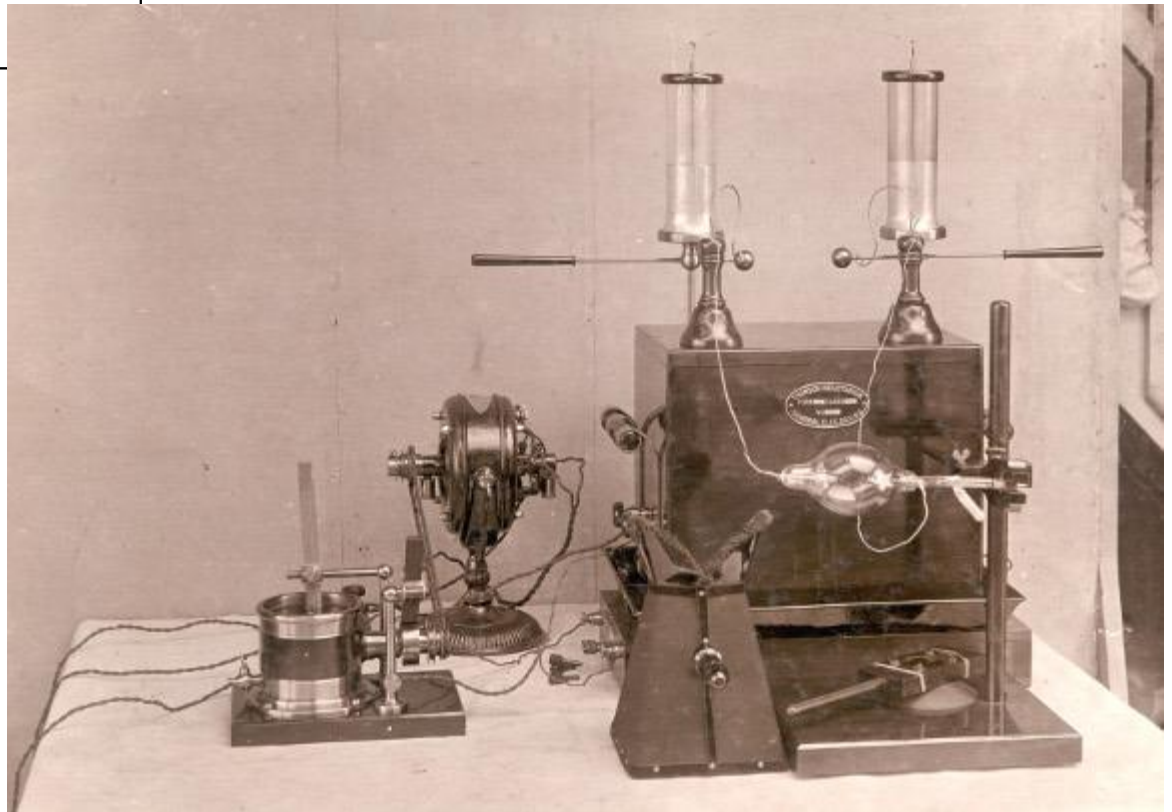
http://mhoefert.blogspot.gr/2011_06_01_archive.html





Λυχνία Ακτίνων Χ
από την GE (1896)

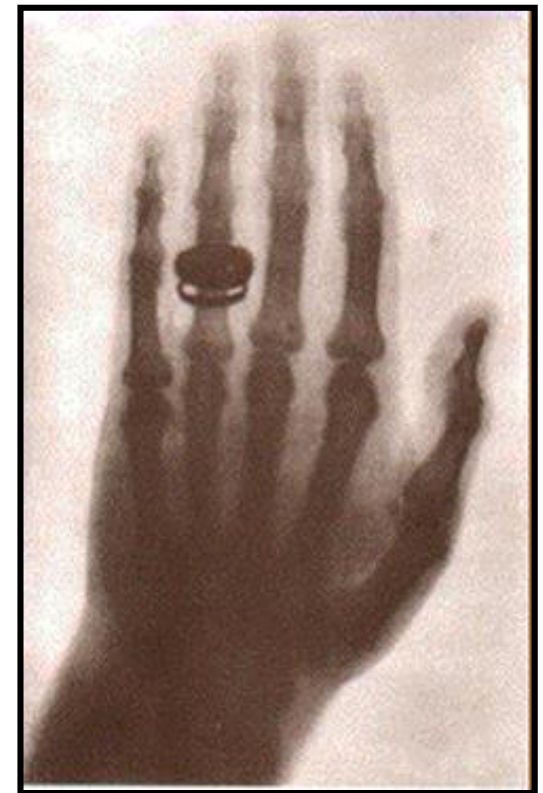
<http://newsroom.gehealthcare.com/x-rays-and-ge-innovation-in-radiological-imaging/>





22 Δεκεμβρίου 1895

*το χέρι της συζύγου του Roentgen
η πρώτη δημοσιευμένη ακτινογραφία !*

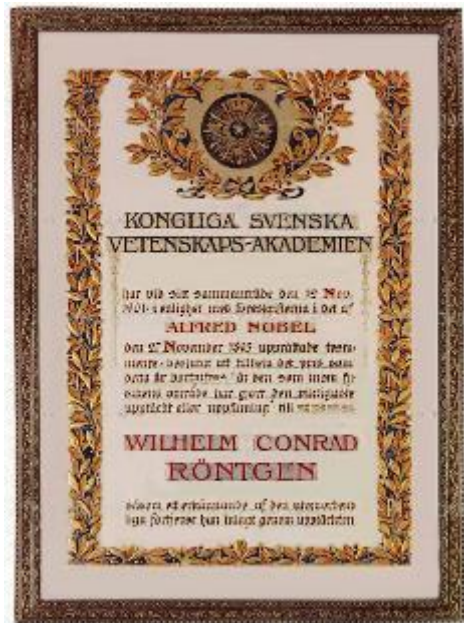


23 Ιανουαρίου 1896

*το χέρι του ανατόμου A. von Kolliker
η πρώτη δημόσια ακτινογραφία κατά την ομιλία του
Rontgen στην επιστημονική συνάντηση του Würzburg
Physical Medical Society, 23 Ιανουαρίου 1896*

Nobel στη Φυσική – 1901

in recognition of the extraordinary services he has rendered by the discovery of the remarkable rays subsequently named after him



Wilhelm Conrad **Röntgen**

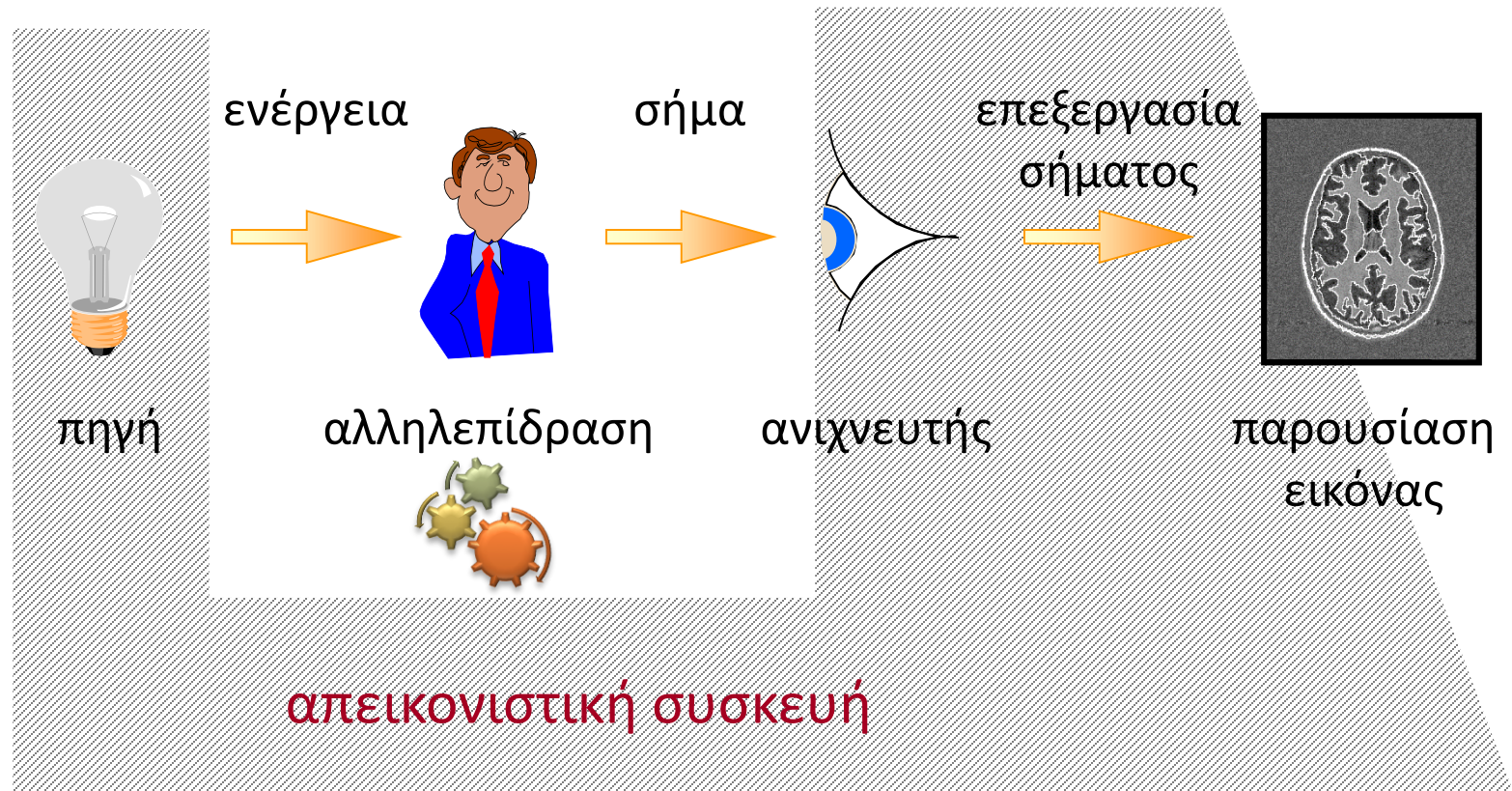
Munich University

απεικόνιση

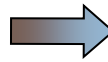
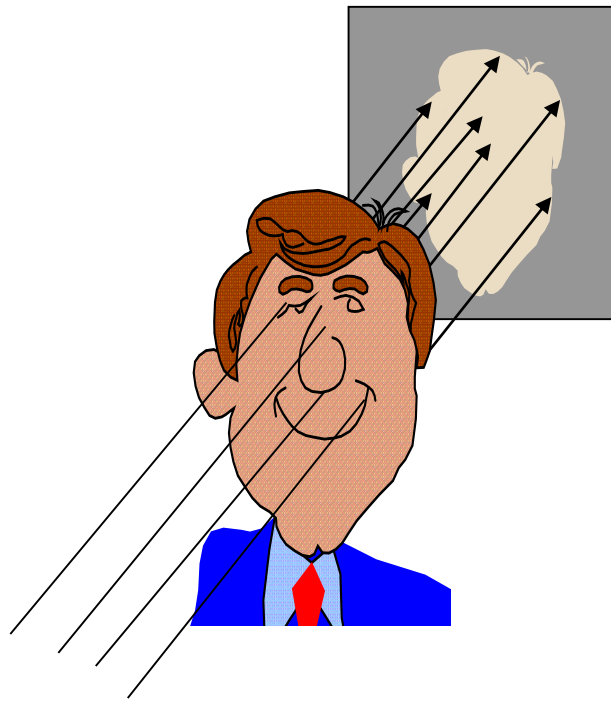


όρος που περικλείει όλες εκείνες τις
μεθόδους που επιτρέπουν την
μη-επεμβατική αναπαράσταση της
εσωτερικής δομής και λειτουργίας
της έμβιας ύλης

γενικό μοντέλο απεικόνισης

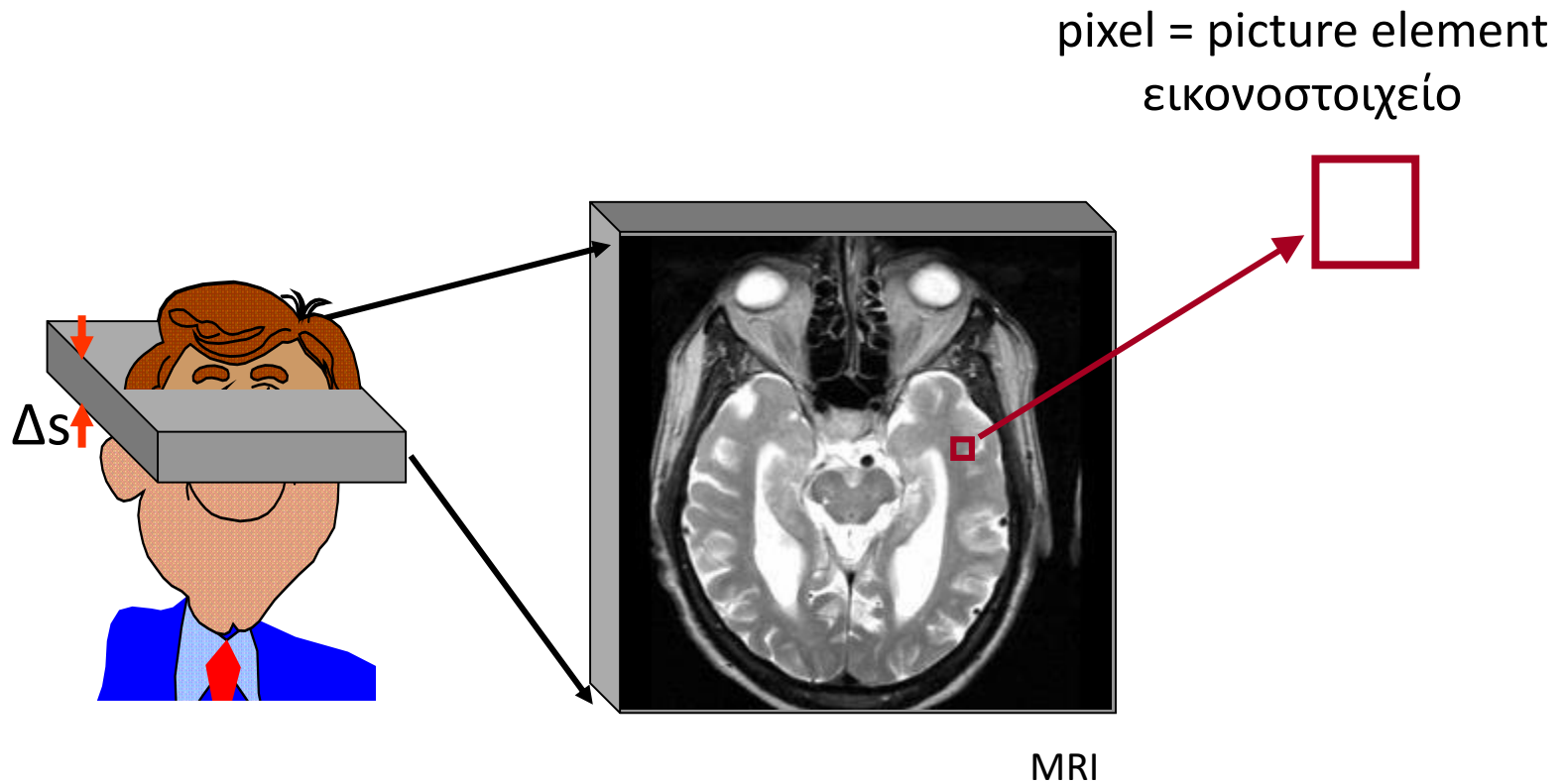


προβολική απεικόνιση



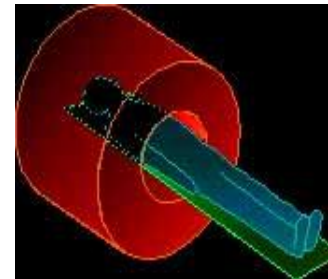
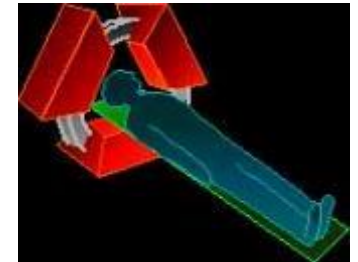
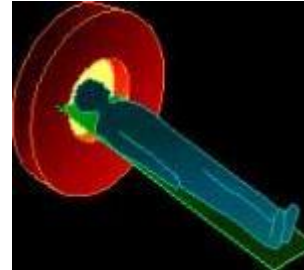
www.vh.org

τομογραφία



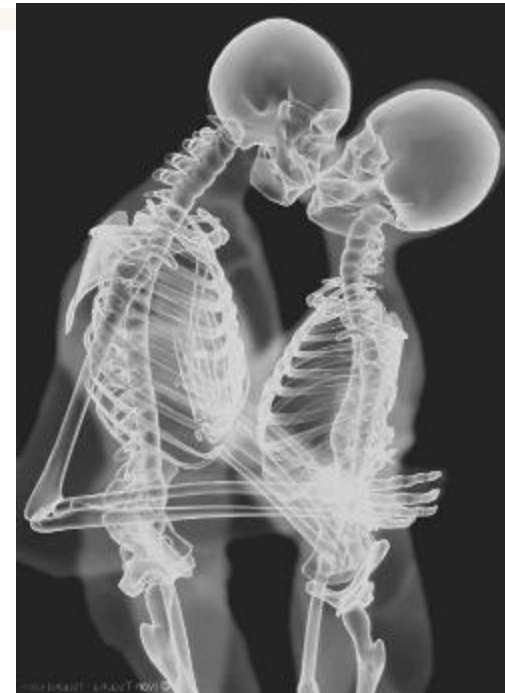
διαγνωστική απεικόνιση

- ακτινογραφία
- τομογραφία ακτίνων Χ (CT)
- απεικόνιση με χρήση ραδιοϊσοτόπων (PET & SPECT)
- μαγνητική τομογραφία (MRI)
- υπερηχογραφία (US)
- ...



