



Πανεπιστήμιο Κρήτης - Τμήμα Ιατρικής

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής

Τ.Θ. 2208, 71003 Ηράκλειο Κρήτης

Διευθυντής: Καθηγητής Ι. Δαμηλάκης



ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ

ΔΙΔΑΣΚΟΝΤΕΣ

Ι. Δαμηλάκης, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

Θ. Μαρής, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

Κ. Περισυνάκης, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

Μ. Μαζωνάκης, Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

2024 - 2025

1.

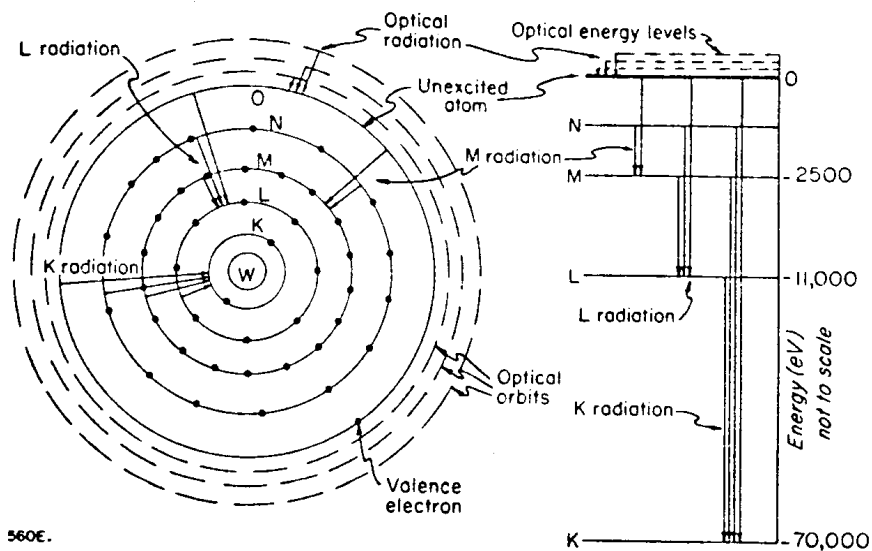
ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΥΛΗΣ

ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΕΣ – ΒΑΣΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ

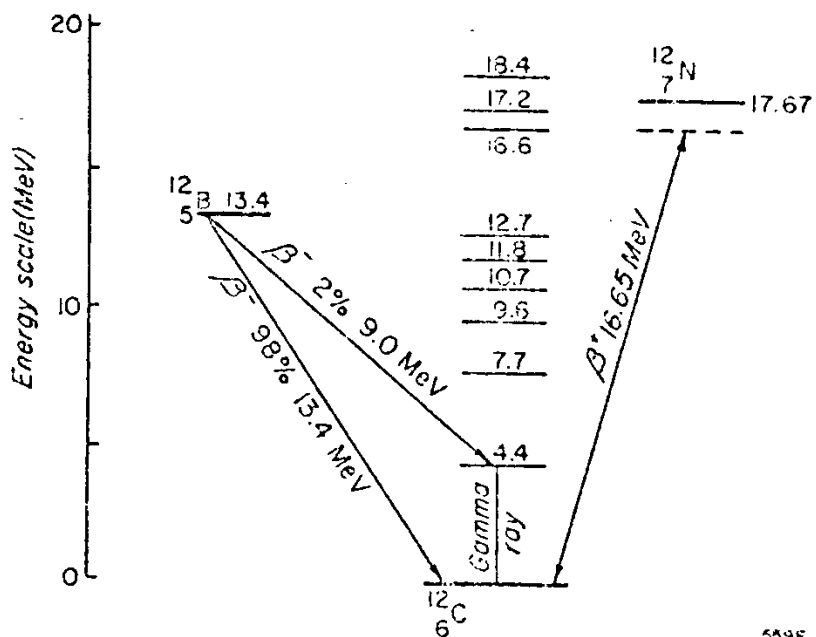
Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας - Ύλης

A. (Υλη)

Ατομική δομή



Πυρηνική δομή



Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας - Ύλης

B. (Ακτινοβολία)

Κλασσική φύση της ακτινοβολίας

Σωματίδια

Εντοπισμένα
Αδιαίρετα
(μάζα, ορμή,
Ηλεκτρικό φορτίο)

Κύματα

Εκτεταμένα
Διαίρετά
(Συχνότητα,
Μήκος κύματος)

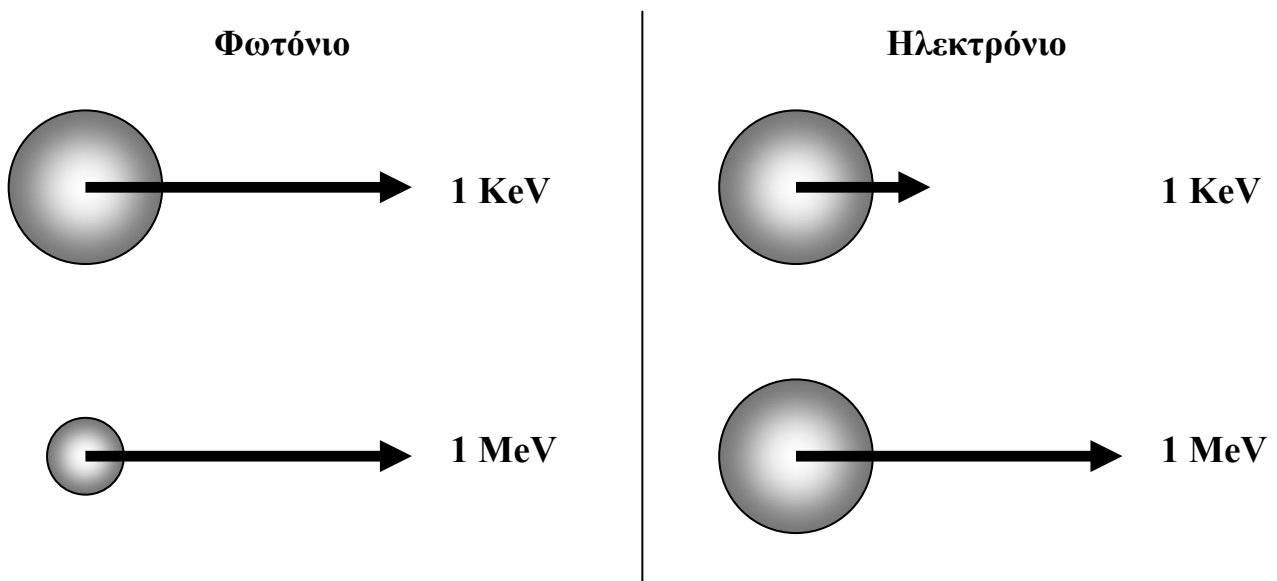
Κβαντική φύση της ακτινοβολίας

Σωματίδια

Κύματα

Φωτόνιο : κβάντο της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας
(το “σωματίδιο” του φωτός)

Φωτόνιο : κβάντο ενέργειας : $E = h \nu$



Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας - Ύλης

Ιοντίζουσα ακτινοβολία : Προκαλεί ιοντισμούς στην αλληλεπίδρασή της με την ύλη

Σωματίδιο φορέας της ακτινοβολίας έχει ενέργεια > από 4 eV

Μη Ιοντίζουσα ακτινοβολία : Δεν προκαλεί ιοντισμούς

Μη Ιοντίζουσα Ακτινοβολία		
Επίπεδο αλληλεπίδρασης (μοριακό -10^{-5} m, ατομικό -10^{-10} m, πυρηνικό -10^{-15} m)		
Κύματα		
Ήχοι Υπέρηχοι	Φως	Ηλεκτρικό Πεδίο
Μηχανικές ταλαντώσεις μορίων/ατόμων	Αποδιέγερση ηλεκτρονίων πλέγματος	Στατικά ηλεκτρικά φορτία
Στηθοσκόπηση U/S A-Scan U/S B-Scan U/S M-mode U/S Doppler Διαθερμία	Οπτικά όργανα LASER Ενδοσκόπια	EEG ECG EMG Προκλητά δυναμικά

Μαγνητικό Πεδίο	Θερμότητα	Ραδιοφωνικά κύματα, Μικροκύματα
Κινούμενα ηλεκτρικά φορτία	Ηλεκτρομαγνητικές ταλαντώσεις μορίων/ατόμων	Ηλεκτρομαγνητικές ταλαντώσεις μορίων/ατόμων
NMR φασματοσκοπία NMR τομογραφία MEG MCG SQUID	Θερμογραφία	NMR φασματοσκοπία NMR τομογραφία Διαθερμία Υπερθερμία

Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας - Ύλης

Ιοντίζουσα Ακτινοβολία (σωματίδια) Επίπεδο αλληλεπίδρασης (μοριακό -10^{-5} m, ατομικό -10^{-10} m, πυρηνικό -10^{-15} m) Σωματίδια – Κύματα	
Ελαφρά φορτισμένα σωματίδια (e^- , e^+ , β^- , β^+)	Βαριά φορτισμένα σωματίδια ($^4\alpha_2$, $^4\text{He}_2$, 1p_1 , $^2\text{H}_1$, π)
Ακτινοβολία ηλεκτρονίων η ποζιτρονίων. Αν προέρχονται άμεσα από τους πυρήνες αναφέρονται και σαν ακτινοβολία $-\beta$ (negatron- β^- , positron- β^+). Αν προέρχονται δευτερογενώς από συγκρούσεις άλλων φορτισμένων σωματιδίων αναφέρονται και σαν ακτίνες- δ .	Ακτινοβολία που προέρχεται (α) κυρίως από επιταχυντές υψηλών ενεργειών (cyclotron, microtron, LINACS) η (β) από ραδιενεργές διασπάσεις πυρήνων
e^- (ηλεκτρόνιο) e^+ (ποζιτρόνιο) β^- (ηλεκτρόνιο-πυρήνα) η (negatron) β^+ (ποζιτρόνιο-πυρήνα)	$^4\text{He}_2$ (πυρήνας ηλίου) $^4\alpha_2$ (σωματίδιο – α η πυρήνας ηλίου από ραδιενεργό διάσπαση βαρύτερου πυρήνα) 1p_1 (πρωτόνιο η πυρήνας υδρογόνου) $^2\text{H}_1$ (πυρήνας Δευτερίου) π (πιόνια, η π-μεσόνια)
Παραγωγή ακτίνων-X (διαγνωστικές –X) Ακτινοθεραπεία, Ιωδιοθεραπεία, Τομογραφία ποζιτρονίων (PET)	Ακτινοθεραπεία

Μη φορτισμένα σωματίδια Νετρόνια (1n_0)
Ακτινοβολία που προέρχεται από διάφορες ραδιενεργές διασπάσεις πυρήνων η πυρηνικές σχάσεις
Θερμικά νετρόνια (~ 1 eV) Επιθερμικά νετρόνια (1-1000 eV) Ενδιάμεσης ταχύτητας (1 KeV- 1 MeV) Ταχέα νετρόνια (> 1 MeV)
Ακτινοθεραπεία

Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Ύλης

Ιοντίζουσα Ακτινοβολία (φωτόνια) Επίπεδο αλληλεπίδρασης (μοριακό -10^{-5} m, ατομικό -10^{-10} m, πυρηνικό -10^{-15} m) Σωματίδια – Κύματα	
Ακτίνες – γ	Ακτίνες – X
Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που εκπέμπεται (α) από τους πυρήνες (άμεσα η έμμεσα) η (β) κατά την εξαύλωση ύλης-αντιύλης	Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που εκπέμπεται από φορτισμένα σωματίδια (συνήθως ηλεκτρόνια) (α) στις μεταβάσεις ατομικών σταθμών (Χαρακτηριστική ακτινοβολία–X) η (β) κατά την επι-βράδυνσή τους σε ηλεκτρικά πεδία (X-ακτινοβολία πέδησης)
2.6 KeV (γ από τον πυρήνα $^{37}\text{Ar}_{18}$) 7.1 MeV (γ από τον πυρήνα $^{14}\text{N}_7$)	0.1 – 20 KV (Μαλακές – X, Ακτίνες Grenz) 20 – 120 KV (Διαγνωστικές – X) 120 – 300 KV (Θεραπευτικές – X) 300 KV – 1 MV (Ενδιάμεσης ενέργειας– X) > 1 MV (Σκληρές – X)
Γ- Camera RIA Ακτινοθεραπεία –Τηλεθεραπεία (^{60}Co) Ακτινοθεραπεία –Βραχυθεραπεία (^{137}Cs)	Ακτινογράφιση Ακτινοσκόπηση Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ-CT) Ακτινοθεραπεία – Πλησιοθεραπεία Ακτινοθεραπεία – Τηλεθεραπεία (LINAC, Betatron, Cyclotron, Microtron)

Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας - Ύλης
Φάσμα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (φωτόνια)
(Ιοντίζουσα και μη Ιοντίζουσα)

Είδος Ακτινοβολίας	Συχνότητα (Hz)	Μήκος Κύματος	Ενέργεια	Προέλευση Ιδιότητες	Ιατρικές Χρήσεις
Εγκεφαλικά Κύματα	2 50	1.5×10^5 km 6×10^3 km	~ feV	Εγκεφαλική δραστηριότητα (ηλεκτροχημικές διεργασίες) Κύματα -θ, -δ, -α, -β	EEG, MEG SQUID
Ραδιοφωνικά Κύματα	10×10^5 3×10^{10}	3 km 0.01 m	413 peV 1.24 μεV	Ηλεκτρικές ταλαντώσεις. Διαπερνούν μη αγώγιμα υλικά. Ανάκλαση η/και απορρόφηση από αγώγιμα υλικά	NMR, MRI Υπερθερμία
Υπέρυθρη Ακτινοβολία	3×10^{12} 3×10^{14}	100 μm 1 μm	12.4 μεV 1.24 eV	Μοριακές ταλαντώσεις. Αποδιεγέρσεις ηλεκτρονίων πλέγματος.	Διαθερμία Θερμογραφία
Ορατό Φως	4.3×10^{14} 7.5×10^{14}	700 nm 400 nm	1.77 eV 3.1 eV	Αποδιεγέρσεις ηλεκτρονίων πλέγματος. Διαπερνούν διαφανή υλικά (γυαλί)	Διαφανοσκόπια Οπτικά όργανα LASER
Υπεριώδης Ακτινοβολία	7.5×10^{14} 3×10^{16}	400 nm 10 nm	3.1 eV 4 eV 124 eV	Αποδιεγέρσεις ηλεκτρονίων πλέγματος και εξωτερικών ηλεκτρονίων. Μαύρισμα στο δέρμα	Θεραπεία UV
Ακτίνες – X (μαλακές)	3×10^{16} 3×10^{19}	10 nm 10 pm	124 eV 124 KeV	Αποδιεγέρσεις εσωτερικών & εξωτερικών ηλεκτρονίων. Διαπερνούν λεπτά στρώματα υλικών	Ακτινογράφιση Ακτινοσκόπηση Υπ/κή T/φία
Ακτινοβολίες γ και X	3×10^{19} 3×10^{20}	10 pm 1 pm	124 KeV 1.24 MeV	Αποδιεγέρσεις νουκλεονίων στις πυρηνικές στάθμες. Διαπερνούν παχιά στρώματα υλικών	Ακτινοθεραπεία (Πλησιο-Βραχυ ^{60}Co), RIA
Ακτίνες – X (σκληρές)	3×10^{21} 3×10^{23}	100 fm 1 fm	124 MeV 1.24 GeV	LINAC, Betatron, Microtron Sychrotron. Διαπερνούν όλα σχεδόν τα υλικά	Τηλεθεραπεία LINAC, Betatron

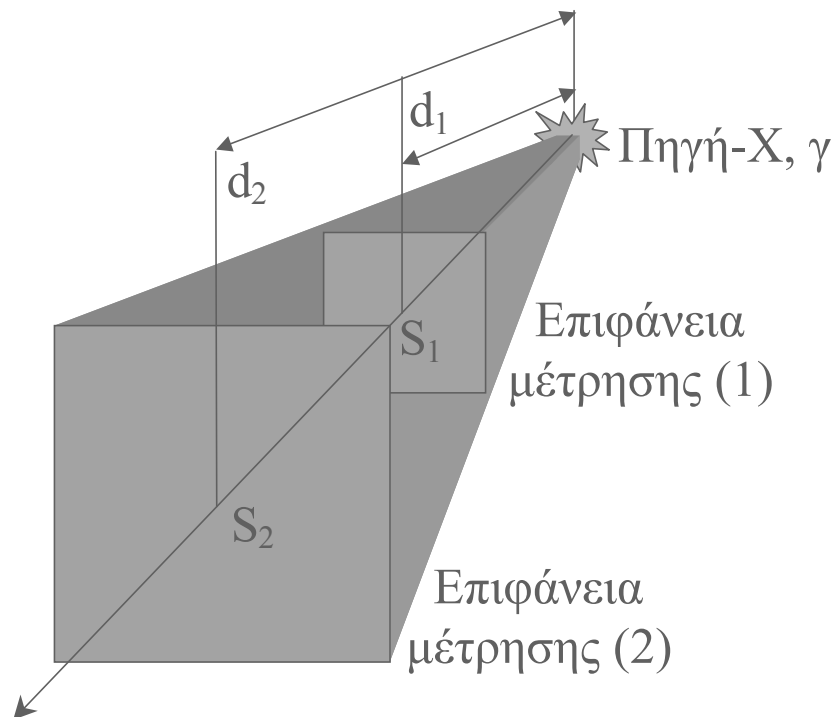
Άμεση ιοντίζουσα ακτινοβολία

Ηλεκτρικά φορτισμένα σωματίδια (ηλεκτρόνια, πρωτόνια, σωματίδια α) που αποδίδουν την ενέργειά τους άμεσα στην ύλη διαμέσου ηλεκτρικών σκεδάσεων κατά μήκος της τροχιάς τους

Έμμεση ιοντίζουσα ακτινοβολία

Ηλεκτρικά ουδέτερα σωματίδια (Φωτόνια X η γ η νετρόνια) που αποδίδουν την ενέργειά τους έμμεσα στην ύλη διαμέσου δευτερογενών φορτισμένων σωματιδίων κατά μήκος της τροχιάς τους

**Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Ύλης
Ένταση δέσμης ακτίνων X η γ (Ποσότητα δέσμης)**



Ένταση δέσμης X η γ

Ένταση (I) μιας δέσμης X η γ σε ένα σημείο (d) ορίζεται σαν η ολική ενέργεια (E) που περνά από μια νοητή επιφάνεια εμβαδού (S) κάθετη στη δέσμη στο εν λόγω σημείο σε χρόνο (t)

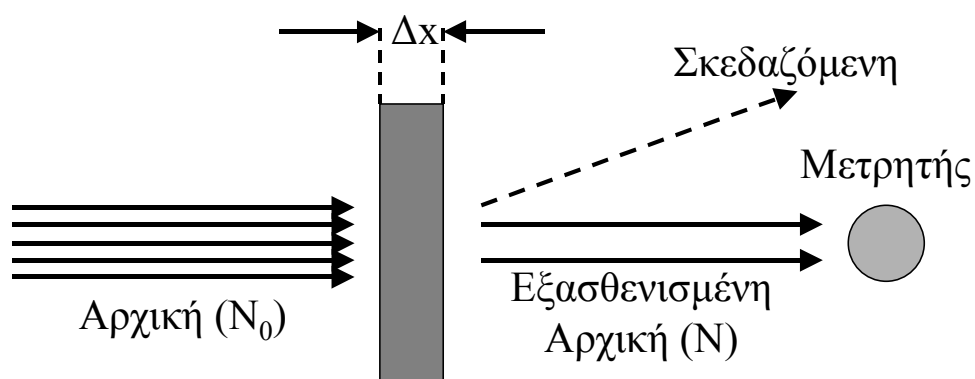
$$I_1 = \frac{E}{t S_1}, \quad I_2 = \frac{E}{t S_2} \quad I_1 > I_2$$

Νόμος αντιστρόφων τετραγώνων

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

Για μονοενεργειακή δέσμη ακτινοβολίας (N) φωτονίων συχνότητας ν , η ολική ενέργεια (E) θα είναι ($E = N h \nu$). Η ένταση (I) θα δίνεται ($I = N h \nu / t S$)

**Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Ύλης
Εξασθένηση δέσμης ακτίνων X η γ**



$$\text{Εξασθένηση} = \text{Απορρόφηση} + \text{Σκέδαση}$$

Η αρχική δέσμη N_0 εξασθενεί σε σταθερό ποσοστό με την αύξηση του Δx

$$\Delta N_0 = (N_0 - N) = \mu N_0 \Delta x$$

✘

$$\mu = \frac{\Delta N_0 / N_0}{\Delta x}$$

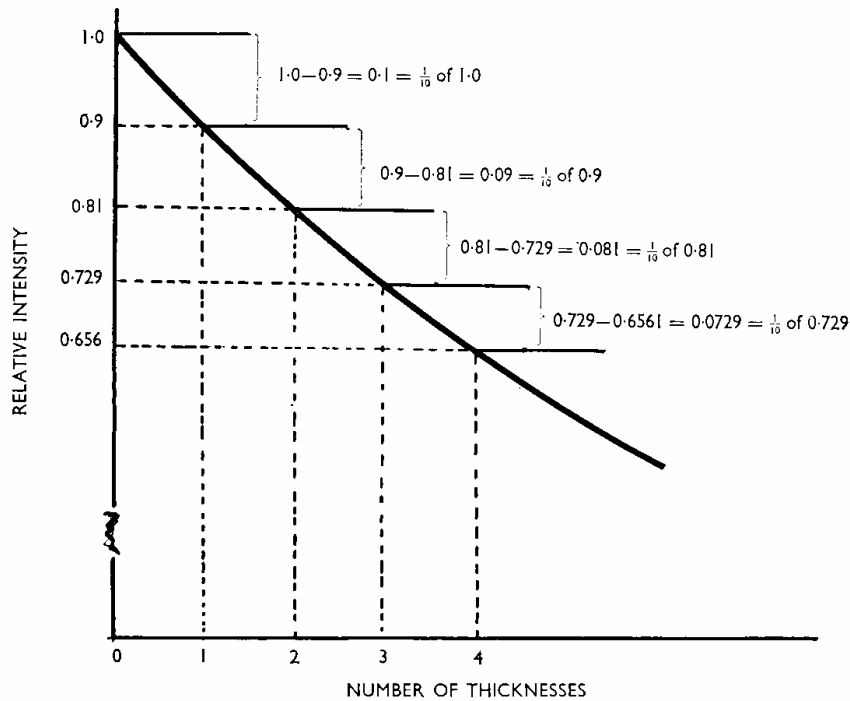
μ : Γραμμικός συντελεστής εξασθένησης

Εκφράζει το κλάσμα (ποσοστό) των φωτονίων που αλληλεπιδρούν ανά μονάδα πάχους του υλικού εξασθένησης. Είναι ουσιαστικά η πιθανότητα αλληλεπίδρασης ενός φωτονίου της δέσμης ανά μονάδα πάχους του υλικού εξασθένησης. Μονάδα μέτρησης (m^{-1} , cm^{-1})

$$N_{(x)} = N_0 e^{-\mu x} \Leftrightarrow \frac{N_{(x)}}{N_0} = e^{-\mu x}$$

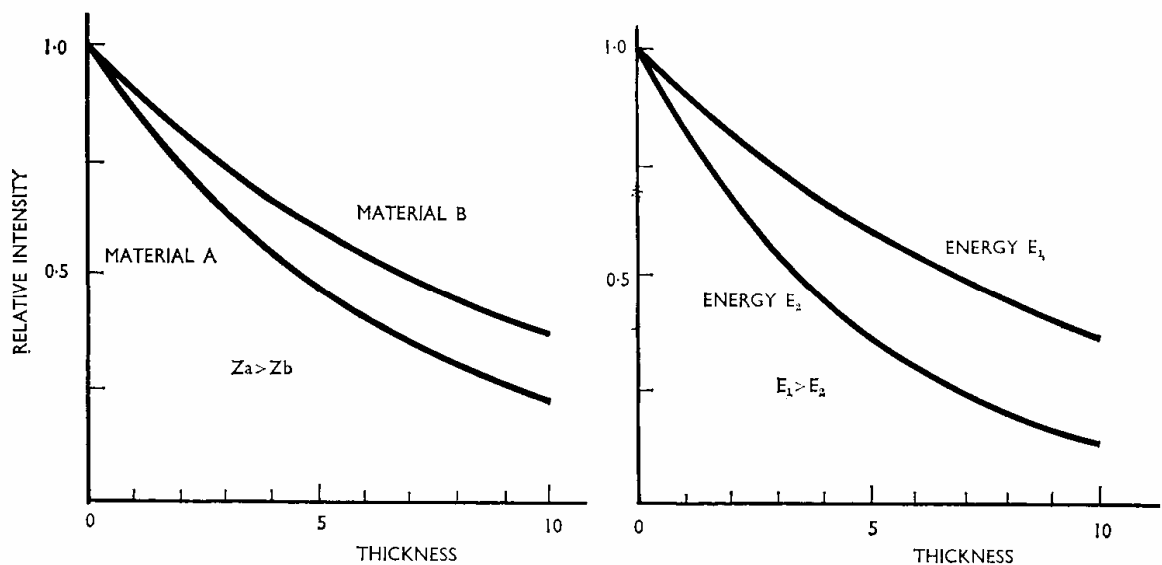
Ο λόγος $N_{(x)} / N_0$ είναι ανάλογος της σχετικής έντασης της δέσμης των φωτονίων και εκφράζει το ποσοστό εξασθένησης της δέσμης

Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Υλης Εξασθένηση δέσμης ακτίνων X η γ (εκθετικός νόμος)



Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης (μ) εξαρτάται από την ενέργεια (E) των φωτονίων της δέσμης και τον ατομικό αριθμό (Z) του υλικού εξασθένησης. Ισχύουν τα παρακάτω :

1. Όσο μεγαλύτερο είναι το πάχος (Δx) του υλικού τόσο μεγαλύτερη η εξασθένηση της δέσμης ($N_{(x)}/N_0$)
2. Όσο μεγαλύτερος είναι ο ατομικός αριθμός (Z) η/και η φυσική πυκνότητα (ρ) του υλικού τόσο μεγαλύτερη είναι η εξασθένηση της δέσμης ($N_{(x)}/N_0$) για ένα συγκεκριμένο πάχος (Δx)
3. Όσο μεγαλύτερη είναι η ενέργεια (E) των φωτονίων της δέσμης τόσο μικρότερη είναι η εξασθένηση της δέσμης ($N_{(x)}/N_0$) για ένα συγκεκριμένο πάχος (Δx) ενός υλικού



Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Ύλης Εξασθένηση δέσμης ακτίνων X η γ (Πάχος ημιεξασθένησης)

Η διεισδυτικότητα μιας δέσμης φωτονίων (ποιότητα) μπορεί να εκτιμηθεί με τη χρήση ενός υλικού εξασθένησης. Το πάχος ημιεξασθένησης (ΠΗΕ, HVL) για μια δέσμη ακτινοβολίας γενικά είναι το συγκεκριμένο πάχος ενός υλικού που απαιτείται για τη μείωση της σχετικής έντασης μιας λεπτής δέσμης της ακτινοβολίας αυτής στο μισό.

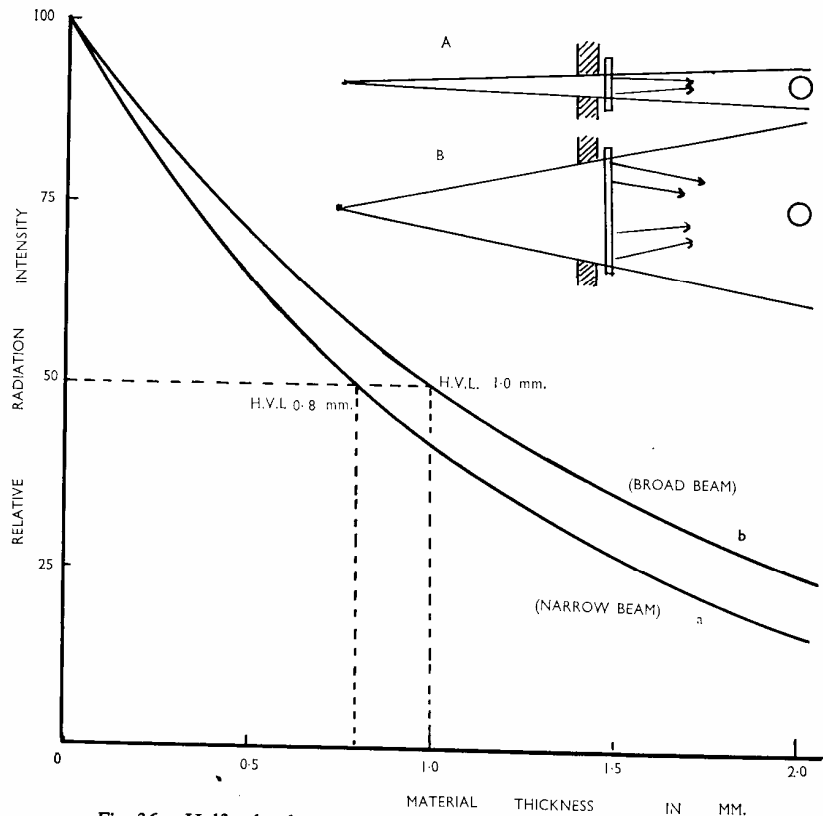


Fig. 36.—Half-value layer measurement with narrow and broad beams.

Σχέση ΠΗΕ και γραμμικού συντελεστή εξασθένησης

$$N_{(x)} = N_0 e^{-\mu x} \Leftrightarrow \frac{N_{(x)}}{N_0} = e^{-\mu x}$$

$$\frac{1}{2} = e^{-\mu x_{1/2}} \Leftrightarrow 2 = e^{\mu x_{1/2}} \Leftrightarrow \ln 2 = \mu x_{1/2} \Leftrightarrow \mu = \frac{0.693}{x_{1/2}}$$

Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Ύλης
Άλλοι συντελεστές εξασθένησης (μαζικός, ηλεκτρονικός, ατομικός)

Συντελεστής Έξασθένισης	Σχέσεις μεταξύ των Συντελεστών	Μονάδες των Συντελεστών	Μονάδες Μετρήσεως του Πάχους του Άπορ- ροφητικού υλικού
Γραμμικός (μ)	-	cm ⁻¹	cm
Μαζικός	μ/d*	cm ² /g	gr/cm ²
Ήλεκτρονικός (μ _e)	μ/dx × I/No	cm ² /ήλεκτρόνιο	ήλεκτρόνια/cm ²
Ατομικός (μα)	μ/dx × Z/No	cm ² /άτομο	άτομα/cm ²

d = Πυκνότητα, No = Άριθμός Ήλεκτρονίων ανά g, Z = Άτομικός Άριθμός.

Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης εξαρτάται από την πυκνότητα (d) του υλικού. Αντίθετα ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης είναι ανεξάρτητος από την πυκνότητα του υλικού. Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης εκφράζει την *πιθανότητα* αλληλεπίδρασης ενός φωτονίου της δέσμης ανά μονάδα ενεργού διατομής (cm²) που παρέχεται από 1 g μάζας του υλικού εξασθένησης

Ενεργός Ατομικός Αριθμός

Στα υλικά που αποτελούνται από άτομα διαφόρων στοιχείων αντί του ατομικού αριθμού (Z) χρησιμοποιείται ο ενεργός ατομικός αριθμός Z_{eff} που ορίζεται :

$$Z_{eff} = \sqrt{a_1 Z_1^{2.94} + a_2 Z_2^{2.94} + \dots + a_n Z_n^{2.94}}$$

Ύλικό	Πυκνότητα (g/cm ³)	Ένεργός Άτομικός Άριθμός
Ύδρογόνο	0.000090	1.0
Άνθρακας	2.25	6.0
Όξυγόνο	0.00143	8.0
Μόλυβδος	11.3	82.0
Άέρας	0.00129	7.64
Ύδωρ	1.00	7.42
Μύς	1.00	7.42
Λίπος	0.91	5.92
Όστά	1.75	12.80

**Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Ύλης
Ιοντίζουσα και μη Ιοντίζουσα Ακτινοβολία**

Είδος Αλληλεπίδρασης		Αποτέλεσμα Αλληλεπίδρασης	
1	Αλληλεπίδραση με ατομικά ηλεκτρόνια	(α)	Πλήρης απορρόφηση
2	Αλληλεπίδραση με νουκλεόνια	(β)	Ελαστική σκέδαση
3	Αλληλεπίδραση με το ηλεκτρικό πεδίο των νουκλεονίων	(γ)	Ανελαστική σκέδαση
4	Αλληλεπίδραση με το ηλεκτρικό πεδίο των ηλεκτρονίων		
5	Αλληλεπίδραση με το πεδίο των μεσονίων γύρω από τα νουκλεόνια		

Χωρίς απώλεια ενέργειας

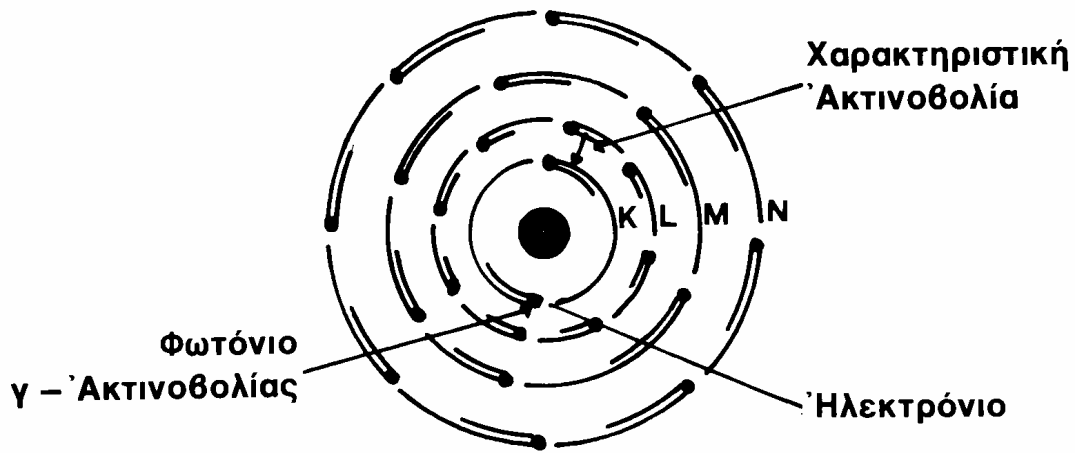
Σκέδαση φωτονίων Rayleigh (1β)
 Πυρηνική σκέδαση φωτονίων Thomson (2β)
 Σκέδαση φωτονίων Delbruck (3β, 4β)
 Ελαστική σκέδαση ηλεκτρονίων-πυρήνα (3β)
 Ελαστική σκέδαση νετρονίων-πυρήνα (5β)

Με απώλεια ενέργειας

Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο (1α) (φωτόνιο-εσωτερικό ηλεκτρόνιο)
 Φαινόμενο Compton (1γ) (φωτόνιο-εξωτερικό ηλεκτρόνιο)
 Δίδυμη γένεση (3α) (φωτόνιο-ηλεκτρικό πεδίο νουκλεονίου)
 Τρίδυμη γένεση (4α) (φωτόνιο-ηλεκτρικό πεδίο ηλεκτρονίου)
 Φωτονιοδιάσπαση (2α) (φωτόνιο-νουκλεόνιο)
 Ανελαστική σκέδαση ηλεκτρονίου-ηλεκτρονίου (4γ)
 Ανελαστική σκέδαση νετρονίου-νουκλεονίου (5γ)

Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Ύλης

1. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο (φωτόνιο-εσωτερικό ατομικό ηλεκτρόνιο)



1. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο :

Εξασθένιση με απορρόφηση ενέργειας (πλήρης απορρόφηση του φωτονίου)

Ανελαστική κρούση φωτονίου-δεσμευμένου ηλεκτρονίου

Εκπομπή δευτερογενών φωτοηλεκτρονίων, Εκπομπή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας

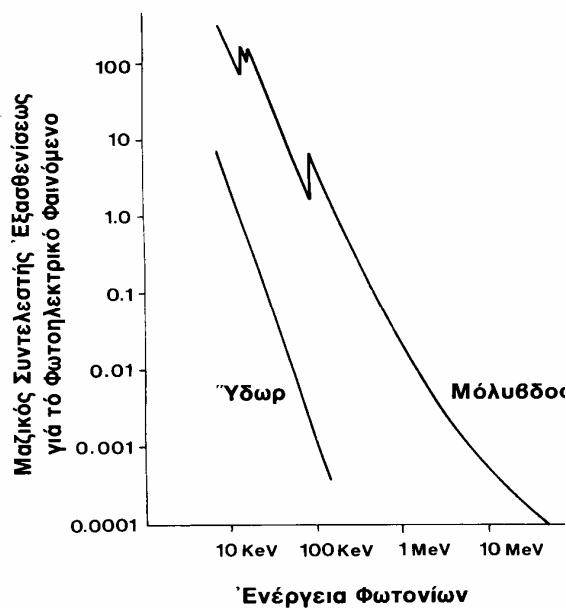
$h\nu = b + 1/2mv^2$, $h\nu \geq b$, (b : Ενέργεια σύνδεσης ηλεκτρονίου)

$h\nu \uparrow \sim \theta \downarrow$ (περισσότερη πρόσθια σκέδαση)

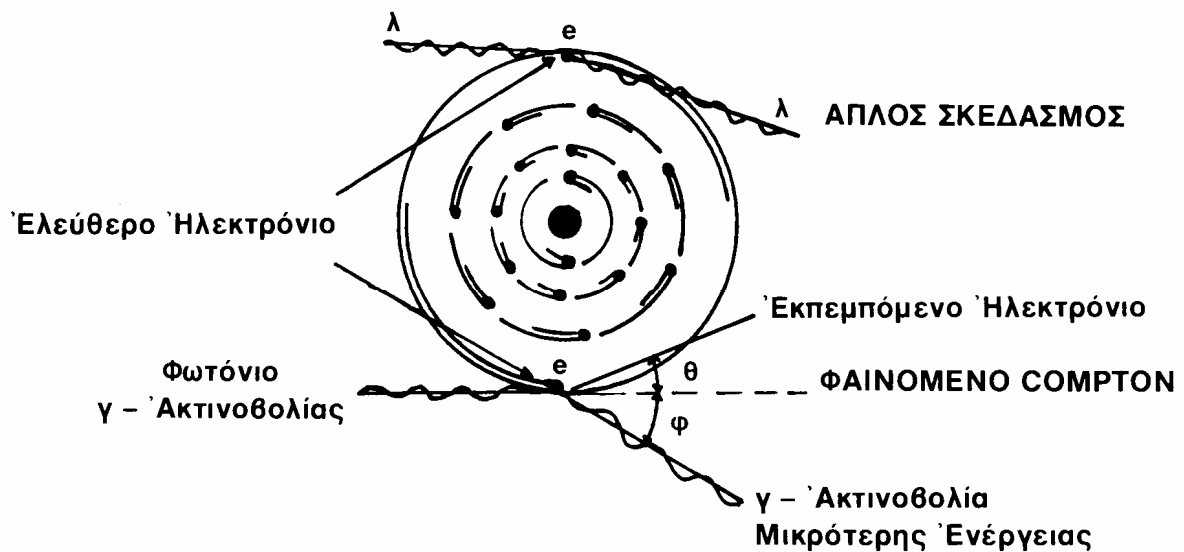
$\tau/\rho \propto Z^4$, $\tau/\rho \propto 1/h\nu^3$

Η πιθανότητα αλληλεπίδρασης είναι ανάλογη της τέταρτης δύναμης του ατομικού αριθμού του υλικού και αντιστρόφως ανάλογη της τρίτης δύναμης της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι φαινόμενο χαμηλών ενεργειών και αποτελεί τον κύριο τρόπο αλληλεπίδρασης φωτονίων και μαλακών ιστών σε κλίμακα ενεργειών φωτονίων από 10 KeV μέχρι 100 KeV.