κλασική ακτινογραφία

- απεικόνιση της διαφορετικής μερικής **απορρόφησης ακτίνων Χ** από τους ιστούς
- δισδιάστατη προβολή της τρισδιάστατης ανθρώπινης ανατομίας
- 1895 - ανακάλυψη ακτίνων Χ από τον Roentgen
- 1896 - πρώτη εγχείρηση με καθοδήγηση ακτινογραφίας



Ivan Tsupka

<http://www.saatchiart.com/tsupka>

ακτινογραφία Χ

- η πρώτη και (ακόμα και σήμερα) η πιο **συχνά** χρησιμοποιούμενη μέθοδος διαγνωστικής απεικόνισης
- φυσική αρχή: διαφορετικοί ιστοί **απορροφούν σε διαφορετικό βαθμό** φωτόνια με ενέργειες στο φάσμα των ακτίνων Χ
- οι ακτίνες Χ είναι ιοντίζουσα ακτινοβολία, και μπορεί άμεσα να έχει σοβαρές **επιπτώσεις** στην υγεία του ασθενή και του προσωπικού που χειρίζεται τις αντίστοιχες συσκευές ⇒ πρέπει αυστηρά να ακολουθούνται οι κανόνες για έκθεση και ακτινοπροστασία

συχνότητα χρήσης ακτίνων Χ για διάγνωση

Ευρώπη: 660 εκατομμύρια εξετάσεις ετησίως
που χρησιμοποιούν ακτίνες Χ (36 χώρες)

➡ 1,1 εξέταση ανά κάτοικο κάθε χρόνο

Ελλάδα:

➡ 0,6 απλές ακτινογραφίες ανά κάτοικο κάθε χρόνο

➡ 0,8 συνολικά εξετάσεις με ακτίνες Χ ανά κάτοικο κάθε χρόνο

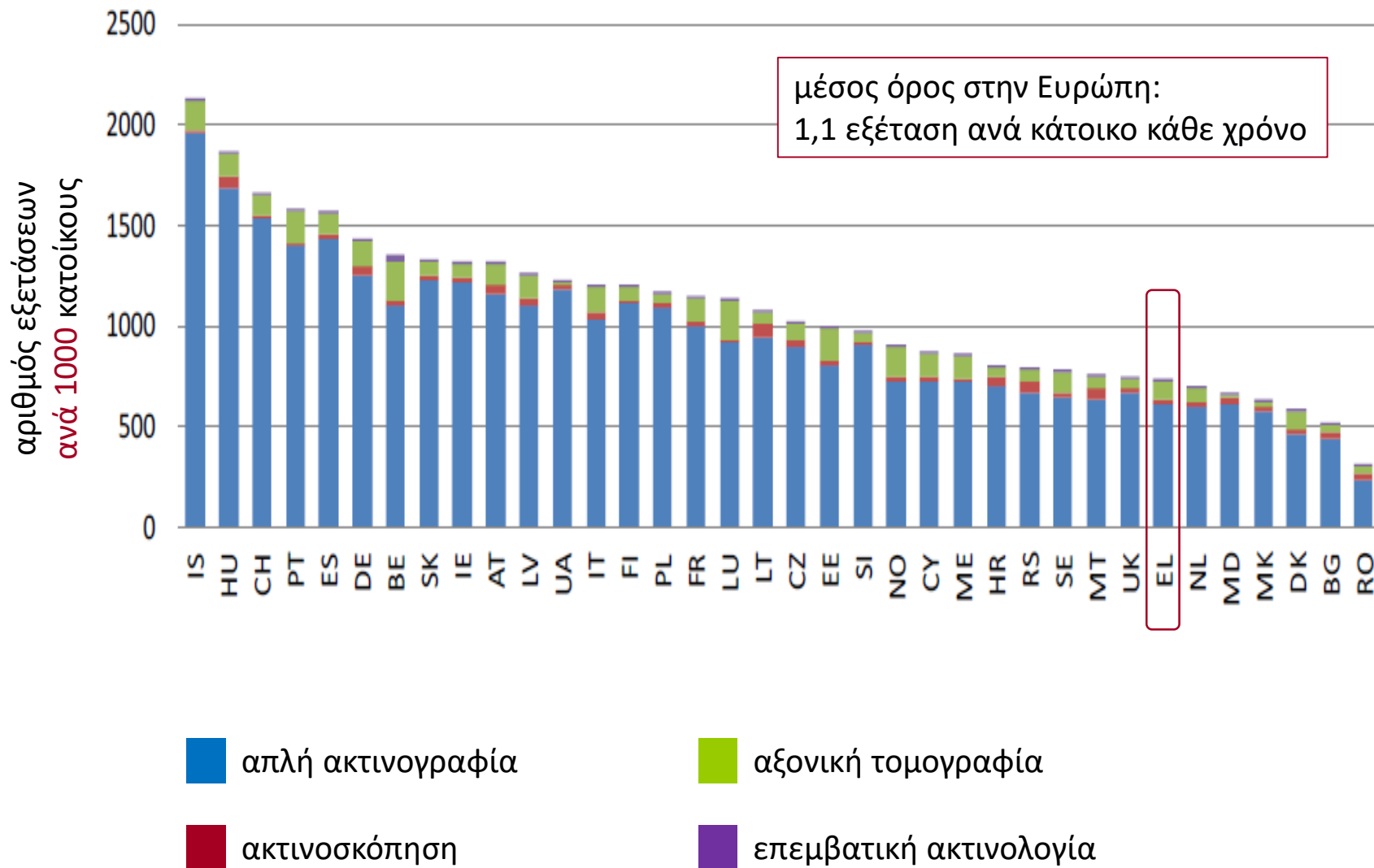
ελάχιστο: Ρουμανία

➡ 0,3 απλές ακτινογραφίες ανά κάτοικο ανά έτος

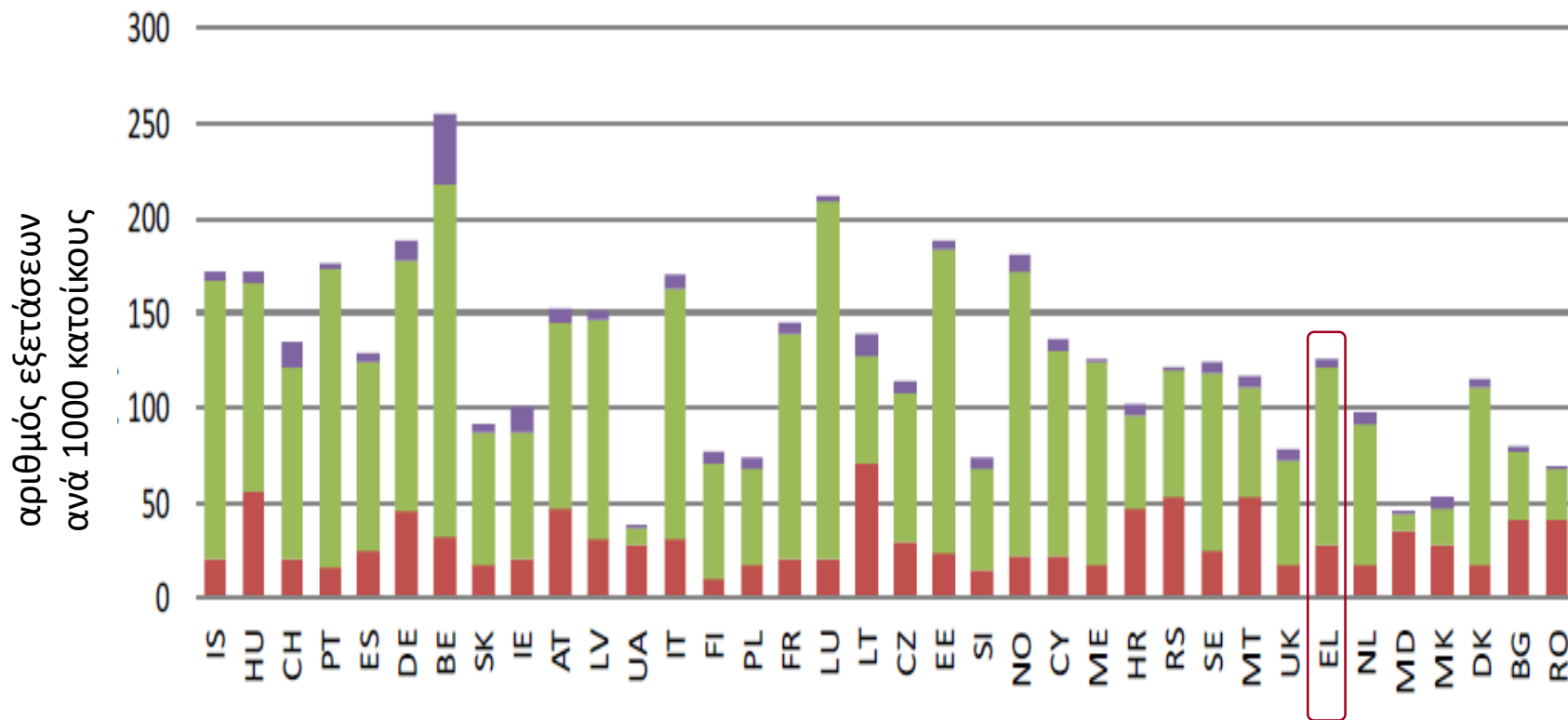
μέγιστο: Ισλανδία

➡ 2,1 απλές ακτινογραφίες ανά κάτοικο ανά έτος

συχνότητα διαγνωστικών εξετάσεων με ακτίνες Χ στην Ευρώπη



συχνότητα διαγνωστικών εξετάσεων με ακτίνες Χ στην Ευρώπη



εξετάσεις με ακτίνες Χ
εκτός απλής ακτινογραφίας

- ακτινοσκόπηση
- αξονική τομογραφία
- επεμβατική ακτινολογία

ακτίνες X

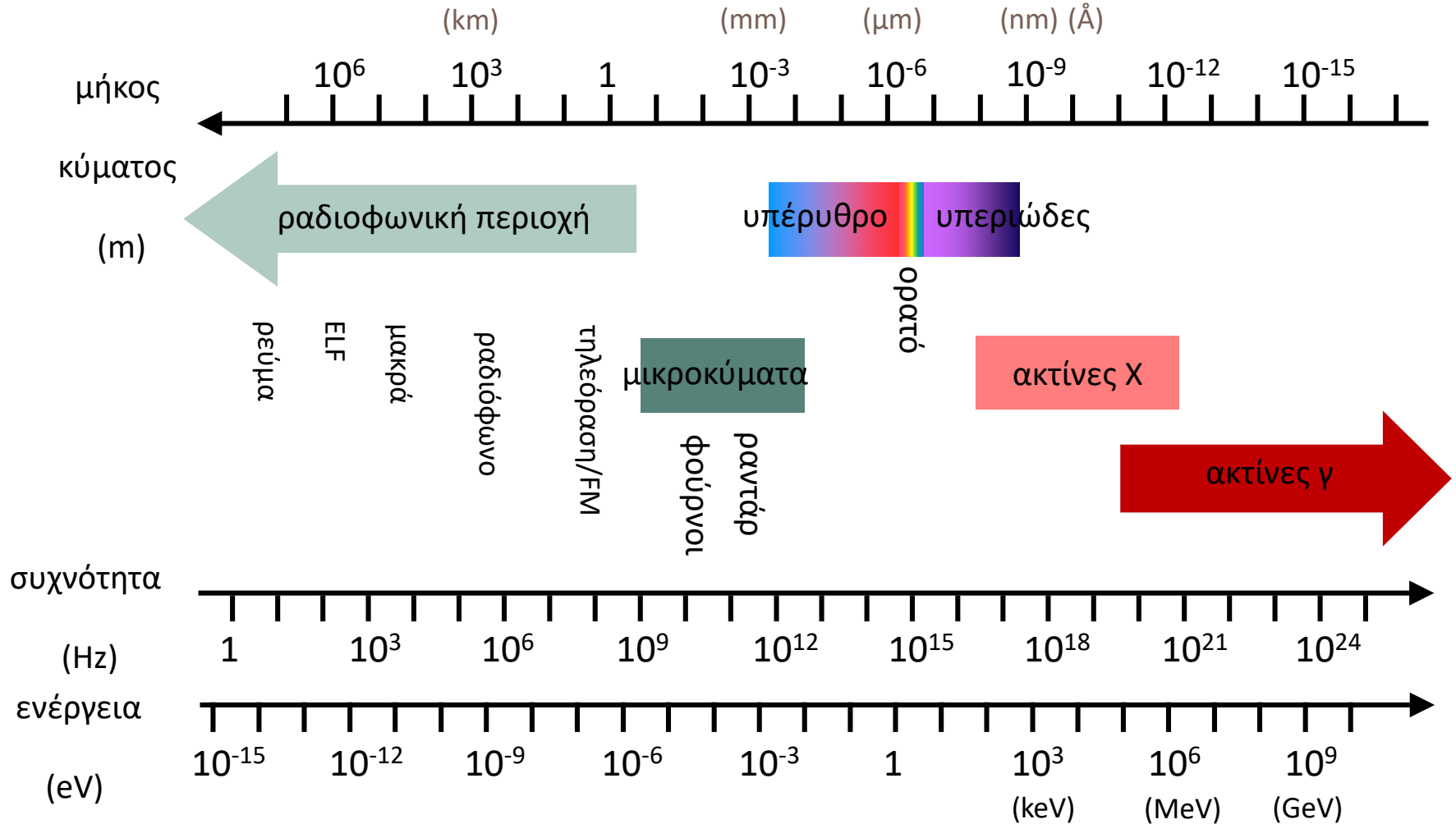
ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που οφείλεται σε ατομικά φαινόμενα και έχει ενέργεια μεγαλύτερη από τις υπεριώδεις ακτινοβολίες

↪ γενικά, εύρος από λίγα eV έως M/GeV

↪ για διαγνωστική ακτινολογία 150eV-150KeV

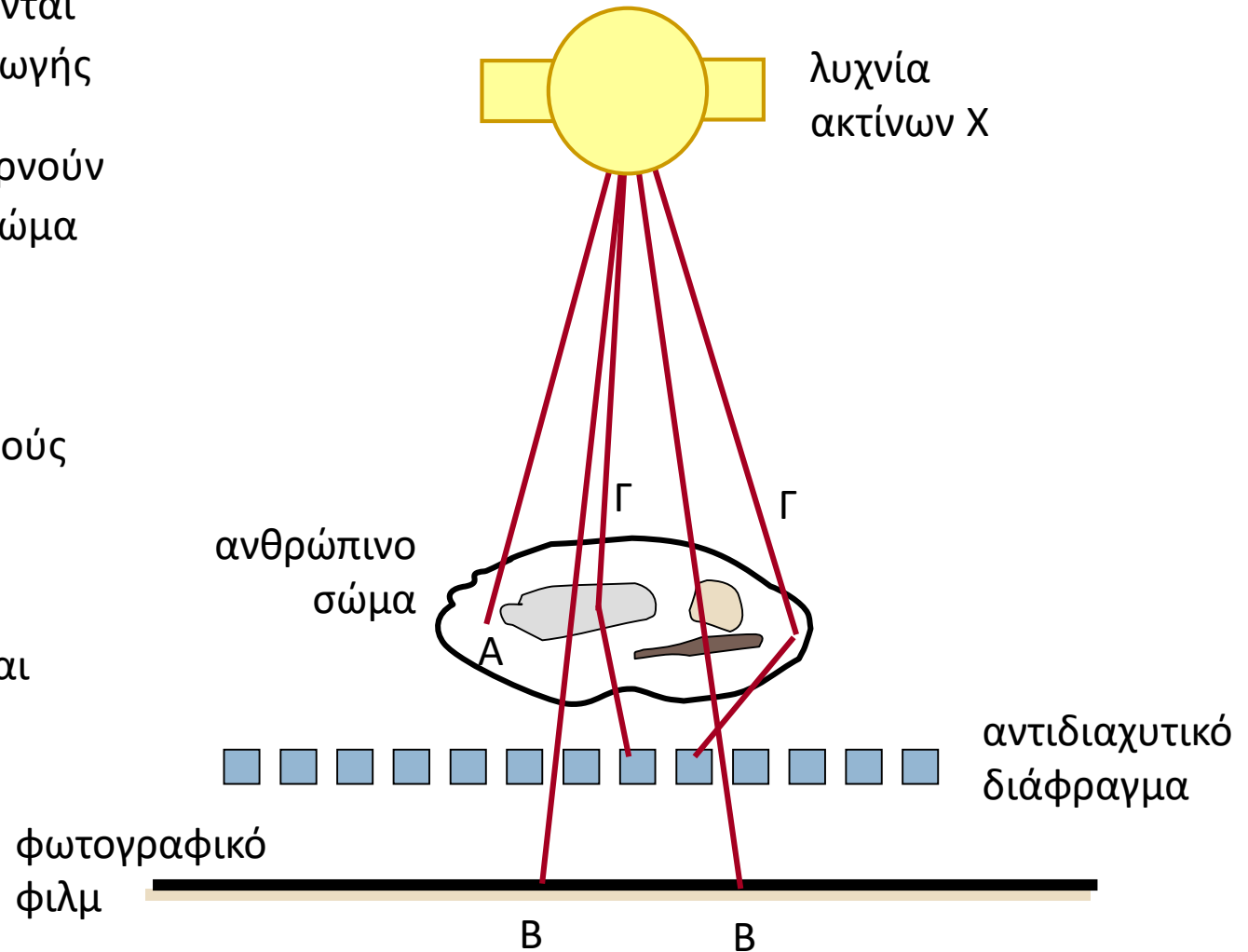
οι ακτίνες X είναι ιοντίζουσα ακτινοβολία

φάσμα φωτός

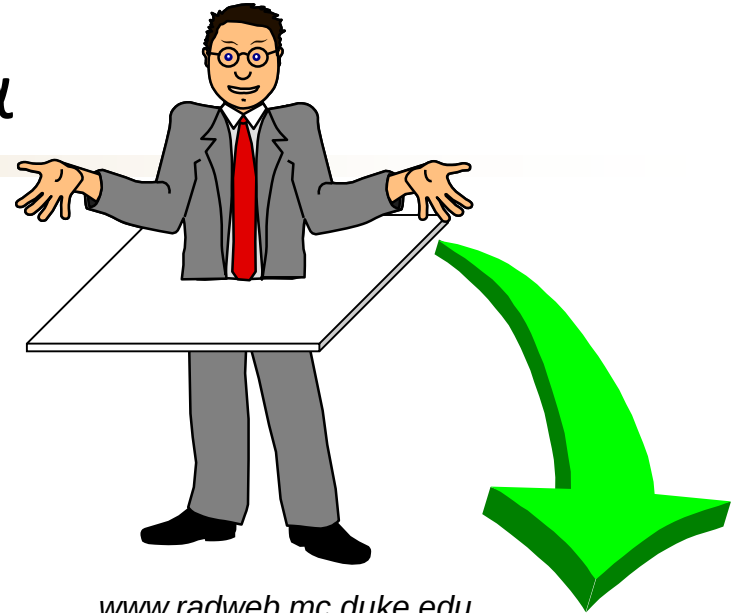


ακτινογραφία Χ

1. ακτίνες Χ εκπέμπονται από λυχνία παραγωγής
2. οι ακτίνες Χ διαπερνούν το προς εξέταση σώμα
3. απορροφούνται διαφορετικά από διαφορετικούς ιστούς
4. οι ακτίνες που εξέρχονται από το σώμα, ανιχνεύονται

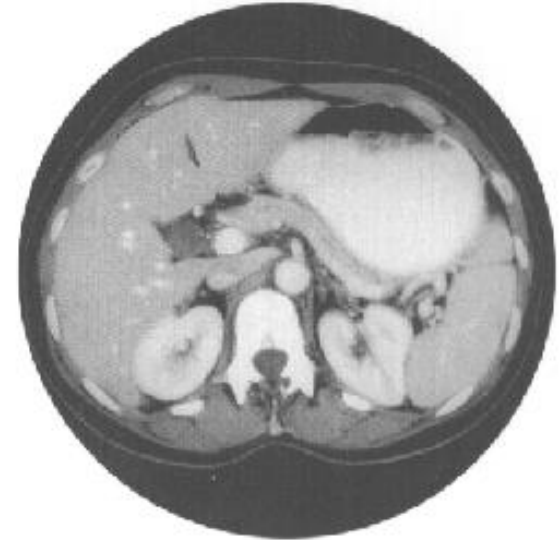


υπολογιστική τομογραφία



www.radweb.mc.duke.edu

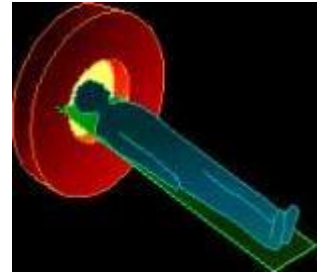
- τομογραφία ακτίνων Χ
 - = αξονική τομογραφία
 - = υπολογιστική τομογραφία
 - = CT: computed tomography
 - = CAT: computed axial tomography
- απεικόνιση της διαφορικής μερικής απορρόφησης ακτίνων Χ από τους ιστούς
- 2-διάστατη απεικόνιση τομής του ανθρώπινου σώματος



υπολογιστική ή αξονική τομογραφία

1917 - μαθηματικές αρχές υπολογιστικής τομογραφίας
(Radon)

1963 - υπολογιστική τομογραφία υλικών
(Oldendorf, Cormack)



1971 - πρώτη κλινική εφαρμογή υπολογιστικής τομογραφίας (Hounsfield)

1977 - τομογράφος δέσμης ηλεκτρονίων

1992 - ελικοειδής υπολογιστική τομογραφία

1998 - υπολογιστική τομογραφία πολλαπλών τομών

Nobel Ιατρικής – 1979

for the development of computer assisted tomography



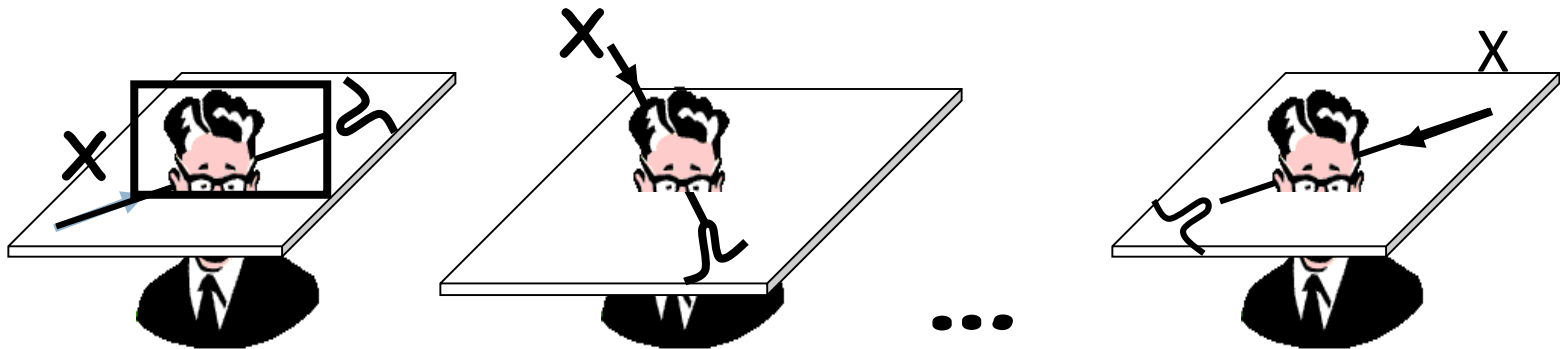
Allan M. Cormack
1/2 of the prize
Tufts University, USA



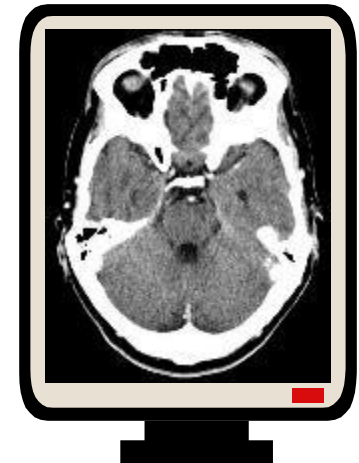
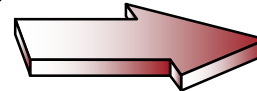
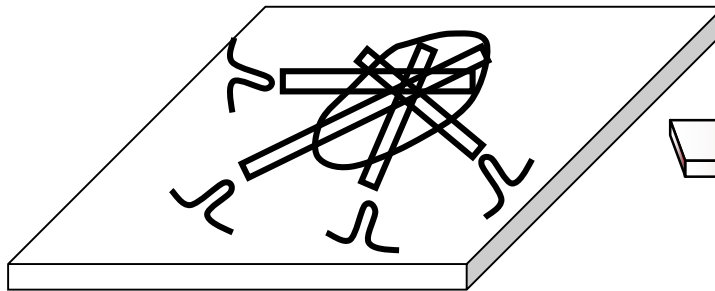
Godfrey N. Hounsfield
1/2 of the prize
Central Research Laboratories, EMI, UK

βασική αρχή ‘αξονικής’ τομογραφίας

1. καταγραφή πολλαπλών προβολών

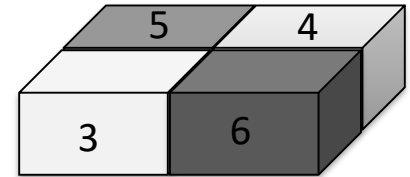


2. ανακατασκευή εικόνας από προβολές



ανακατασκευή με οπισθοπροβολή

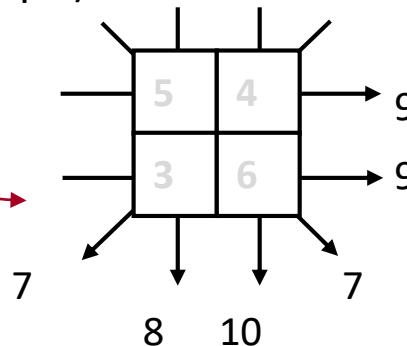
- ας υποθέσουμε μια τομή του ιστού που έχει διαφορετική απορρόφηση ακτίνων Χ σε διαφορετικές περιοχές
- το ζητούμενο είναι να βρούμε τη διαφορετική απορρόφηση σε κάθε περιοχή, ώστε να εξάγουμε συμπεράσματα για το είδος των ιστών (παθολογίας)
- ωστόσο με τη μέθοδό μας μετρούμε μόνο την προβολή της συγκέντρωσης (άθροισμα) σε μια διεύθυνση



ή

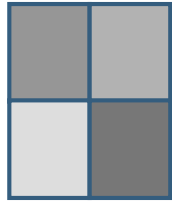
5	4
3	6

τομή ιστού με 4 περιοχές,
καθεμία με διαφορετική
συγκέντρωση ραδιοϊσοτόπου



ανακατασκευή με οπισθοπροβολή

τομή

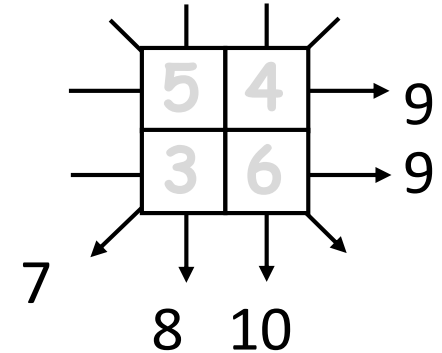


=

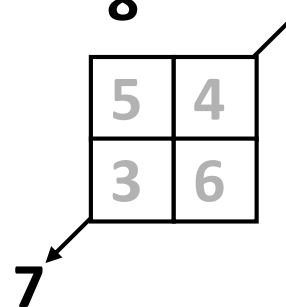
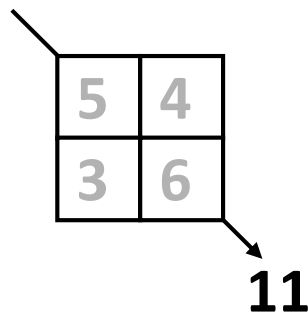
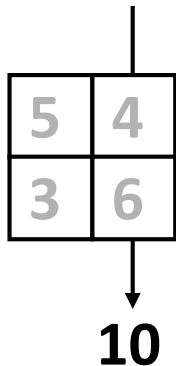
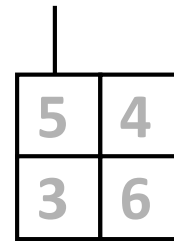
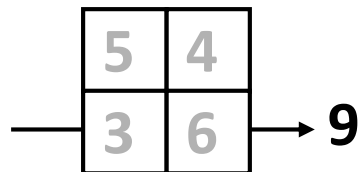
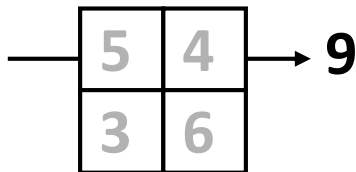
5	4
3	6

ζητούμενο:

πραγματικές τιμές
συγκέντρωσης ραδιοϊσοτόπου
ανά pixel

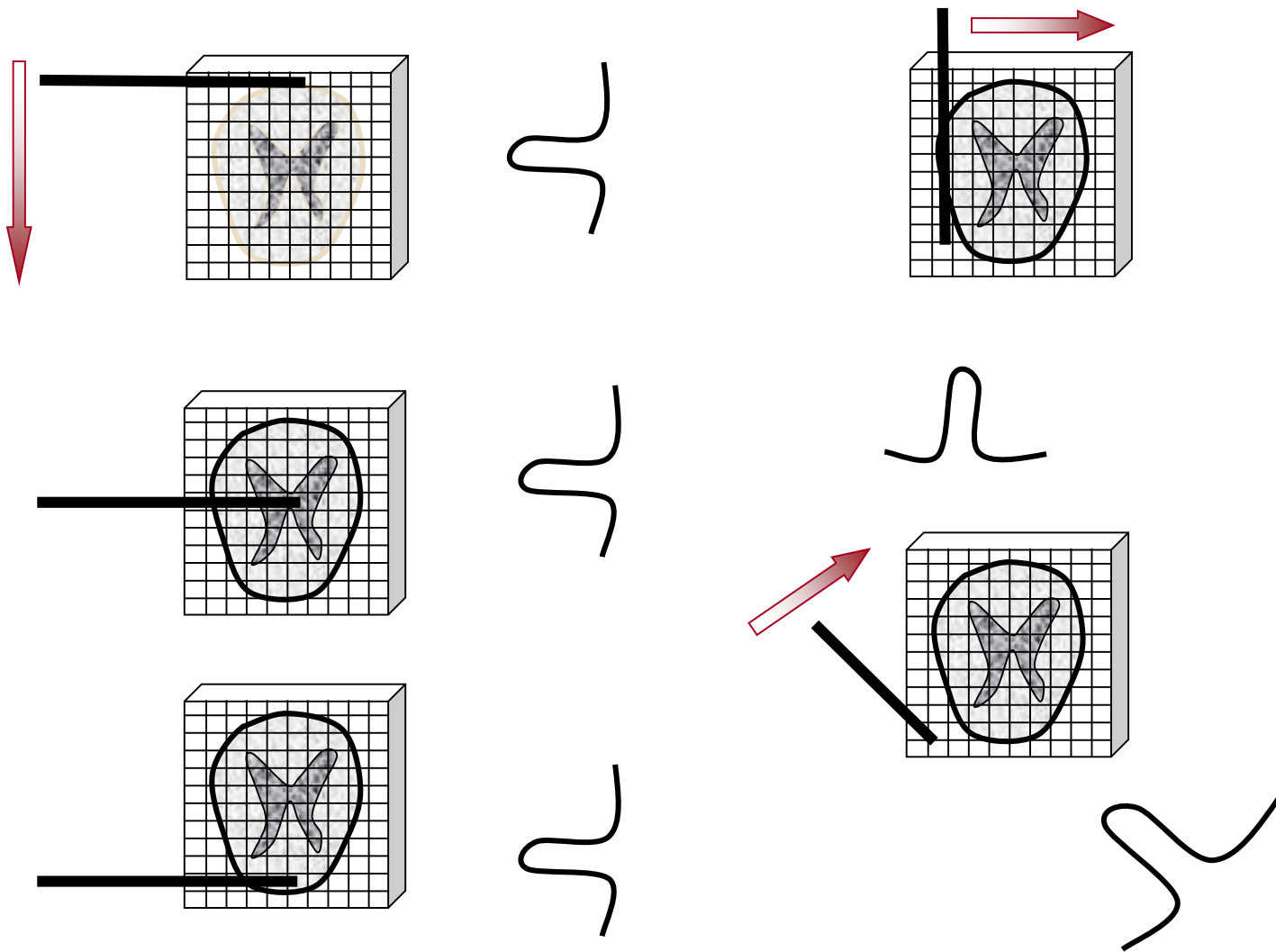


τι ανιχνεύω: προβολές συγκέντρωσης

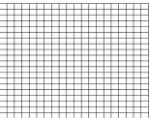


καταγραφή
προβολών

καταγραφή πολλαπλών προβολών



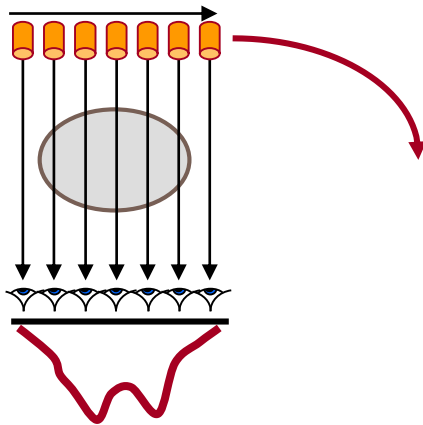
ανακατασκευή με οπισθοπροβολή

επιθυμητή ανάλυση εικόνας		ελάχιστος απαραίτητος αριθμός σημειακών προβολών	
	2 x 2		4
	4 x 4		16
	128 x 128		16,384
	256 x 256		65,536
	512 x 512		262,144
	1024 x 1024		1,048,576