2. Φαινόμενο Compton (φωτόνιο-εξωτερικό ατομικό ηλεκτρόνιο)



2. Απλός σκεδασμός (Σκέδαση Thomson, Rayleigh, coherent scattering) :

Εξασθένηση χωρίς απορρόφηση ενέργειας μόνο σκέδαση

Σκέδαση φωτονίου-δεσμευμένου ηλεκτρονίου

$$\sigma_{\text{coh}}/\rho \propto Z^2, \quad \sigma_{\text{coh}}/\rho \propto 1/h\nu$$

Μικρής σημασίας στην Ιατρική

3. Σκεδασμός Compton :

Εξασθένηση με απορρόφηση ενέργειας και σκέδαση

Ελαστική κρούση φωτονίου-ελεύθερου ηλεκτρονίου

Εκπομπή δευτερογενών ηλεκτρονίων

$$h\nu' < h\nu, \quad \lambda' > \lambda, \quad \Delta\lambda = (\lambda' - \lambda) = 0.024 (1 - \cos\phi) \text{ (Å)}^\circ$$

$$\phi (0 - 180^\circ), \quad \theta (0 - 90^\circ)$$

$h\nu \uparrow \sim \phi \downarrow \sim \theta \downarrow$ (περισσότερη πρόσθια σκέδαση)

$\sigma/\rho \propto (Z/A)$, άρα πρακτικά ο ίδιος για όλες τις ουσίες

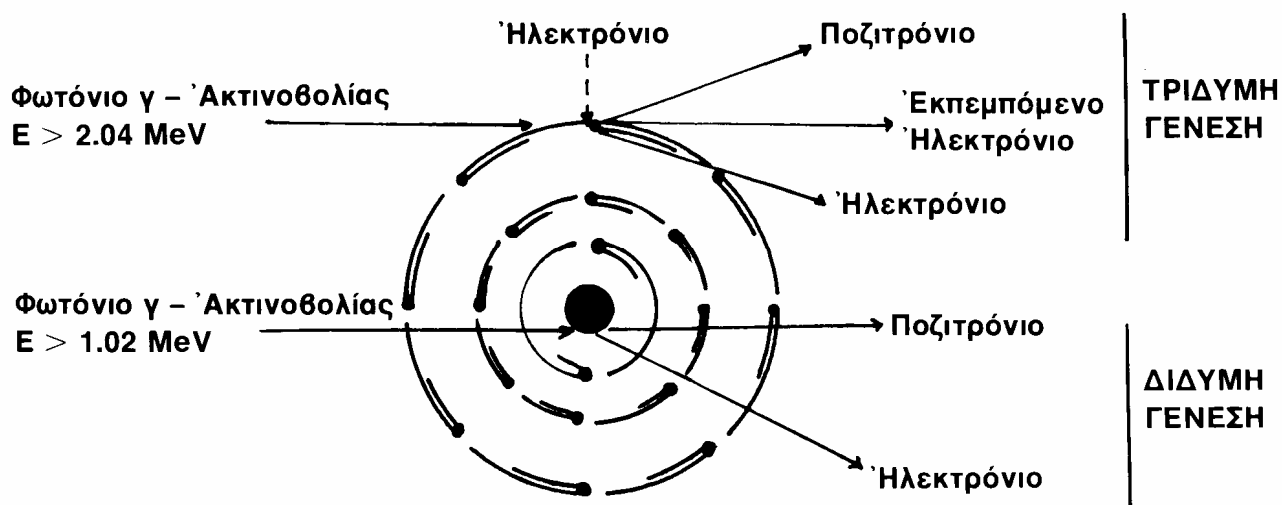
Η πιθανότητα αλληλεπίδρασης είναι ανεξάρτητη από τον ατομικό αριθμό του υλικού.

Εξαρτάται από την ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου και την ηλεκτρονική πυκνότητα του υλικού.

Ο σκεδασμός Compton είναι φαινόμενο μέσων και υψηλών ενεργειών και αποτελεί τον κύριο τρόπο αλληλεπίδρασης φωτονίων και μαλακών ιστών σε κλίμακα ενεργειών φωτονίων από 30 KeV μέχρι 30 MeV.

Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Ύλης

3. Δίδυμη, Τρίδυμη γένεση (φωτόνιο-ηλεκτρικό πεδίο πυρήνα, ηλεκτρονίου)



4. Δίδυμη, Τρίδυμη γένεση :

Εξασθένηση με απορρόφηση ενέργειας (πλήρης απορρόφηση του φωτονίου)

Αλληλεπίδραση φωτονίου-ηλεκτρικού πεδίου πυρήνα – δίδυμη γένεση

Αλληλεπίδραση φωτονίου-ηλεκτρικού πεδίου ηλεκτρονίου – τρίδυμη γένεση

Εκπομπή ποζιτρονίων

Εκπομπή δευτερογενών φωτονίων (ζεύγος φωτονίων 0.511 MeV) από την εξαύλωση ποζιτρονίου-ηλεκτρονίου

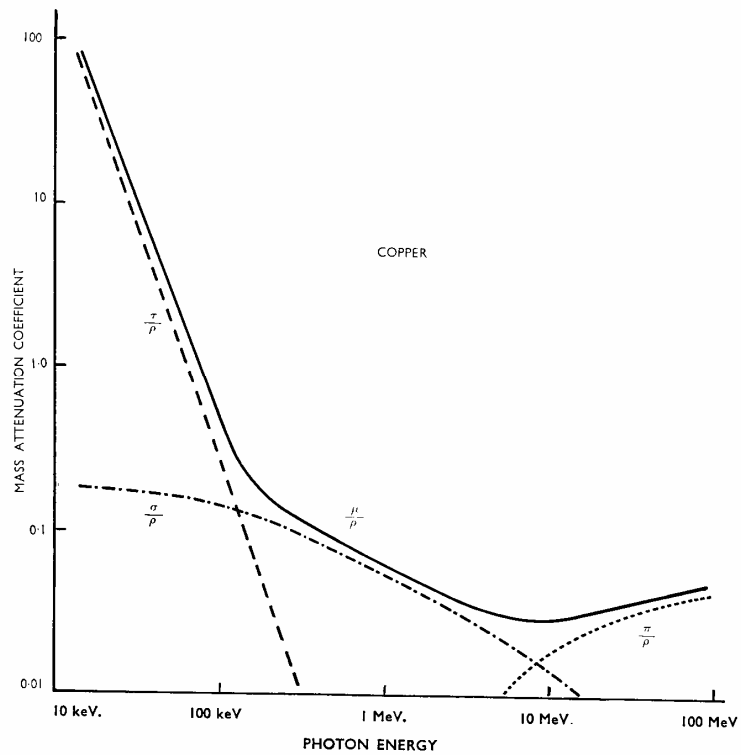
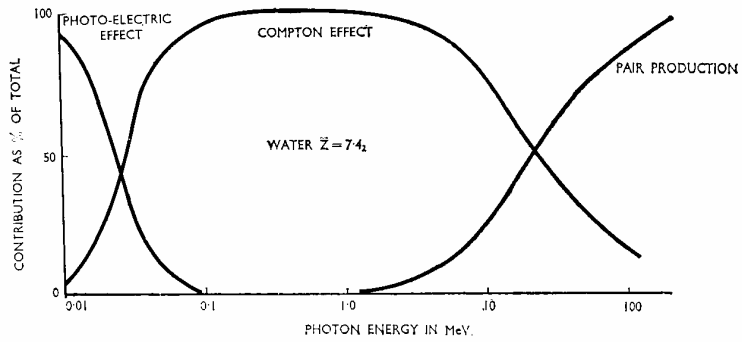
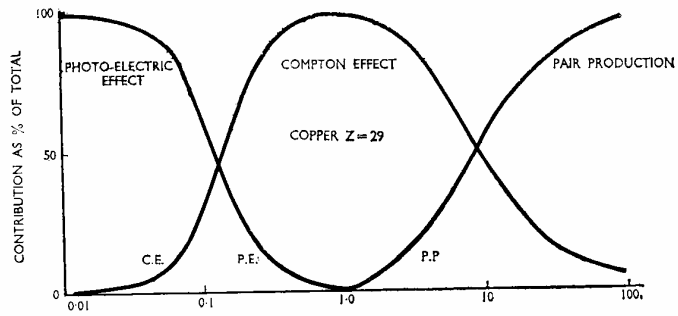
$\pi/\rho \propto Z$, $\pi/\rho \propto h\nu$

Η πιθανότητα αλληλεπίδρασης είναι ανάλογη του ατομικού αριθμού του υλικού και ανάλογη της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου

Η δίδυμη και η τρίδυμη γένεση είναι φαινόμενα υψηλών ενεργειών και αποτελεί τον κύριο τρόπο αλληλεπίδρασης φωτονίων και μαλακών ιστών σε κλίμακα ενεργειών φωτονίων από 1 MeV μέχρι 100 MeV .

Αλληλεπιδράσεις Ακτινοβολίας – Υλης Ολικός μαζικός συντελεστής εξασθένησης

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\pi}{\rho}$$



Μετρητική ιοντιζουσών ακτινοβολιών

Ραδιενέργεια (A) : Η ραδιενέργεια A , μιας ποσότητας ραδιενεργών πυρήνων σε συγκεκριμένη ενεργειακή κατάσταση σε δεδομένη χρονική στιγμή, είναι το πηλίκο dN δια dt , όπου dN είναι η αναμενόμενη τιμή του αριθμού των αυτόματων πυρηνικών μετατροπών από αυτή την ενεργειακή κατάσταση στο χρονικό διάστημα dt :

$$A = dN / dt$$

Η μονάδα ραδιενέργειας είναι το **Becquerel (Bq)**.

(Παλαιά μονάδα : **Ci**)

Έκθεση (X) : Το ηλεκτρικό φορτίο που απελευθερώνεται ανά μονάδα μάζας αέρα.

$$X = dQ / dm$$

dQ : είναι η το συνολικό φορτίο που απελευθερώνεται από τις ιοντίζουσες ακτινοβολίες στην ύλη μέσα σε ένα στοιχείο όγκου αέρα.

dm : είναι η μάζα αέρα που περιέχεται μέσα σε αυτό το στοιχείο όγκου.

Η μονάδα έκθεσης είναι το **Cb/Kgr**.

(Παλαιά μονάδα : **Roentgen**)

Απορροφούμενη Δόση (D) : Η ενέργεια που απορροφάται ανά μονάδα μάζας υλικού.

$$D = dE_{mean} / dm$$

dE_{mean} : είναι η μέση ενέργεια που εναποτίθεται από τις ιοντίζουσες ακτινοβολίες στην ύλη μέσα σε ένα στοιχείο όγκου.

dm : είναι η μάζα της ύλης που περιέχεται μέσα σε αυτό το στοιχείο όγκου.

Η μονάδα απορροφούμενης δόσης είναι το **Gray (Gy)**.

(Παλαιά μονάδα : **Rad**)

Ισοδύναμη δόση (H_T) : Η απορροφούμενη δόση, στον ιστό ή το όργανο T σταθμισμένη για το είδος και την ποιότητα της ακτινοβολίας R. Δίνεται από τον τύπο

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}$$

$D_{T,R}$, η απορροφούμενη μέση δόση σε ιστό ή όργανο T λόγω της ακτινοβολίας R, w_R , είναι ο συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας.

Όταν το πεδίο ακτινοβολίας αποτελείται από είδη και ενέργειες με διαφορετικές τιμές του w_R , η συνολική ισοδύναμη δόση H_T δίνεται από τον τύπο :

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Η μονάδα ισοδύναμης δόσης είναι το **Sievert (Sv)**.

(Παλαιά μονάδα : **Rem**)

Ενεργός δόση (E) : Το άθροισμα των σταθμισμένων ισοδυνάμων δόσεων από εσωτερική και εξωτερική ακτινοβολία, σε όλους τους ιστούς και τα όργανα του σώματος. Δίνεται από τον τύπο :

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

$D_{T,R}$, η απορροφούμενη μέση δόση σε ιστό ή όργανο T λόγω της ακτινοβολίας R, w_R , είναι ο συντελεστής στάθμισης ακτινοβολίας, w_T , είναι ο συντελεστής στάθμισης ιστού για τον ιστό η το όργανο T,

Η μονάδα ενεργού δόσης είναι το **Sievert (Sv)**.

(Παλαιά μονάδα : **Rem**)

Μετρητική ιοντιζουσών ακτινοβολιών

Φυσική Ποσότητα	Μονάδα Μέτρησης (SI)	Παλαιά Μονάδα	Σχέσεις Μονάδων
Ραδιενέργεια Ενεργότητα (A)	(Bq) Bequerel 1 Bq = 1 dis/sec	(Ci) Curie 1 Ci = 3.7x10 ¹⁰ dis/sec	1 Bq = 27x10 ⁻⁹ Ci 1 Ci = 37x10 ⁹ Bq
Έκθεση (X)	Φορτίο/μάζα αέρα Cb/Kgr	(R) Roentgen 1 R = 2.58x10 ⁻⁴ Cb/Kgr	1 Cb/Kgr = 3876 R 1 R = 26x10 ⁻⁵ Cb/Kgr
Απορροφούμενη Δόση (D)	(Gy) Gray 1 Gy = 1 Joule/Kgr	Rad	1 Gy = 100 Rad 1 Rad = 0.01 Gy
Ισοδύναμη Δόση (H)	(Sv) Sievert 1 Sv = 1 Joule/Kgr	Rem	1 Sv = 100 Rem 1 Rem = 0.01 Sv
Ενεργός Δόση (E)	(Sv) Sievert 1 Sv = 1 Joule/Kgr	Rem	1 Sv = 100 Rem 1 Rem = 0.01 Sv

Ισοδύναμη Δόση $H_T = w_R D_{T,R}$ ($w_R =$ Συντελεστής βάρους ακτινοβολίας)

Τύπος και Ενέργεια Ακτινοβολίας	Συντελεστής βάρους ακτινοβολίας w_R
Φωτόνια (όλες οι ενέργειες)	1
Ηλεκτρόνια (όλες οι ενέργειες)	1
Νετρόνια, ενέργειες < 10 KeV	5
Νετρόνια, ενέργειες 10 KeV – 100 KeV	10
Νετρόνια, ενέργειες >100 KeV – 2 MeV	20
Νετρόνια, ενέργειες >2 MeV – 20 MeV	10
Νετρόνια, ενέργειες > 20 MeV	5
Πρωτόνια, ενέργειες > 2 MeV	5
Σωματία (α), προϊόντα σχάσεων, βαρείς πυρήνες	20

Ενεργός Δόση $E = \sum_T (H_T \cdot w_T)$ ($w_T =$ Συντελεστής βάρους οργάνου)

Ιστός η όργανο	Συντελεστής βάρους οργάνου w_T
Γονάδες	0.2
Ερυθρός μυελός	0.12
Πνεύμονας	0.12
Ουροδόχος κύστη	0.05
Ήπαρ	0.05
Οισοφάγος	0.05
Θυροειδής	0.05
Δέρμα	0.01
Επιφάνεια οστών	0.01

2.

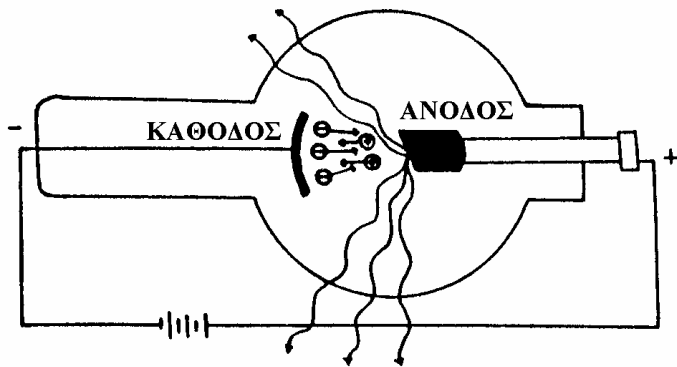
ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ, ΦΑΣΜΑ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ

ΦΥΣΙΚΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΗΣ



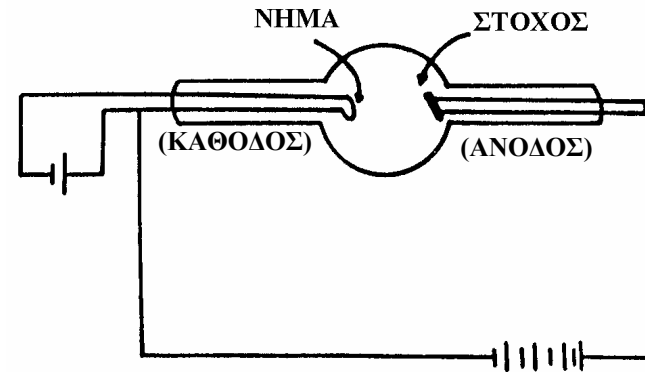
ΑΚΤΙΝΕΣ Χ: ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ ΚΑΙ ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

10^{-3} mm Hg



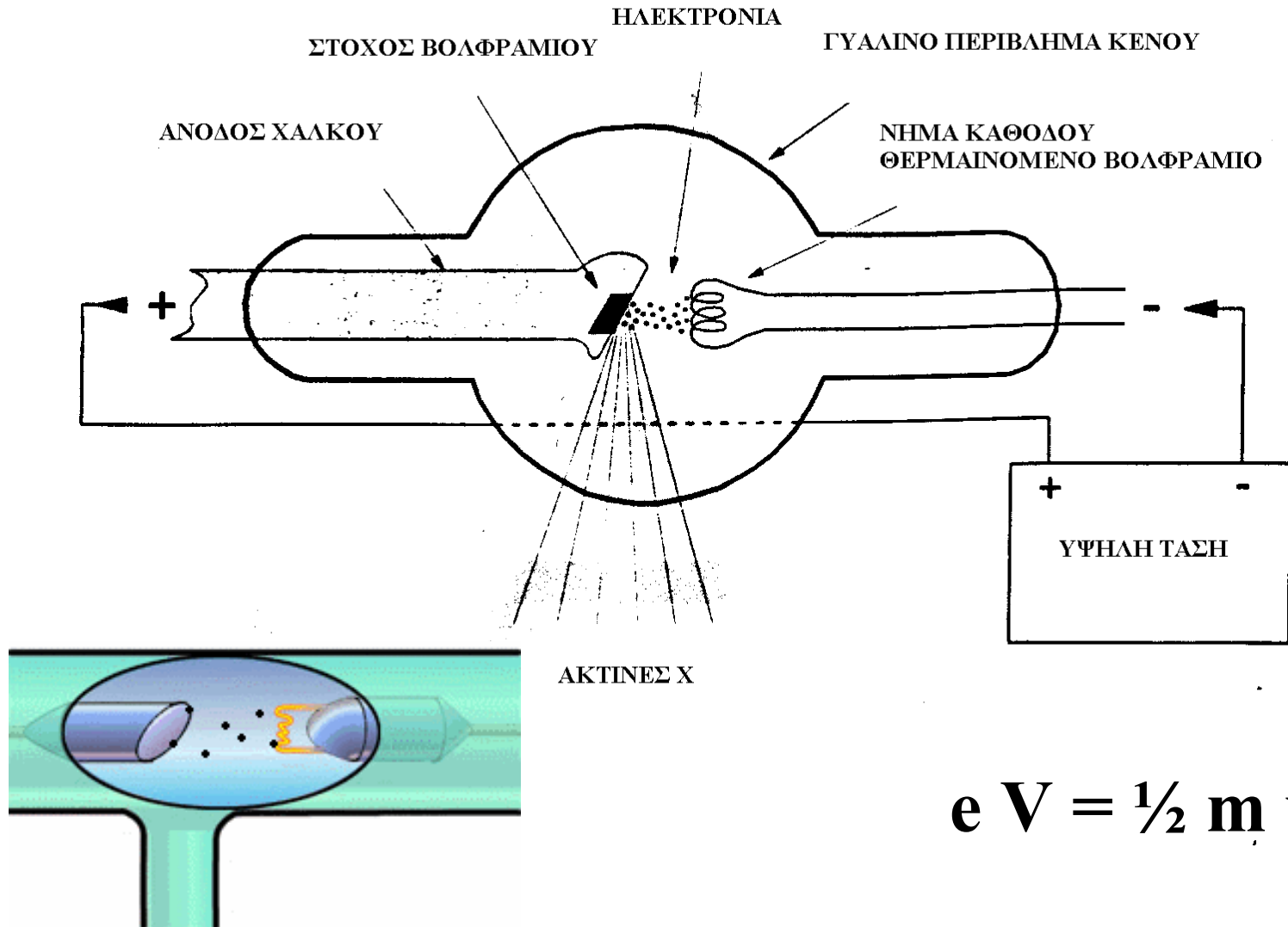
ΣΩΛΗΝΑΣ CROOKES

10^{-6} mm Hg



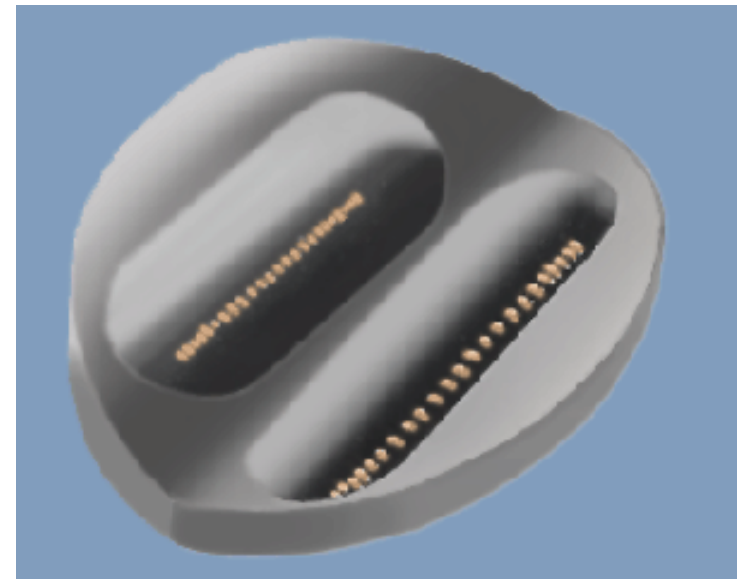
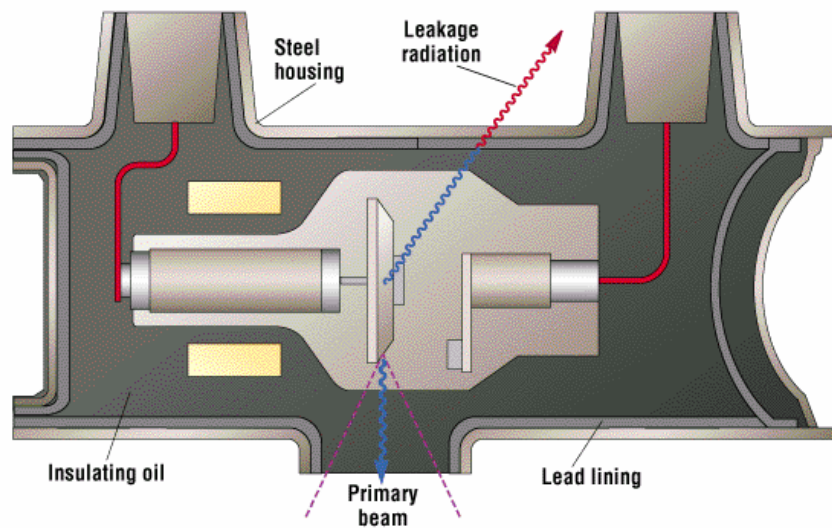
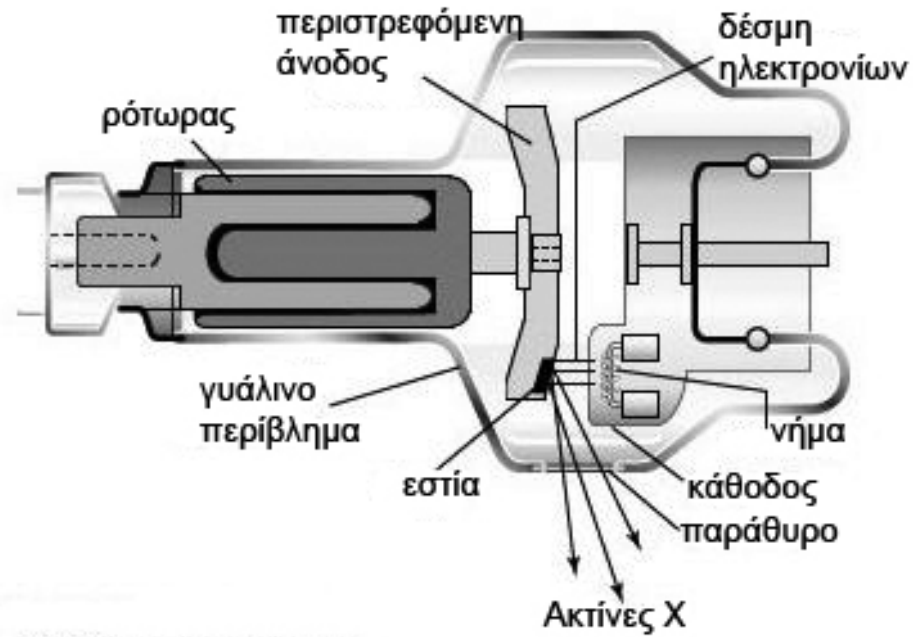
ΣΩΛΗΝΑΣ COOLIDGE

ΚΥΡΙΑ ΜΕΡΗ ΛΥΧΝΙΑΣ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ



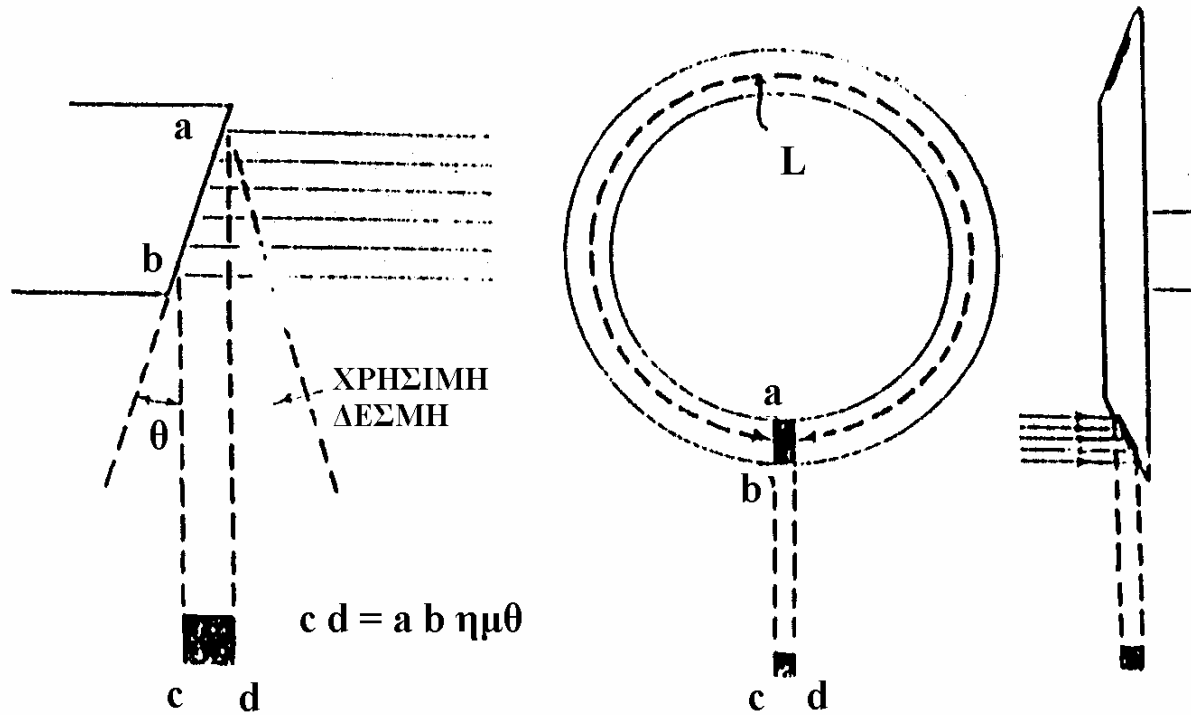
$$e V = \frac{1}{2} m v^2$$

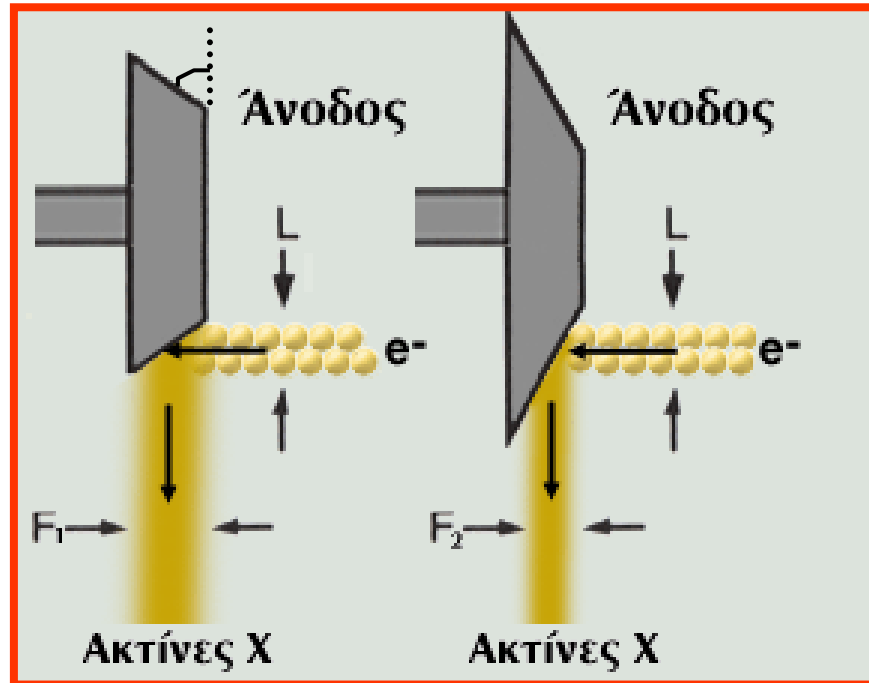
Τομή λυχνίας με περιστρεφόμενη άνοδο



ΣΤΑΘΕΡΗ – ΠΕΡΙΣΤΡΕΦΟΜΕΝΗ ΑΝΟΔΟΣ

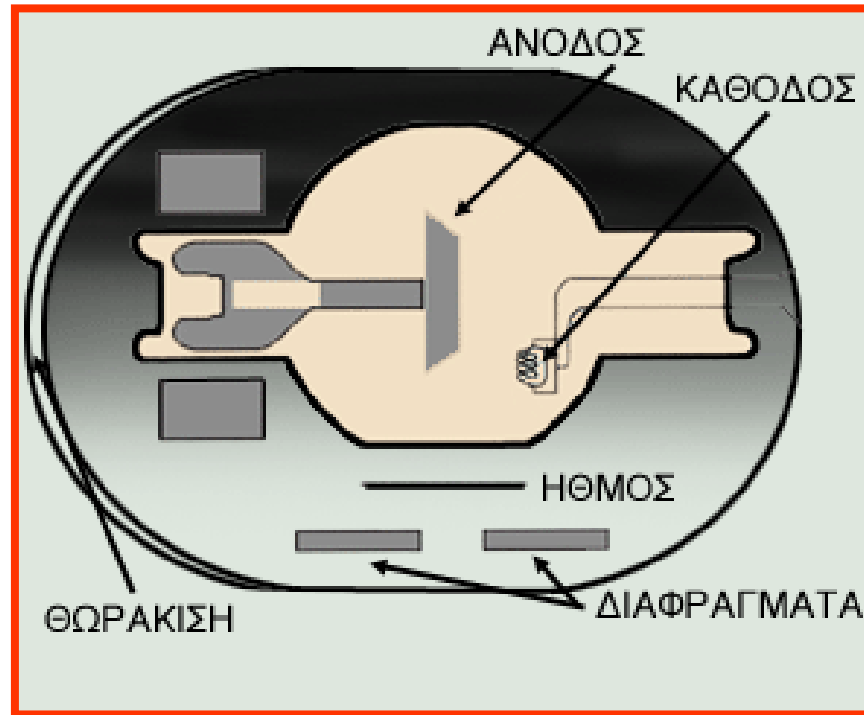
ΓΩΝΙΑ ΑΝΟΔΟΥ





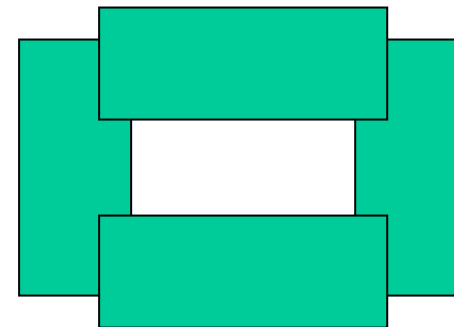
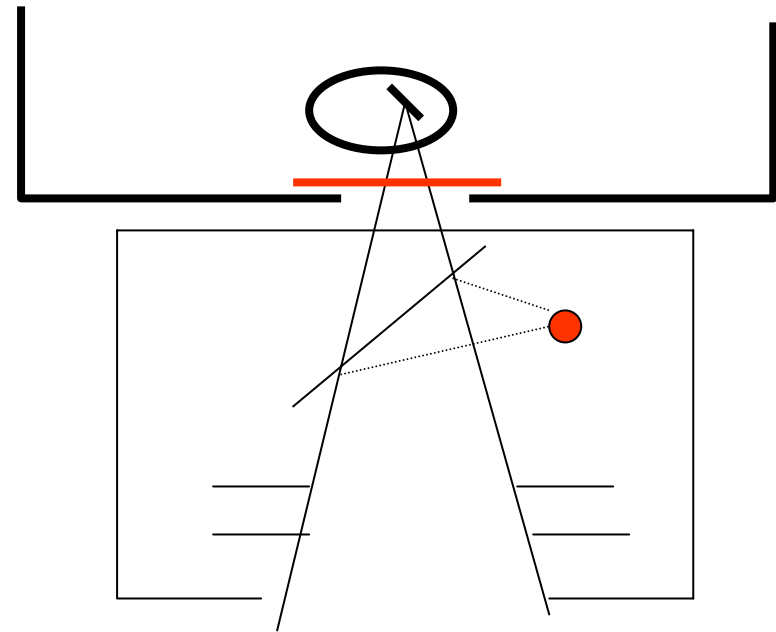
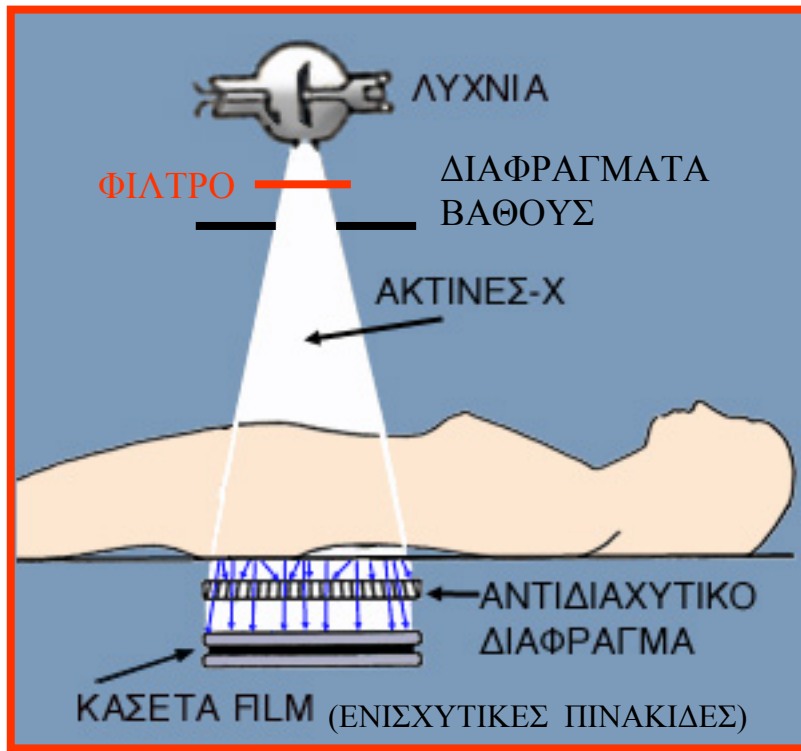
Η επιφάνεια της ανόδου σχηματίζει γωνία με το επίπεδο που είναι κάθετο στην δέσμη των ηλεκτρονίων.