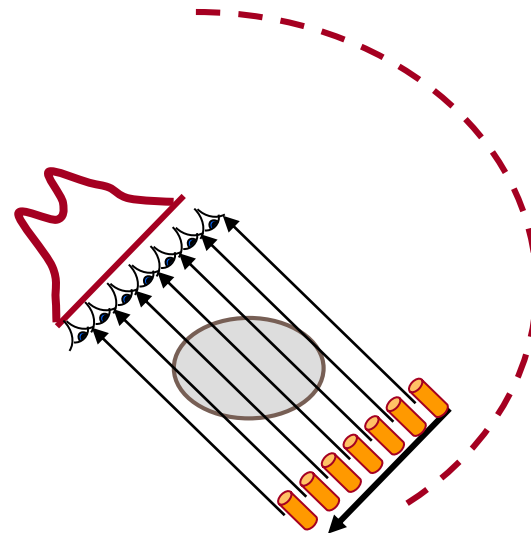
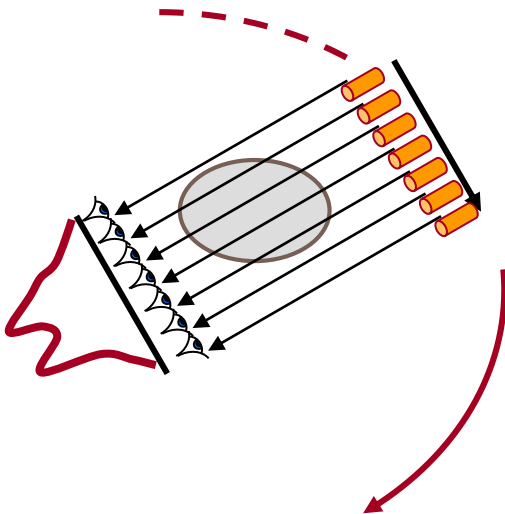
ισχυρός
υπολογιστής



γενεές Υ.Τ. - 1η γενιά



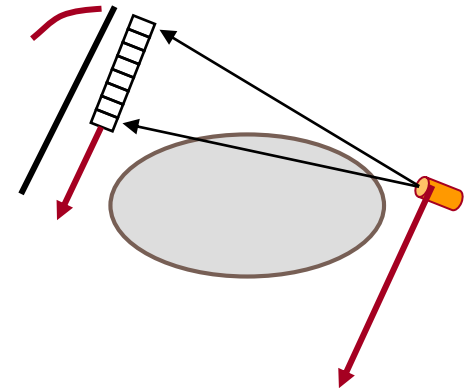
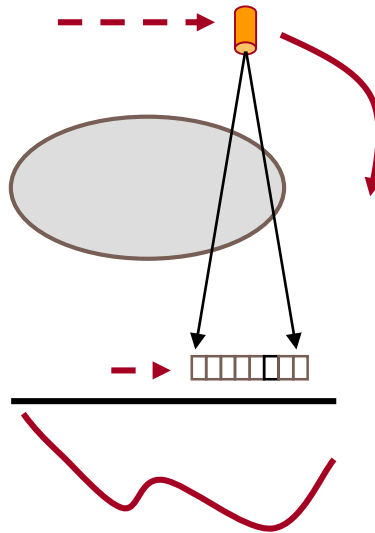
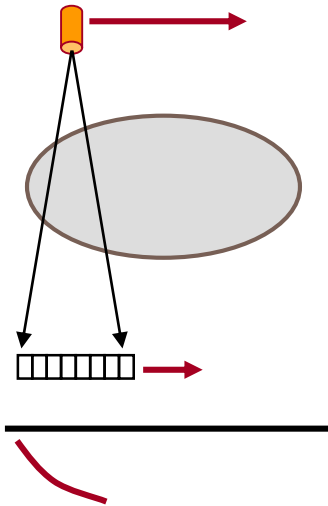
γραμμική και λεπτή δέσμη ακτίνων Χ
για μια τομή χρόνος σάρωσης ~ 5 min



γενεές Υ.Τ. - 2η γενιά

δέσμη ακτίνων Χ τύπου κυκλικού τομέα μικρής γωνίας

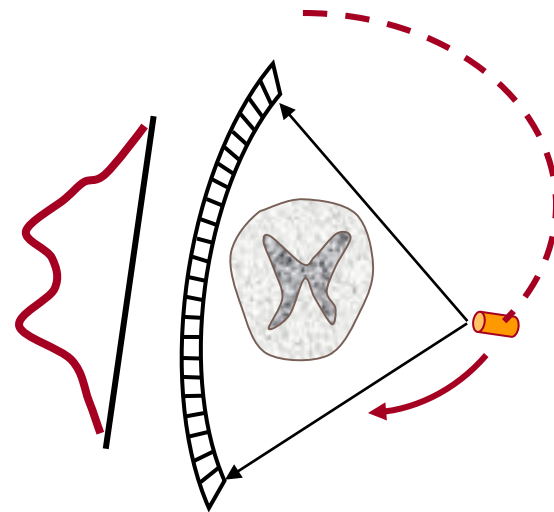
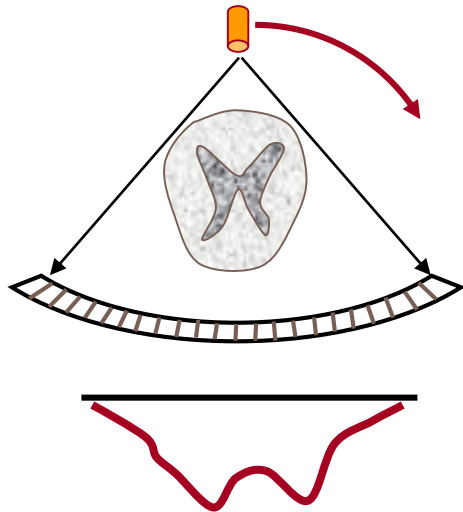
για μια τομή χρόνος σάρωσης μικρότερος ~ 1 min



γενεές Υ.Τ. - 3η γενιά

δέσμη ακτίνων Χ τύπου κυκλικού τομέα μεγάλης γωνίας ($\sim 40^\circ$)

για μια τομή χρόνος σάρωσης $\sim 2-10$ sec

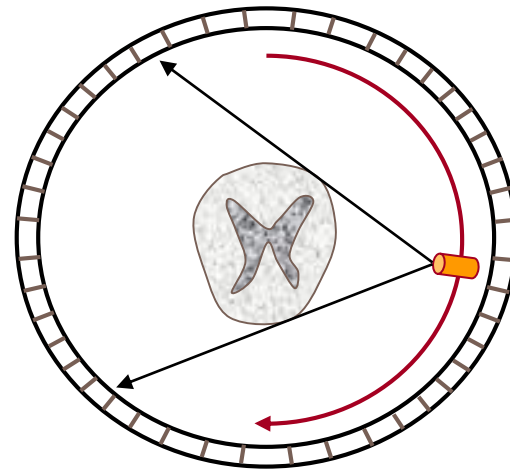
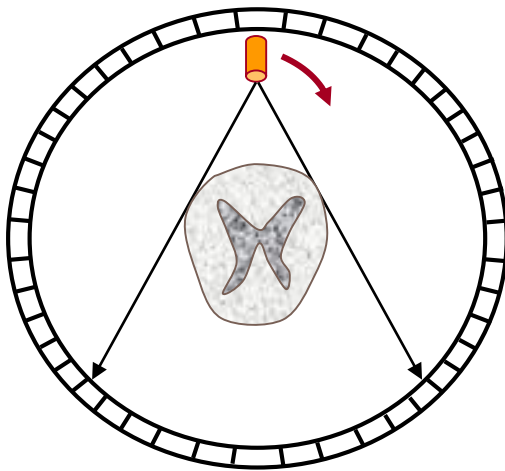


γενεές Υ.Τ. - 4η γενιά

δέσμη ακτίνων Χ τύπου κυκλικού τομέα μεγάλης γωνίας ($\sim 40^\circ$)

μόνο περιστροφική κίνηση λυχνίας

για μια τομή χρόνος σάρωσης $\sim 2-10$ sec

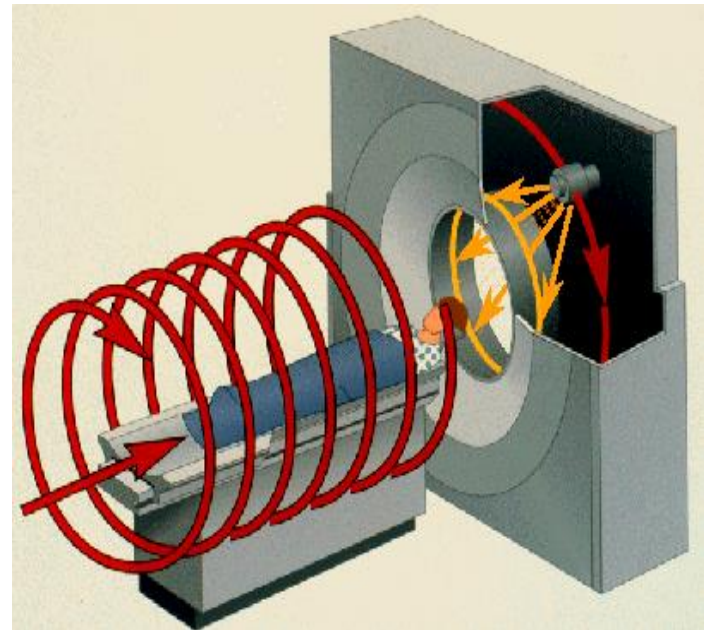


ελικοειδής τομογραφία

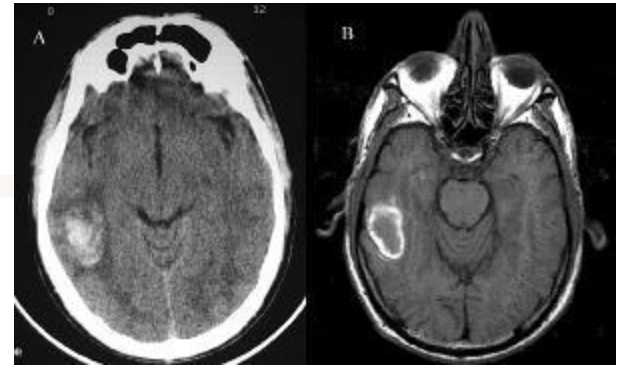
η κίνηση του τραπεζιού ισοδυναμεί με ελικοειδή λήψη προβολών

πολύπλοκη ανακατασκευή – απαίτηση για ισχυρό ΗΥ

απεικόνιση μεγάλου όγκου σε μικρό χρόνο ($<1s$)



χαρακτηριστικά εικόνας



<http://www.neurology.org/cgi/content-nw/full/70/15/1289/F112>

- υψηλή αντίθεση ανάμεσα σε οστά και μαλακούς ιστούς
- τρισδιάστατη ανακατασκευή και δημιουργία μοντέλων
- διακριτική ικανότητα
 - ↪ κλινικά = 0.5 mm
 - ↪ micro-CT $\Rightarrow$ 50-100 μ m
- απαιτούμενος χρόνος ≈ 0.5 s για κάθε τομή
- μέση ολόσωμη ισοδύναμη δόση ανά εξέταση της τάξης των 10 mSv



<http://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/cancers-in-general/tests/ct-scan>





Manchester, UK ~1910

<http://chorltonhistory.blogspot.gr/2012/10/st-anns-square-manchester-1910.html>

Nobel Χημείας – 1943

for his work on the use of isotopes as tracers in the study of chemical processes

George de Hevesy

Hungary

Stockholm University

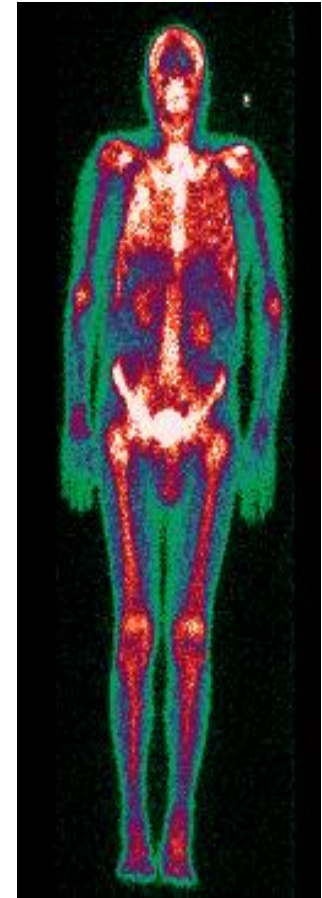
Sweden



~1935: η ιδέα του ραδιοϊχνηθέτη

απεικόνιση με χρήση ραδιοϊσοτόπων

- απεικόνιση της διαφορετικής κατανομής ραδιοϊσοτόπων (=ραδιενεργών πυρήνων) στο ανθρώπινο σώμα
- **απεικόνιση εκπομπής** (όχι διέλευσης ή ανάκλασης)
- σχετικά μικρή χωρική διακριτική ικανότητα
- κυρίως **απεικόνιση λειτουργίας**
- βασική μέθοδος **μοριακής απεικόνισης**



~240 διασπάσεις ραδιενεργού ουρανίου 238 στο ανθρώπινο σώμα κάθε δευτερόλεπτο

~266.000 διασπάσεις ραδιενεργού καλίου 40 στο ανθρώπινο σώμα κάθε λεπτό

~30.000 ραδιενεργοί πυρήνες διασπώνται στους πνεύμονες κάθε ώρα

~18.000.000 ραδιενεργοί πυρήνες διασπώνται στο ανθρώπινο σώμα κάθε ώρα

~4.000 ποζιτρόνια δημιουργούνται στο ανθρώπινο σώμα κάθε μέρα (~180 κάθε ώρα)

~200.000.000 κοσμικές ακτίνες γ διαπερνούν το ανθρώπινο σώμα κάθε ώρα

~100.000 κοσμικά νετρόνια διαπερνούν το ανθρώπινο σώμα κάθε ώρα

~100 τρισεκατομμύρια νεutrίνο διαπερνούν από το ανθρώπινο σώμα κάθε δευτερόλεπτο

απεικόνιση με χρήση ραδιοϊσοτόπων

- προβολική απεικόνιση εκπεμπόμενων ακτίνων γ
(σπινθηρογράφημα)
- τομογραφία εκπεμπόμενων ακτίνων γ
(SPECT – Single Photon Emission Tomography)
- τομογραφία με βάση την ταυτόχρονη ανίχνευση φωτονίων από εξαΰλωση ποζιτρονίου
(PET – Positron Emission Tomography)



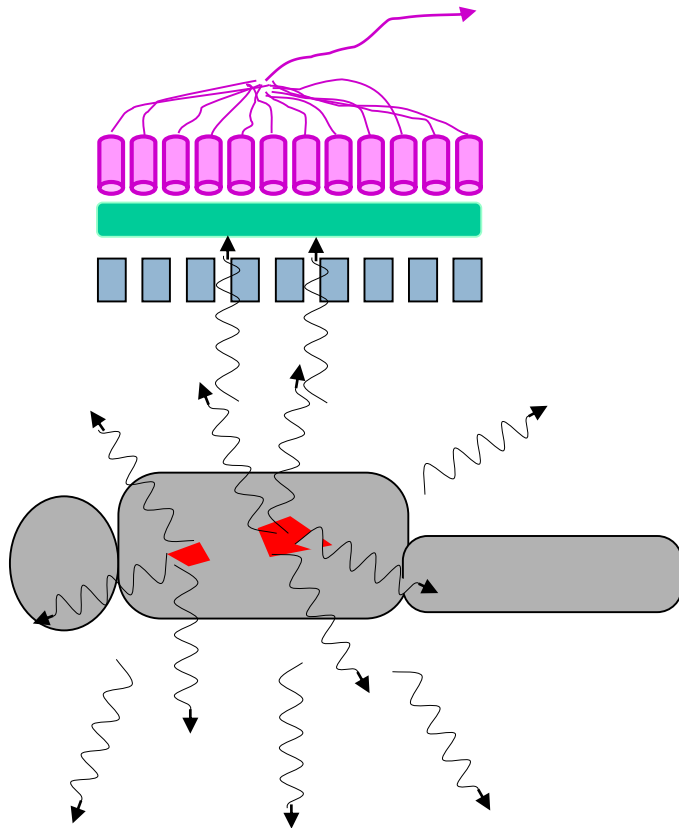
απεικόνιση με χρήση ραδιοϊσοτόπων

και για τις τρεις μεθόδους:

- ραδιενεργός πυρήνας συνδέεται σε φαρμακευτική ουσία (=ραδιοφάρμακο)
- εισάγεται το ραδιοφάρμακο στο προς εξέταση σώμα
- το ραδιοφάρμακο έχει επιθυμητή επιλεκτική απορρόφηση από συγκεκριμένους ιστούς (ή κύτταρα)
- μετά από ραδιενεργό διάσπαση, **τελικά (άμεσα ή έμμεσα)** εκπέμπονται από το σώμα ακτίνες γ
- οι ακτίνες γ ανιχνεύονται



προβολική απεικόνιση με ραδιοϊσότοπα



- αντιδιαχυτικό διάφραγμα

- ⇒ 3000 – 10000 σπές

- σπινθηριστής

- ⇒ NaI(Tl) – μεγάλη ευαισθησία

- ⇒ πάχος ~1 cm

- (μεγαλύτερο πάχος ⇒ μικρότερη διακριτική ικανότητα)

- ⇒ 25-60 cm διάμετρος

- με πεδίο απεικόνισης 20-50 cm

- φωτοπολλαπλασιαστές

- ⇒ εξαγωνική διάταξη

- ⇒ διάμετρος ~3-7 cm

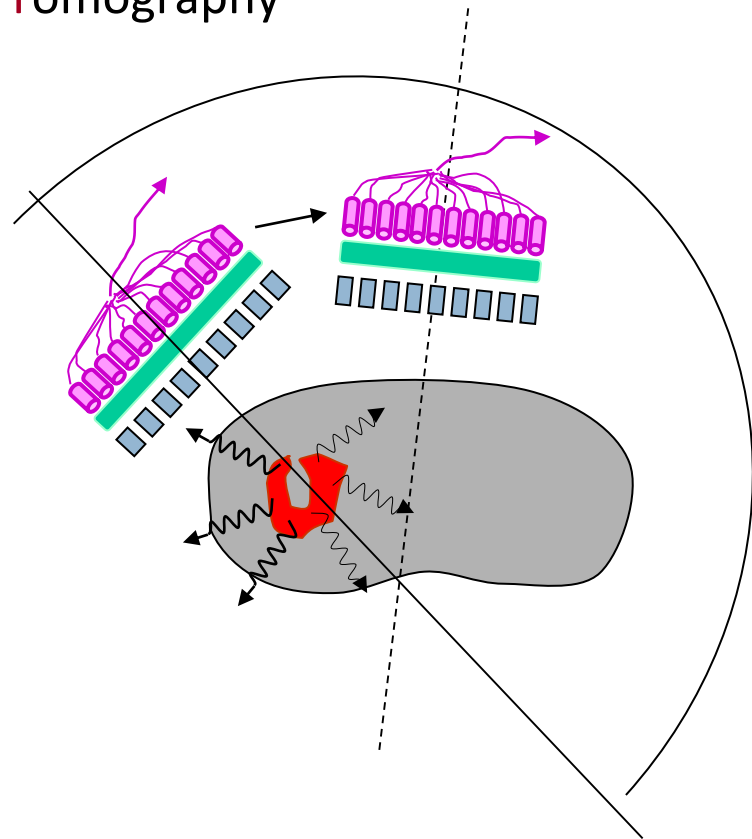
- ⇒ συνολικός αριθμός ~30-100

τομογραφία εκπομπής φωτονίου

SPECT:

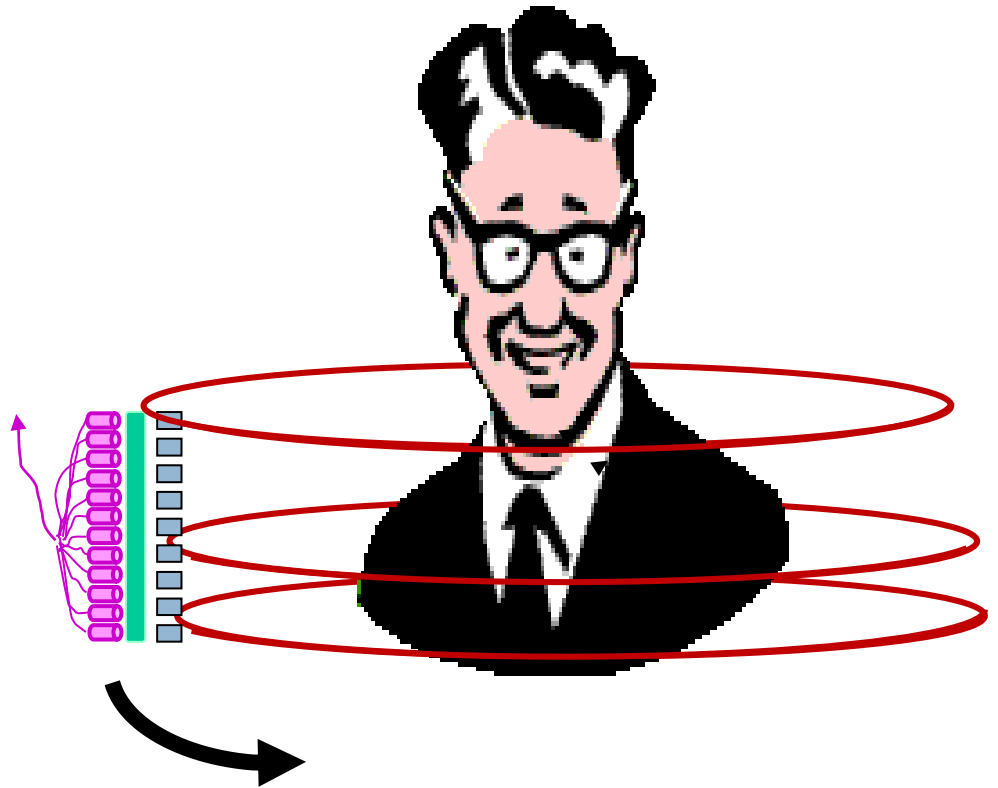
Single Photon Emission Computed Tomography

- ίδια βασική αρχή με το σπινθηρογράφημα
- αλλά, λήψη πολλαπλών προβολών από διαφορετικές γωνίες
- μαθηματική ανακατασκευή για την δημιουργία τομογραφικής εικόνας



ανακατασκευή τομογραφικής εικόνας

λήψη πολλαπλών προβολών



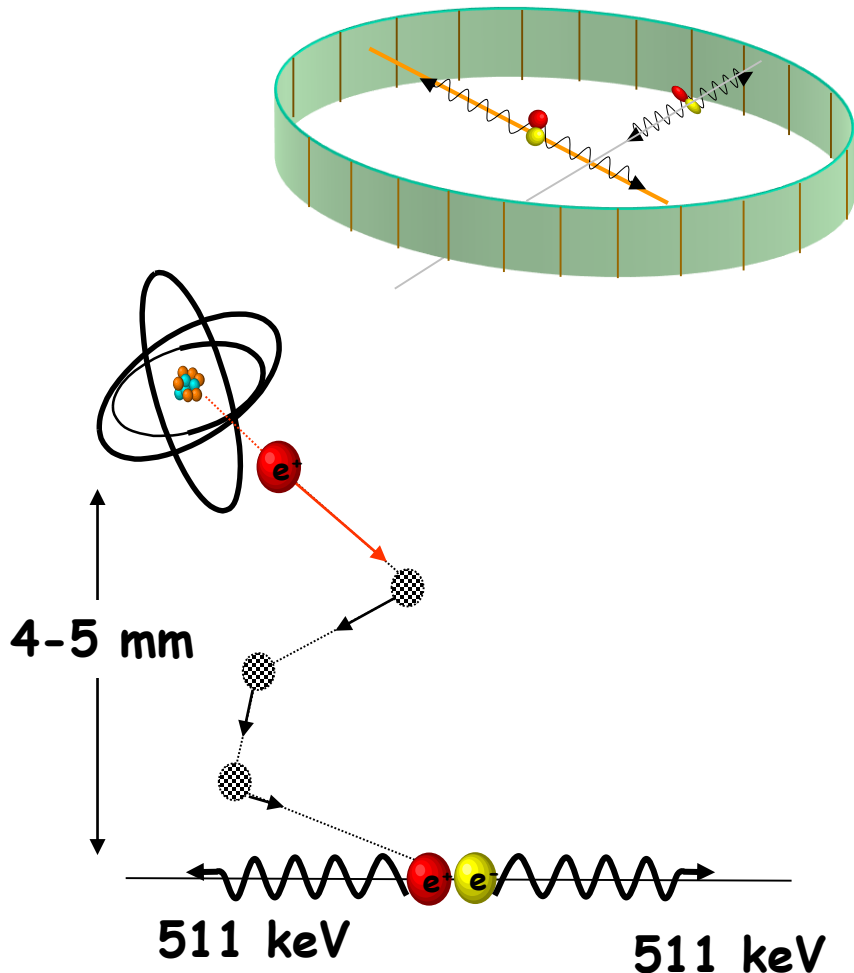
ραδιοϊσότοπα που εκπέμπουν γ

ραδιοϊσότοπο	σύμβολο	Χρόνος υποδιπλασιασμού	Ενέργεια keV
τεχνητίο	Tc(99m, 43)	6 hour	140
Μολυβδαίνιο	Mo(99,42)	67 h	181, 740, 780
Ιώδιο	I(123,53)	13.2 h	159
Ιώδιο	I(131,53)	8.0 day	364
Ξένο	Xe(133,54)	5.3 d	81
Γάλλιο	Ga(67,31)	78,3 h	90,190,290,390
Ίνδιο	In(111,49)	67 h	173, 247
Ίνδιο	In(143m,49)	1,7 h	392
Θάλλιο	Tl(201,81)	73,1 h	69, 81

τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίου

PET: Positron Emission Tomography

- ραδιενεργό που εκπέμπει ποζιτρόνια εισάγεται στο σώμα
- το ποζιτρόνιο εκπέμπεται, ταξιδεύει ~4-5 mm και εξαϋλώνεται
- τα δύο φωτόνια ανιχνεύονται από αντιδιαμετρικούς ανιχνευτές
- ανακατασκευάζεται τομογραφική εικόνα



ραδιοϊσότοπα που εκπέμπουν ποζιτρόνια

ραδιοϊσότοπο	σύμβολο	Χρόνος υποδιπλασιασμού	Ενέργεια β+ keV
Άνθρακας	C(11,6)	20 min	0,960
Άζωτο	N(13,7)	10 min	1,190
Οξυγόνο	O(15,8)	2 min	1,730
Φθόριο	F(18,9)	110 min	0,635
Γάλλιο	Ga(68,31)	68 min	1,900
ρουβίδιο	Rb(82,32)	1,3 min	3,150

PET/SPECT εφαρμογές μοριακής απεικόνισης

- κάθε είδους μεταβολική και κυτταρική δραστηριότητα για την οποία μπορεί να κατασκευαστεί κατάλληλο ραδιοφάρμακο

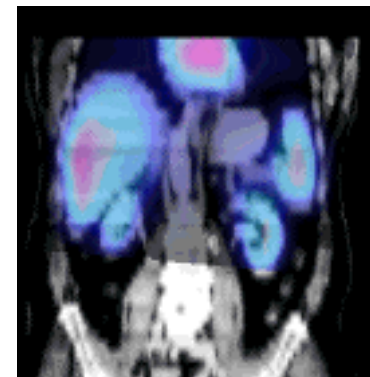
^{18}F -deoxyglucose
whole-body
PET scan



www.ucl.ac.uk/med/utah.edu

- συνήθως ταυτόχρονα εκτελείται και τομογραφία με ακτίνες X για την ανατομική λεπτομέρεια

SPECT/CT
σύνθεση εικόνας



www.loats.com

PET/SPECT χαρακτηριστικά εικόνας

- διακριτική ικανότητα

 - ↪ κλινική: ~5 mm

 - ↪ μικρο-PET: ~1 mm

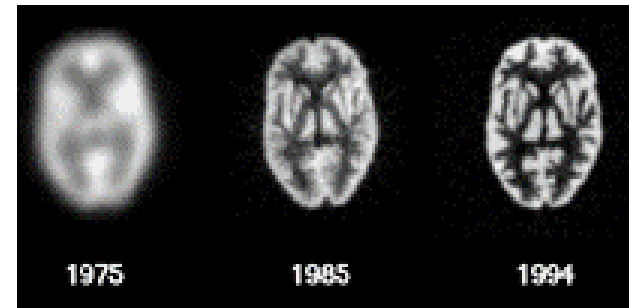
- χρόνος λήψης δεδομένων:

 - ↪ 1 min per frame

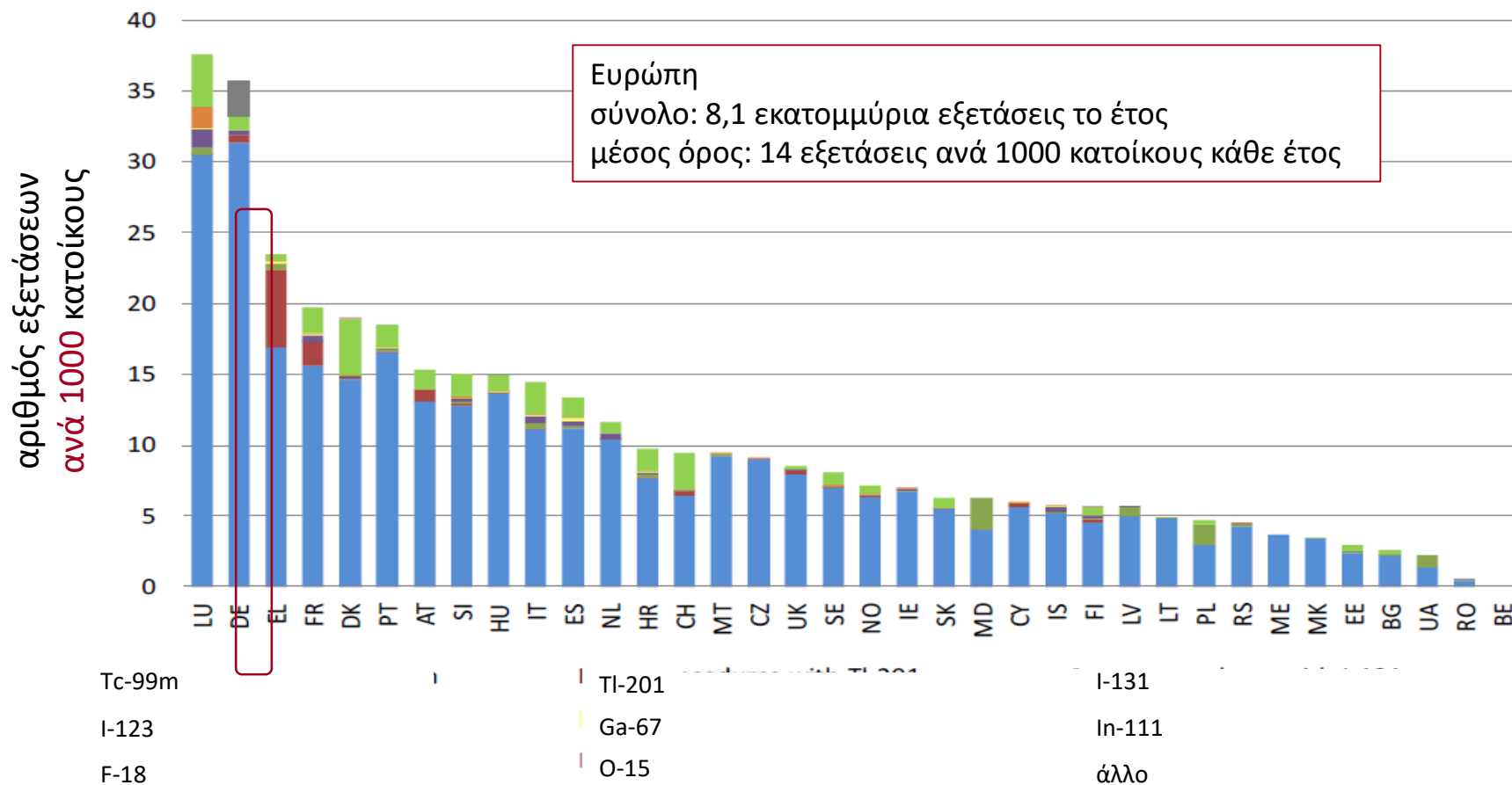
- **μεγάλη ευαισθησία**: απεικόνιση ακόμα και πολύ μικρών ποσοτήτων ραδιενεργού

- **μεταβολική και μοριακή απεικόνιση**

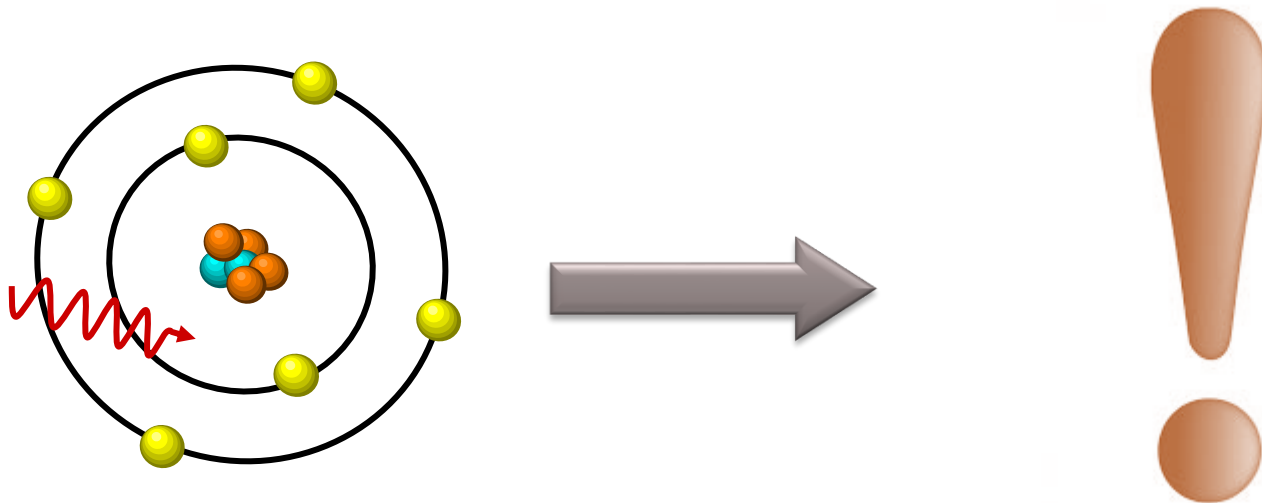
- κόστος και κίνδυνος παραγωγής και χειρισμού ραδιοφαρμάκων



συχνότητα διαγνωστικών εξετάσεων με ραδιοϊσότοπα



ακτίνες X και γ : ιονίζουν την ύλη!!!