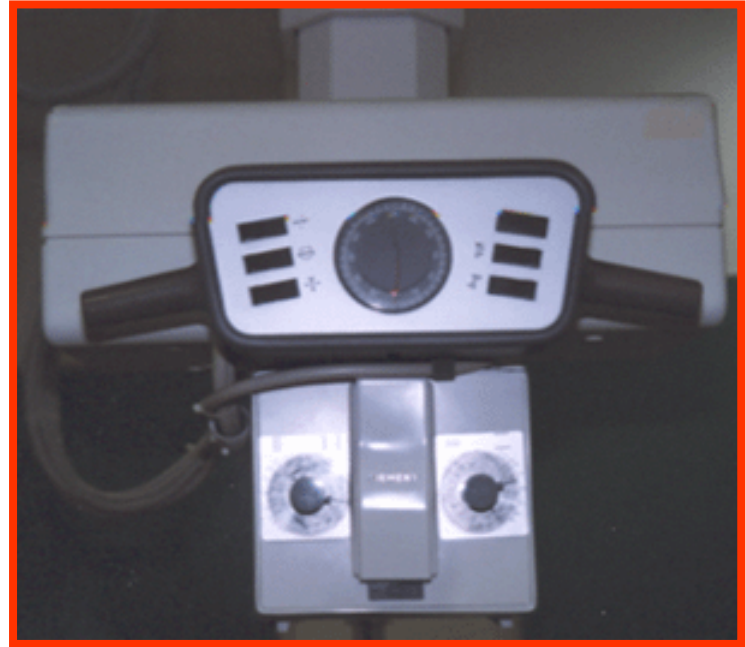
Μείωση των διαστάσεων της εστίας σημαίνει βελτίωση της ποιότητας της εικόνας.



ΠΑΧΟΣ ΥΠΟΔΙΠΛΑΣΙΑΣΜΟΥ (HVL)

Μία παράμετρος που χρησιμοποιείται για την έκφραση της ποιότητας της δέσμης (το βαθμό διεισδυτικότητας) είναι το πάχος υποδιπλασιασμού της (HVL) και ορίζεται ως το πάχος κάποιου υλικού (συνήθως Al) που είναι ικανό να μειώσει την ένταση της δέσμης στο 50% της αρχικής τιμής της.

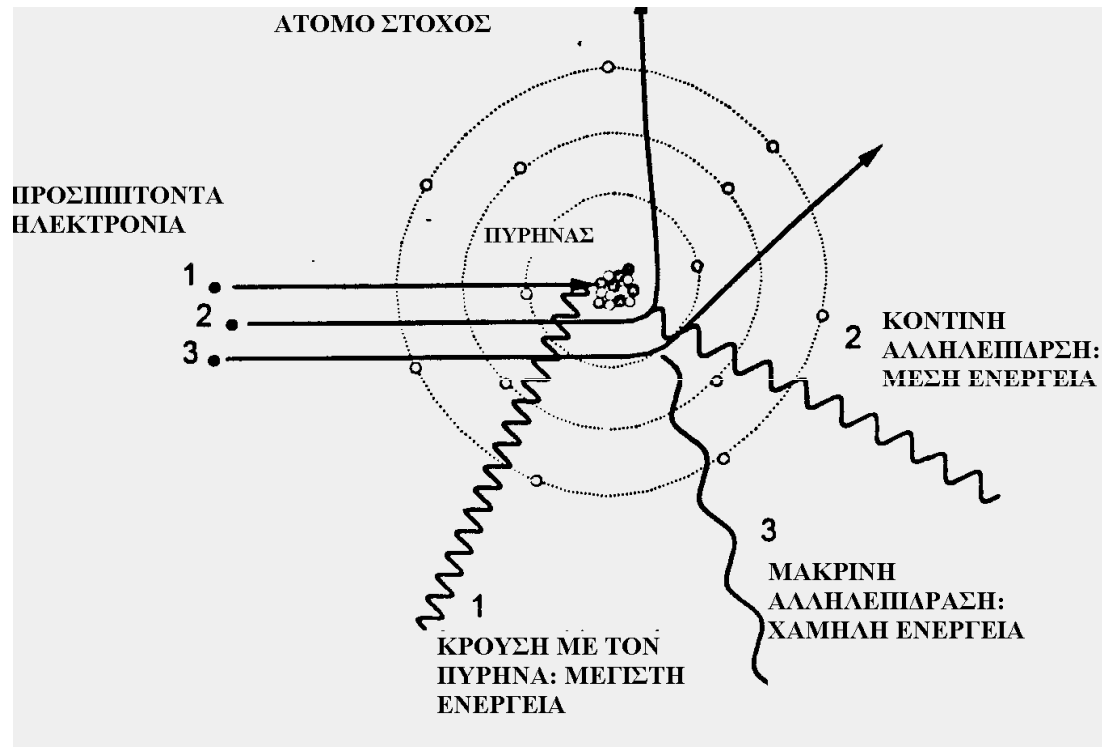






ΦΥΣΙΚΟΣ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ

α) Παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης (Bremsstrahlung radiation)

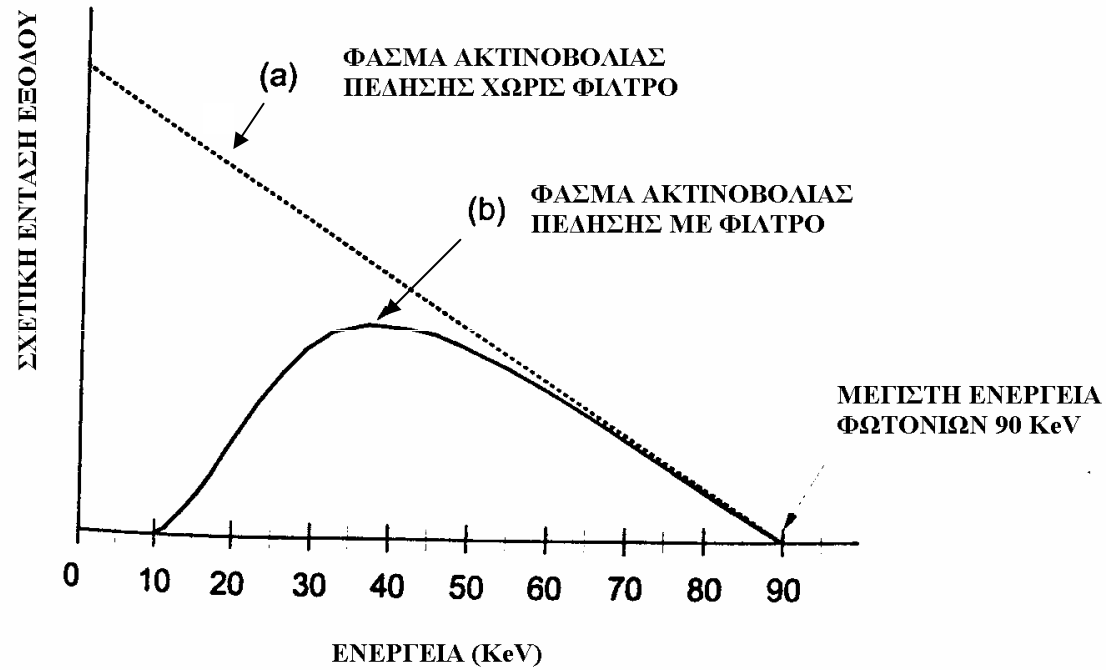


$$hf = K_{\alpha} - K_{\tau}$$

α) Παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης (Bremsstrahlung radiation)

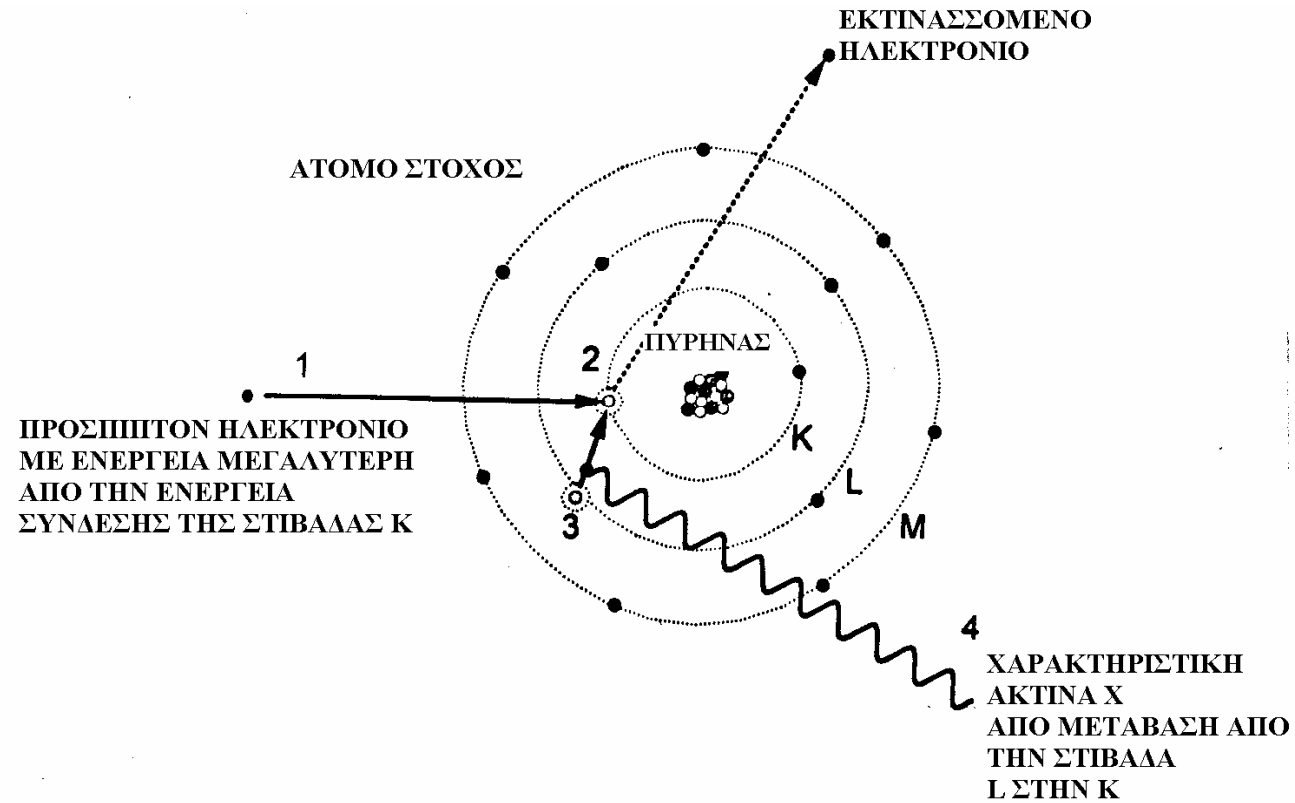
Το ενεργειακό φάσμα της ακτινοβολίας πέδησης είναι συνεχές. Τα φωτόνια που εκπέμπονται έχουν ενέργεια ίση προς την μείωση της κινητικής ενέργειας του ηλεκτρονίου λόγω της αλληλεπίδρασής του με τον πυρήνα του υλικού του στόχου.

Η μέγιστη ενέργεια των φωτονίων που παράγονται καθορίζεται από την μέγιστη κιν. ενέργεια του προσπίπτοντος ηλεκτρονίου και δεν είναι δυνατόν να υπερβαίνει την τιμή της διαφοράς δυναμικού που εφαρμόζεται ανάμεσα στην κάθοδο και την άνοδο.

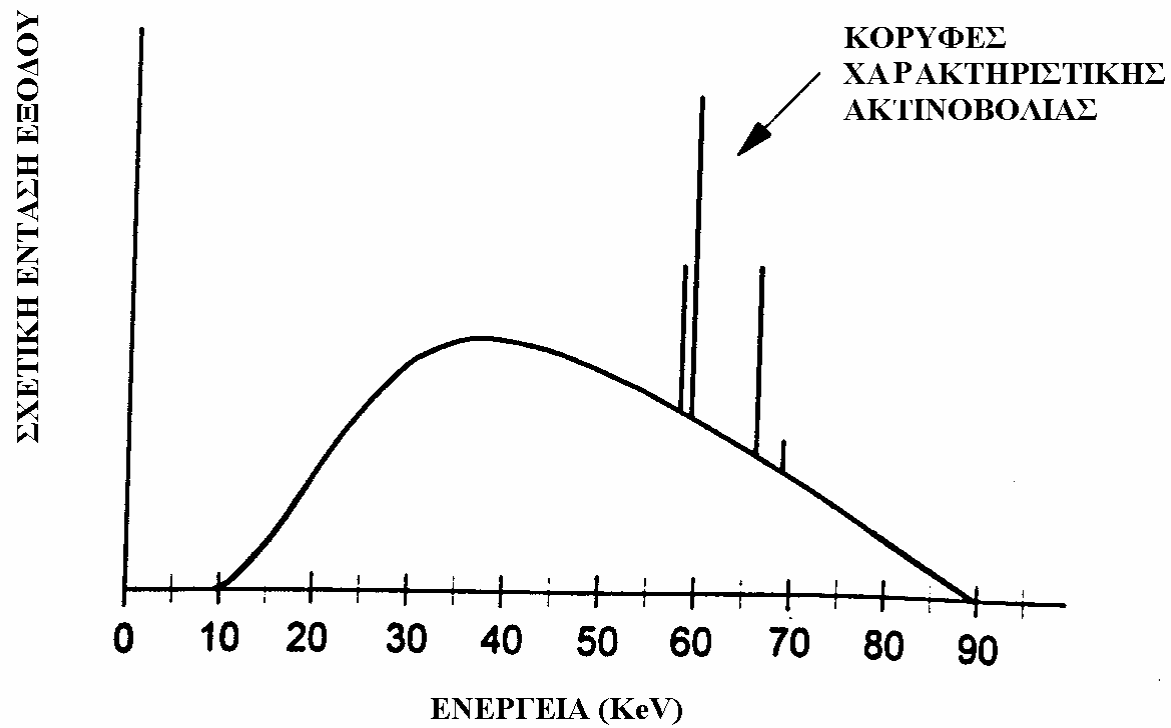


Φάσμα ακτινοβολίας πέδησης παραγόμενο από υψηλή τάση 90 kV

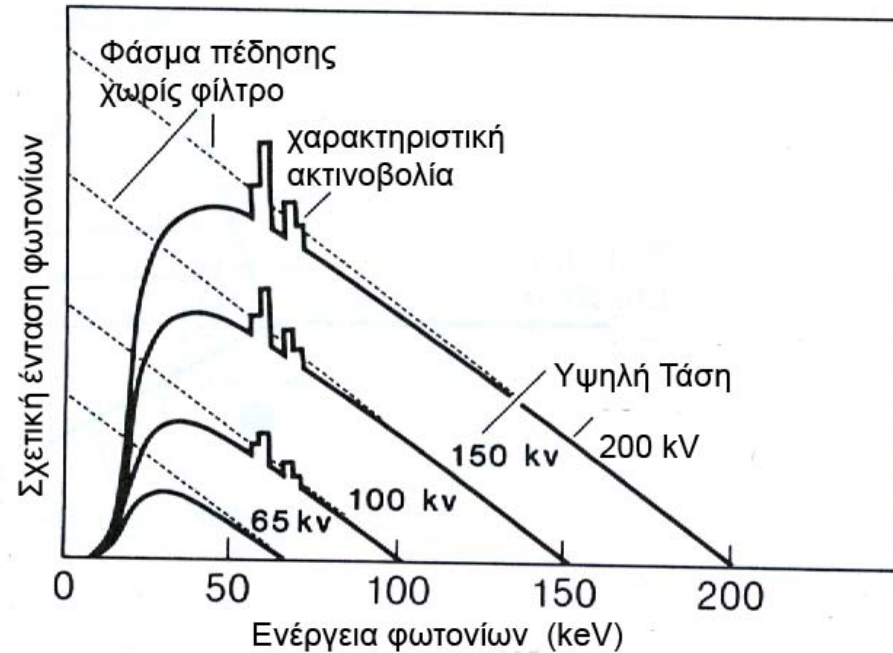
β) Χαρακτηριστική ακτινοβολία



Πλήρες φάσμα ακτίνων X παραγόμενο από υψηλή τάση 90 kV.

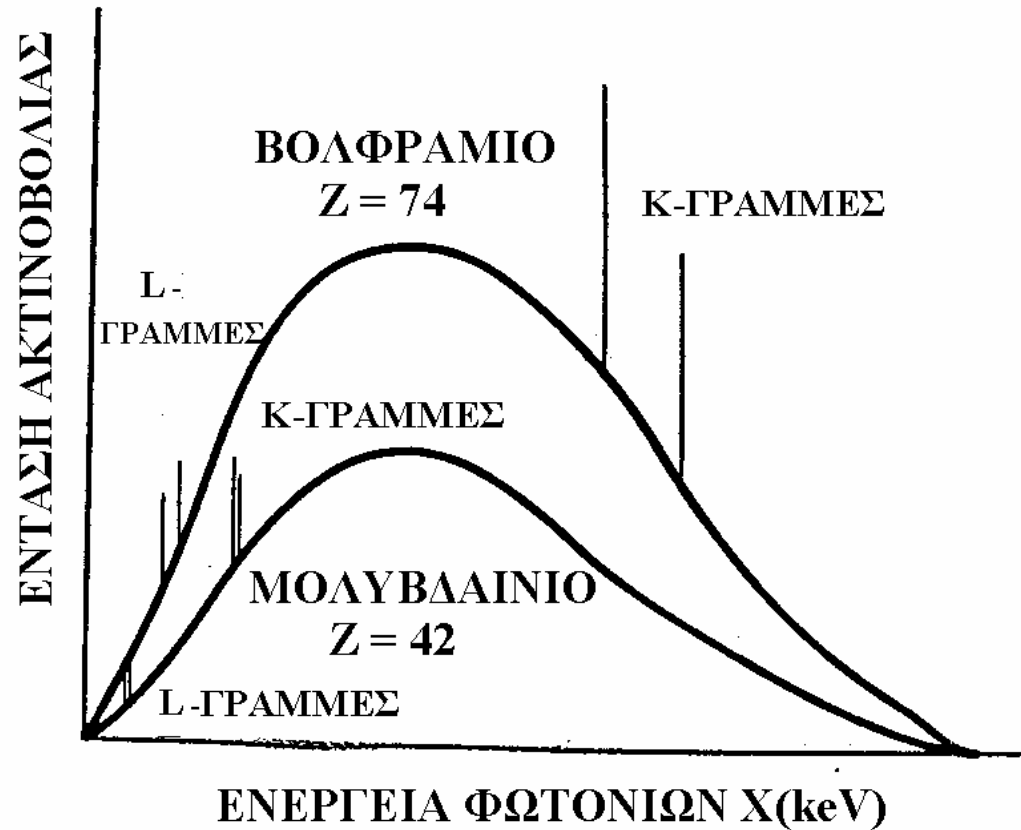


Φάσματα ακτινοβολίας X παραγόμενα από άνοδο Βολφραμίου και διάφορες τιμές υψηλής τάσης

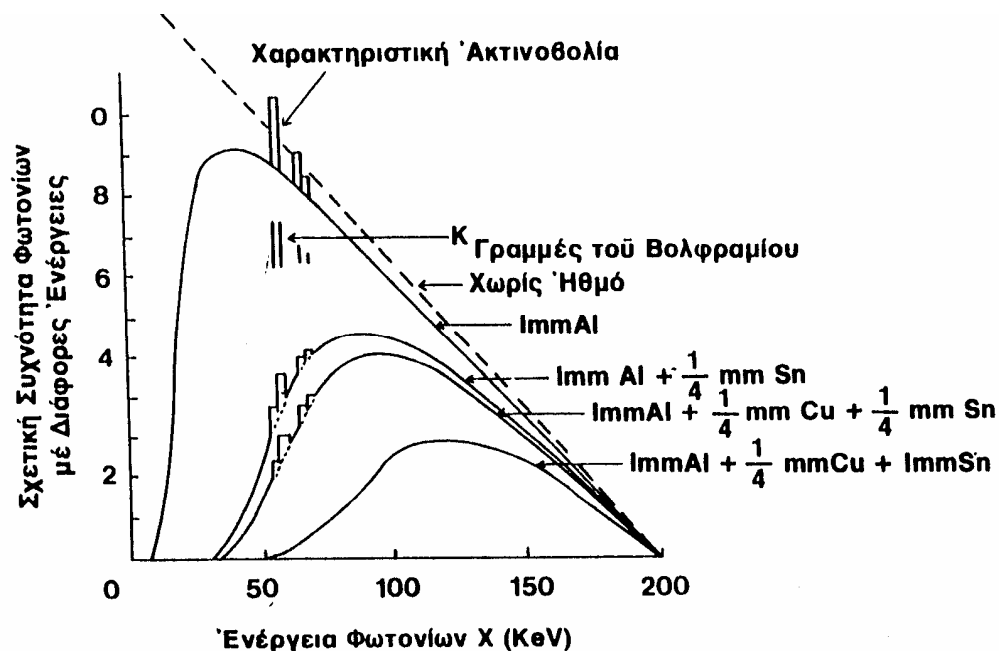


Αύξηση στην διαφορά δυναμικού της λυχνίας (kV) έχει ως συνέπεια αύξηση της ποσότητας της παραγόμενης ακτινοβολίας ανάλογη του kV^2 .
Αύξηση στα kV μετατοπίζει την μέση και την μέγιστη ενέργεια της δέσμης σε υψηλότερη τιμή.
Η υψηλή τάση δεν επηρεάζει την θέση των χαρακτηριστικών κορυφών ούτε την ελάχιστη τιμή της ενέργειας των φωτονίων της δέσμης των ακτίνων X.

Φάσματα ακτινοβολίας X παραγόμενα από την ίδια υψηλή τάση και δύο διαφορετικά υλικά ανόδου (Βολφράμιο και Μολυβδαίνιο)

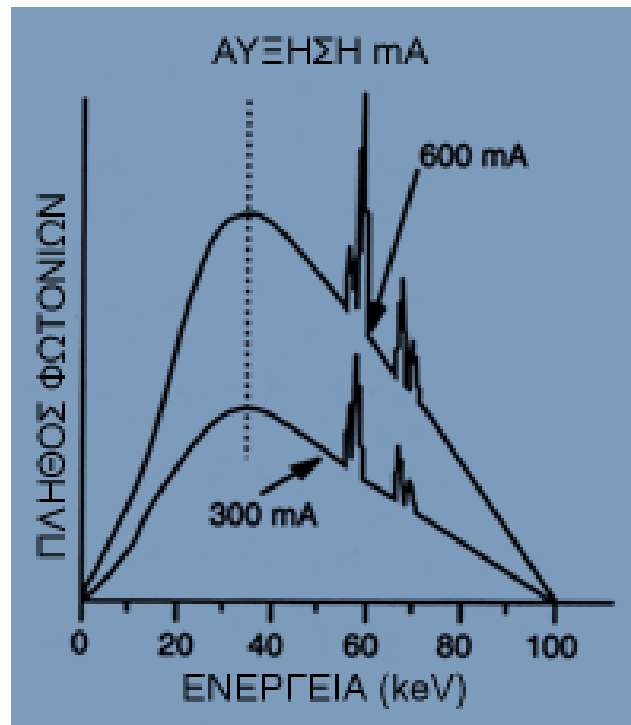


Φάσματα ακτινοβολίας X παραγόμενα από άνοδο Βολφραμίου με διάφορους ηθμούς



Αύξηση του πάχους του ηθμού έχει ως συνέπεια την μείωση της ποσότητας της ακτινοβολίας η οποία σχετίζεται τόσο με το πάχος όσο και με τον ατομικό αριθμό του ηθμού. Ο ηθμός δεν επηρεάζει την θέση των χαρακτηριστικών κορυφών, είναι δυνατόν όμως να μειώσει το ύψος τους ή να τις αποκόψει. Αύξηση του πάχους του ηθμού μετατοπίζει σε υψηλότερες τιμές την ελάχιστη και τη μέση ενέργεια της δέσμης, αφήνει όμως αναλλοίωτη την μέγιστη ενέργεια των φωτονίων

Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΡΕΥΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΛΥΧΝΙΑΣ ΣΤΟ ΠΑΡΑΓΟΜΕΝΟ ΦΑΣΜΑ



ΓΕΝΝΗΤΡΙΑ ΥΨΗΛΗΣ ΤΑΣΗΣ

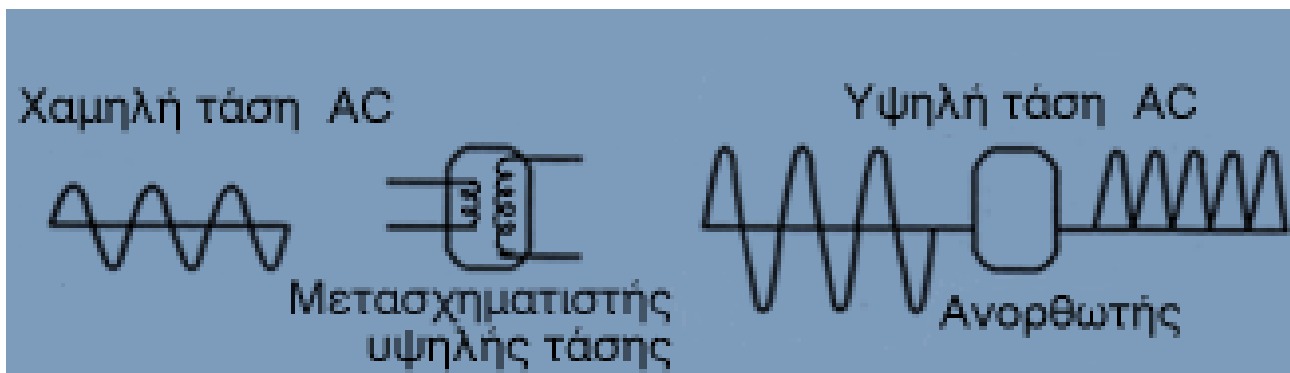
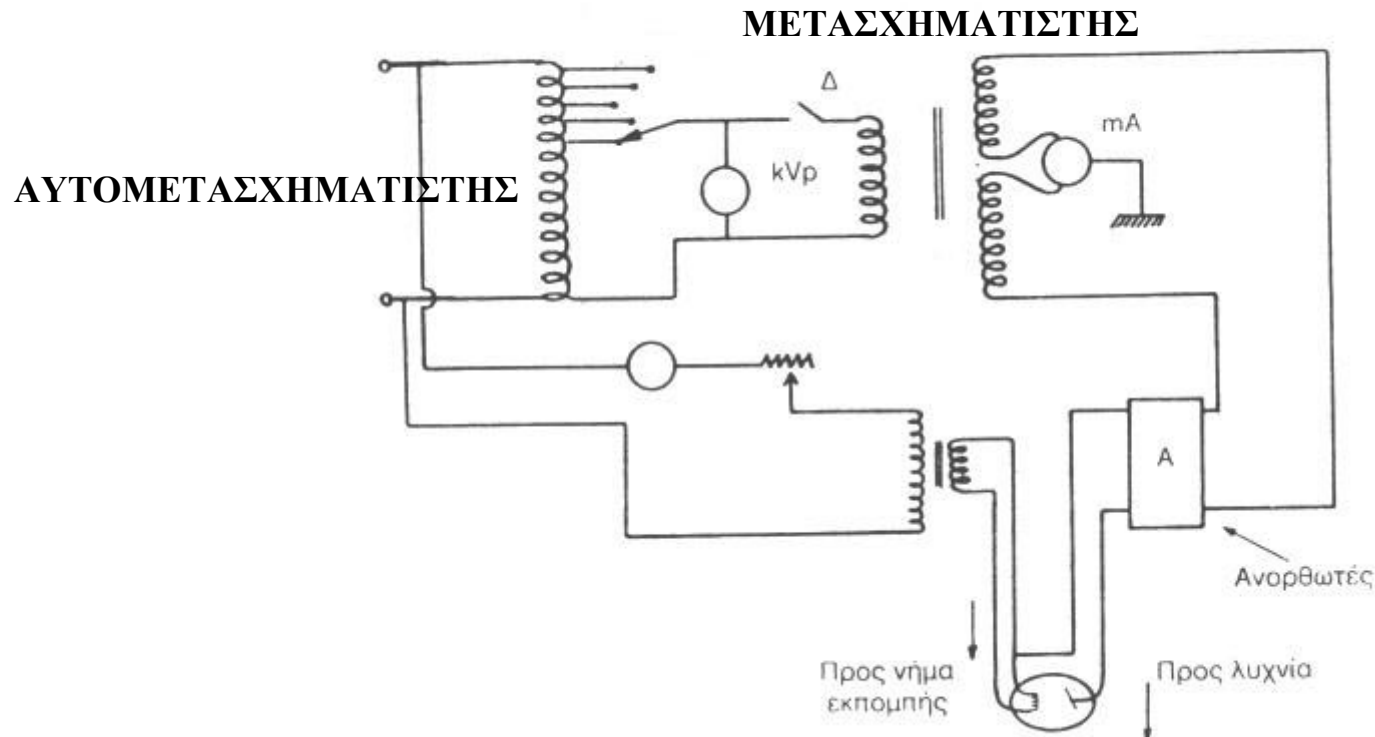
Η γεννήτρια υψηλής τάσης είναι η συσκευή που

A) αυξάνει την τάση του ρεύματος του ηλ. δικτύου

B) μετατρέπει το εναλλασσόμενο ρεύμα του δικτύου σε συνεχές και

Γ) επιτρέπει στον χειριστή να επιλέξει την κατάλληλη υψηλή τάση της λυχνίας (kV), το ρεύμα της λυχνίας (mA) και τον χρόνο έκθεσης (sec).