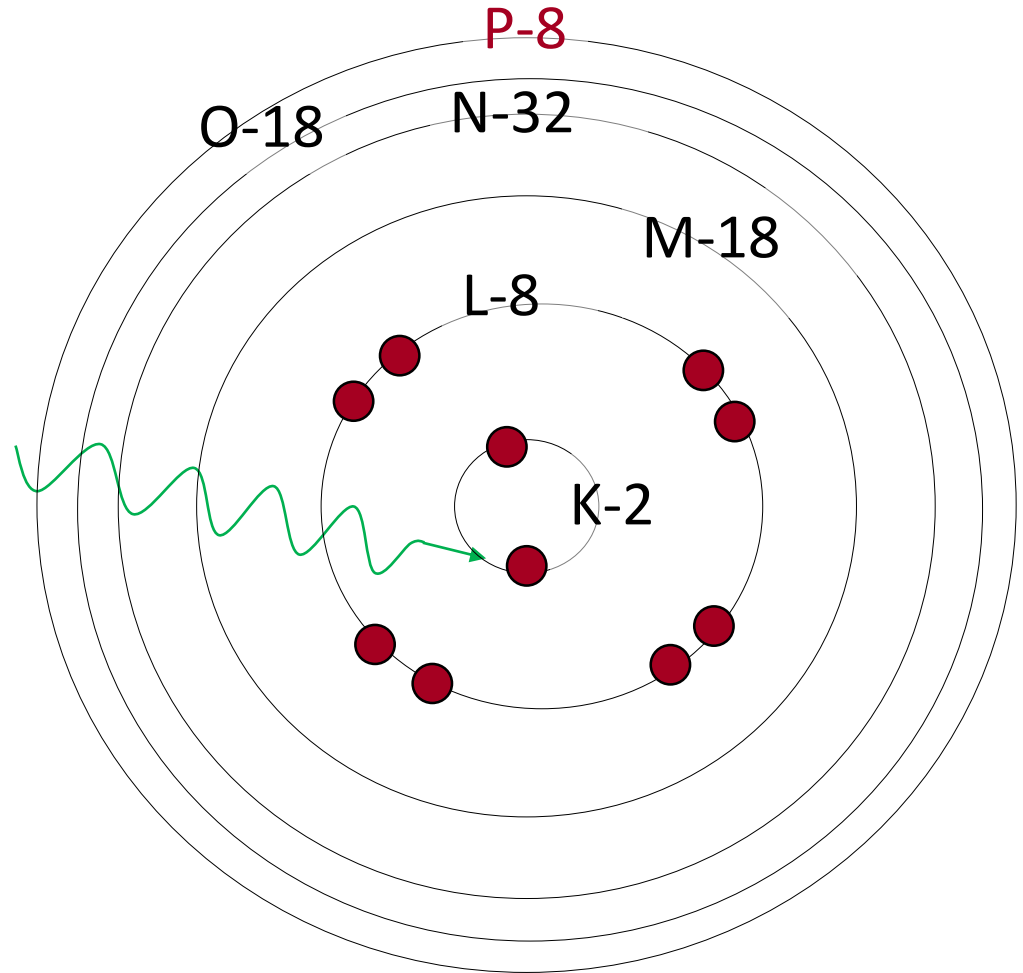


ηλεκτρόνια γύρω από τον πυρήνα

κατανεμημένα σε
προκαθορισμένα
ενεργειακά επίπεδα

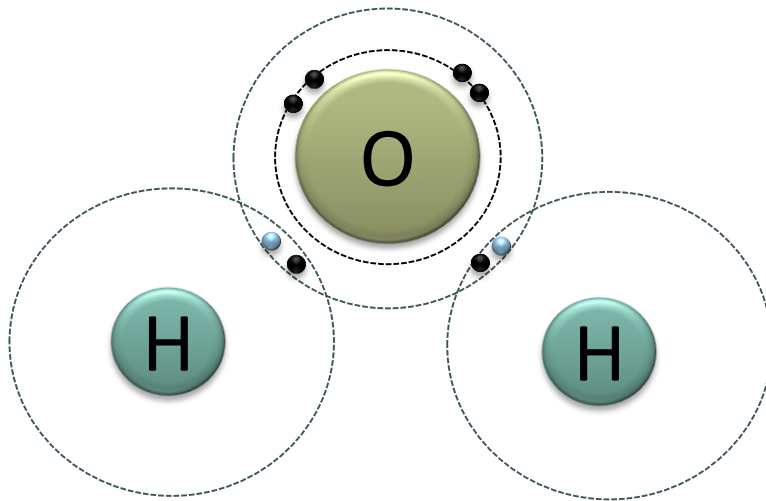
κάθε επίπεδο έχει μια
μέγιστη χωρητικότητα

το τελευταίο πάντα
μέγιστη χωρητικότητα
8 ηλεκτρόνια



μόρια:

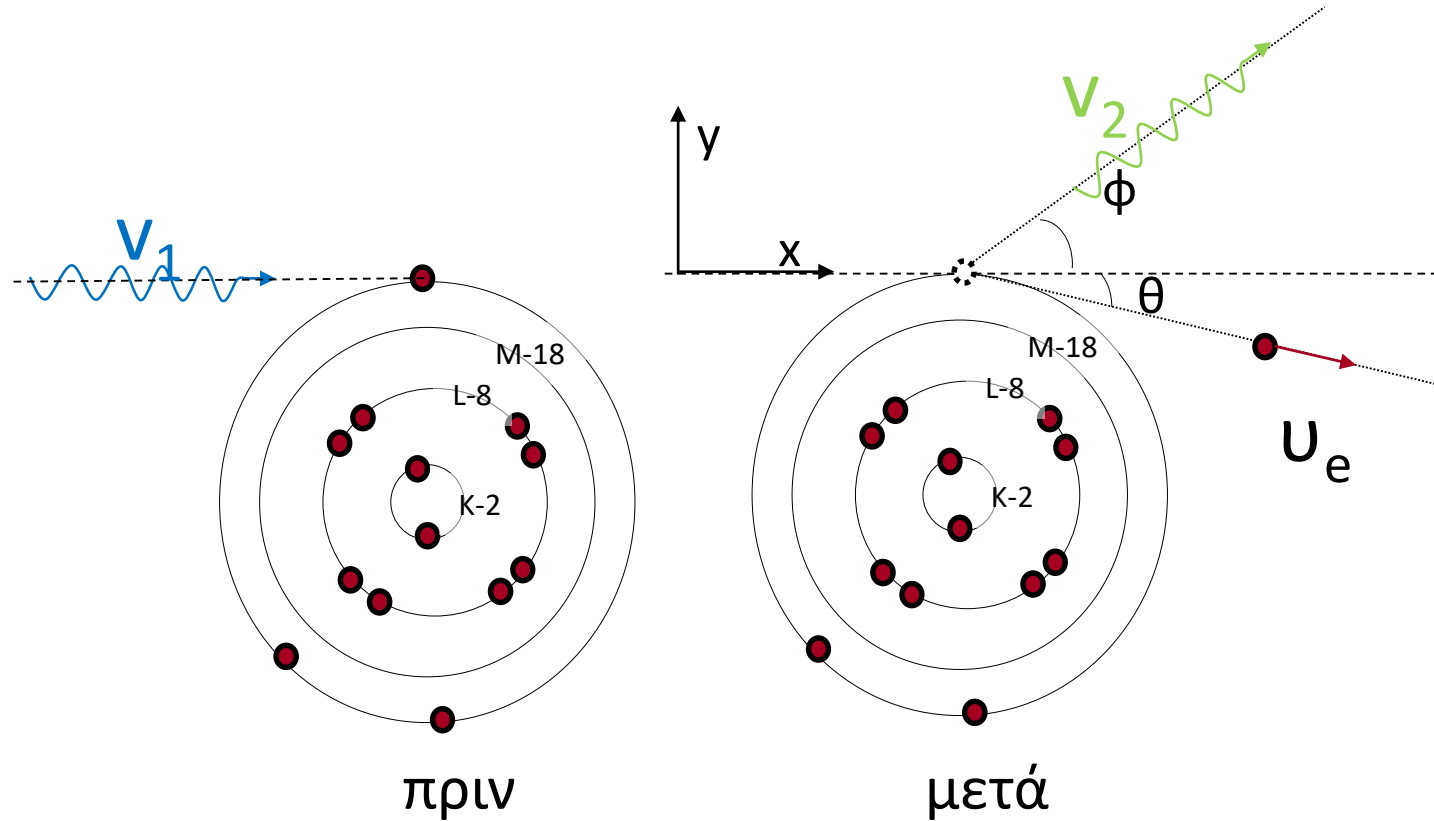
αλληλεπίδραση εξωτερικών ηλεκτρονίων ατόμων
οδηγεί σε σταθερές δομές



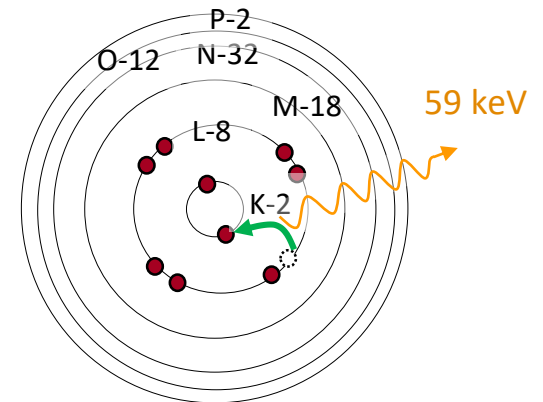
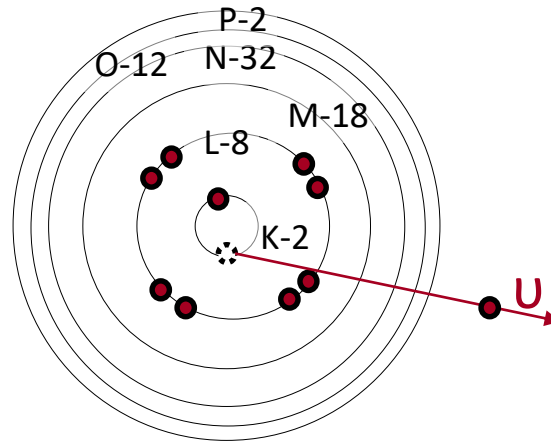
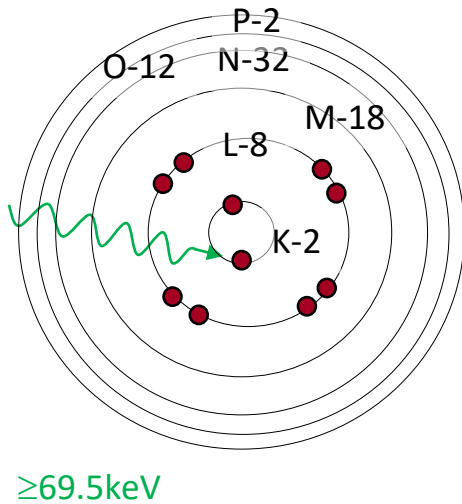
H: $1s$

O: $1s^2 2s^2 2p^4$

φωτόνιο ιονίζει άτομο (φαινόμενο Compton)



φωτόνιο ιονίζει άτομο (φωτοηλεκτρικό φαινόμενο)



βολφράμιο $Z=42$

	ετήσια όρια ακτινοβολήσης από τεχνητές πηγές	
	επαγγελματίες	κοινό
ισοδύναμη ολόσωμη δόση*	20 mSv	1 mSv
φακός οφθαλμού	20 mSv	15 mSv
επιδερμίδα	500 mSv	50 mSv
χέρια - πόδια	500 mSv	--

*μέσος όρος για 5 έτη

ακτινοβολήση από φυσικές πηγές

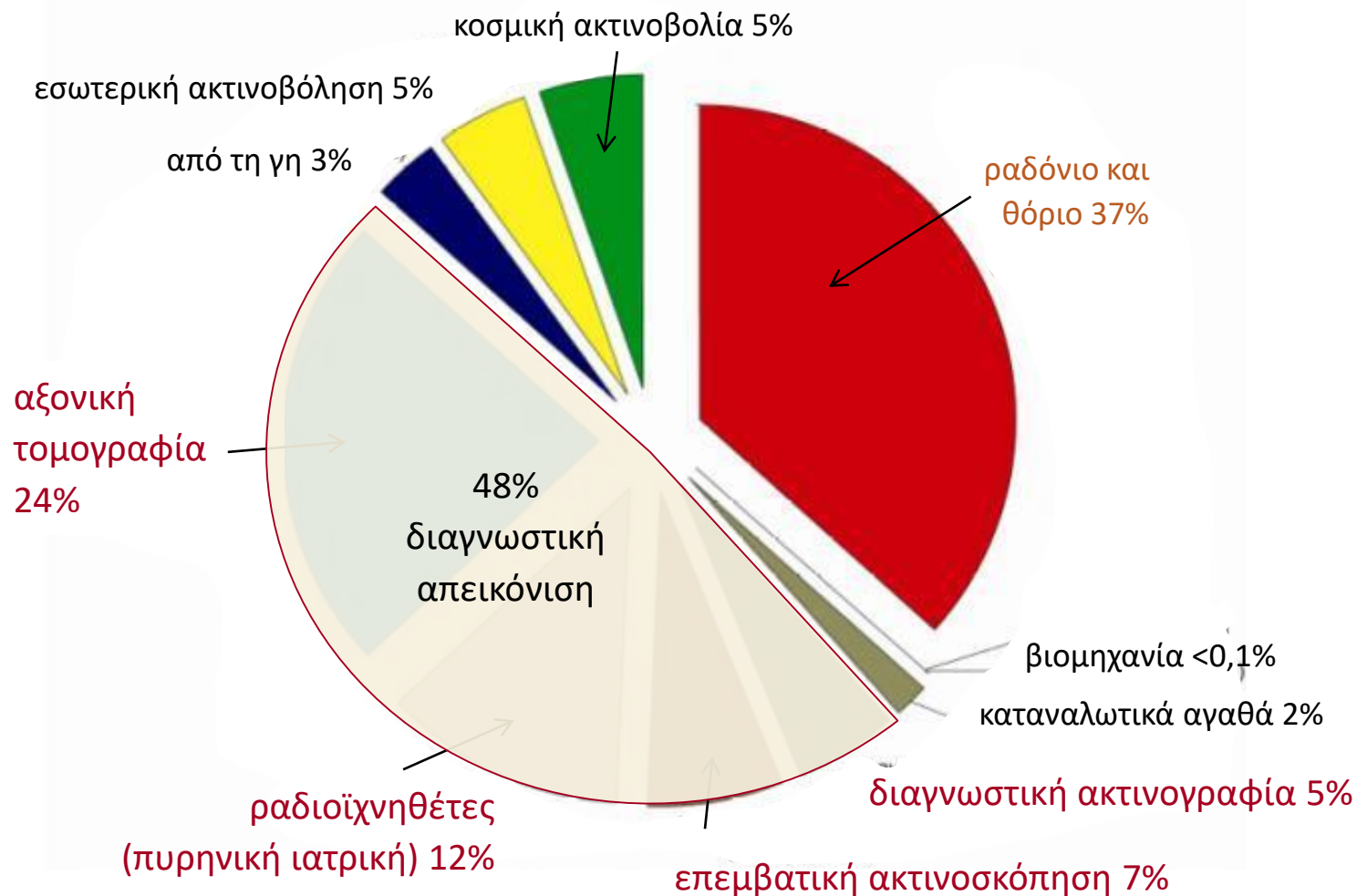
μέση ετήσια δόση από φυσικές πηγές (ΗΠΑ)	6.2 mSv
μέση ετήσια δόση από φυσικές πηγές για καπνιστές	έως και 160 mSv
μέση ετήσια δόση από κοσμική ακτινοβολία	0.27 mSv
μέση ετήσια δόση από ραδιενεργά μέσα στο σώμα	0.40 mSv
μέση ετήσια δόση που λαμβάνεις για 8 ώρες ύπνου δίπλα σε άλλο άνθρωπο κάθε μέρα	0.02 mSv

διαγνωστική εξέταση	τυπική έκθεση mSv	χρονική περίοδος φυσικής ακτινοβολίας που αντιστοιχεί σε ίδια δόση
ακτινογραφία θώρακα	0,02	3 μέρες
ακτινογραφία κοιλίας	1	6 μήνες
βαριούχο γεύμα για ακτινογραφία κοιλίας	3	16 μήνες
αξονική εγκεφάλου	1,3	1 χρόνος
αξονική θώρακα	8	3,6 χρόνια
αξονική κοιλίας	10	4,5 χρόνια
σπινθηρογράφημα οστών	4	1,8 χρόνια
σπινθηρογράφημα καρδιάς	6	2,7 χρόνια
PET εγκεφάλου	5	2,3 χρόνια

European Commission, Radiation Protection 118, Referral Guidelines for Imaging, 2000

http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/118_en.pdf

% συνεισφορά στην ετήσια έκθεση σε ραδιενέργεια του πληθυσμού των ΗΠΑ για το έτος 2006



μαγνητική τομογραφία

πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός

nuclear magnetic resonance – NMR

magnetic resonance imaging – MRI



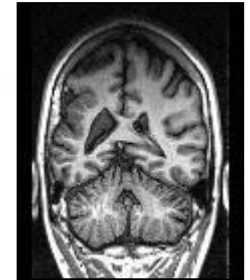
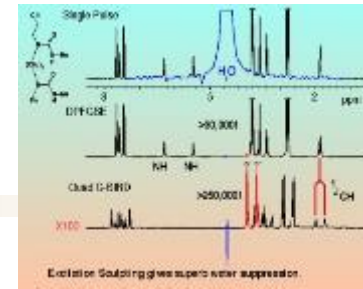
21.2T NMR Magnet at HWB-NMR, Birmingham, UK

http://en.wikipedia.org/wiki/Nuclear_magnetic_resonance#mediaviewer/File:HWB-NMR_-_900MHz_-_21.2_Tesla.jpg



http://www.sos03.com/Diseases/Diagnosics/Nuclear_Magnetic_Resonance

ιστορική αναδρομή



1946 φαινόμενο πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού
Bloch & Purcell

1970 αναλυτική μέθοδος μελέτης μοριακής δομής

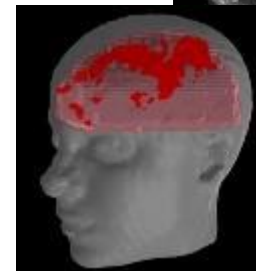
1976 πρώτη μαγνητική τομογραφία ανθρώπου (δάχτυλο)

1980 κλινική απεικόνιση ολόκληρου σώματος

1986 μικροσκοπία (ανάλυση >10μm σε δείγμα 1 cm)

1992 απεικόνιση εγκεφαλικής λειτουργίας

1994 απεικόνιση άλλων πυρήνων (π.χ. ¹²⁹Xe)



1952 Nobel Φυσικής

Felix Bloch $\frac{1}{2}$

Stanford University,
Stanford, CA, USA



Edward Mills Purcell $\frac{1}{2}$

Harvard University,
Cambridge, MA, USA



for their development of new methods for nuclear magnetic precision
measurements and discoveries in connection therewith

Φωτογραφία: F. Bloch, CC BY 3.0 Stanford University, Courtesy Stanford News Service
https://en.wikipedia.org/wiki/Felix_Bloch#/media/File:Felix_Bloch,_Stanford_University.jpg

Φωτογραφία: E.M. Purcell, Public domain, https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Edward_Mills_Purcell.jpg

1991 Nobel Χημείας

Richard R. Ernst

Swiss Federal Institute of Technology,
Zurich, Switzerland



“for his contributions to the development of the methodology of high resolution nuclear magnetic resonance (NMR) spectroscopy”

2002 Nobel Χημείας

for the development of methods for identification and structure analyses of biological macromolecules

Kurt Wüthrich $\frac{1}{2}$
Swiss Federal Institute of Technology (ETH),
Zürich, Switzerland
and
The Scripps Research Institute,
La Jolla, USA



“for his development of nuclear magnetic resonance spectroscopy for determining the three-dimensional structure of biological macromolecules in solution”.

2003 Nobel Ιατρικής

Paul C. Lauterbur ½
University of Illinois,
Urbana, IL, USA



Sir Peter Mansfield ½
University of Nottingham,
School of Physics and Astronomy
Nottingham, United Kingdom



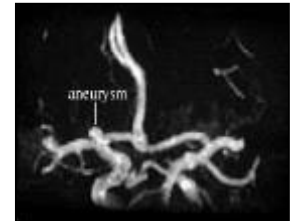
"for their discoveries concerning
magnetic resonance imaging"

Φωτογραφία: P.C. Lauterbur, provided for download by Univ. of Illinois, https://www.uillinois.edu/our/photos/print-quality_photos_continued/

Φωτογραφία: P.C. Lauterbur & P. Mansfield, CC BY, http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1676-24442004000500001&script=sci_arttext&tlng=en

μαγνητική τομογραφία

- απεικόνιση της **χωρικής κατανομής** των πυρήνων του **υδρογόνου** (κυρίως στο **νερό**) σε ιστούς
- η αντίθεση εξαρτάται από το είδος του ιστού, το χημικό περιβάλλον, την μικροσκοπική κίνηση, θερμοκρασία, κλπ
- ραδιοκύματα (παρουσία ισχυρού μαγνητικού πεδίου)
- απεικόνιση σε κάθε επίπεδο και δυνατότητα φασματοσκοπίας
- δυνατότητα απεικόνισης κατανομής και άλλων πυρήνων (π.χ. ^{31}P , ^{13}C , ^{129}Xe , ...)



αρχές πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού

- πυρήνες με σπιν $\neq 0$

↪ $\sim 1/3$ σταθερών ισοτόπων

↪ π.χ. ^1H , ^{13}C , ^{17}O , ^{31}P , ^{129}Xe

$\sim 0.00006 \text{ T}$



- ισχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο



0.35-3 T (0.1-21 T)

- μικρής χρονικής διάρκειας παλμός
ραδιοκυμάτων

15-130 MHz
(4-900 MHz)



αρχές πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού

πυρήνες που έχουν μη μηδενικό σπιν



σε ισχυρό μαγνητικό πεδίο φέρονται σα 'μαγνητάκια'



όταν ο κατάλληλος ραδιοπαλμός εφαρμόζεται



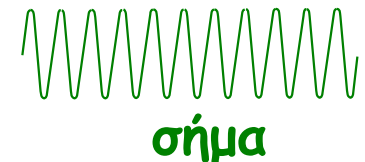
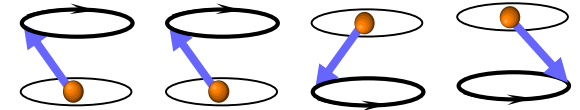
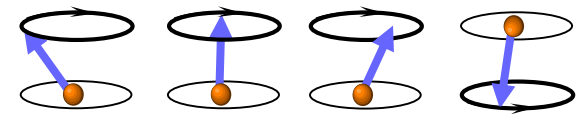
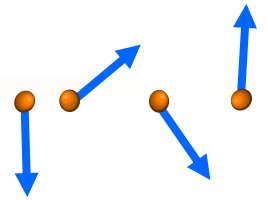
οι πυρήνες αρχίζουν να **περιστρέφονται**
με χαρακτηριστική συχνότητα



η συχνότητα περιστροφής ανιχνεύεται



οι πυρήνες επανέρχονται στην αρχική τους κατάσταση
(με συγκεκριμένες χρονικές σταθερές T_1 & T_2)
και η ακτινοβολήση επαναλαμβάνεται



συχνότητα συντονισμού $\omega = \gamma B_0$

συχνότητα περιστροφής, ω :

$$\omega = \gamma B_0$$

γ = σταθερά,
χαρακτηριστικό του πυρήνα

B_0 = ένταση εξωτερικού στατικού
μαγνητικού πεδίου

συχνότητα συντονισμού (MHz)			
πεδίο πυρήνας	0.5 T	1.0 T	2.0 T
^1H	21	64	80
^{13}C	5	16	21
^{31}P	9	26	35

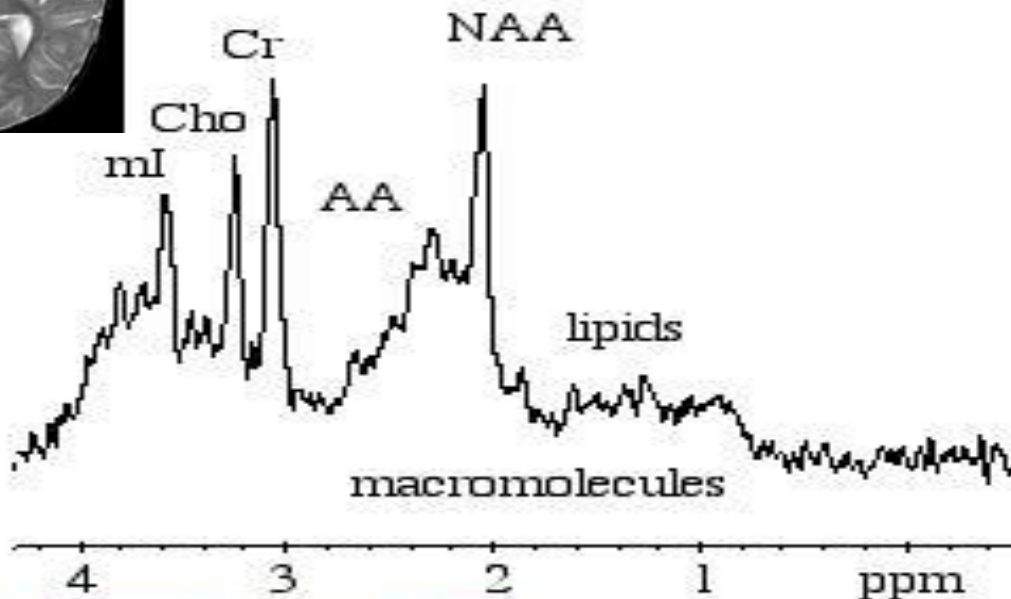
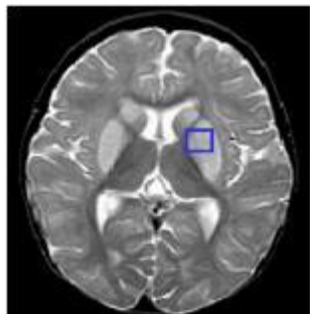
συχνότητα συντονισμού $\omega = \gamma B_0$

στο ίδιο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο:

- ο ίδιος πυρήνας σε **ίδιο χημικό περιβάλλον** έχει **ίδια συχνότητα** συντονισμού
- ο ίδιος πυρήνας σε διαφορετικό χημικό περιβάλλον έχει λίγο διαφορετική συχνότητα συντονισμού
- μέτρηση διαφορετικών συχνοτήτων στο σήμα, δίνει **πληροφορία** για την ύπαρξη του ίδιου πυρήνα σε **διαφορετικές χημικές ουσίες**

$\omega = \gamma B_0$ φασματοσκοπία

πυρήνες υδρογόνου σε διαφορετικά χημικά περιβάλλοντα βλέπουν λίγο
διαφορετικό εξωτερικό πεδίο
και δίνουν διαφορετική συχνότητα



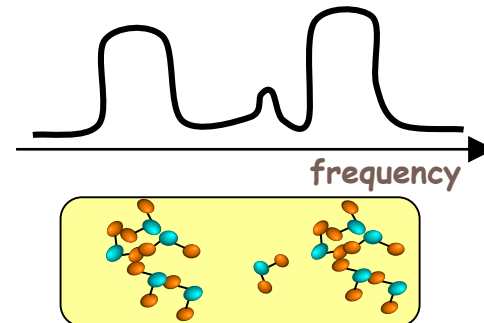
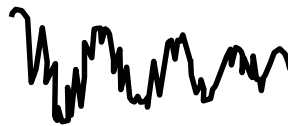
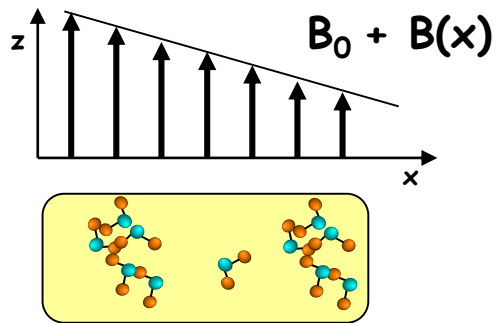
συχνότητα συντονισμού $\omega = \gamma B_0$

σε διαφορετικό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο:

- ίδιος πυρήνας σε ίδιο χημικό περιβάλλον
δίνει διαφορετική συχνότητα
- όταν η τιμή του μαγνητικού πεδίου αλλάζει με τη θέση, η διαφορετική συχνότητα στο σήμα δίνει πληροφορία για τη θέση του πυρήνα (ίδιου ισοτόπου, σε ίδιο χημικό περιβάλλον)

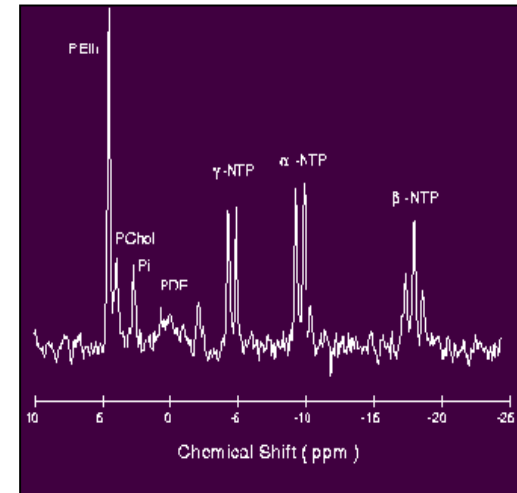
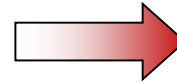
$\omega = \gamma B_0$ και μαγνητική τομογραφία

- πυρήνες υδρογόνου στο μόριο νερού
 - ↪ σε ίδιο πεδίο, έχουν ίδια συχνότητα
- σε πεδίο που μεταβάλλεται στο χώρο
 - ↪ διαφορετικές συχνότητες αντιστοιχούν σε υδρογόνο νερού που βρίσκεται σε άλλη θέση μέσα στο δείγμα

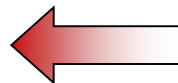


φασματοσκοπία και τομογραφία

διαχωρισμός και ποσοτικός
προσδιορισμός του είδους των πυρήνων
μέσα σε (άγνωστο) δείγμα
μελέτη χημικής δομής ύλης



<http://www.fccc.edu/research/reports/report95/>



απεικόνιση της κατανομής
ενός είδους πυρήνων στον χώρο

μελέτη της εσωτερικής
χωρικής δομής της ύλης

χαρακτηριστικά εικόνας

- χωρική ανάλυση
 - ↳ κλινική: 0.5 mm
 - ↳ μικροσκοπία: 10 μm
- χρόνος λήψης δεδομένων:
 - ↳ μερικά sec (έως και ώρες!)
- υψηλής αντίθεσης που εξαρτάται από πολλούς παράγοντες
- λειτουργική απεικόνιση
- φασματοσκοπική και μοριακή απεικόνιση

θέματα ασφάλειας



- ισχυρό στατικό μαγνητικό πεδίο
 - ⇒ μεταλλικά εμφυτεύματα, ελεύθερα μεταλλικά αντικείμενα
- μεταβολή του μαγνητικού πεδίου (κίνηση & βαθμιδώσεις)
 - ⇒ θόρυβος
 - ⇒ ρεύματα σε αγώγιμα υλικά
 - ⇒ περιφερική νευρική διέγερση
- παλμός ραδιοκυμάτων
 - ⇒ αύξηση θερμοκρασίας
 - ⇒ ηλεκτροπληξία
- διάφορα τμήματα της συσκευής
 - ⇒ απόπνιξη πεδίου
 - ⇒ κλειστοφοβία



διαγνωστική και μοριακή απεικόνιση με υπέρηχους



καρδιά εμβρύου
(27 βδομάδα κύησης)

www.med.upenn.edu

υπερηχοτομογραφία

ultrasound imaging
ultrasonography

US



πρόσωπο εμβρύου
(35η βδομάδα κύησης)

www.3dechotech.com

απεικόνιση με υπέρηχους

- απεικόνιση της κατανομής στον χώρο εσωτερικών επιφανειών που ανακλούν δέσμη υπερήχων
- 2η συχνή μέθοδος παγκοσμίως σε αριθμό κλινικών διαγνωστικών εξετάσεων
- μη-ιοντίζουσα ακτινοβολία (χωρίς γνωστές παρενέργειες)
- δυνατότητα στατικών και δυναμικών μελετών, καθώς και ποσοτικών μετρήσεων ροής

19η εβδομάδα κύησης
ανεγκεφαλία εμβρύου

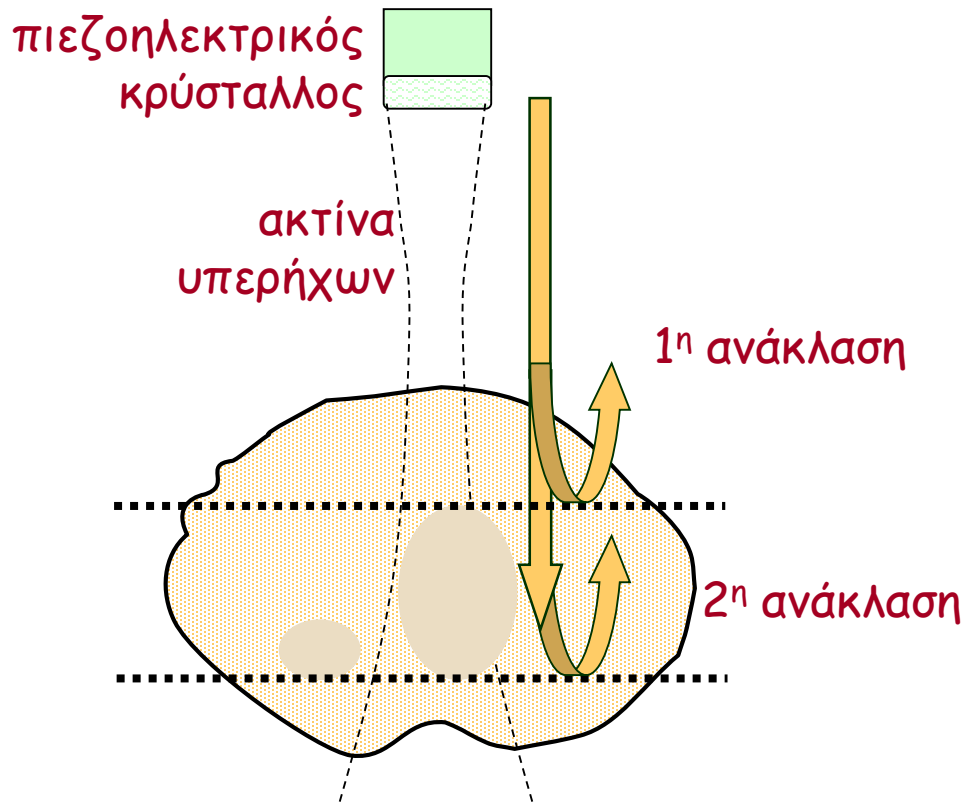


υπέρηχοι

ακουστικά κύματα με συχνότητα μεγαλύτερη από τη συχνότητα που διεγείρει την ανθρώπινη ακοή, δηλαδή με συχνότητα μεγαλύτερη από περίπου 20kHz

- υποθαλάσσιες μελέτες $\Rightarrow$ 20-300 kHz
- ιατρική απεικόνιση $\Rightarrow$ 1-20 MHz
- βιομηχανικές εφαρμογές $\Rightarrow$ 0.8-15 MHz
- μικροσκοπία (μm) $\Rightarrow$ 0.2-1 GHz

αρχές υπερηχοτομογραφίας



1. βραχύς παλμός υπερήχων εκπέμπεται από την κεφαλή
 - ↪ μήκος παλμού > 3 κύκλων
 - ↪ διάρκεια παλμού $\sim 1\mu s$
2. μέρος του κύματος ανακλάται από τις εσωτερικές επιφάνειες του υλικού
3. διαδοχικές ανακλάσεις καταγράφονται από την κεφαλή
4. επαναλαμβάνεται ο παλμός υπερηχητικών κυμάτων...