ΓΕΝΗΤΡΙΑ ΥΨΗΛΗΣ ΤΑΣΗΣ



ΓΕΝΝΗΤΡΙΑ ΥΨΗΛΗΣ ΤΑΣΗΣ

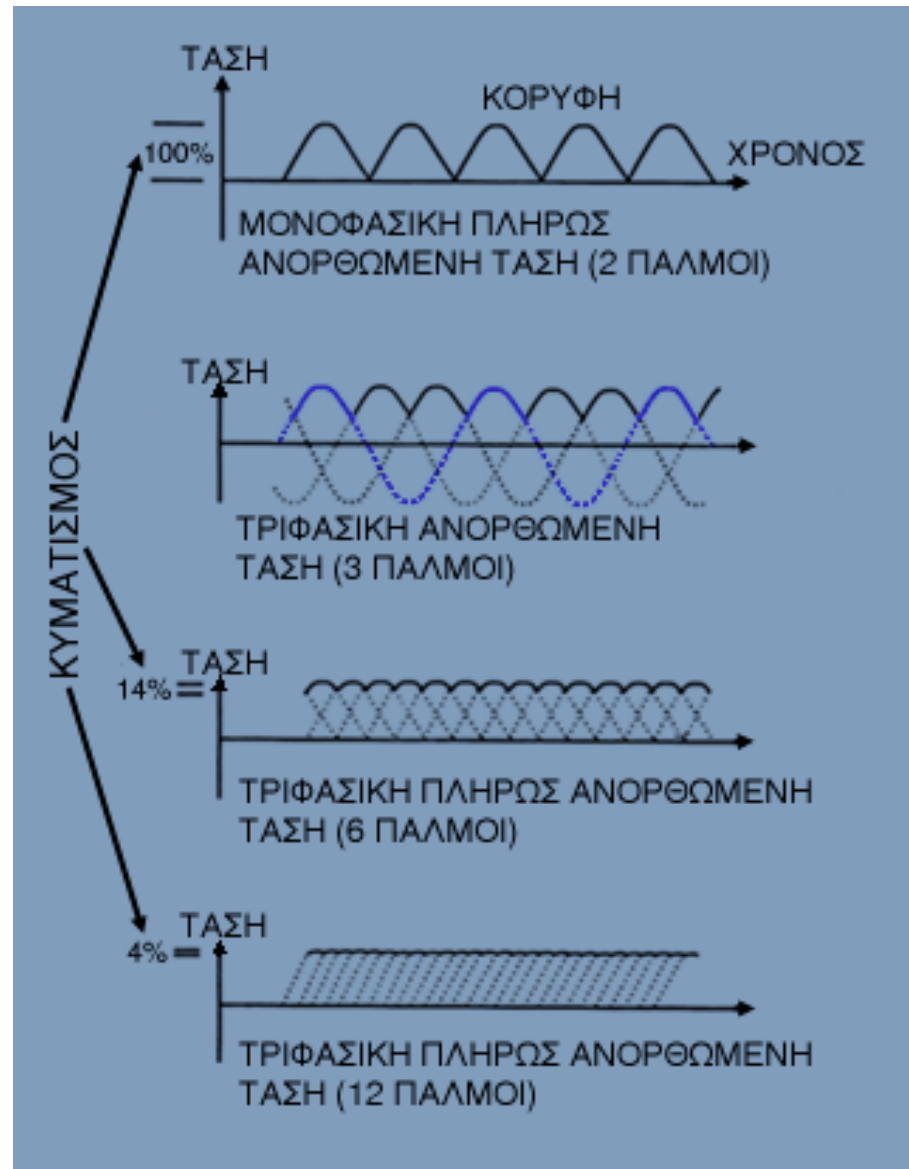
Ο αυτομετασχηματιστής τροφοδοτείται από το δίκτυο με 220 V και παρέχει την δυνατότητα λήψης διαφόρων τιμών εναλλασσόμενης τάσης.

Το εξάρτημα της γεννήτριας που αυξάνει την τάση λέγεται μετασχηματιστής ανύψωσης τάσης.

Το εξάρτημα της γεννήτριας που μετατρέπει την εναλλασσόμενη τάση σε συνεχή λέγεται ανορθωτής.

Ένα τυπικό κύκλωμα ανόρθωσης αποτελείται από πολλούς ανορθωτές στερεάς κατάστασης (διόδους), οι οποίοι επιτρέπουν την διέλευση ρεύματος μόνο προς μία κατεύθυνση. Οι ανορθωτές λέγονται και βαλβίδες.

ΓΕΝΗΤΡΙΑ ΥΨΗΛΗΣ ΤΑΣΗΣ



Κυματισμός (ripple) της ανορθωμένης κυματομορφής

$$\frac{\{\text{Μέγιστη Τάση} - \text{Ελάχιστη Τάση}\}}{\text{Μέγιστη Τάση}} \times 100 \%$$

ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΚΘΕΣΗΣ

Συνεχής υψηλή τάση

Η τιμή της διαφοράς δυναμικού καθόδου-ανόδου που επιταχύνει τα ηλεκτρόνια (υψηλή τάση) καθορίζεται από το χειριστή της ακτινολογικής λυχνίας (kV).

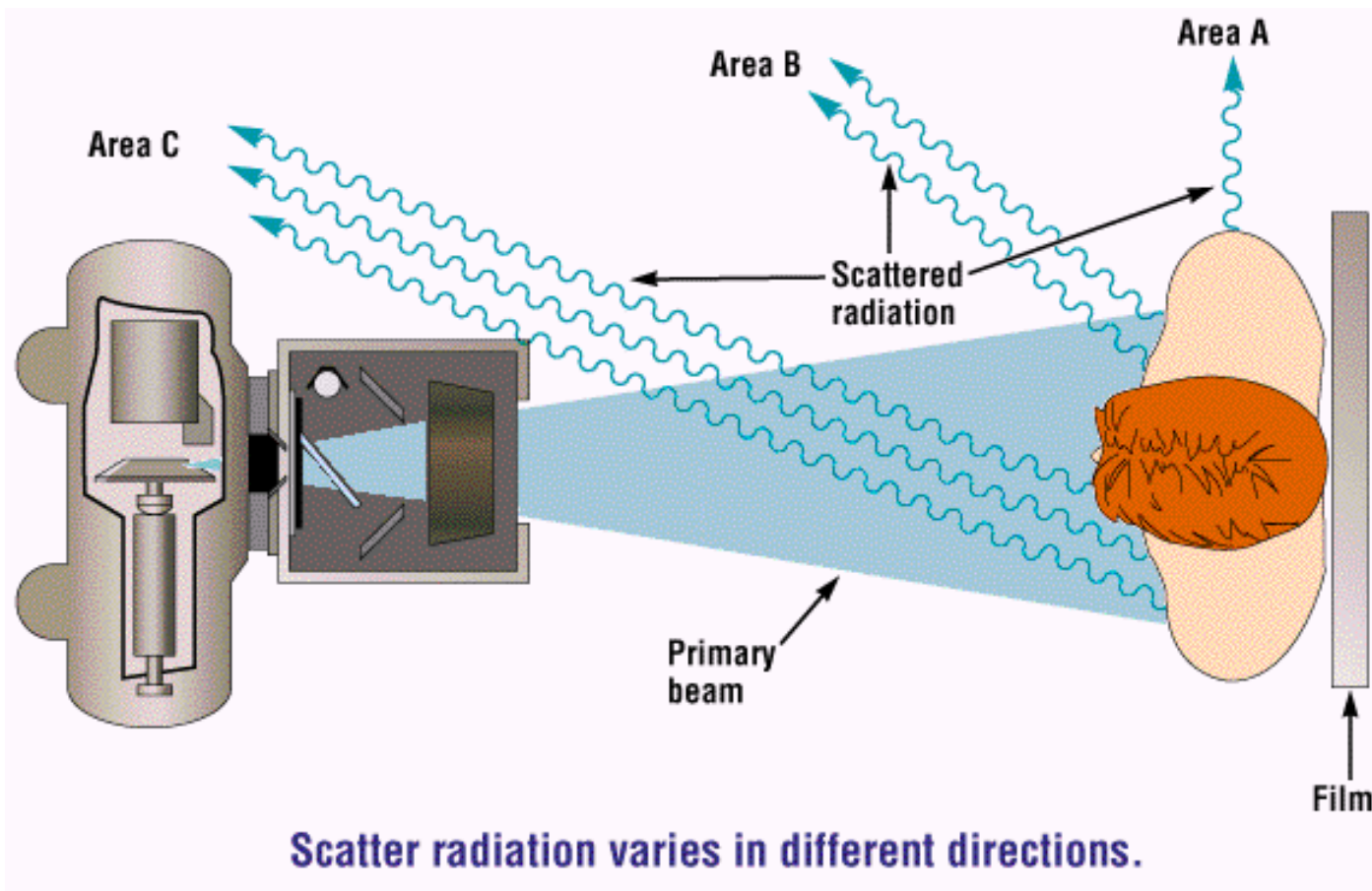
Ρεύμα λυχνίας

Τα ηλεκτρόνια που εκπέμπονται από την κάθοδο και επιταχύνονται προς την άνοδο συνιστούν ηλεκτρικό ρεύμα που ονομάζεται ρεύμα λυχνίας και μετράται σε mA. Η τιμή του ρεύματος καθορίζεται από τον χειριστή της λυχνίας.

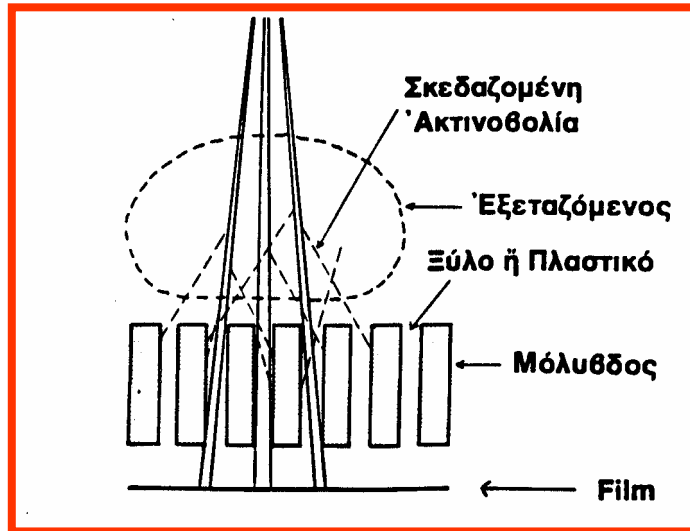
Χρόνος έκθεσης

Ακτίνες X παράγονται κατά το χρονικό διάστημα που η λυχνία διαρρέεται από ρεύμα. Αυτό το χρονικό διάστημα ονομάζεται χρόνος έκθεσης, μετράται σε s (seconds: δευτερόλεπτα) και επίσης αποτελεί παράμετρο της έκθεσης που επιλέγεται από τον χειριστή.





ΑΝΤΙΑΙΧΥΤΙΚΑ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΑ



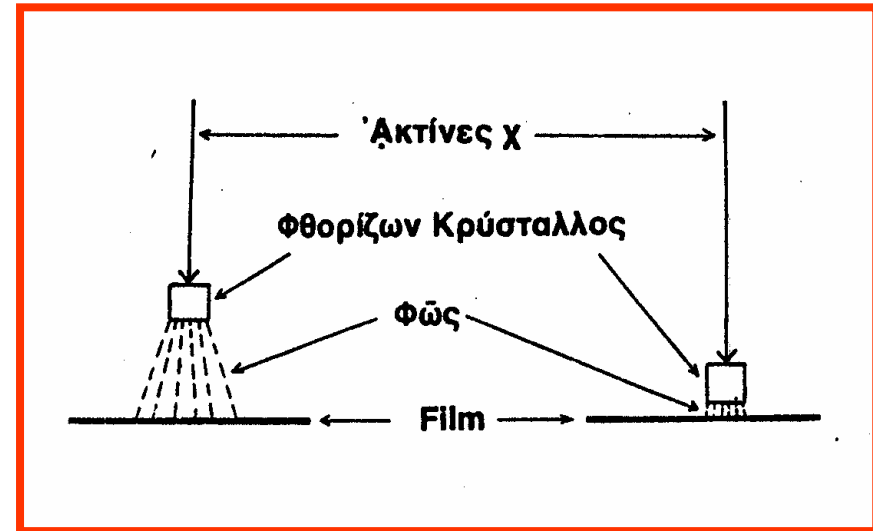
ΛΟΓΟΣ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΟΣ

$$r = h/D$$

h = ύψος λωρίδων

D = πάχος ενδιάμεσου υλικού

ΕΝΙΣΧΥΤΙΚΕΣ ΠΙΝΑΚΙΔΕΣ



ΠΡΟΣΤΑΤΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ

ΦΘΟΡΙΖΟΥΣΑ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ

ΑΝΑΚΛΑΣΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ

ΒΑΣΗ

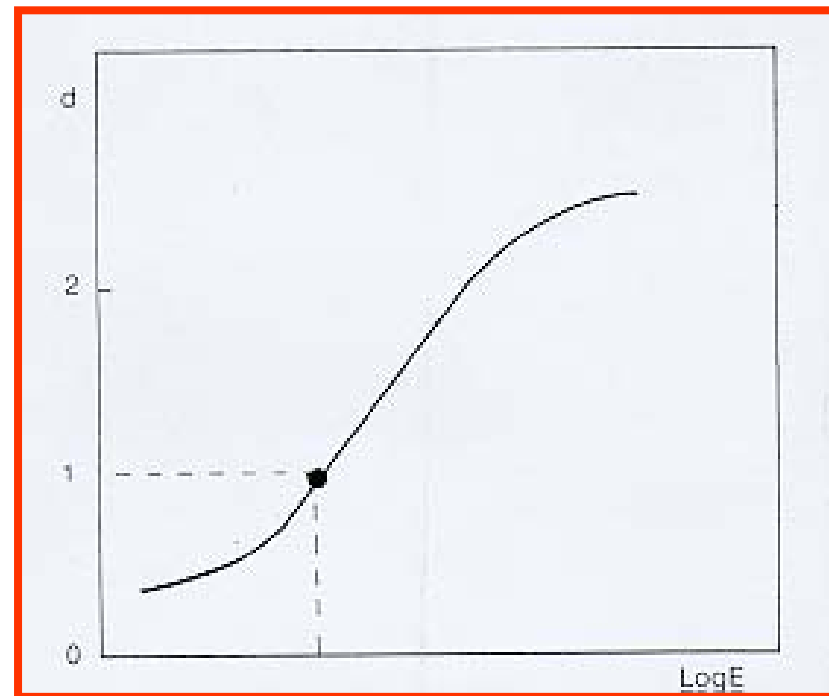
ΠΡΟΣΤΑΤΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΣΤΡΩΣΗ

ΦΩΤΟΓΡΑΦΙΚΟ ΓΑΛΑΚΤΩΜΑ

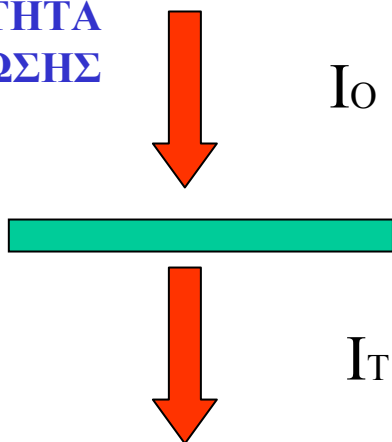
ΣΤΡΩΜΑ ΣΥΓΚΟΛΗΣΗΣ

ΒΑΣΗ

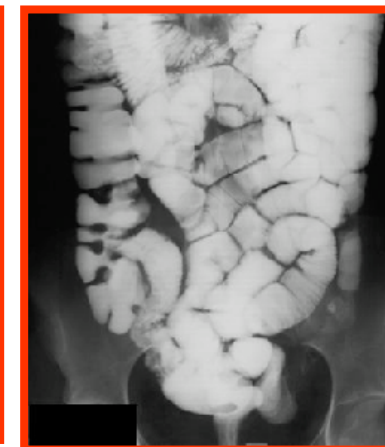
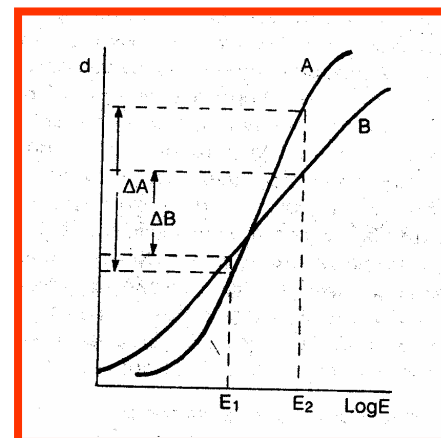
ΦΙΑΜ



ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ
ΑΜΑΥΡΩΣΗΣ

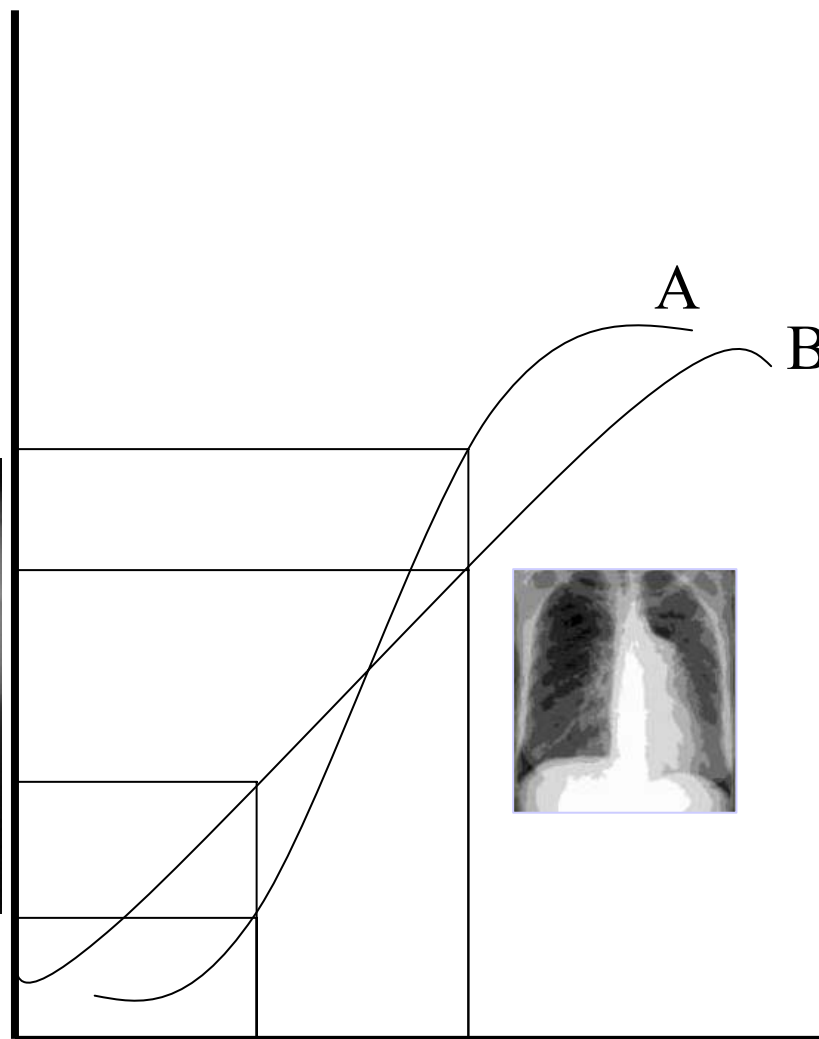


$$d = \log(I_0/I_T)$$

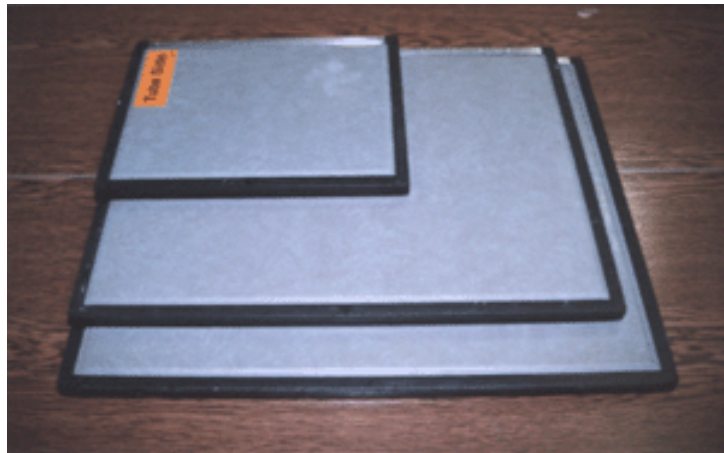


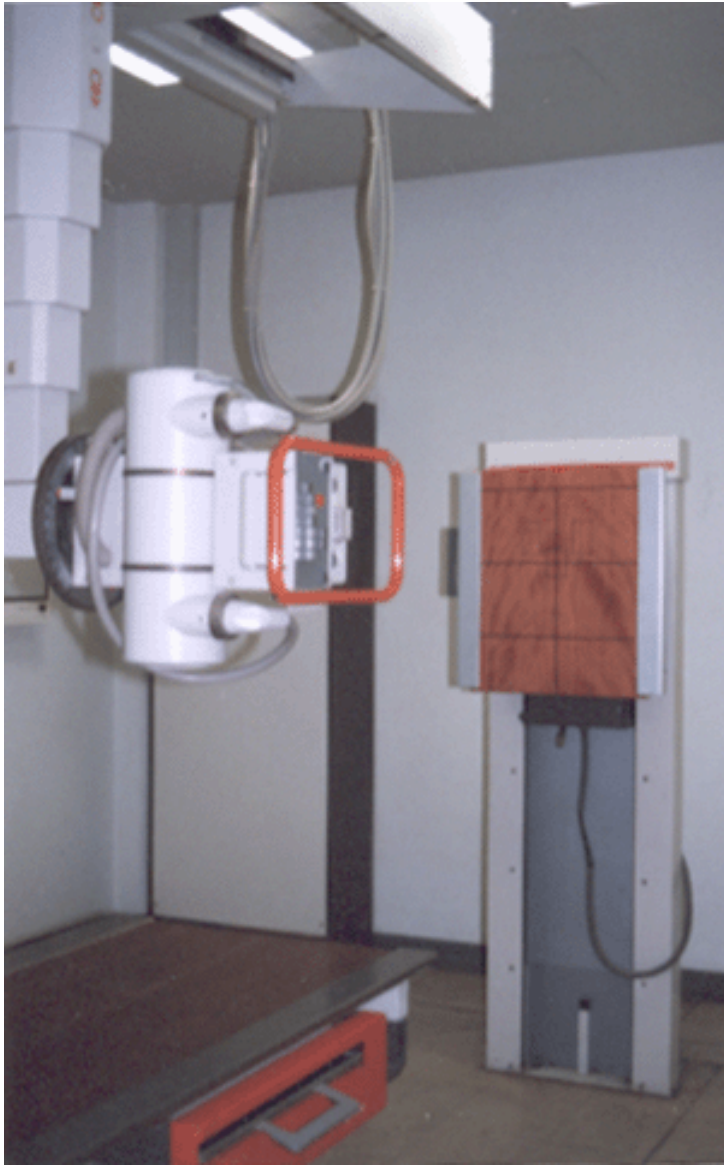
ΤΡΟΠΟΙ ΑΥΞΗΣΗΣ ΤΗΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ

ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ ΑΜΑΥΡΩΣΗΣ

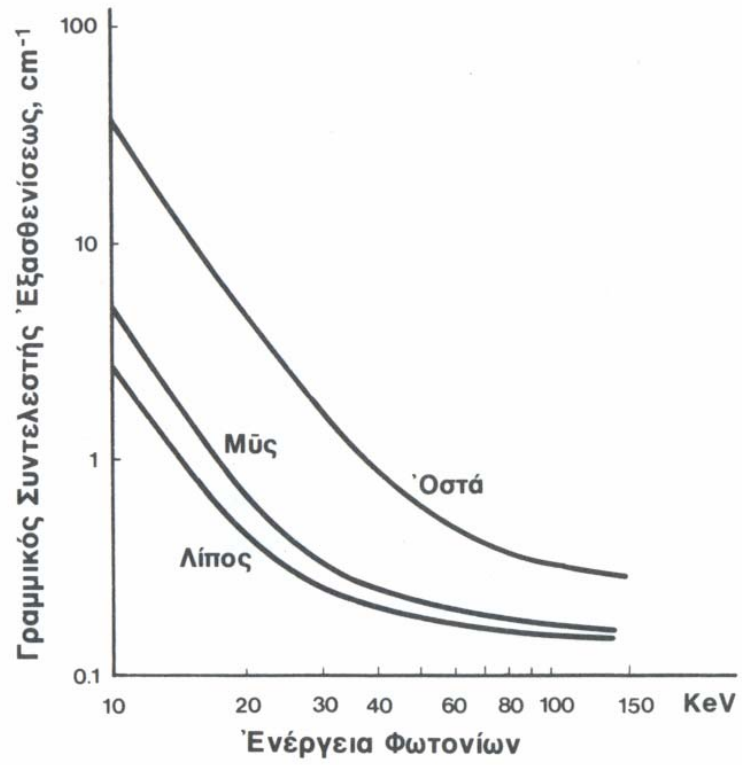


ΕΚΘΕΣΗ

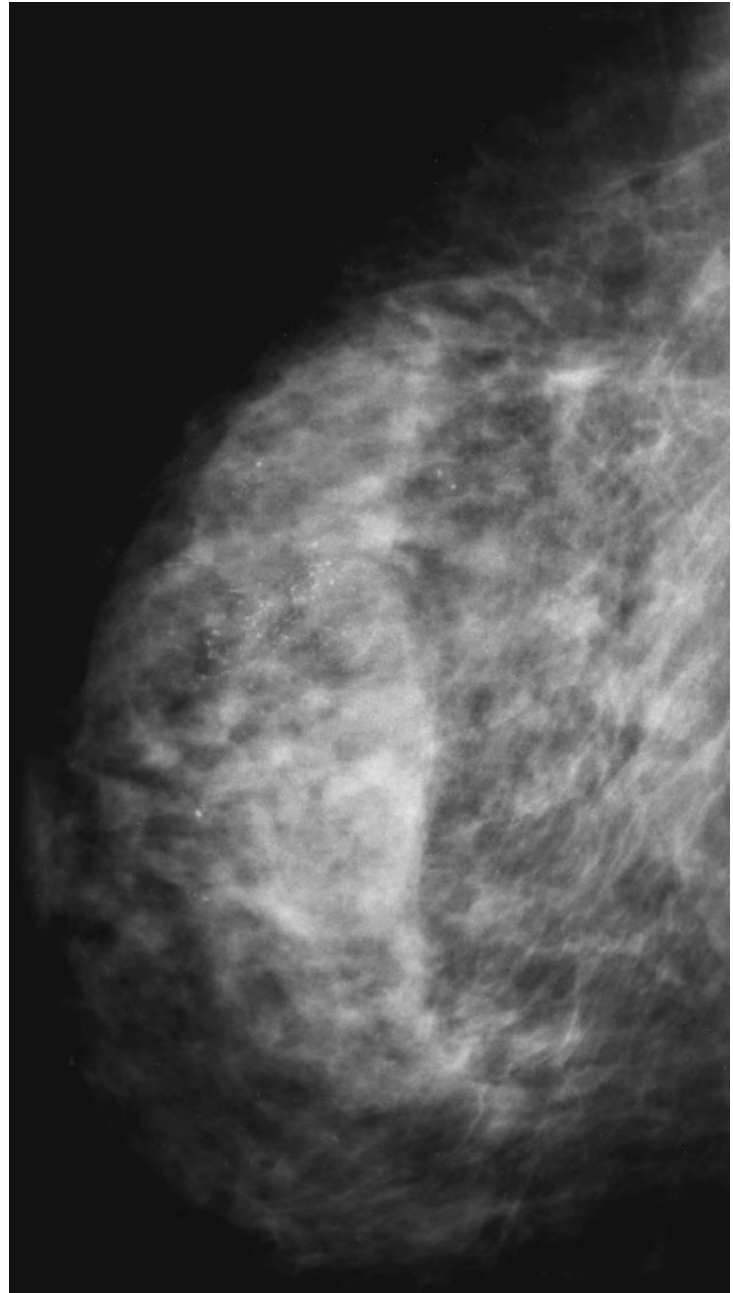
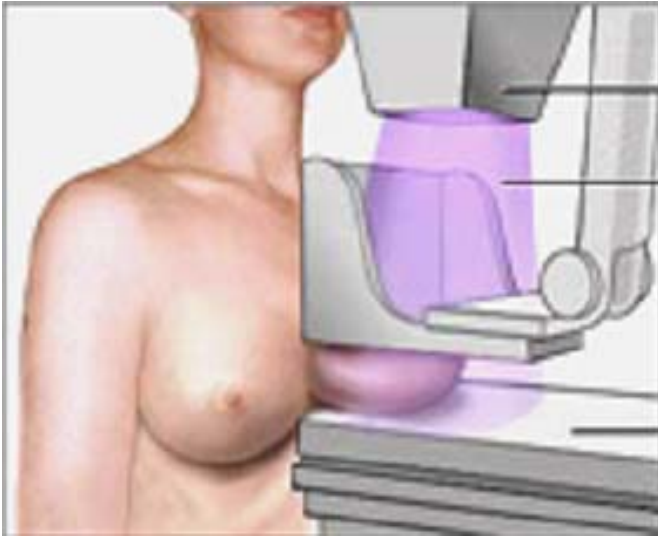




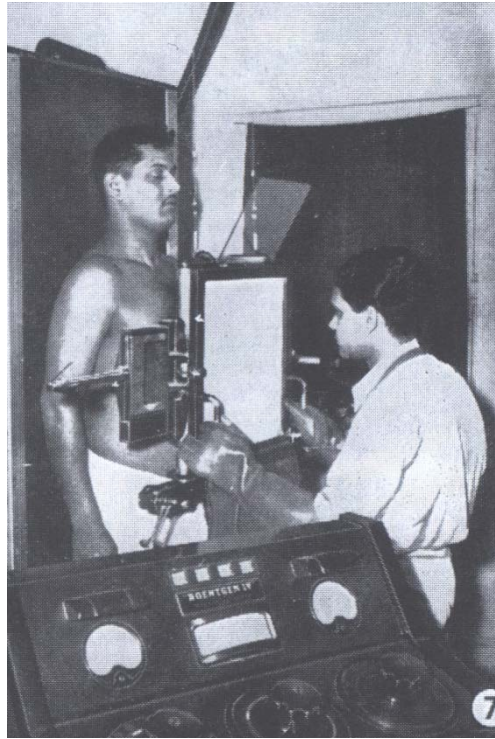
ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑ





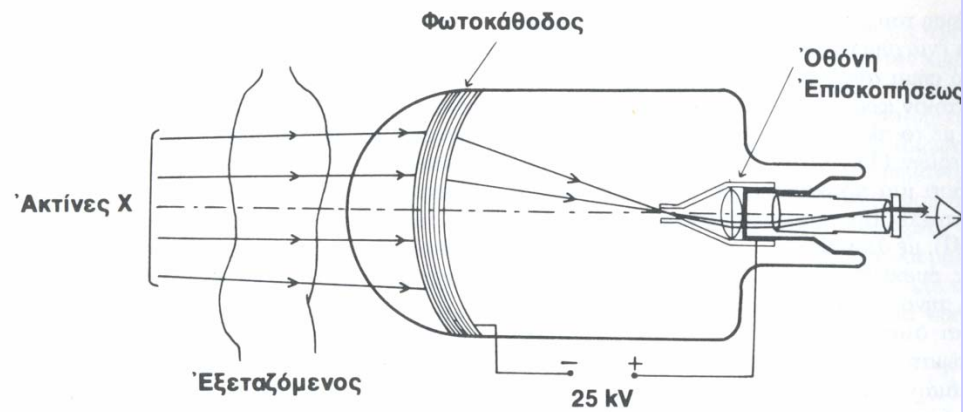
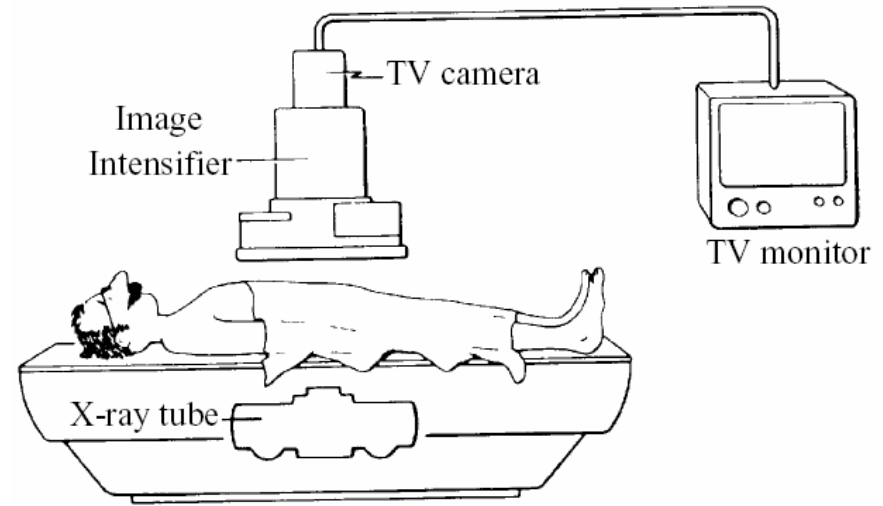


ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ

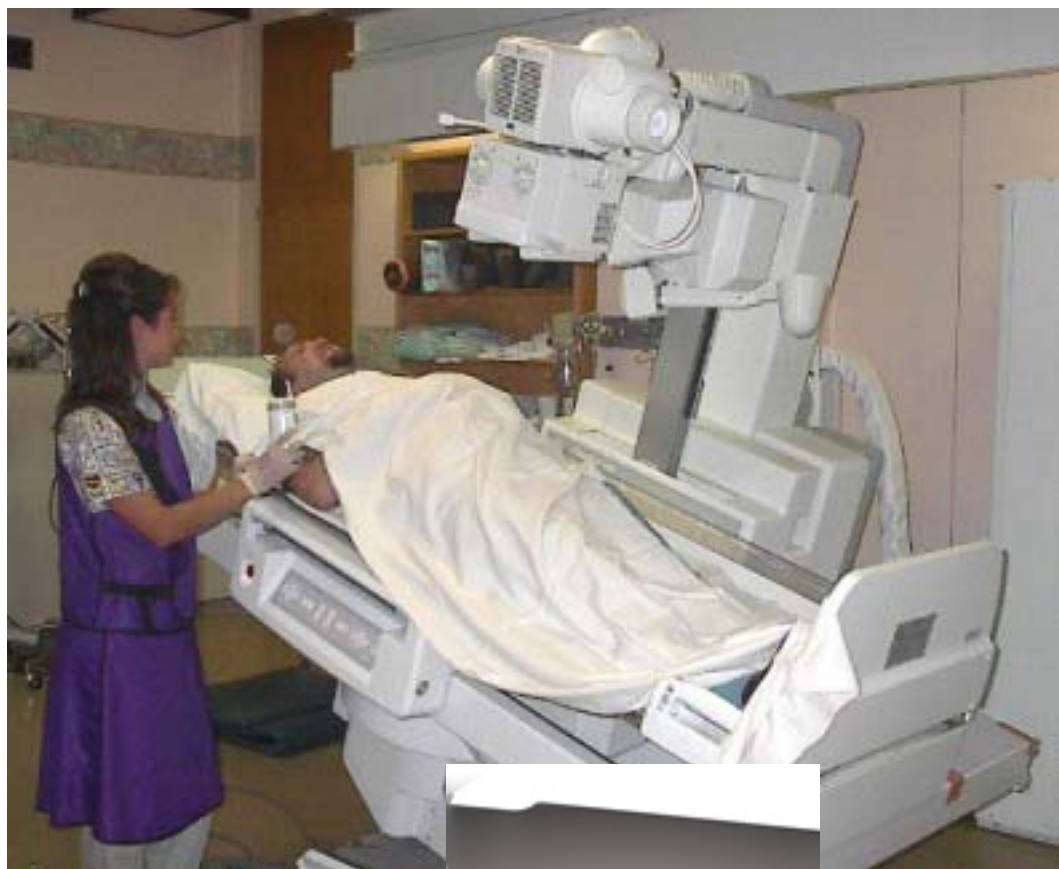


1940

ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ



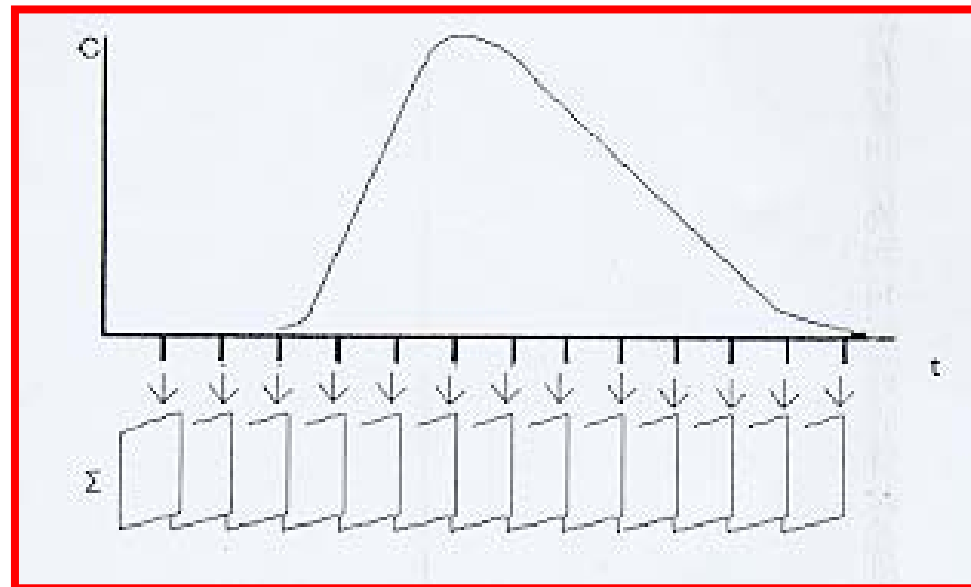
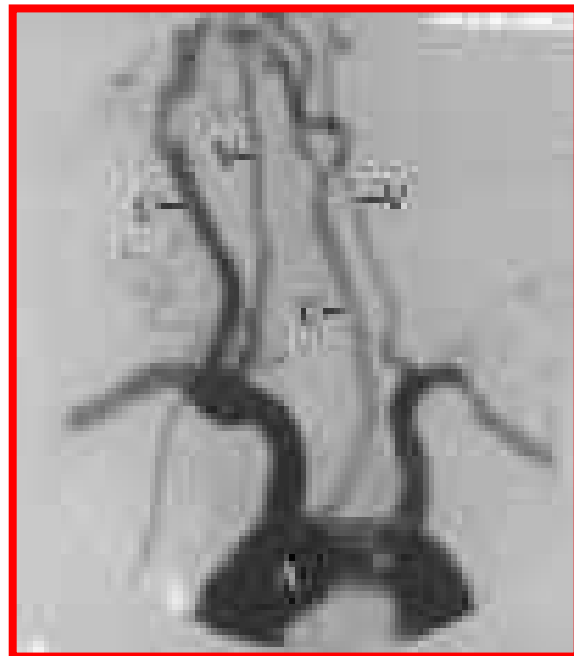
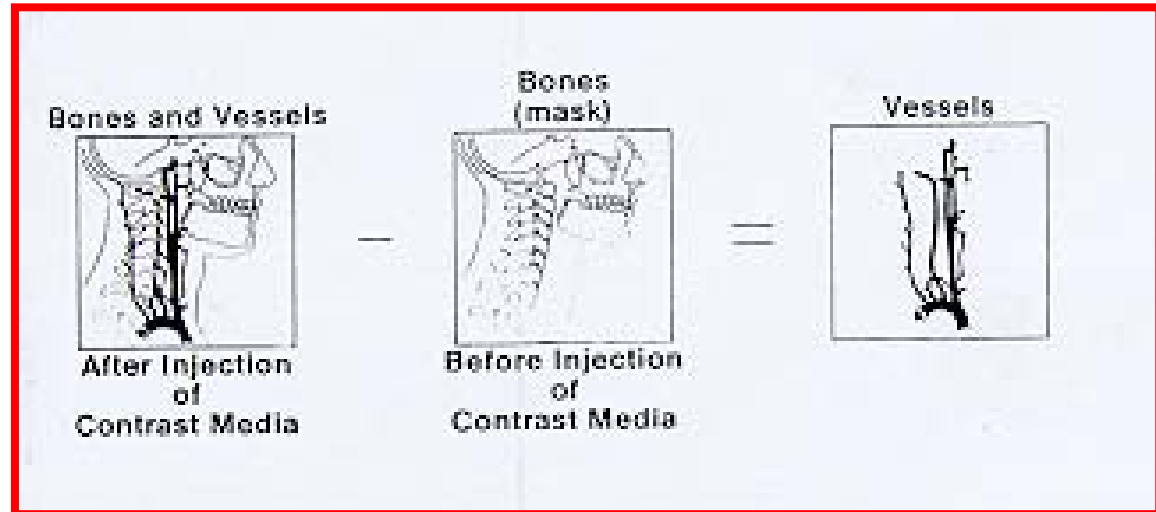
ΤΗΛΕΧΕΙΡΙΖΟΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ





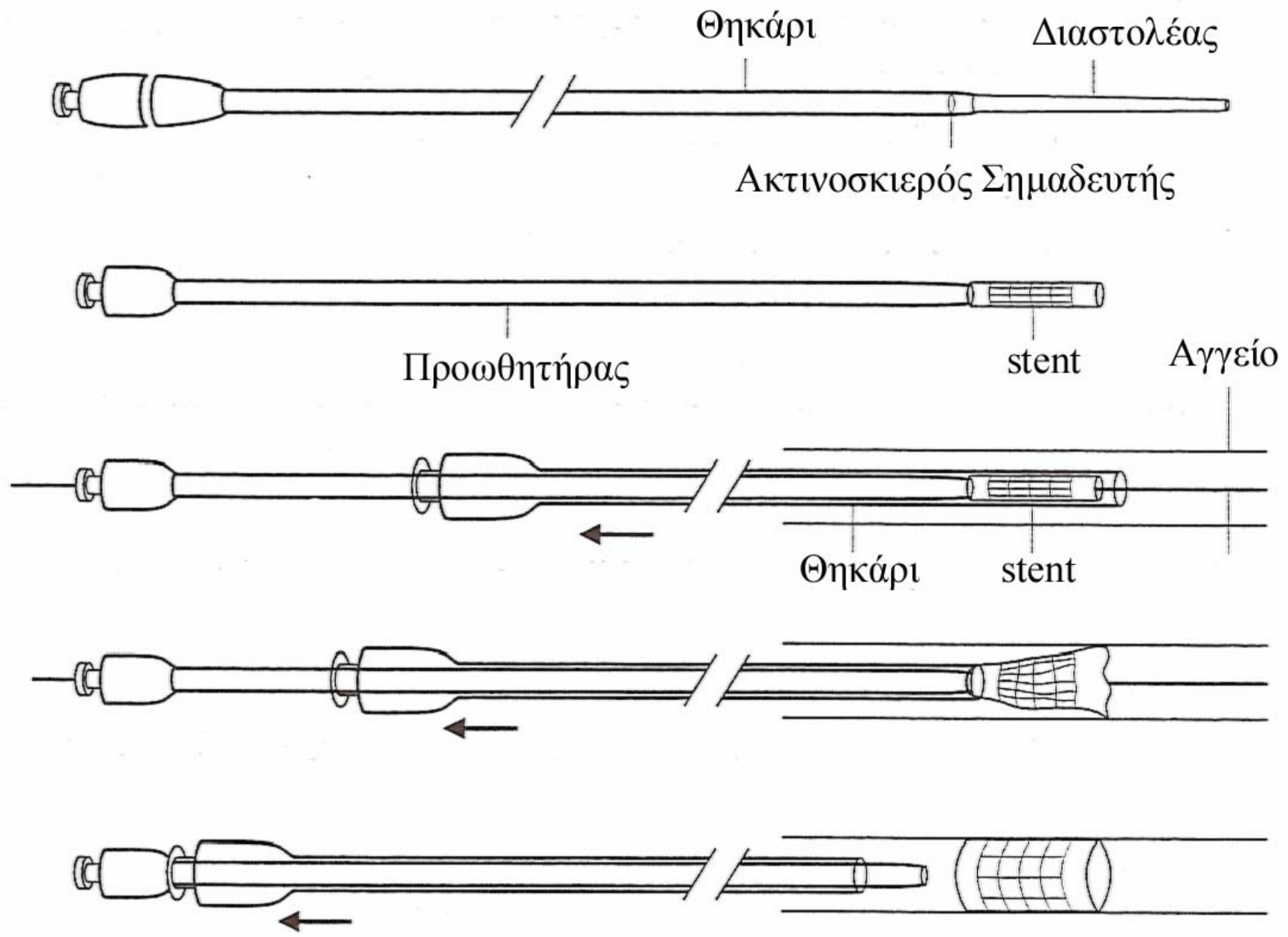


ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΦΑΙΡΕΤΙΚΗ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΑ



ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΦΑΙΡΕΤΙΚΗ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΑ

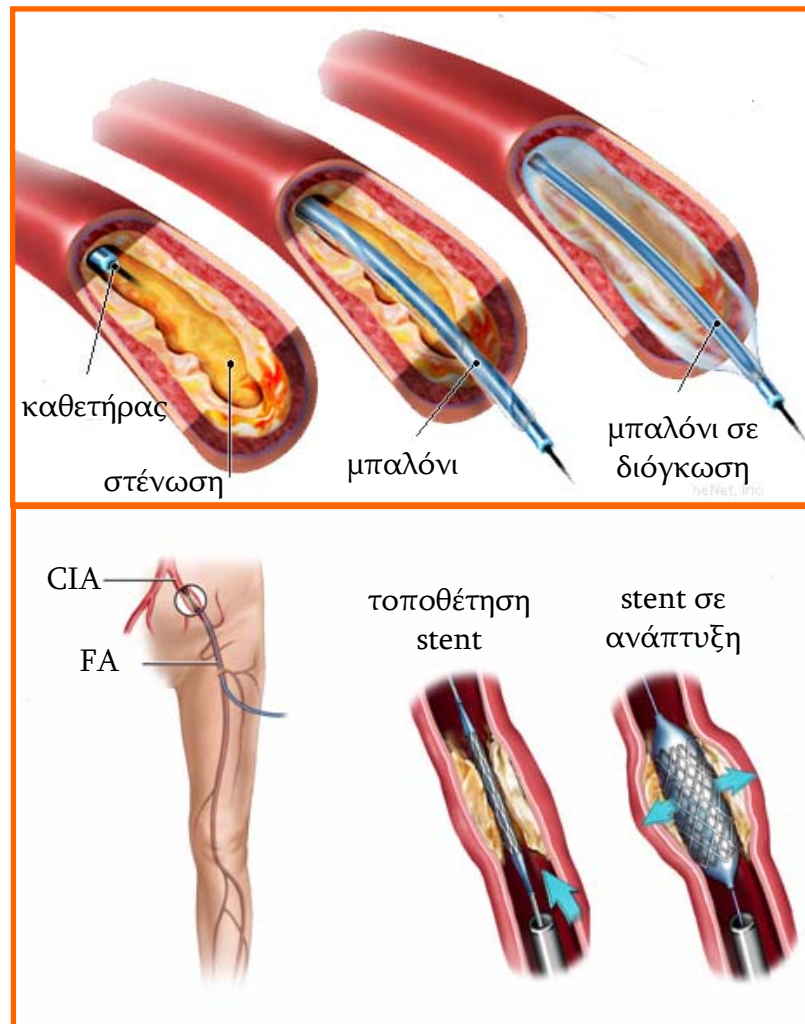




Εφαρμογή μεθόδου

Αγγειοπλαστική νεφρικών & λαγόνιων αρτηριών

Αγγειοπλαστική με μπαλόνι και τοποθέτηση stent



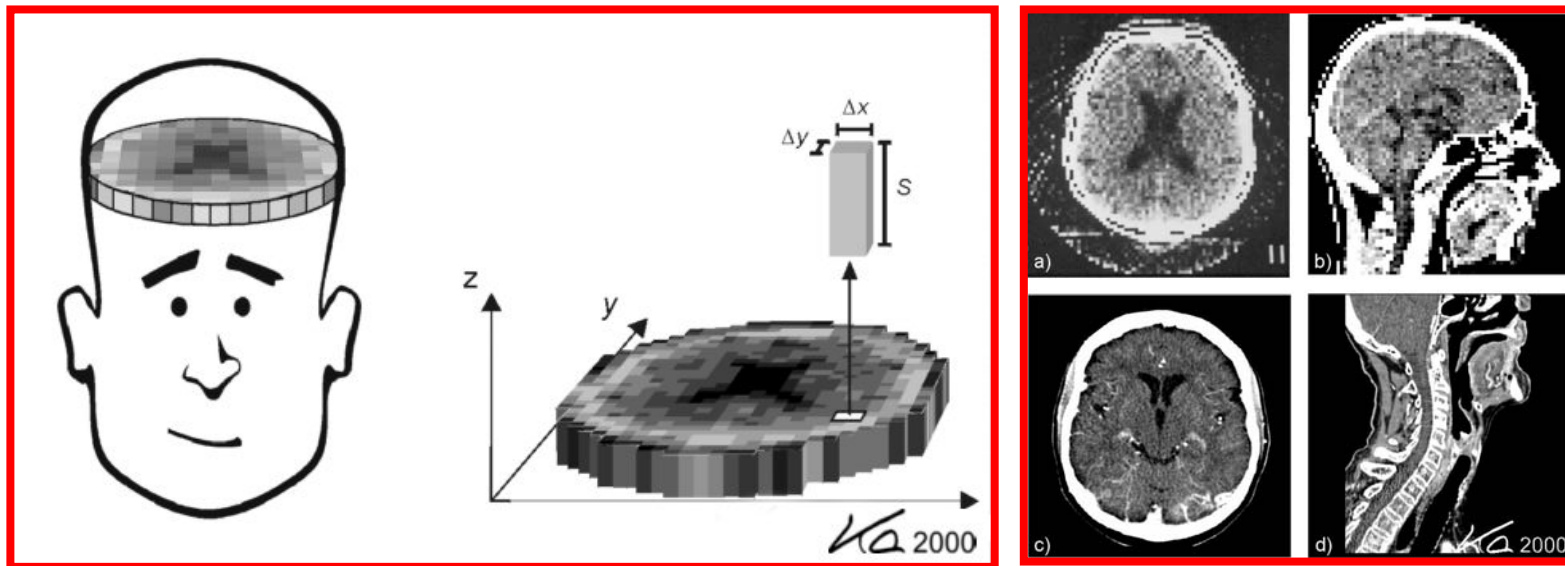
ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΩΝ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΩΝ

Το κυριότερο μειονέκτημα των ακτινογραφιών είναι ότι όλες οι δομές από τις οποίες διέρχονται οι ακτίνες X συμμετέχουν στην εξασθένηση της έντασης της ακτινοβολίας. Η απεικόνιση πολλών δομών που βρίσκονται σε διαφορετικό βάθος στην ίδια περιοχή του φιλμ δυσχεραίνει την διάγνωση.

Άλλο σημαντικό μειονέκτημα της ακτινογραφικής μεθόδου είναι η χαμηλή αντίθεση εικόνας. Δομές που εξασθενούν σε μεγάλο βαθμό τις ακτίνες X όπως τα οστά διαφοροποιούνται στην ακτινογραφία από τους μαλακούς ιστούς ή τους πνεύμονες που έχουν μικρότερο συντελεστή εξασθένησης. Η διαφοροποίηση όμως ιστών που έχουν μικρή διαφορά στον συντελεστή εξασθένησης είναι αδύνατη.

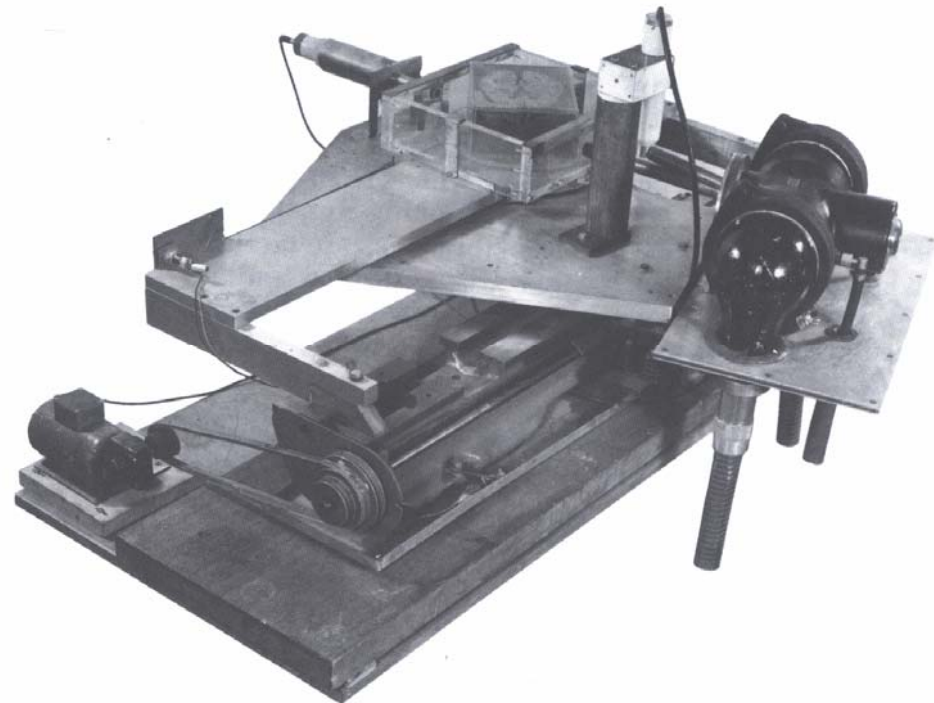
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Με την υπολογιστική τομογραφία, κάθε (νοητή) τομή του ανθρώπινου σώματος απεικονίζεται με τη βοήθεια της ψηφιακής τεχνολογίας.



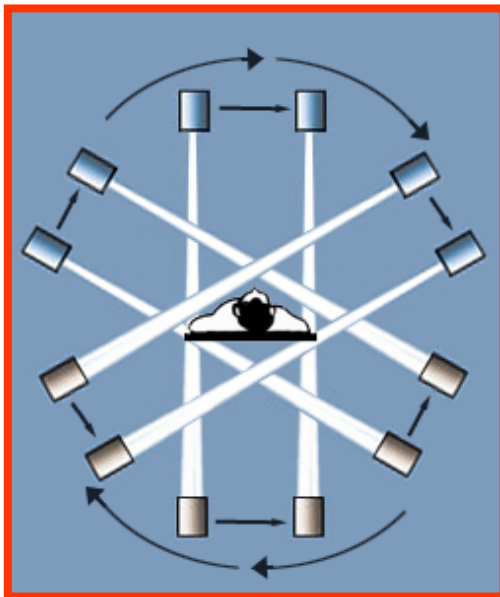
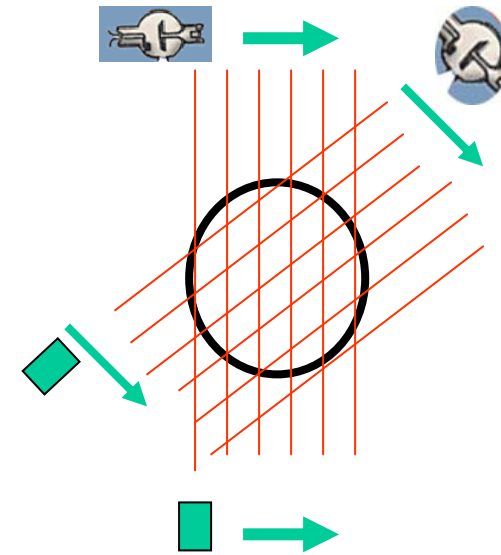
ΥΤ (CT)

- 1917 RADON ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΕΣ ΒΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗ ΕΙΚΟΝΩΝ
- 1963 CORMACK – ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ ΣΤΟ ΣΩΜΑ
- 1972 ΠΡΩΤΕΣ ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ (HOUNSFIELD)
- 1974 60 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΥΤ (EMI HEAD SCANNERS)
- 1975 ΠΡΩΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΟΛΟΚΛΗΡΟΥ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ
- 1979 HOUNSFIELD –CORMACK ΒΡΑΒΕΙΟ NOBEL
- 1989 ΕΛΙΚΟΕΙΔΗΣ ΥΤ
- 1998 ΠΟΛΥΤΟΜΙΚΗ ΥΤ
- 2000 ΠΕΡΙΠΟΥ 30000 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΥΤ
- 2004 ΠΑΝΩ ΑΠΟ 40000 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΥΤ



ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ

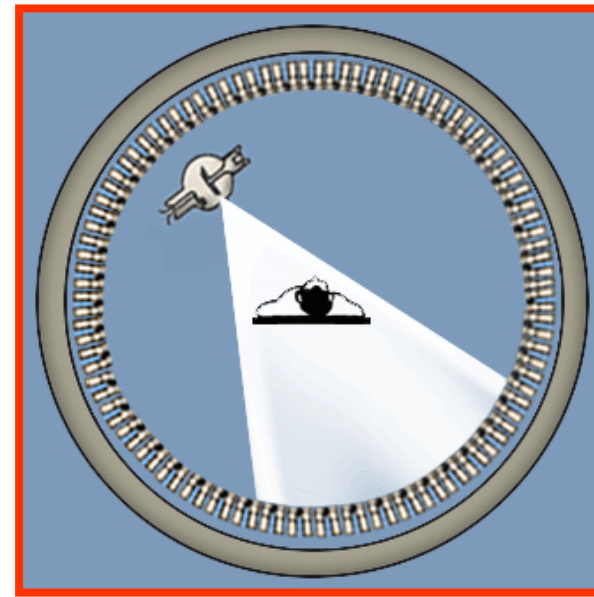
ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ



2η γενιά



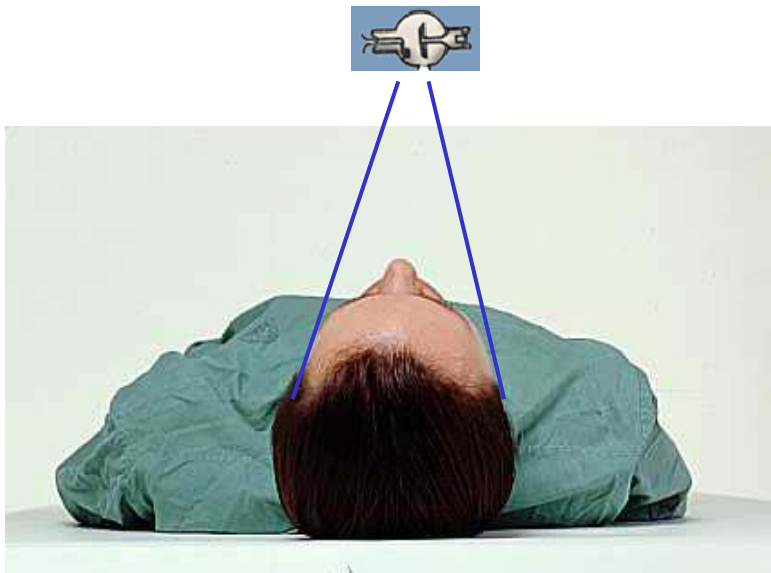
3η γενιά



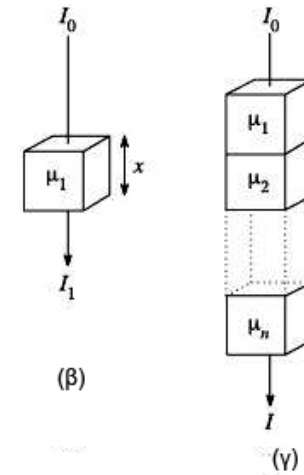
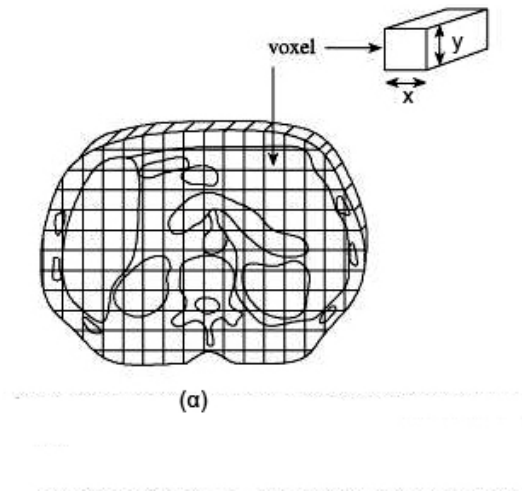
4η γενιά

ΥΤ : Διαδικασία λήψης δεδομένων

- Λεπτή δέσμη σε μορφή βεντάλιας (fan beam) παράγεται από λυχνία ακτίνων X που λειτουργεί σε τάση 120-140 kVp και έχει φίλτρο $> 6 \text{ mm Al}$.
- Η δέσμη διαπερνά μια εγκάρσια τομή πάχους 1-10 mm του σώματος του εξεταζομένου και εξασθενεί ανάλογα με το είδος των ιστών που συναντά κατά τη διέλευσή της.



Η ένταση της εξερχόμενης δέσμης μετράται από σειρά ανιχνευτών.



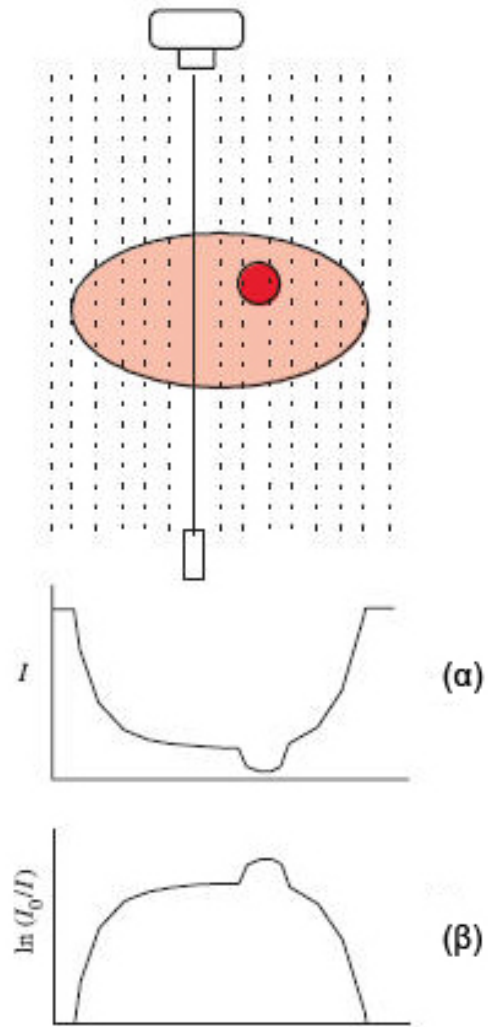
$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i}$$

Προβολή: ένα σύνολο μετρήσεων από τους ανιχνευτές

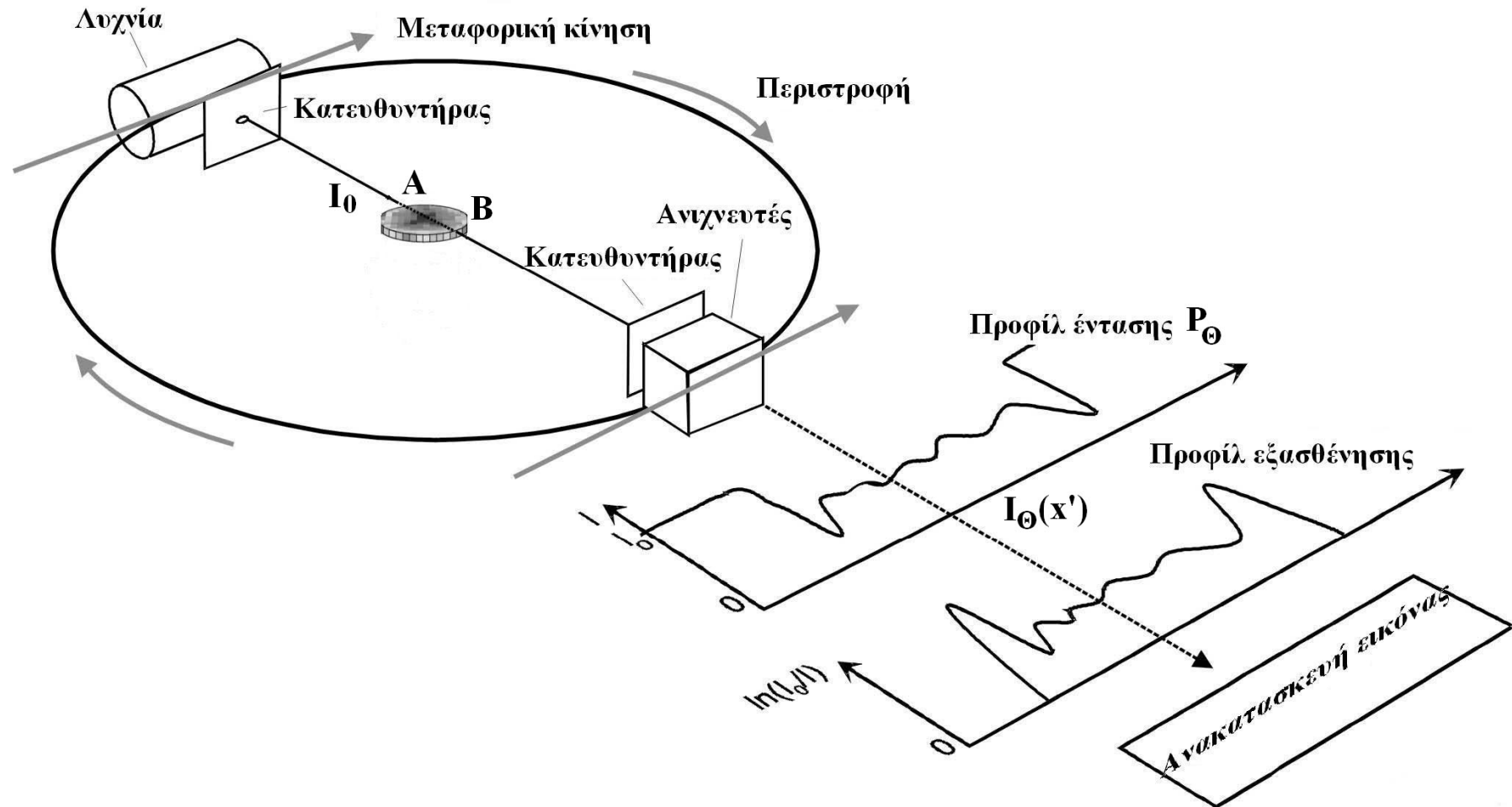
Μία απλή προβολή σαν

(α) προφίλ έντασης και

(β) προφίλ εξασθένησης



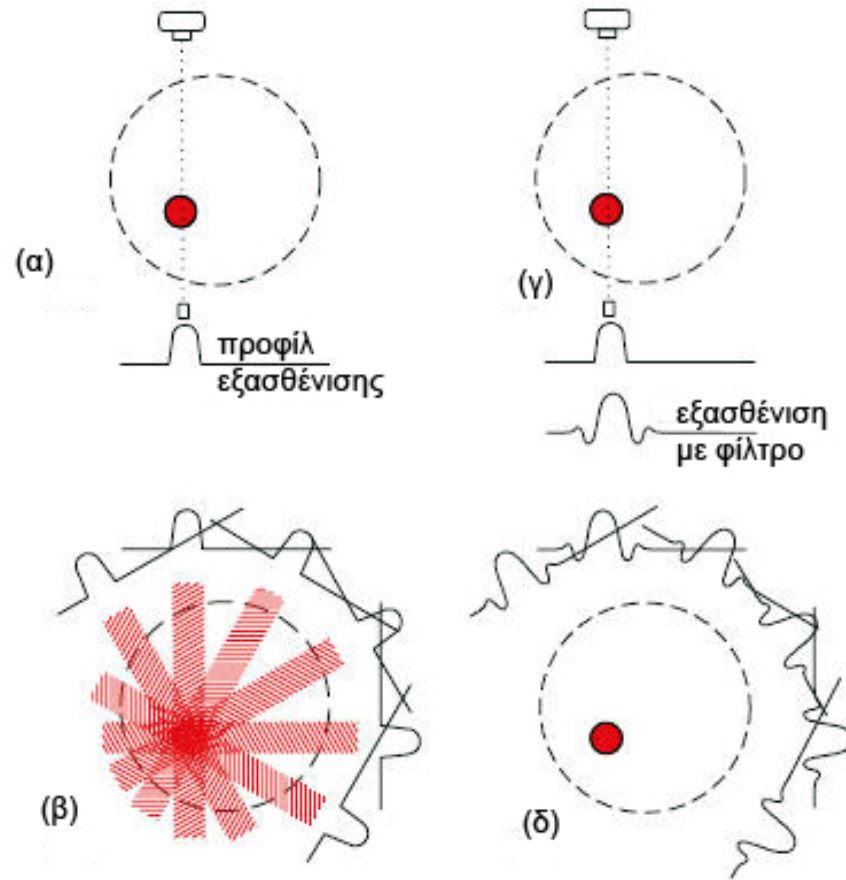
Προβολή: ένα σύνολο μετρήσεων από τους ανιχνευτές



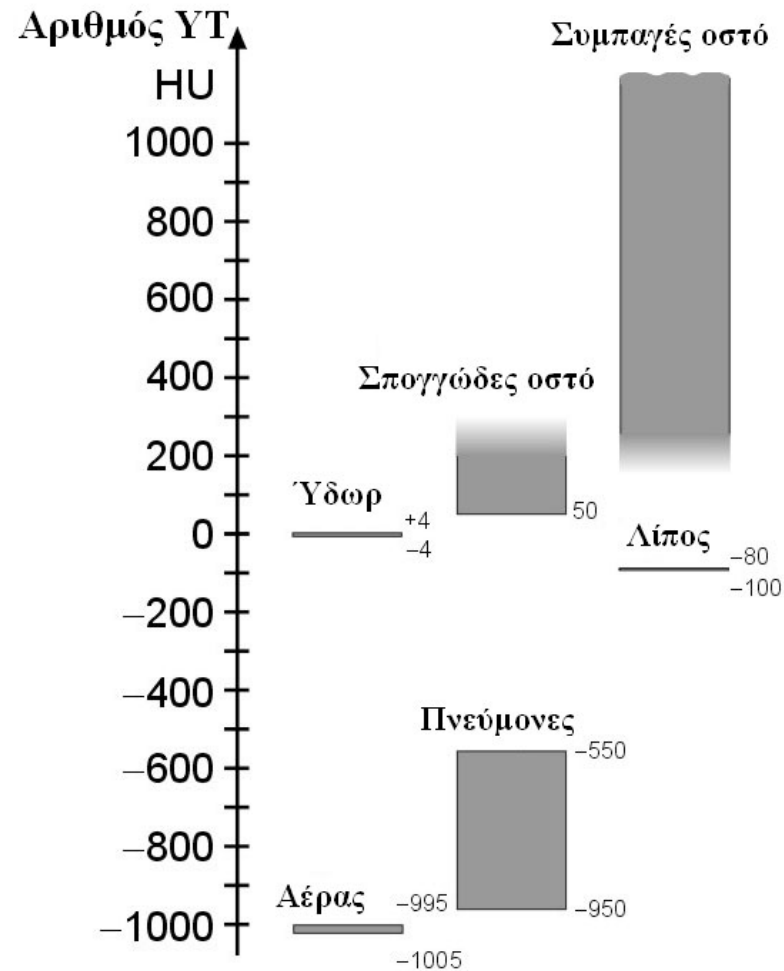
ΥΤ : Διαδικασία λήψης δεδομένων

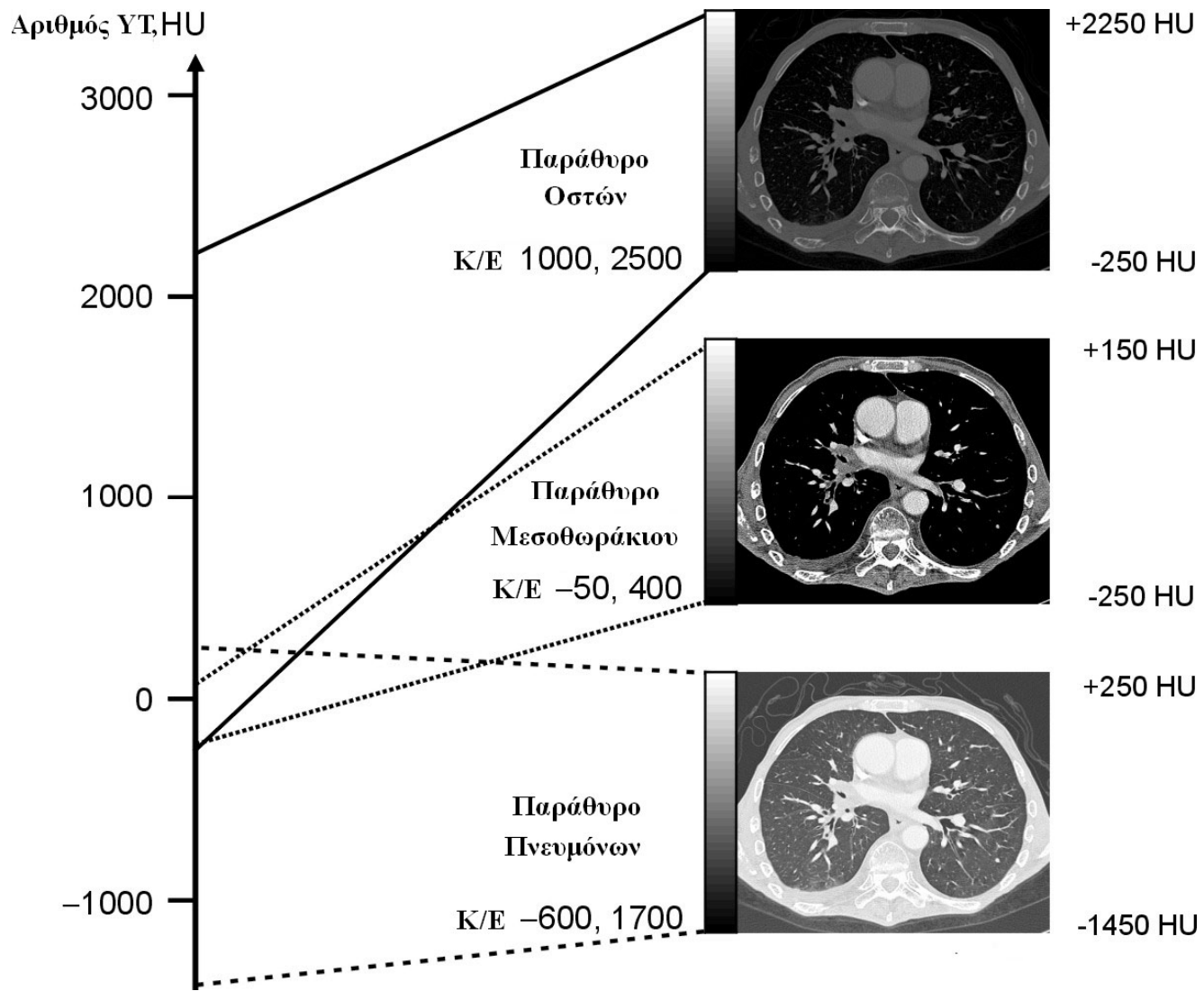
- Προβολές λαμβάνονται με την λυχνία να περιστρέφεται σε τόξο 360° γύρω από τον ασθενή. Η λυχνία εκπέμπει καθ' όλη τη διάρκεια της περιστροφής της και λαμβάνονται χιλιάδες αριθμητικά δεδομένα.
- Για παράδειγμα αν ο τομογράφος διαθέτει 800 ανιχνευτές και λαμβάνονται 1000 προβολές γύρω από τον ασθενή τότε τα αριθμητικά δεδομένα για την δημιουργία της εικόνας μιας εγκάρσιας τομής είναι:
 $800 \text{ αριθμοί/προβολή} \times 1000 \text{ προβολές} = 800.000 \text{ αριθμοί}$

Η δημιουργία της εικόνας μιας εγκάρσιας τομής από τα αριθμητικά δεδομένα ονομάζεται ανασύσταση.