ανάκλαση υπερήχων σε επιφάνειες ιστών

διαχωριστική επιφάνεια	συντελεστής ανάκλασης
ηχοβολέας - αέρας	0.99997
μαλακός ιστός – αέρας	0.9995
μαλακός ιστός – ηχοβολέας	0.90
οστό – λίπος	0.69
οστό – εγκεφαλική ουσία	0.66
λίπος – μυς	0.10
λίπος – ήπαρ	0.09
λίπος – νεφρός	0.08
λίπος – αίμα	0.08
μυς – αίμα	0.03
μυς – νεφρό	0.03
μυς – ήπαρ	0.01

μεγάλη τιμή του
συντελεστή
ανάκλασης σημαίνει
ότι το μεγαλύτερο
μέρος της δέσμης
ανακλάται



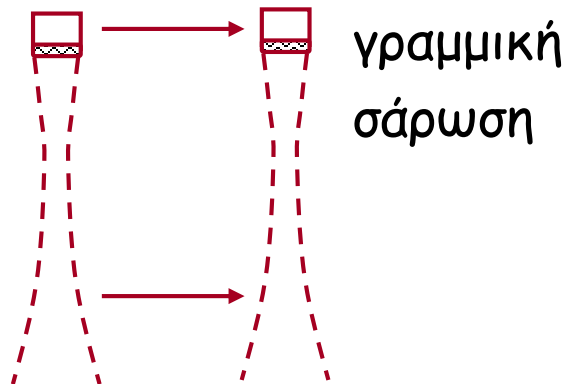
The pan-scanner in 1957

<http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>

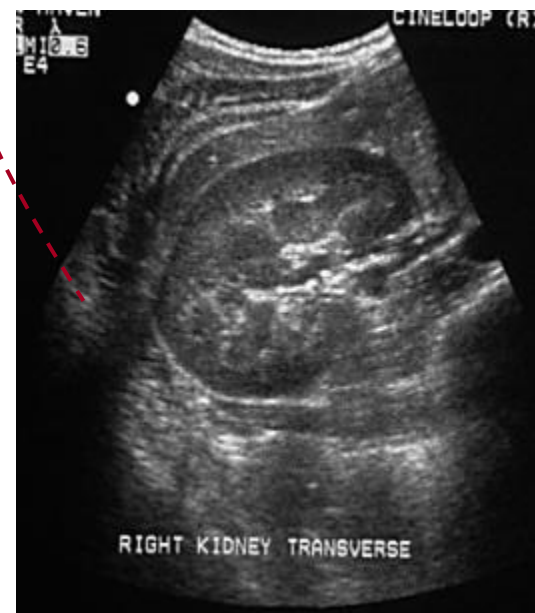
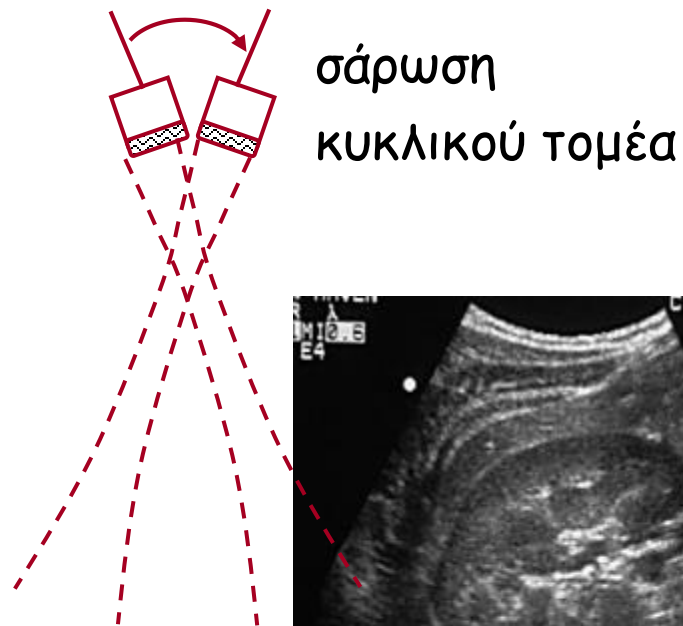


<http://www.topbritishinnovations.org/PastInnovations/UltrasoundScanner.aspx>

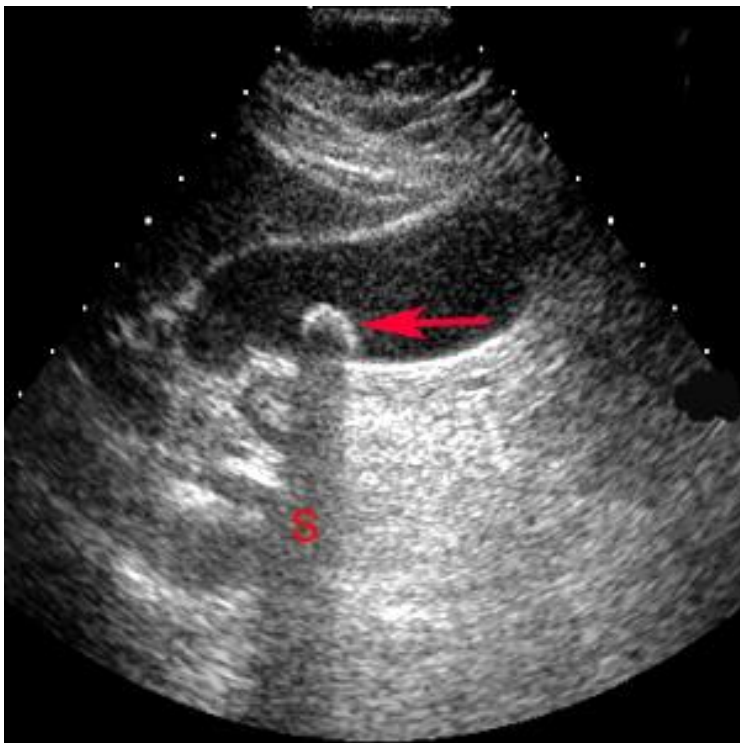
τύποι σάρωσης υπερηχογραφήματος



κύστη ωοθήκης



νεφρός

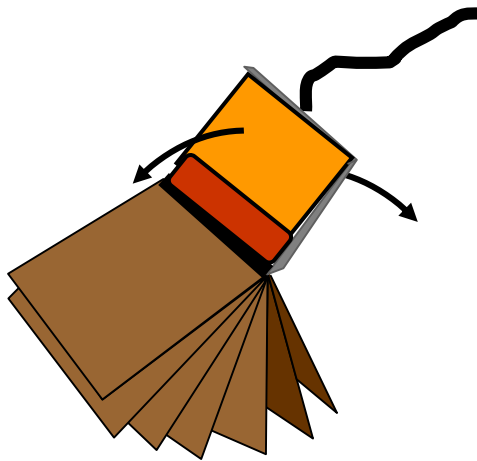
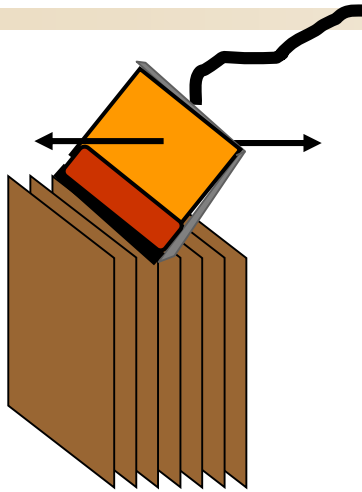


χοληδόχος κύστη με λίθο
και την αντίστοιχη
ακουστική σκιά



νεφρός με λίθο και την
αντίστοιχη ακουστική σκιά

3-διάστατη υπερηχοτομογραφία



www.ob-ultrasound.net

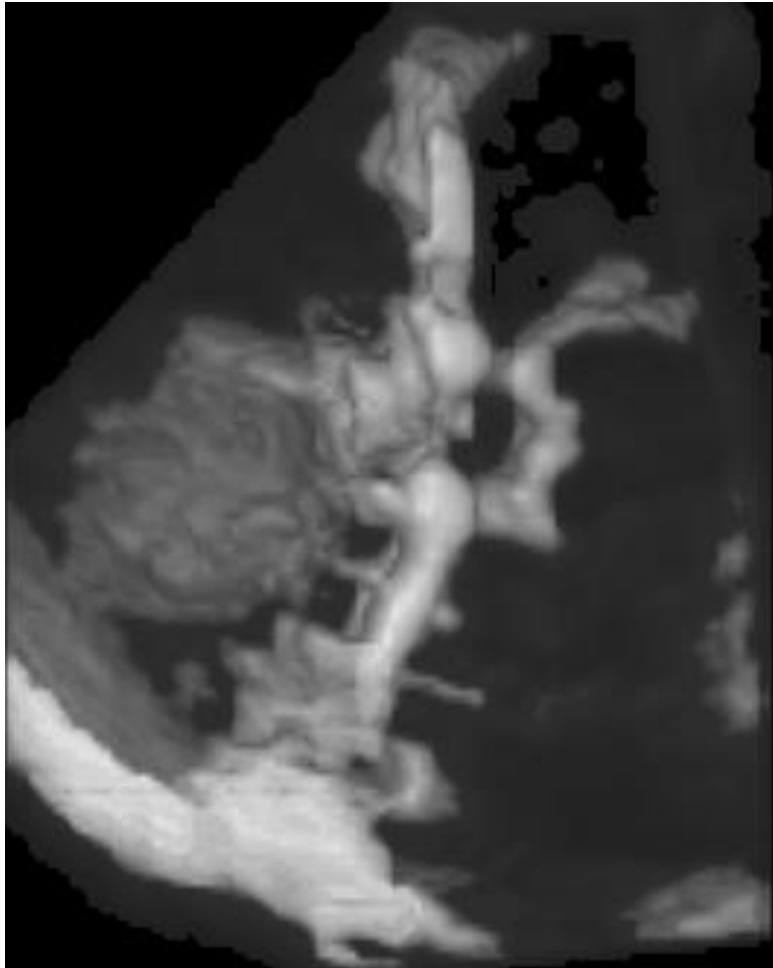


πρόσωπο εμβρύου
(35η βδομάδα κύησης)

www.3dechotech.com

φαινόμενο Doppler

www.3dechotech.com/3dangio.htm



heart of an embryo
(27 week of gestation)

www.med.upenn.edu

3Δ ανακατασκευή του
κυκλώματος του Willis
από διακρανικά
υπερηχογραφήματα
Doppler

θέματα ασφάλειας



επιδημιολογικά, δεν υπάρχουν γνωστές παρενέργειες

- αύξηση θερμοκρασίας
- μηχανική ρήξη από ταλάντωση
- δημιουργία μικροφυσαλίδων

είδη απεικόνισης

	διακριτική ικανότητα	μορφολογία	φυσιολογία	μεταβολισμός	μοριακές διεργασίες
τομογραφία Χ	0.5 mm (50-100 μm)				
υπέρηχοι	1 mm (15 μm)				
MRI	0.5 mm (10 μm)				
ραδιοϊσότοπα	5 mm (1mm)				

βιβλιογραφία



- B. Kevles, **Naked to the Bone: Medical Imaging in the Twentieth Century**, Adison-Wsley, Reading, 1997
- R.A. Serway, C.J. Moses, C.A. Moyer, **Σύγχρονη Φυσική**, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης, Ηράκλειο 2002
κεφάλαια 13 & 14
- S. Webb (ed), **The Physics of Medical Imaging**, IOP Publishing Ltd., Bristol England, 1988
- Ε. Οικονόμου, **Η Φυσική Σήμερα. Τόμος II. Οι Δέκα Κλίμακες της Ύλης**, Κεφ. 6. Φυσική και Σύγχρονη Τεχνολογία στην Ιατρική, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης, 2004
- Χ. Προυκάκης, **Ιατρική Φυσική. Τόμος Ι. Ιατρική Ακτινοφυσική**, Εκδόσεις Παρισιάνου, Αθήνα 2004
- ΙΙ. Κανδαράκης, **Φυσικές & Τεχνολογικές Αρχές Ακτινοδιαγνωστικής**, Εκδόσεις ΕΛΛΗΝ, Αθήνα 1994
- Johns H.E., Cunningham J.R., **The Physics of Radiology**, Charles C Thomas, Illinois, USA, 1983.
- W.A. Kalender, **Computed Tomography**, Publics MCD Verlag, Munich 2000
- S.c. Bushong, **Computed Tomography**, McDraw-Hill, NY 2000

επιπλέον βιβλιογραφία



- F.A. Mettler, M.J. Guiberteau, **Essentials of Nuclear Medicine Imaging**, W.B. Saunders Company, NY, 1998 (4th Ed.)
- Harris RK, **Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy**, Longman Scientific & Technical, NY, 1986.
- Καραντάνας ΑΧ, **Μαγνητική Τομογραφία: Φυσικές Αρχές - Ερμηνεία της Εικόνας**, Εκδόσεις ΒΗΤΑ, Αθήνα, 1997.
- Callaghan PT, **Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy**, Clarendon Press, 1991.
- N.J. Hangiandreou, **B-mode US: Basic Concepts and New Technology**, Radiographics, vol. 23, pp. 1019-1033, 2003
- W.R. Hedrick, D.L. Hykes, D.E. Starchman, **Ultrasound Physics & Instrumentation**, Mosby, St. Louis, 1995 (3rd ed.)
- J. Shapiro, **Radiation Protection**, 4th edition, Harvard University Press, Cambridge, 2002
- C.A. Jones, **Rendering Time**, Chapter 9 in: P.L. Galison, G. Holton, S.S. Schweber, **"Einstein for the 21st Century: His Legacy in Science, Art, and Modern Culture"**, Princeton University Press, New Jersey, 2008 (pp. 130-149)
- F. Hazan, **Monet**, Garzanti, Milan, (1979) 1987

Αναφορά στην Παρουσίαση

Ελένη Καλδούδη

Γυμνοί ως το Κόκαλο: Η διαγνωστική
απεικόνιση στη σύγχρονη ιατρική

Ακαδημία Περιφερειακής Ενότητας
Έβρου, Τμήμα «Η Ιατρική στη Σύγχρονη
Κοινωνία»

Αλεξανδρούπολη, 7 Φεβρουαρίου 2018

Στοιχεία Επικοινωνίας

Ελένη Καλδούδη

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

Τμήμα Ιατρικής

Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης

Δραγάνα, Αλεξανδρούπολη 68100

Tel: 2551030329

Email: kaldoudi@med.duth.gr

Ελένη Καλδούδη

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

Φυσική Ιατρικής Απεικόνισης - Τηλεϊατρική

Τμήμα Ιατρικής

Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης

Αλεξανδρούπολη



<http://iris.med.duth.gr/kaldoudi>

Έρευνα: ηλεκτρονική υγεία (eHealth)

Διδασκαλία: φυσική στις βιοϊατρικές επιστήμες, ιατρική πληροφορική

Πτυχίο Φυσικής, 1987, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης

MSc in Medical Physics, 1989, Surrey University, UK

PhD, 1994, Dept. of Medical Physics & Bioengineering, Univ. of London, UK

Συνεργαζόμενη Ερευνήτρια, 1995-1999, Ινστιτούτο Πληροφορικής, ΙΤΕ

Γενική Γραμματέας, European Alliance of Medical & Biological Engineering & Science

Συντονίστρια Women in Medical & Biological Engineering, International Feder. of MBE

Μέλος: Σύλλογος Ερασιτεχνικής Αστρονομίας Θράκης (ΣΕΑΘ)

Σύλλογος Τεχνολογίας Θράκης (ΣΤΕΘ)