Η εικόνα της τομής δημιουργείται αποδίδοντας σε κάθε pixel μία απόχρωση της κλίμακας του γκρι που εξαρτάται από την αντίστοιχη τιμή του συντελεστή μ .





MEDICAL SYSTEMS
Speed ZXI

0:118.6 (col)
V 20.2cm

10:00
725.0cm
mm
9.0

70.1 (col)
0cm

0cm



ZXI b

04:02:40
512 X
Mag = 1.02
FL:
ROT:

WW: 111 WL:

MEDICAL SYSTEMS
Speed QX/i CTC3_OC0

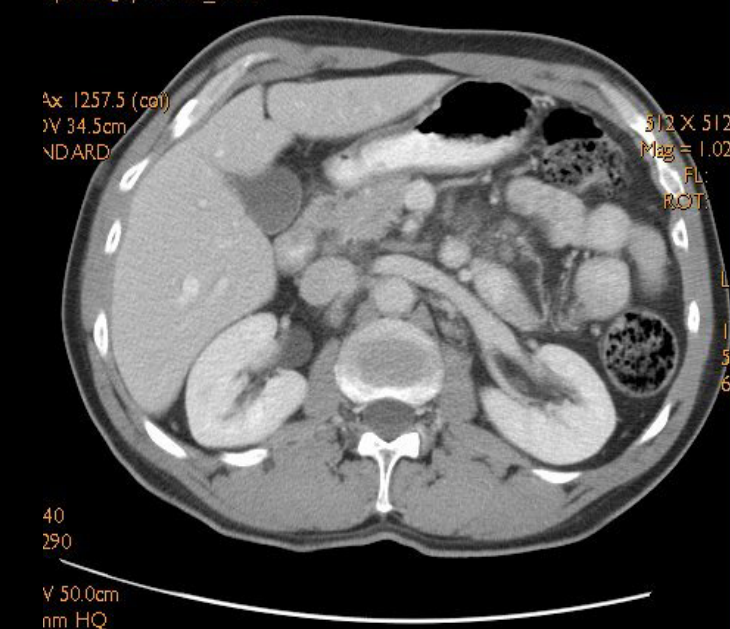
Ax 1257.5 (col)
V 34.5cm
NDARD

40:290
V 50.0cm
mm HQ

Im: 32
XY Ax 1120.0 (col)
DFOV 34.6cm
STND

kV 120
mA 145

SFOV 50.0cm
5.0mm 4.50mm/s HQ
Tilt: 0.0
0.784HF 04 11

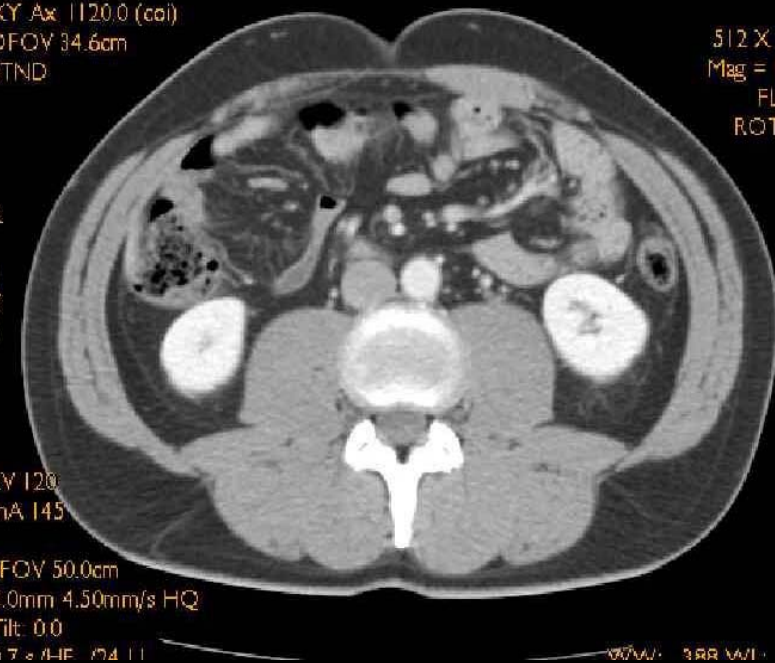


512 X 512
Mag = 1.02
FL:
ROT:

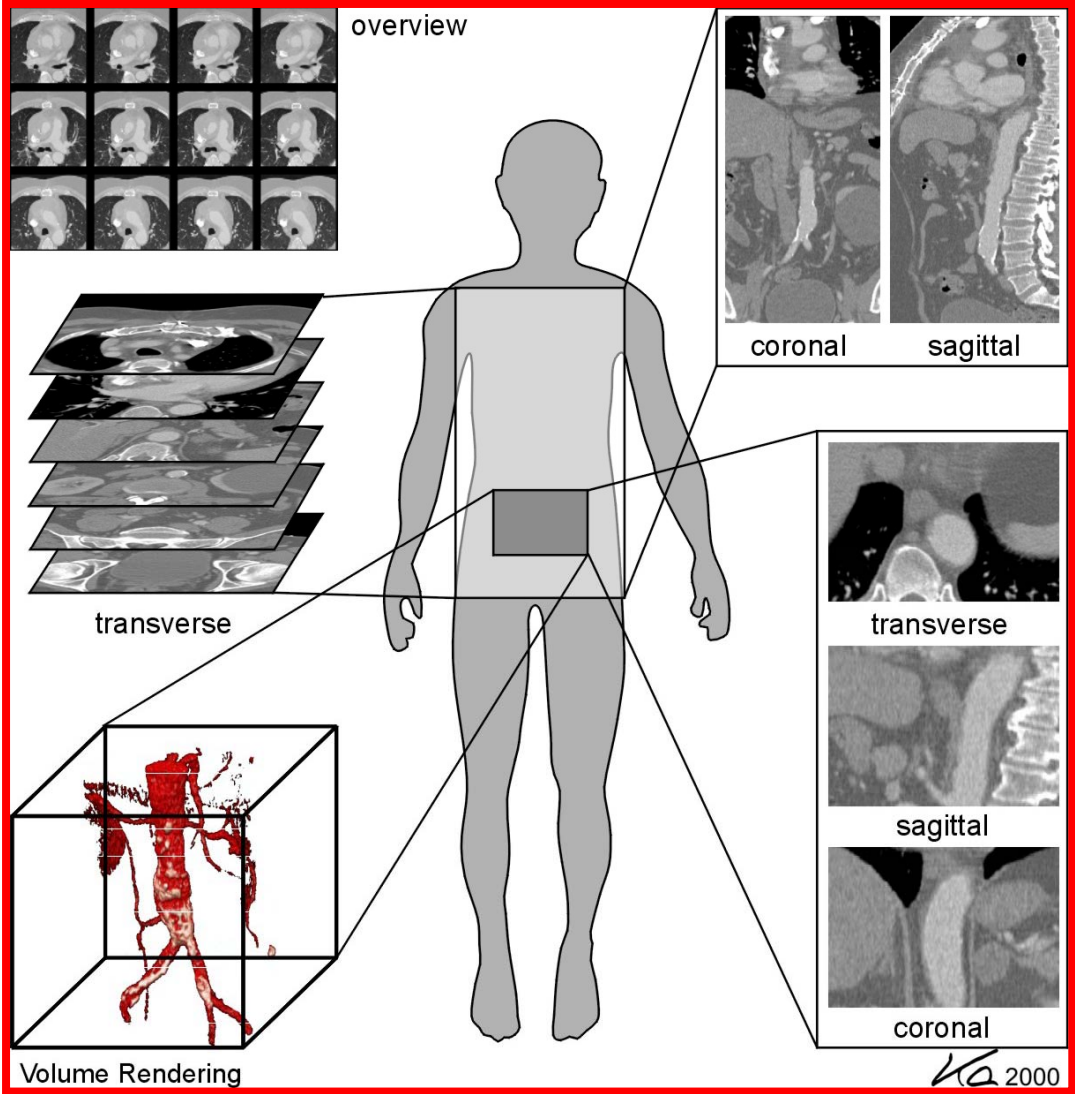
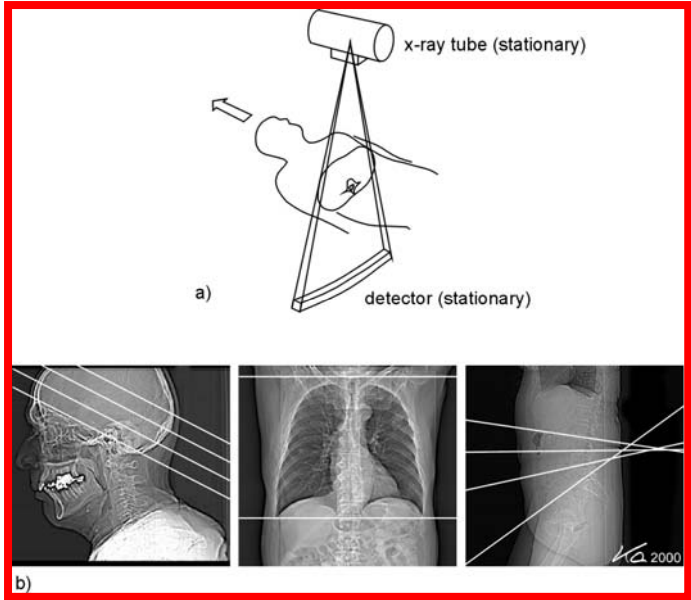
512 X 512
Mag = 1.00
FL:
ROT:

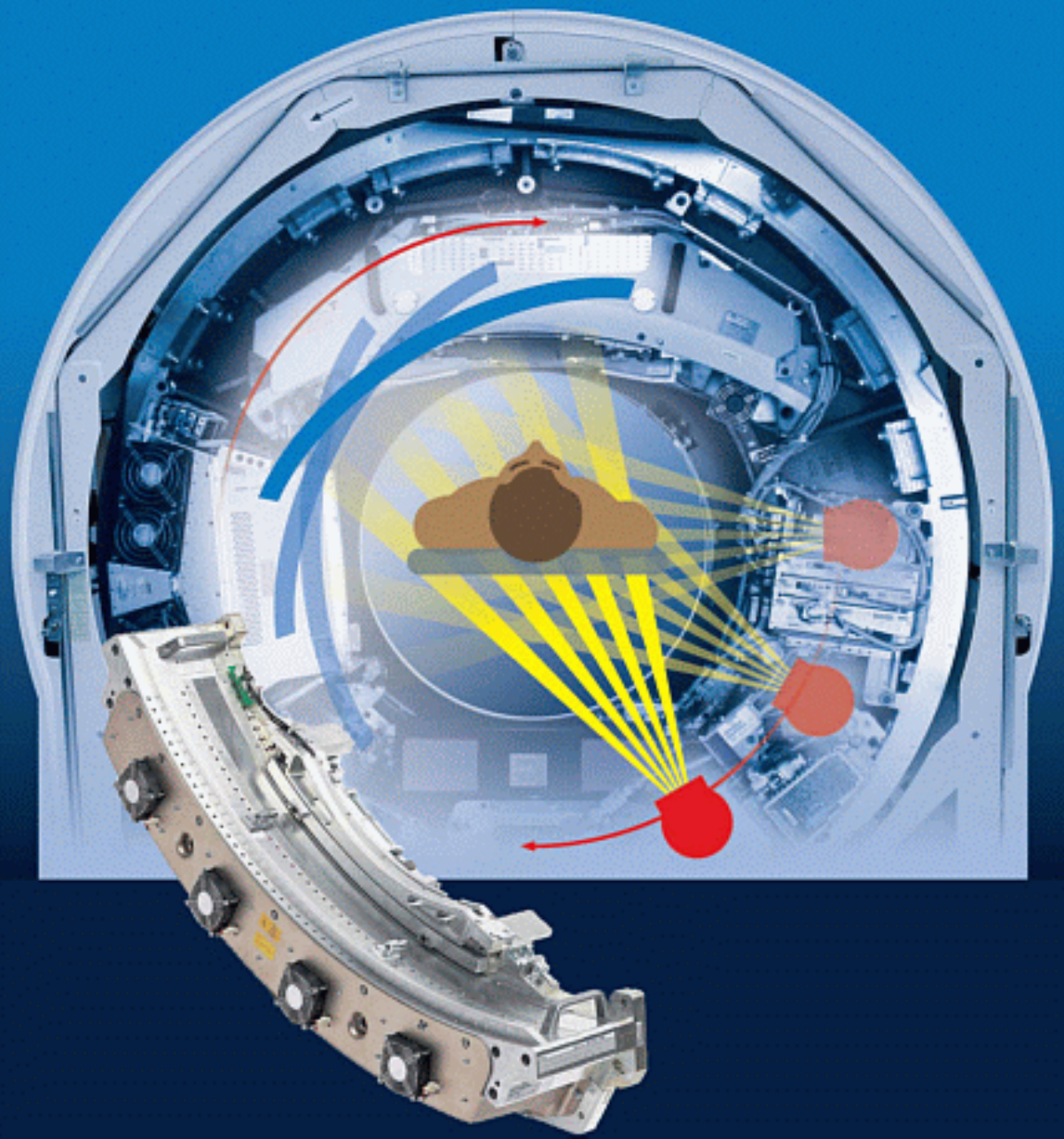
R
1
7
1

L
1
7
5



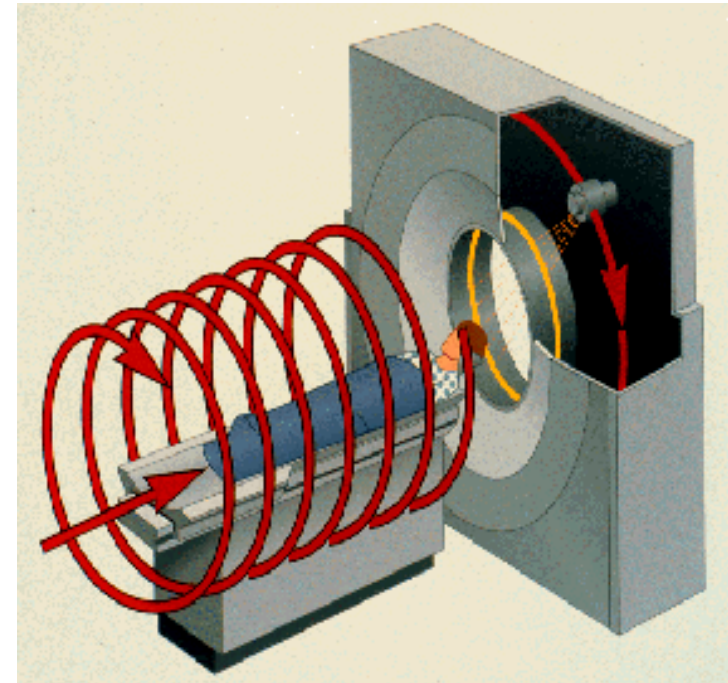
WW: 388 WL: 4



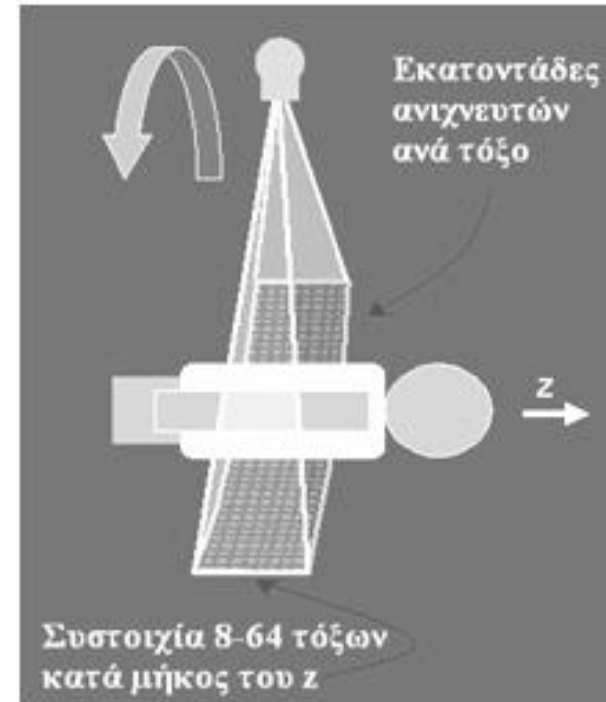
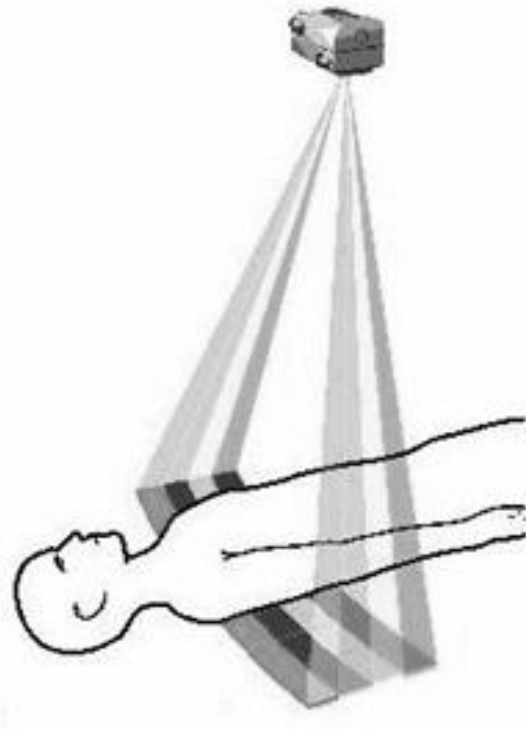


ΕΛΙΚΟΕΙΔΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

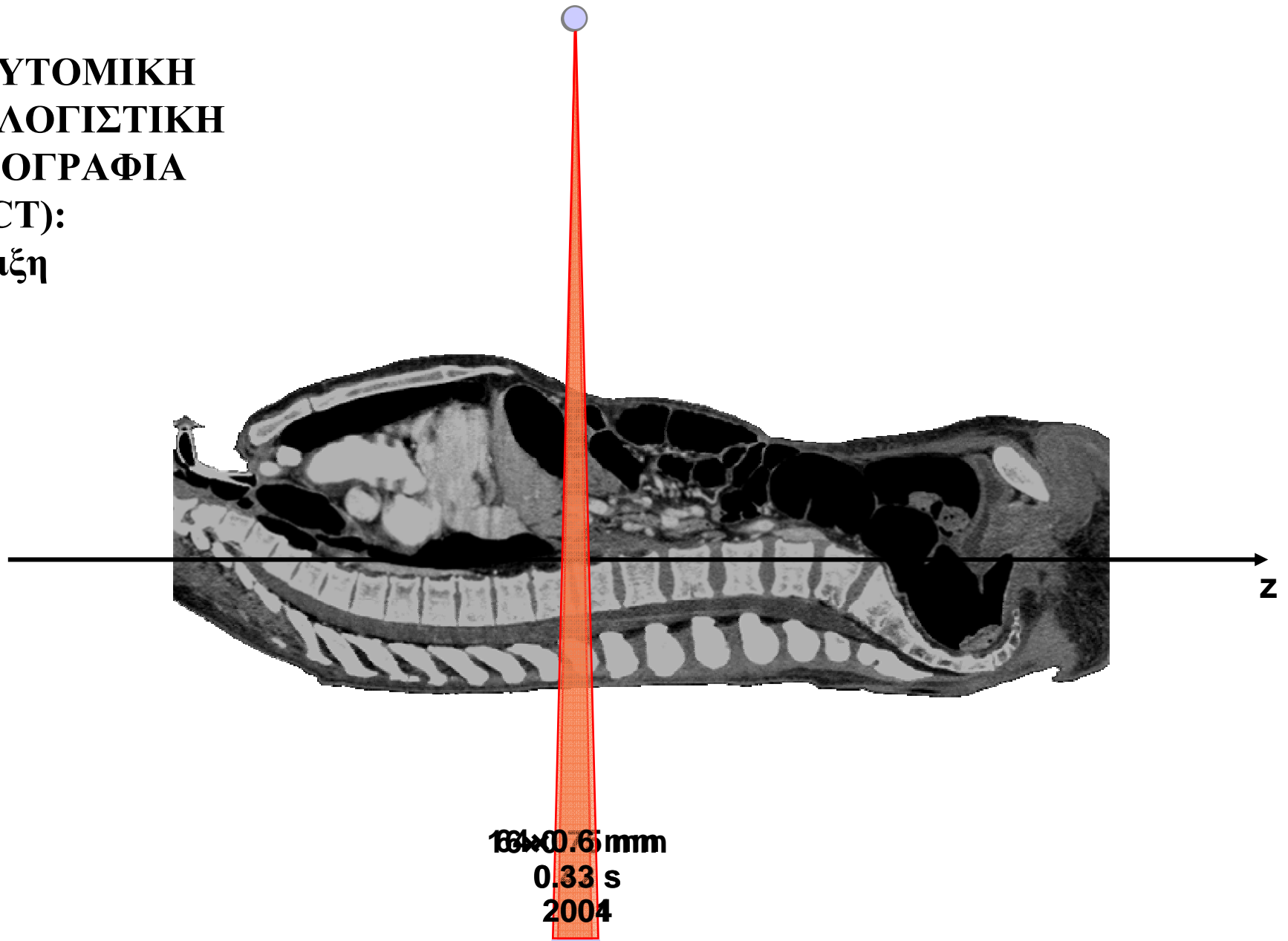
- Η λυχνία των ακτίνων X περιστρέφεται συνεχώς με ταυτόχρονη συνεχή κίνηση της τράπεζας.
- Δεν υπάρχει νεκρός χρόνος
- Έχει την ικανότητα να απεικονίζει μεγάλες περιοχές ιστών σε μικρότερο χρόνο από το συμβατικό CT.



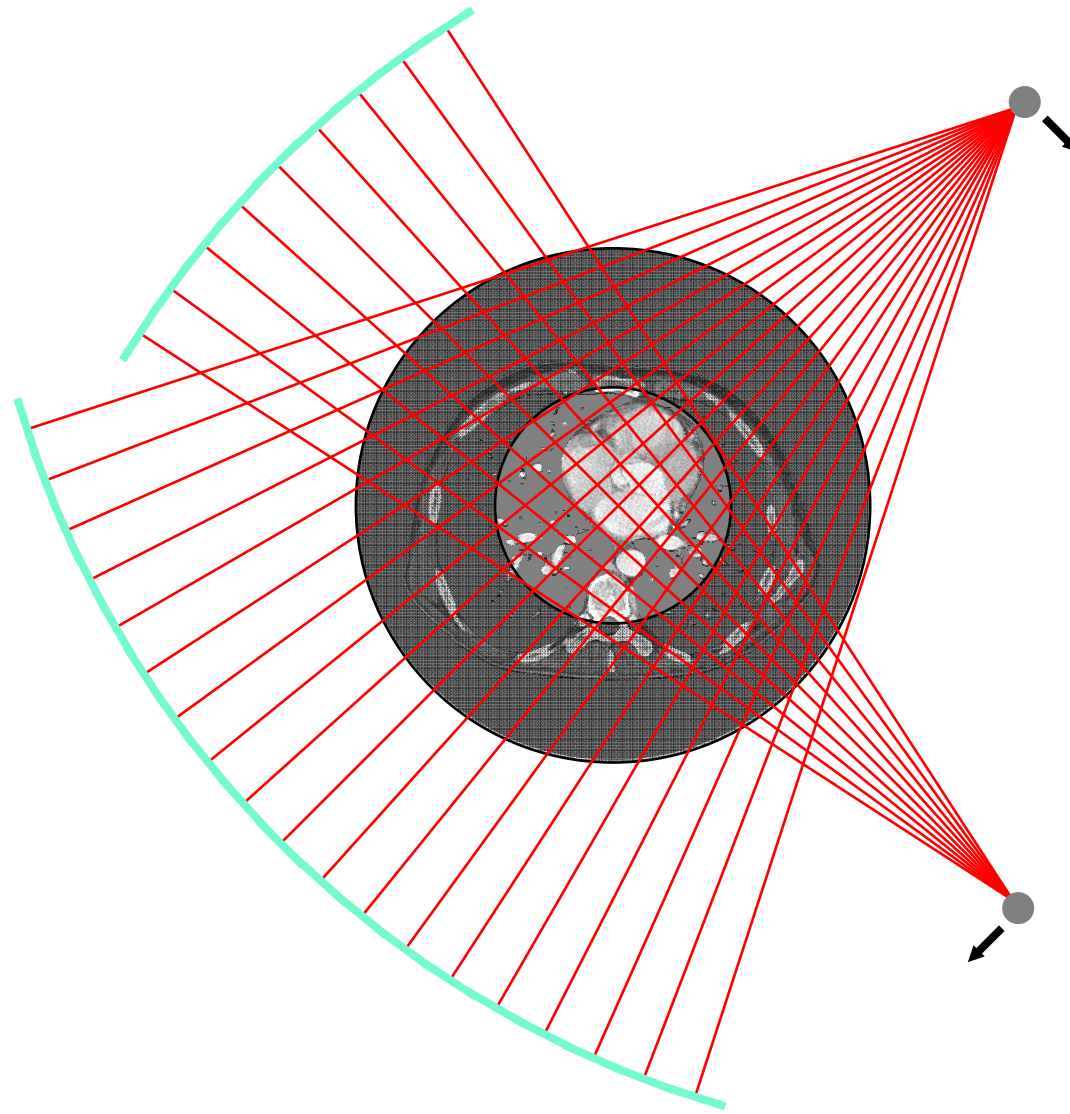
ΠΟΛΥΤΟΜΙΚΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ (MDCT)



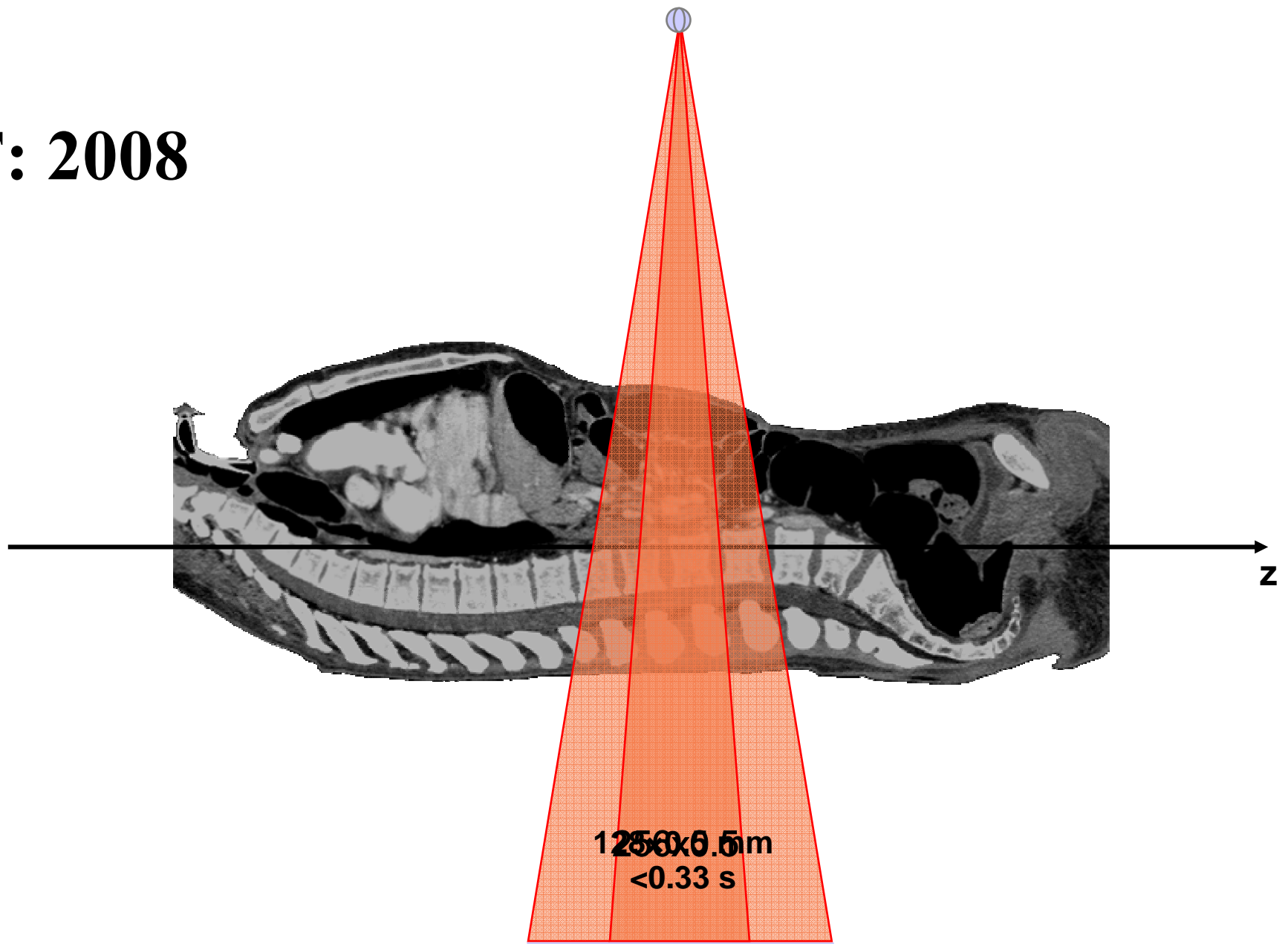
**ΠΟΛΥΤΟΜΙΚΗ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ
ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ
(MDCT):
Εξέλιξη**



CT δύο λυχνιών ακτίνων X (DSCT)

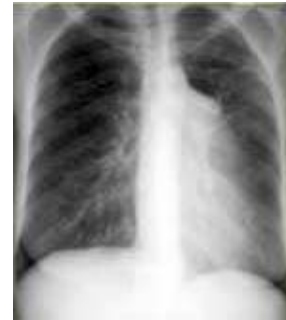


CT: 2008





ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ



ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΕΙΝΑΙ Η ΔΙΑΦΟΡΑ ΟΠΤΙΚΗΣ ΠΥΚΝΟΤΗΤΑΣ ΔΥΟ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΠΕΡΙΟΧΩΝ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

ΠΩΣ ΕΙΝΑΙ ΔΥΝΑΤΟΝ ΝΑ ΜΕΤΑΒΑΛΟΥΜΕ ΤΗΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΣΤΗΝ ΚΛΑΣΣΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΣΗ ;

- Κατάλληλη επιλογή της υψηλής τάσης
- Χρήση σκιαγραφικών υλικών
- Χρήση κατάλληλου φίλμ / ενισχυτικής πινακίδας



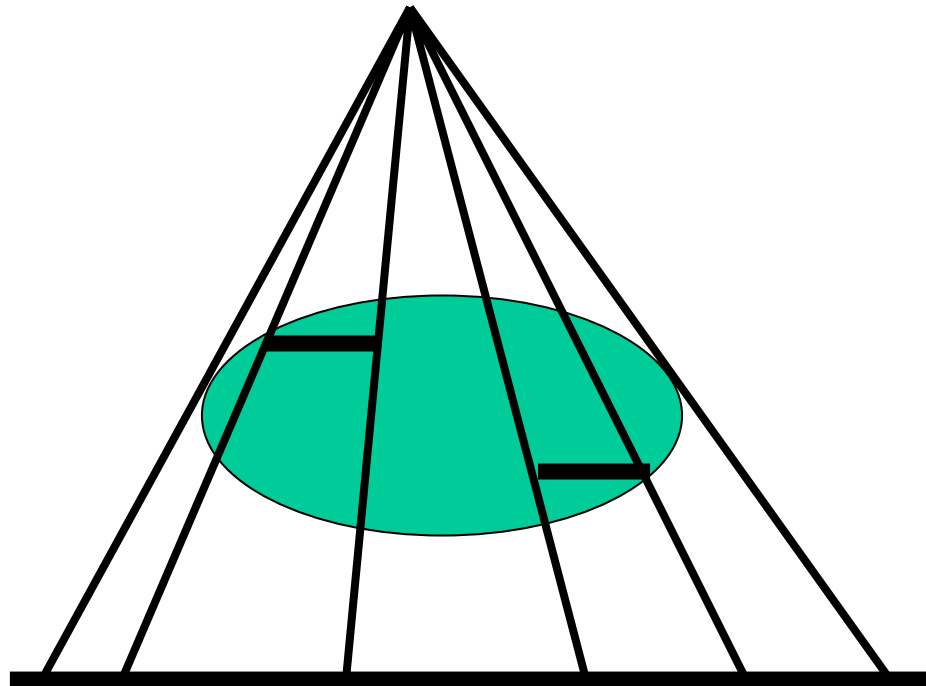


ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ (ΨΕΥΔΕΙΣ ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ)

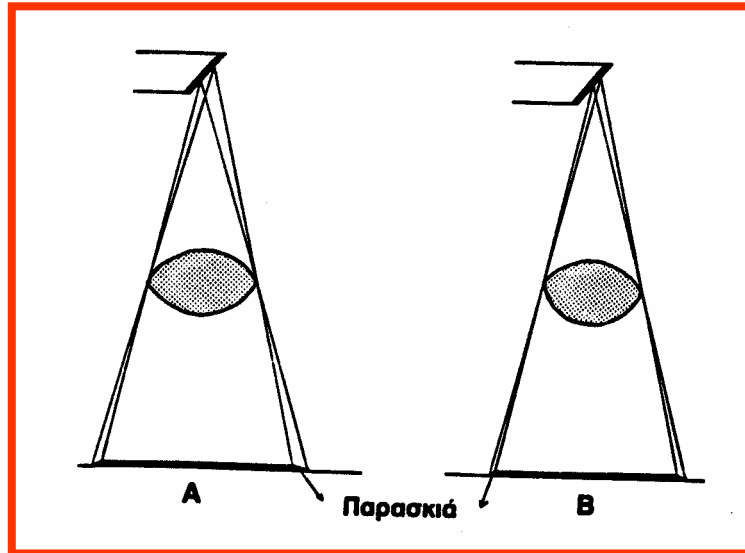
ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ

ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ ΕΙΝΑΙ Η ΑΝΙΣΗ ΜΕΓΕΘΥΝΣΗ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΩΝ

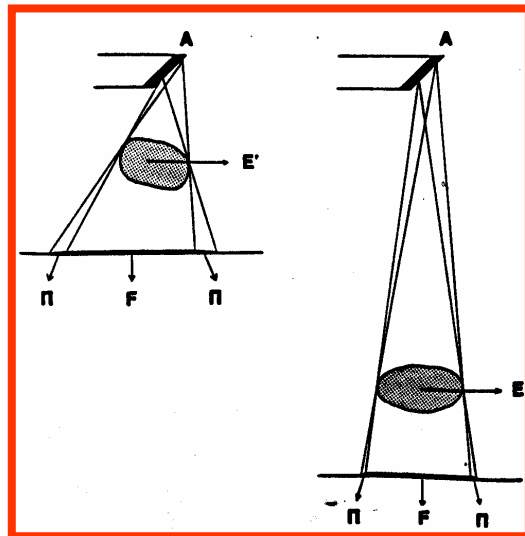
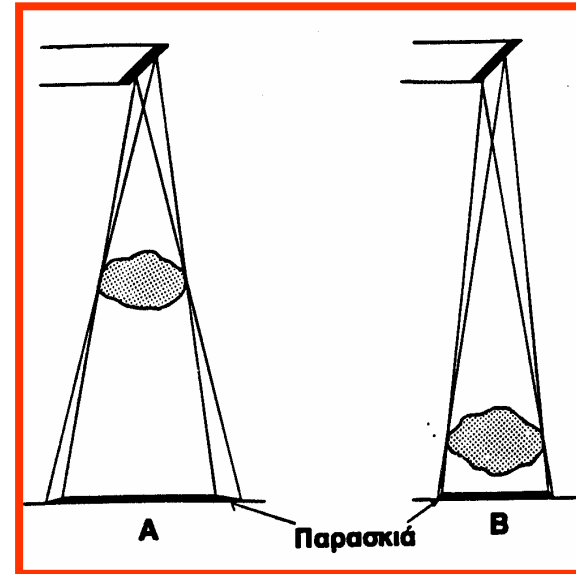
ΔΟΜΩΝ ΠΟΥ ΑΠΕΙΚΟΝΙΖΟΝΤΑΙ ΣΕ ΜΙΑ ΕΙΚΟΝΑ



ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΕΣΤΙΑΣ



ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΠΟΣΤΑΣΗΣ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ - ΦΙΑΜ



ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΑΠΟΣΤΑΣΗΣ ΕΣΤΙΑΣ - ΦΙΑΜ

ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗ ΑΣΑΦΕΙΑ :
ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΟΝ
ΣΑΦΗ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟ ΤΩΝ ΔΟΜΩΝ
ΠΟΥ ΑΠΕΙΚΟΝΙΖΟΝΤΑΙ

ΜΕΓΕΘΟΣ ΕΣΤΙΑΣ
ΑΠΟΣΤΑΣΗ ΕΣΤΙΑΣ ΦΙΑΜ
ΑΠΟΣΤΑΣΗ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ ΦΙΑΜ
ΕΠΑΦΗ ΕΝΙΣΧΥΤΙΚΗΣ ΠΙΝΑΚΙΔΑΣ ΦΙΑΜ

ΑΣΑΦΕΙΑ ΚΙΝΗΣΗΣ :
ΚΙΝΗΣΗ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥ & ΟΡΓΑΝΩΝ

ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΗΝ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

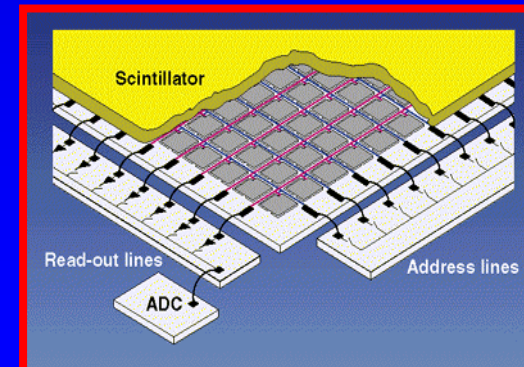
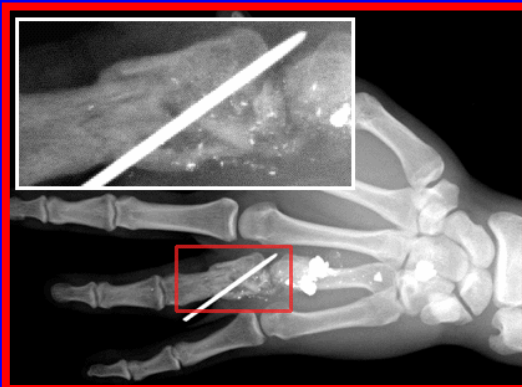
- 1. kV (ΥΨΗΛΑ kV = ΧΑΜΗΛΗ ΑΝΤΙΘΕΣΗ)**
- 2. ΧΡΟΝΟΣ ΕΚΘΕΣΗΣ
ΜΙΚΡΟΣ ΧΡΟΝΟΣ = ΜΕΙΩΣΗ ΑΣΑΦΕΙΑΣ ΛΟΓΩ ΚΙΝΗΣΗΣ**
- 3. ΜΕΓΕΘΟΣ ΕΣΤΙΑΣ
ΜΕΓΑΛΟ ΜΕΓΕΘΟΣ ΕΣΤΙΑΣ = ΑΥΞΗΣΗ ΠΑΡΑΣΚΙΑΣ**
- 4. mA
ΠΟΛΛΑ mA = ΜΕΓΑΛΗ ΑΜΑΥΡΩΣΗ**
- 5. ΑΝΤΙΔΙΑΧΥΤΙΚΟ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑ (ΜΕΙΩΣΗ ΣΚΕΔΑΣΗΣ)**
- 6. ΦΙΛΜ ΚΑΙ ΕΝΙΣΧΥΤΙΚΕΣ ΠΙΝΑΚΙΔΕΣ (Ε.Π.)
Η ΧΡΗΣΗ ΤΩΝ Ε.Π. ΔΕΝ ΕΙΝΑΙ ΠΑΝΤΑ ΑΠΑΡΑΙΤΗΤΗ**
- 7. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΦΙΛΜ**



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ



3.
ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΨΗΦΙΑΚΗΣ
ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑΣ

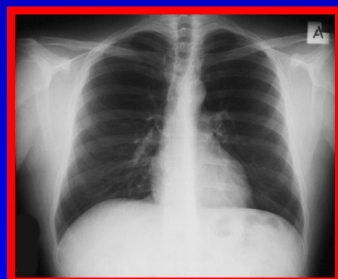


ΚΛΑΣΣΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ

ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΟ ΦΙΛΜ : ΤΟ ΜΕΣΟ ΓΙΑ



ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ



ΜΕΤΑΦΟΡΑ



ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ



ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ

ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ



ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ

- ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ
- ΜΕΤΑΦΟΡΑ
- ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ
- ΑΝΑΚΤΗΣΗ



ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ

ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ

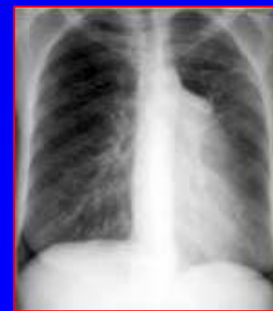
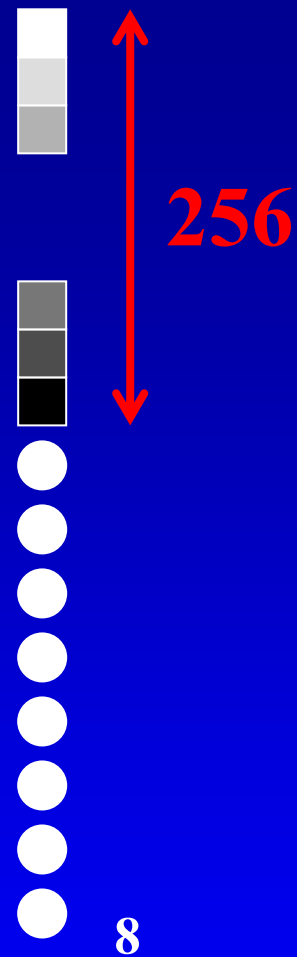
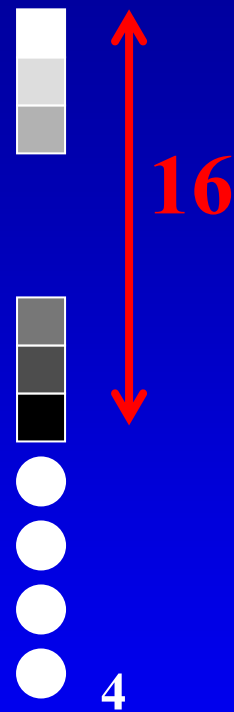
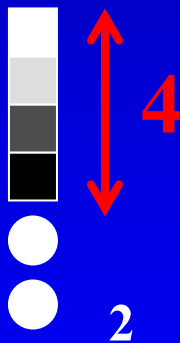
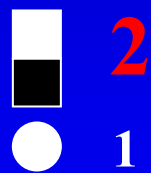
Η πληροφορία σε κάθε στοιχείο εικόνας αντιπροσωπεύεται από μια σειρά από bits. Ο αριθμός των bits/(στοιχείο εικόνας) καθορίζει τον αριθμό των αποχρώσεων του γκρι με τη βοήθεια των οποίων απεικονίζεται η πληροφορία στην ψηφιακή εικόνα. Ο αριθμός των bits/(στοιχείο εικόνας) λέγεται και βάθος bit (bit depth) ή βάθος μνήμης.

ΤΙΜΕΣ PIXEL

Η

ΑΠΟΧΡΩΣΕΙΣ ΤΟΥ ΓΚΡΙ

BITS

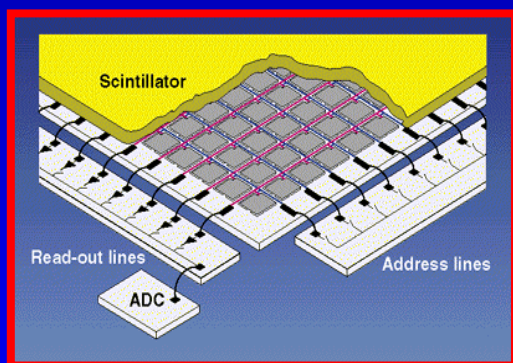


ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΟ ΜΕΓΕΘΟΣ

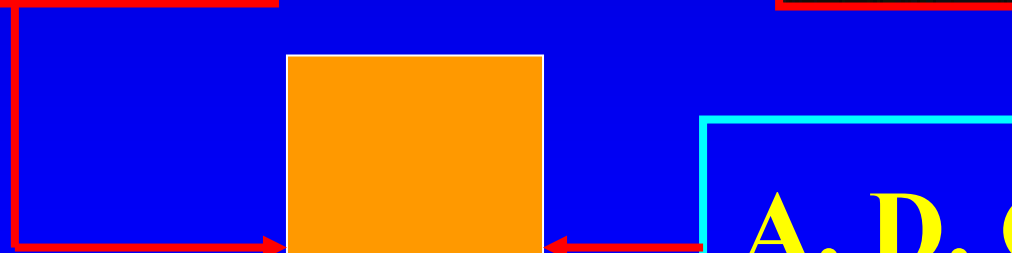
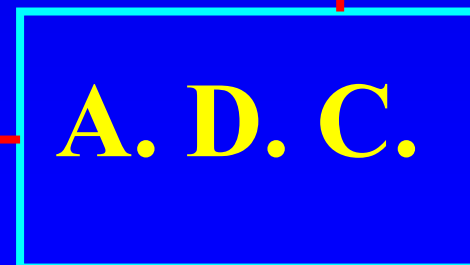
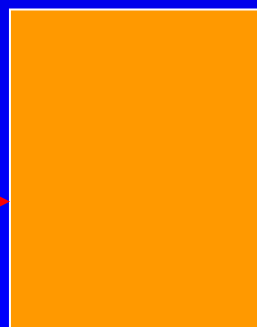
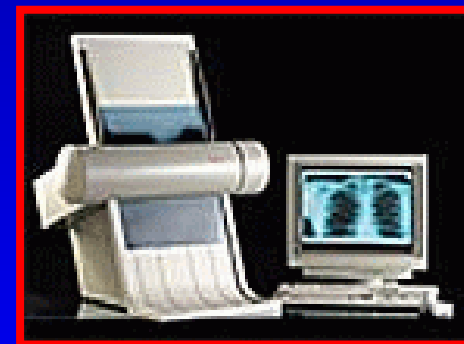
ΜΗΤΡΑ	BITS	ΜΕΓΕΘΟΣ
1000 X 1000	8	1.0 MB
1700 X 2000	12	5.1 MB

ΛΗΨΗ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

ΑΜΕΣΗ



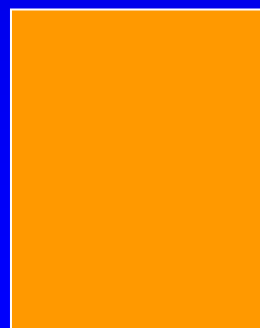
ΕΜΜΕΣΗ



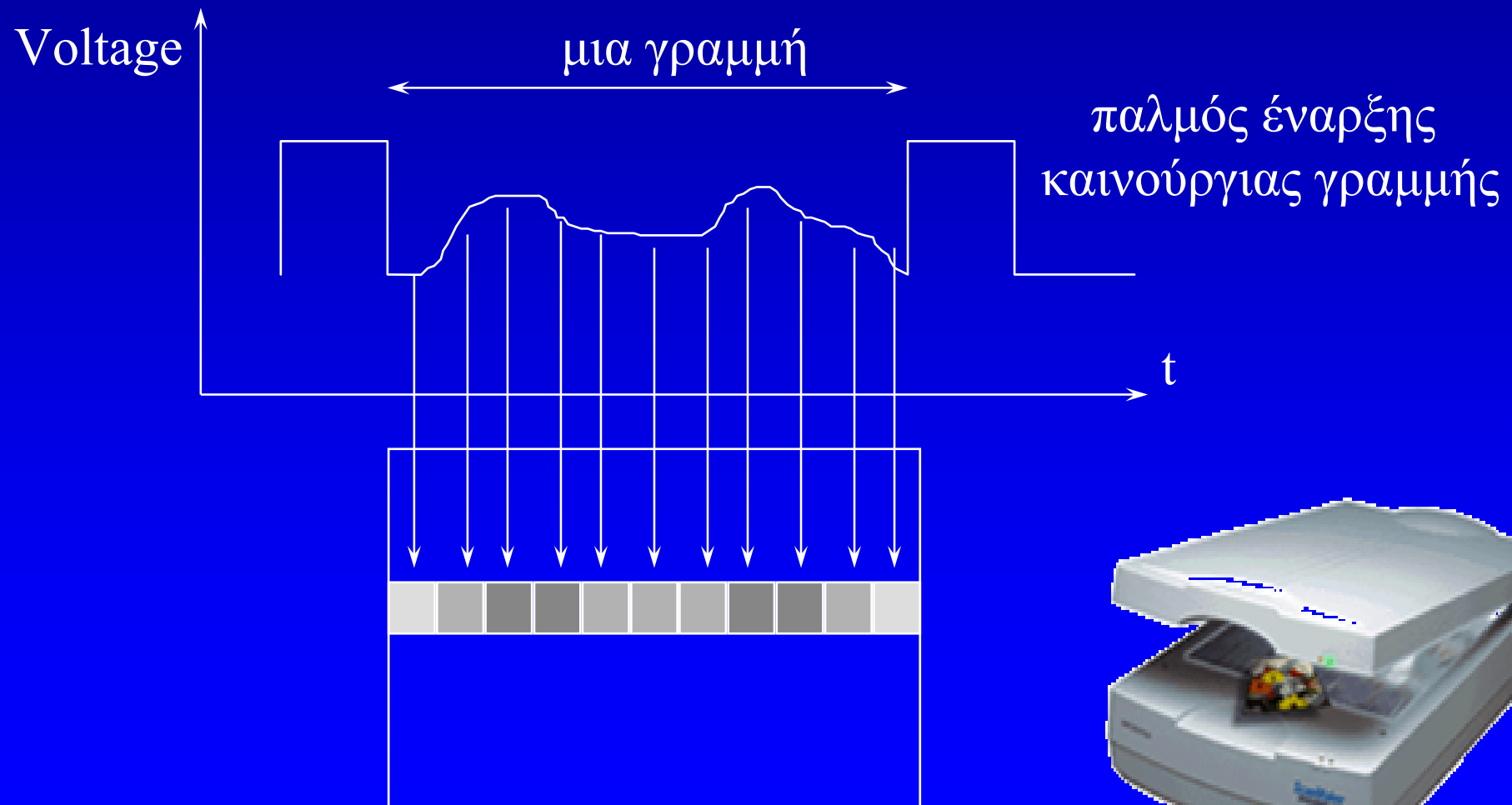
ΕΜΜΙΜΕΣΗ ΛΗΨΗ ΕΙΚΟΝΑΣ

ΦΙΛΜ

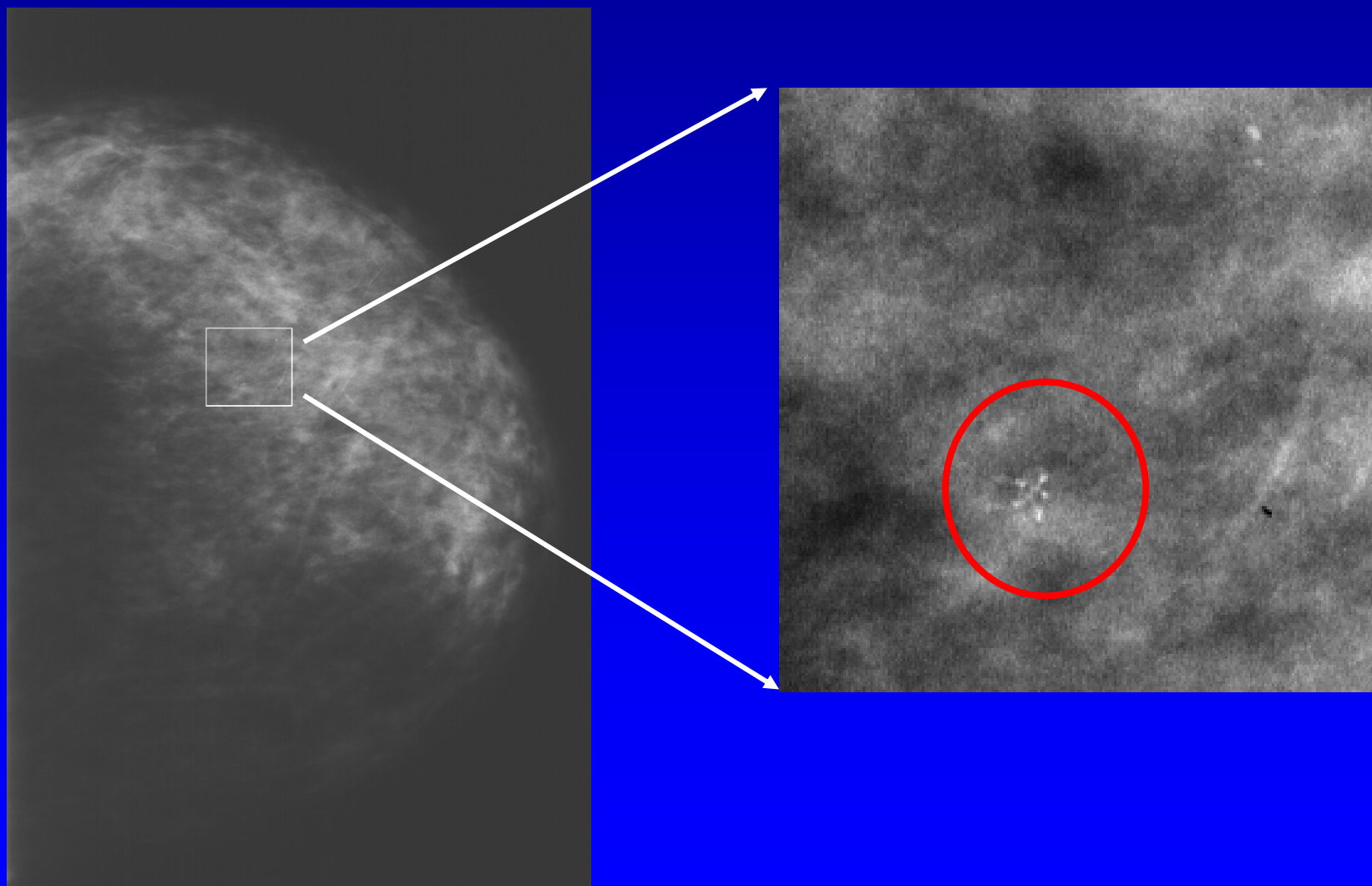
ΥΠΟΛΟΓ. Α/Φ



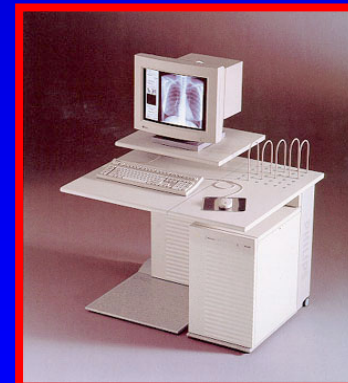
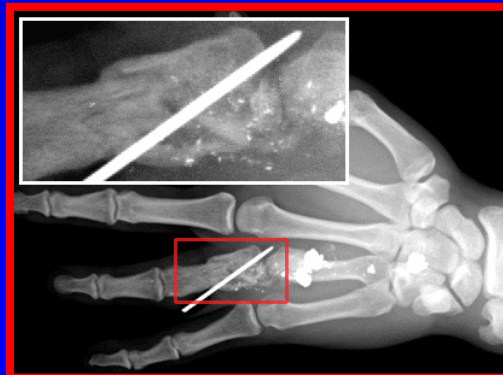
ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ

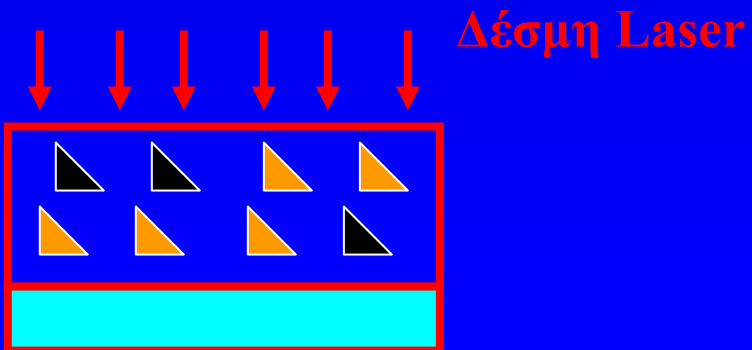
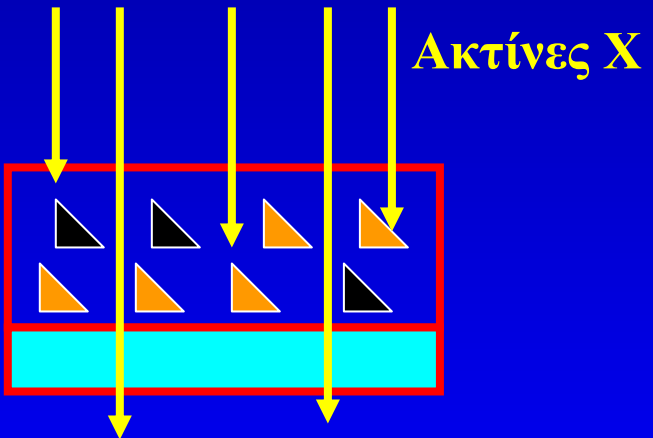
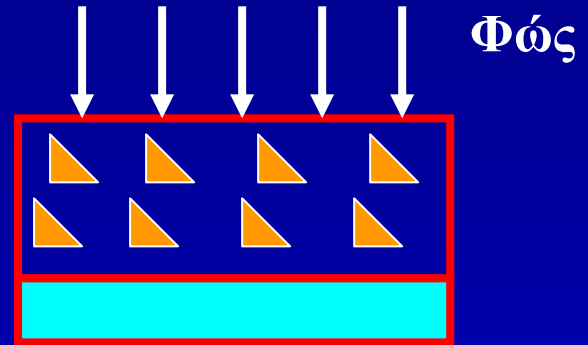
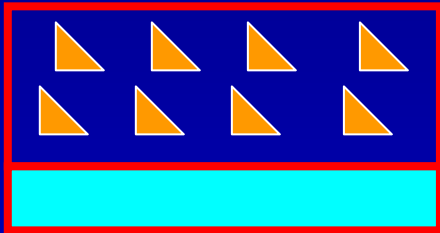


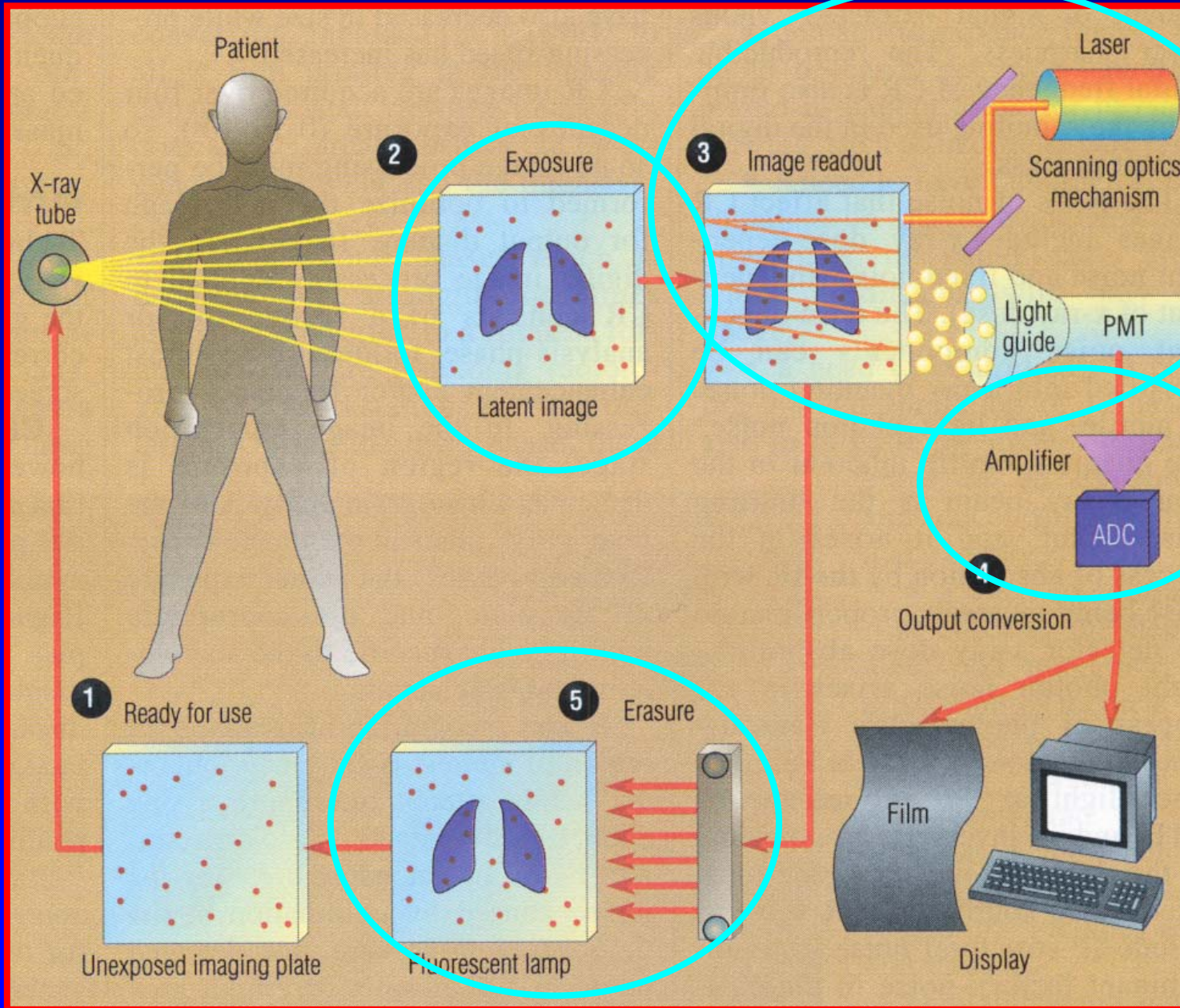
Microcalcification lesion < 1 mm



ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ (COMPUTED RADIOGRAPHY)

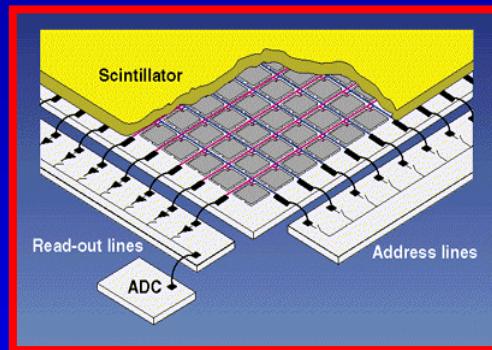




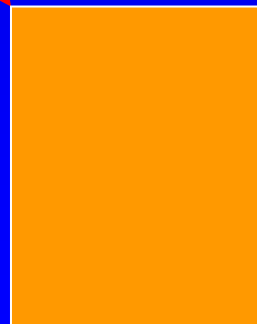


ΑΜΕΣΗ ΛΗΨΗ ΕΙΚΟΝΑΣ

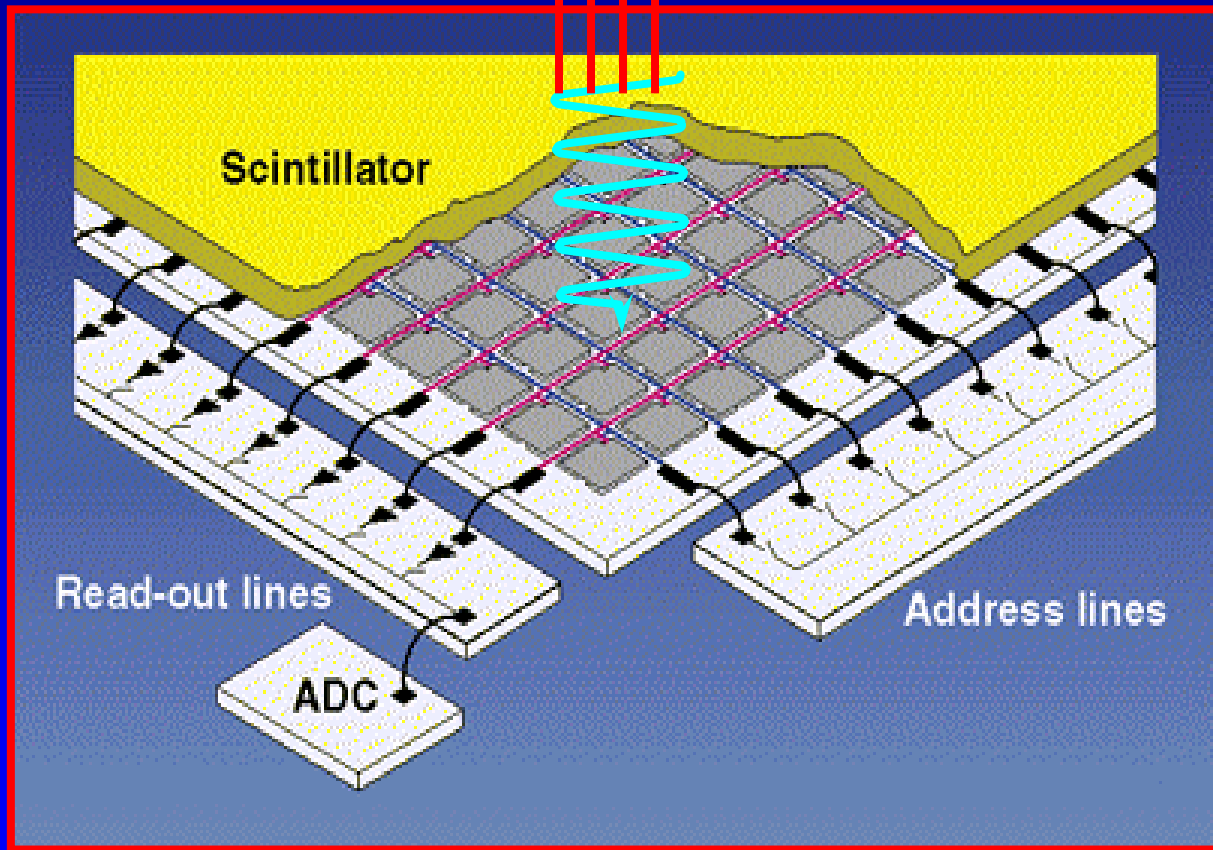
ΑΜΟΡΦΟ ΠΥΡΙΤΙΟ



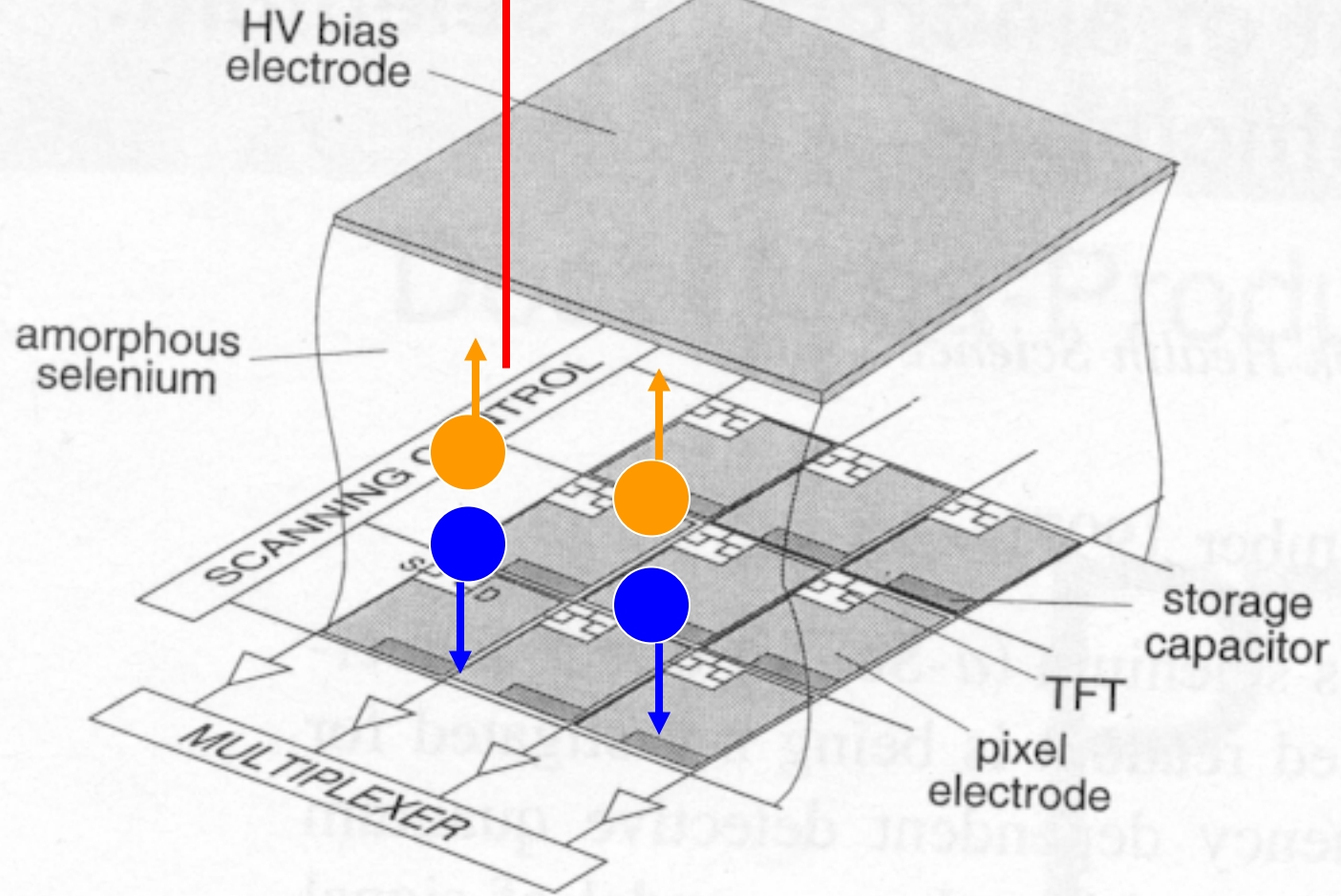
ΑΜΟΡΦΟ ΣΕΛΗΝΙΟ

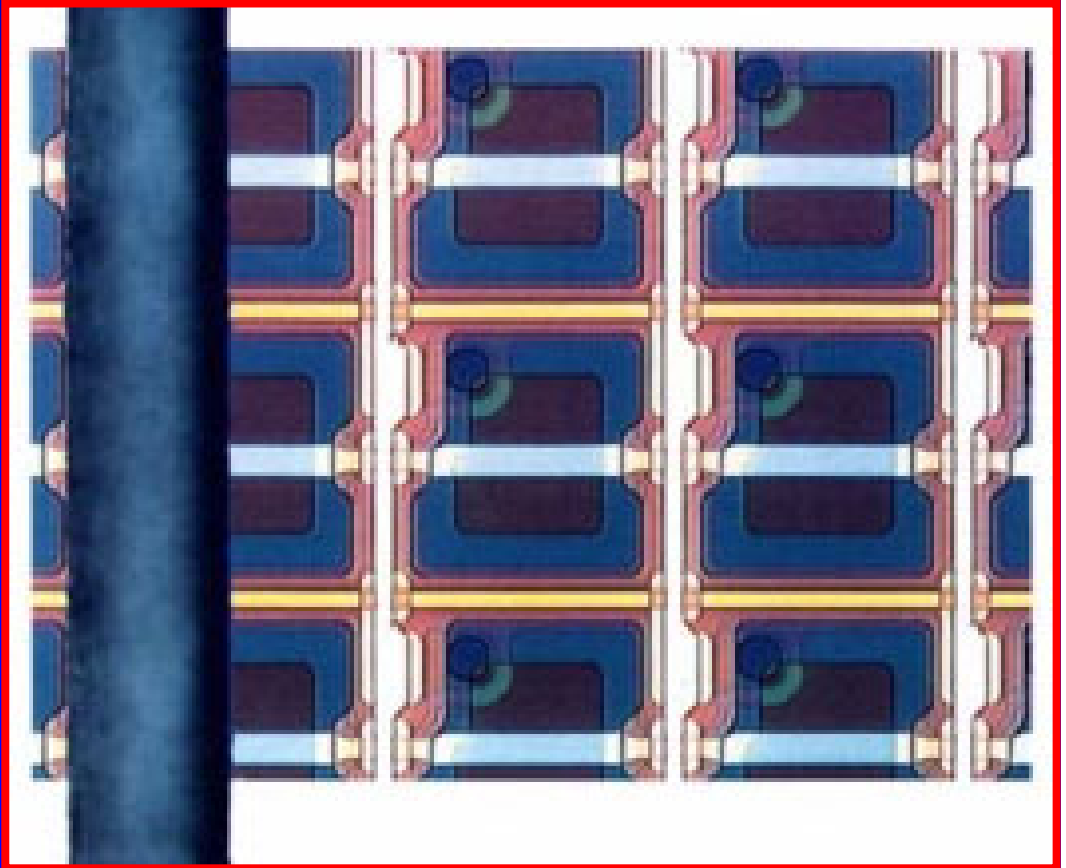


X-RAYS

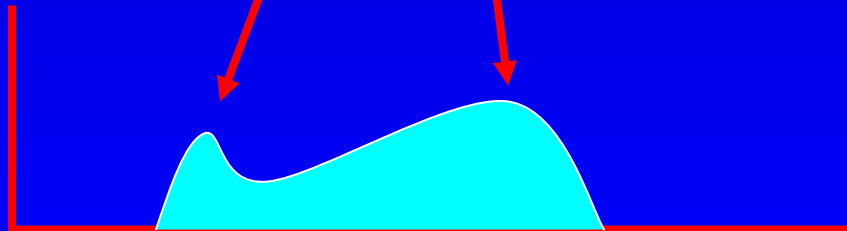
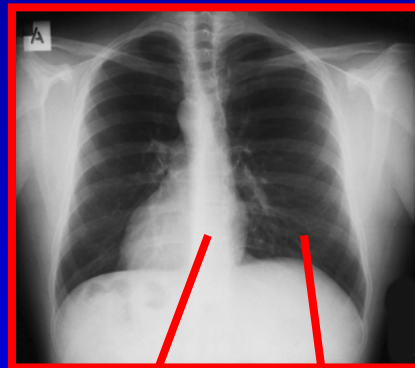


AKTINES X

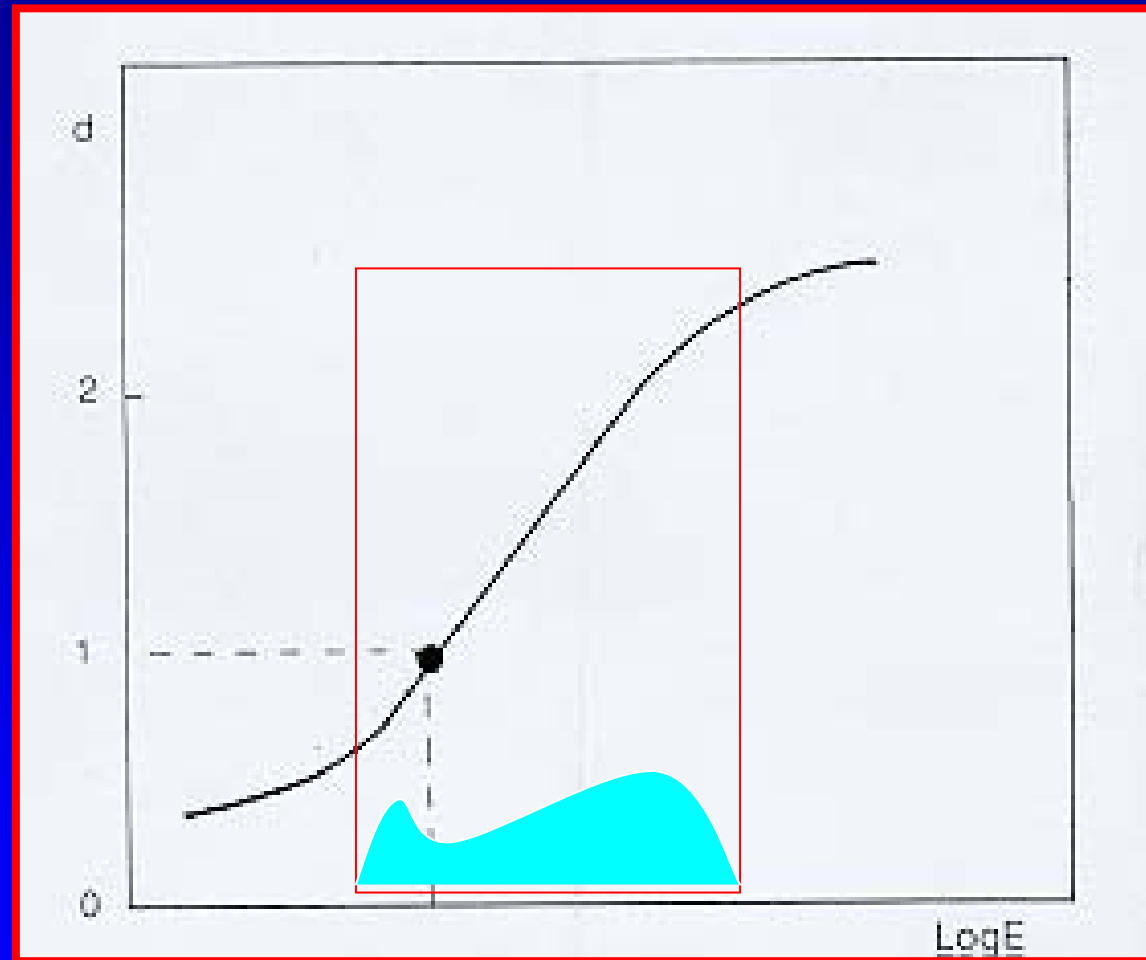


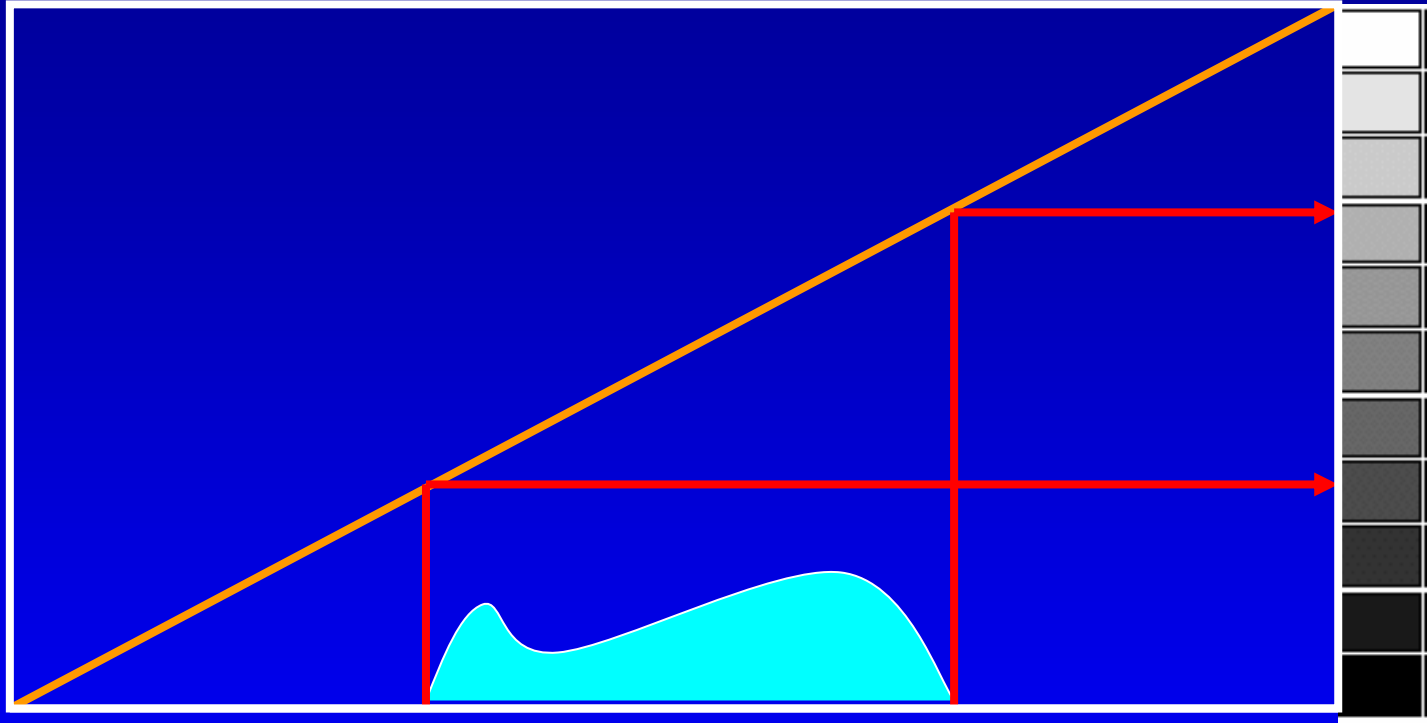


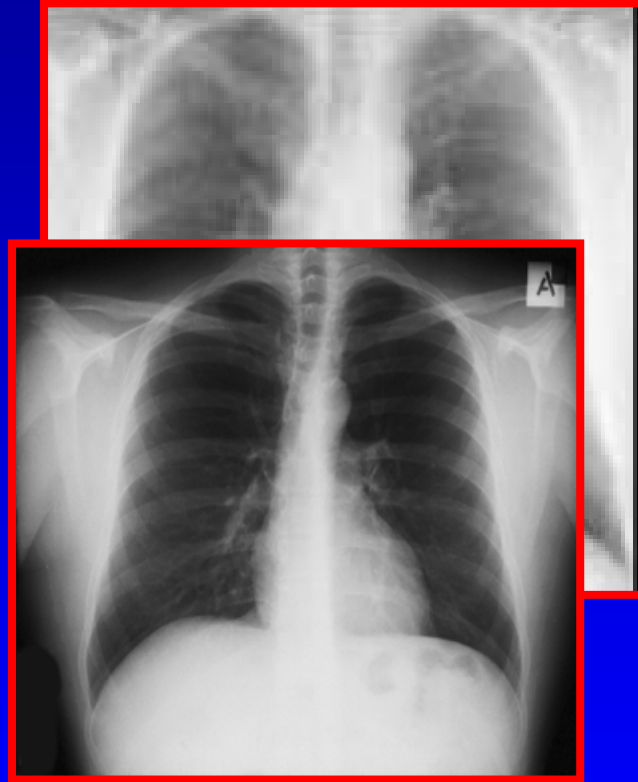
ΠΕΡΙΟΧΗ ΕΚΘΕΣΗΣ



ΕΚΘΕΣΗ ΣΤΟΝ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ



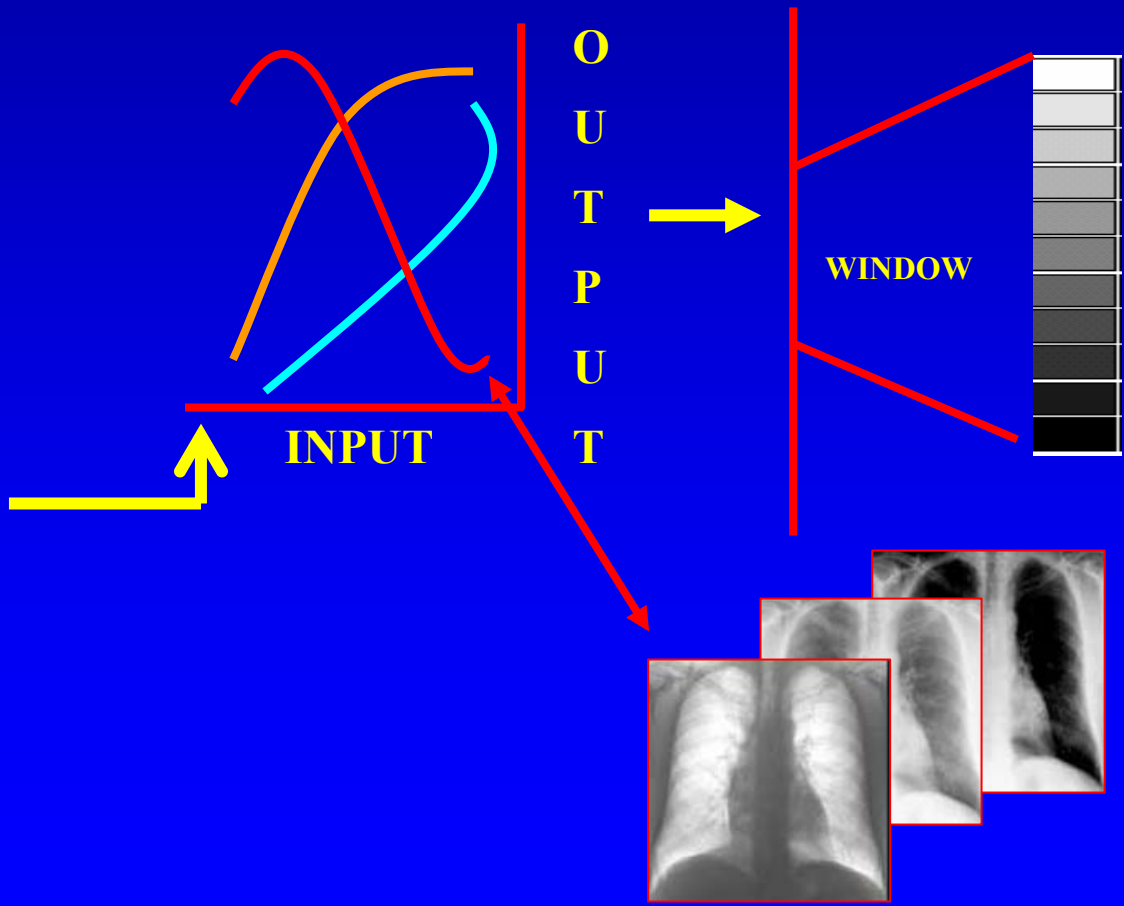




ΔΙΟΥΤΗ ΛΗΨΗ

LOOK-UP TABLES

ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ



WINDOWING

2048

P
I
X
E
L

V
A
L
U
E

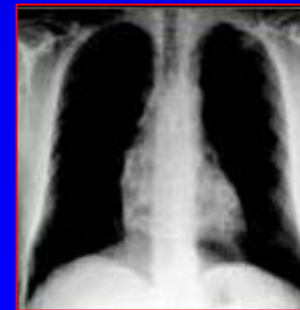
R
A
N
G
E

ΟΛΑ ΤΑ PIXELS
ΛΕΥΚΑ

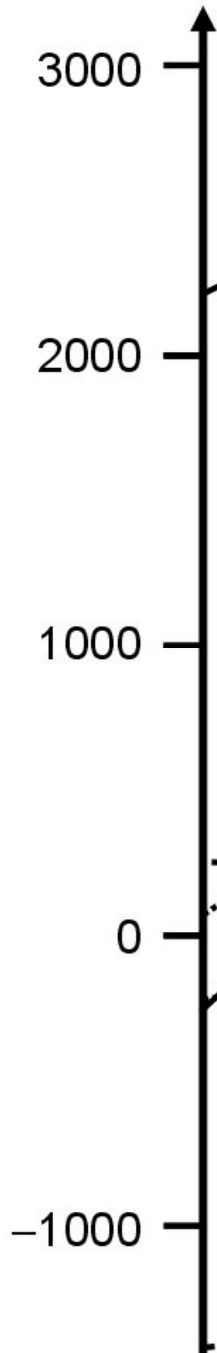


W
I
N
D
O
W

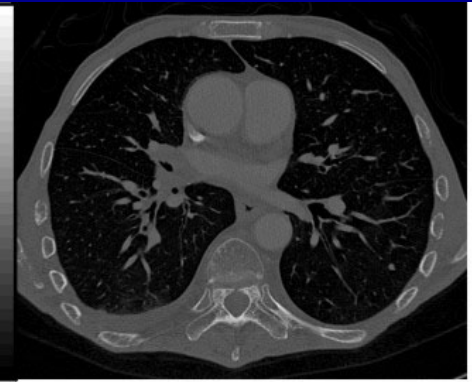
ΟΛΑ ΤΑ PIXEL
ΜΑΥΡΑ



Αριθμός ΥΤ, ΗU

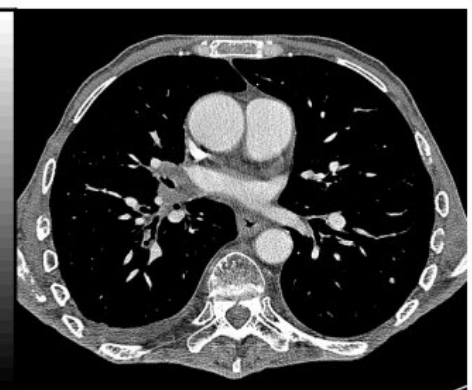


Παράθυρο
Οστών
Κ/Ε 1000, 2500



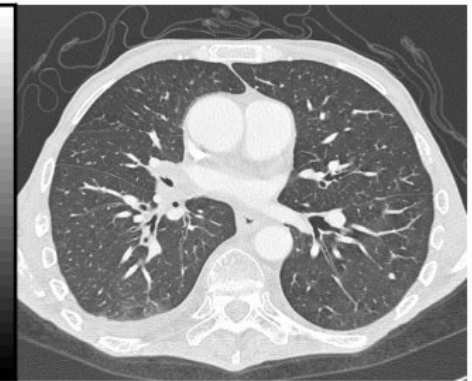
+2250 HU
-250 HU

Παράθυρο
Μεσοθωράκιου
Κ/Ε -50, 400



+150 HU
-250 HU

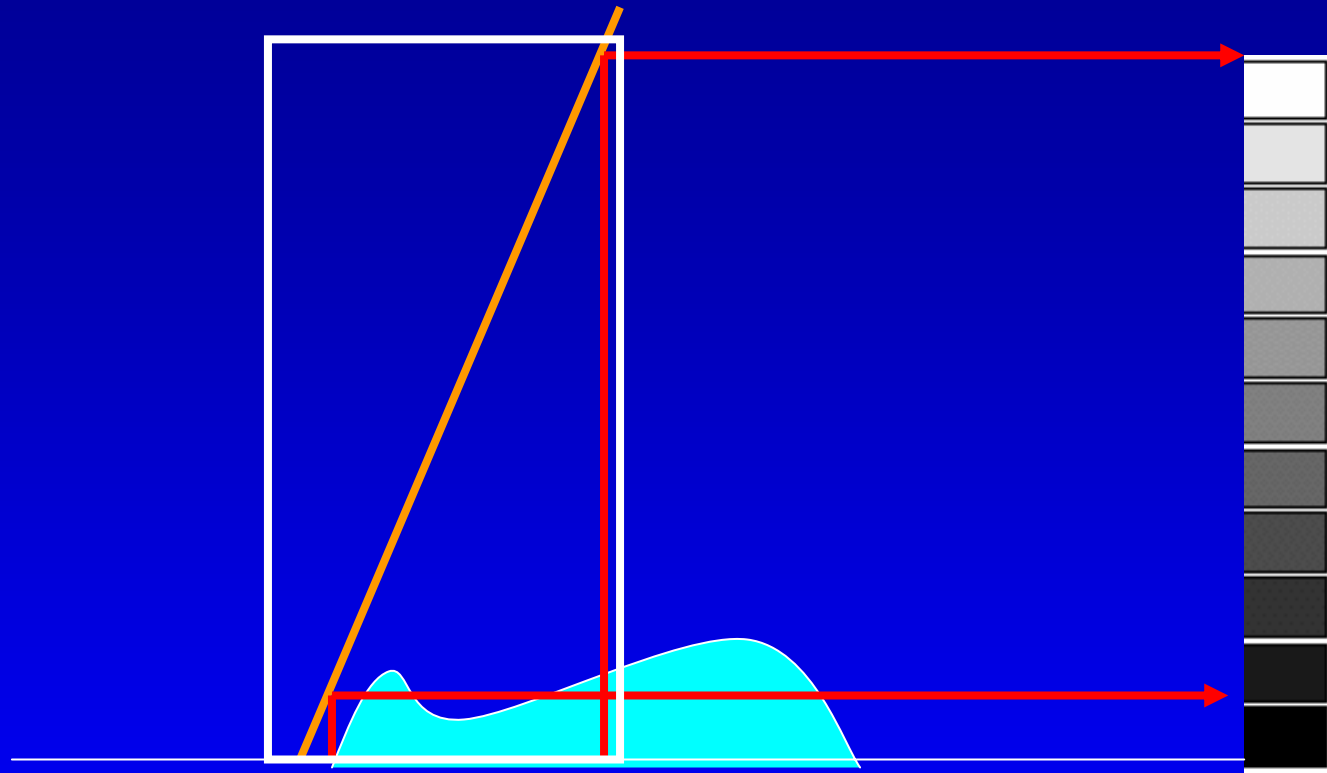
Παράθυρο
Πνευμόνων
Κ/Ε -600, 1700



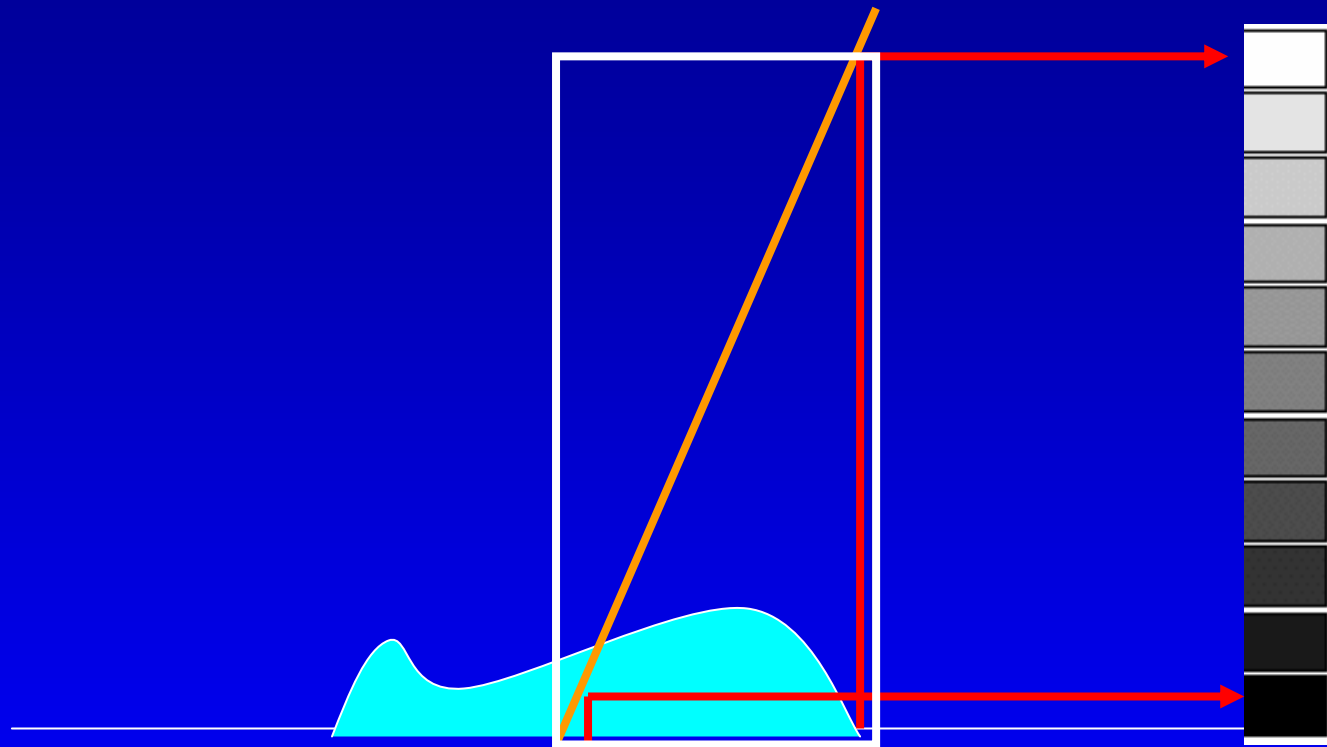
+250 HU
-1450 HU

WINDOWING

Τμηματική παρουσίαση της πληροφορίας (windowing) είναι η διαδικασία επιλογής μέρους της κλίμακας των τιμών των στοιχείων εικόνας (δηλαδή μέρους της δυναμικής κλίμακας του ανιχνευτή) και στην συνέχεια ‘απεικόνισης’ αυτών των τιμών (μετατροπή τους σε εικόνα) χρησιμοποιώντας όλη την κλίμακα των αποχρώσεων του γκρι από το λευκό στο μαύρο.



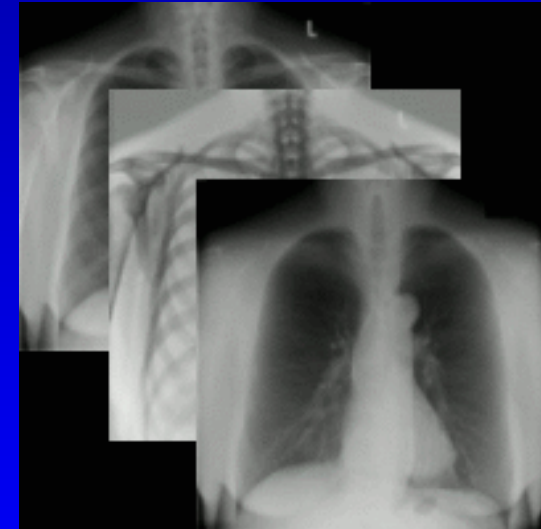
ΛΗΦΘΕΙΣΑ ΕΙΚΟΝΑ

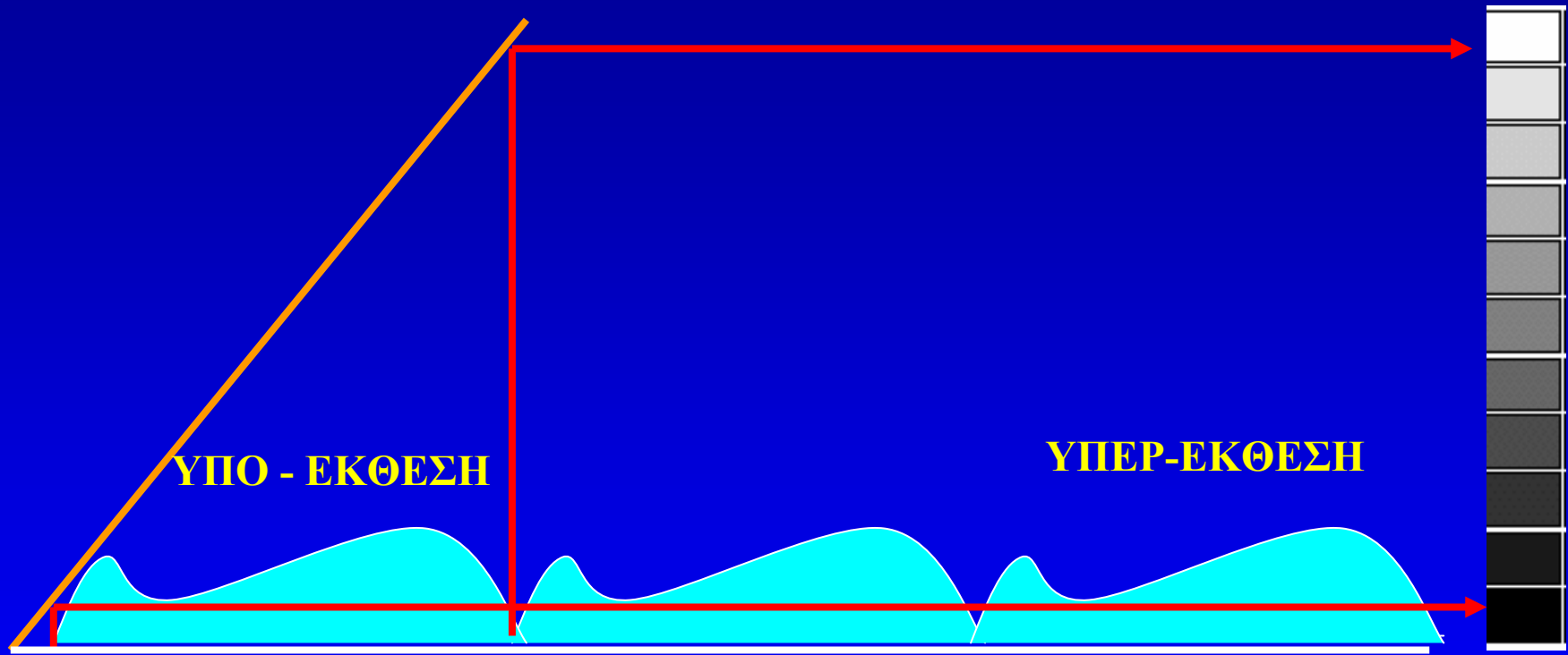


ΛΗΦΘΕΙΣΑ ΕΙΚΟΝΑ

ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ

Η ΕΥΡΕΙΑ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ ΤΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΚΑΙ ΟΙ ΔΥΝΑΤΟΤΗΤΕΣ ΠΟΥ ΠΡΟΣΦΕΡΟΥΝ ΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΕΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ ΕΠΙΤΡΕΠΟΥΝ ΤΗΝ ΛΗΨΗ ΠΕΡΙΣΣΟΤΕΡΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ



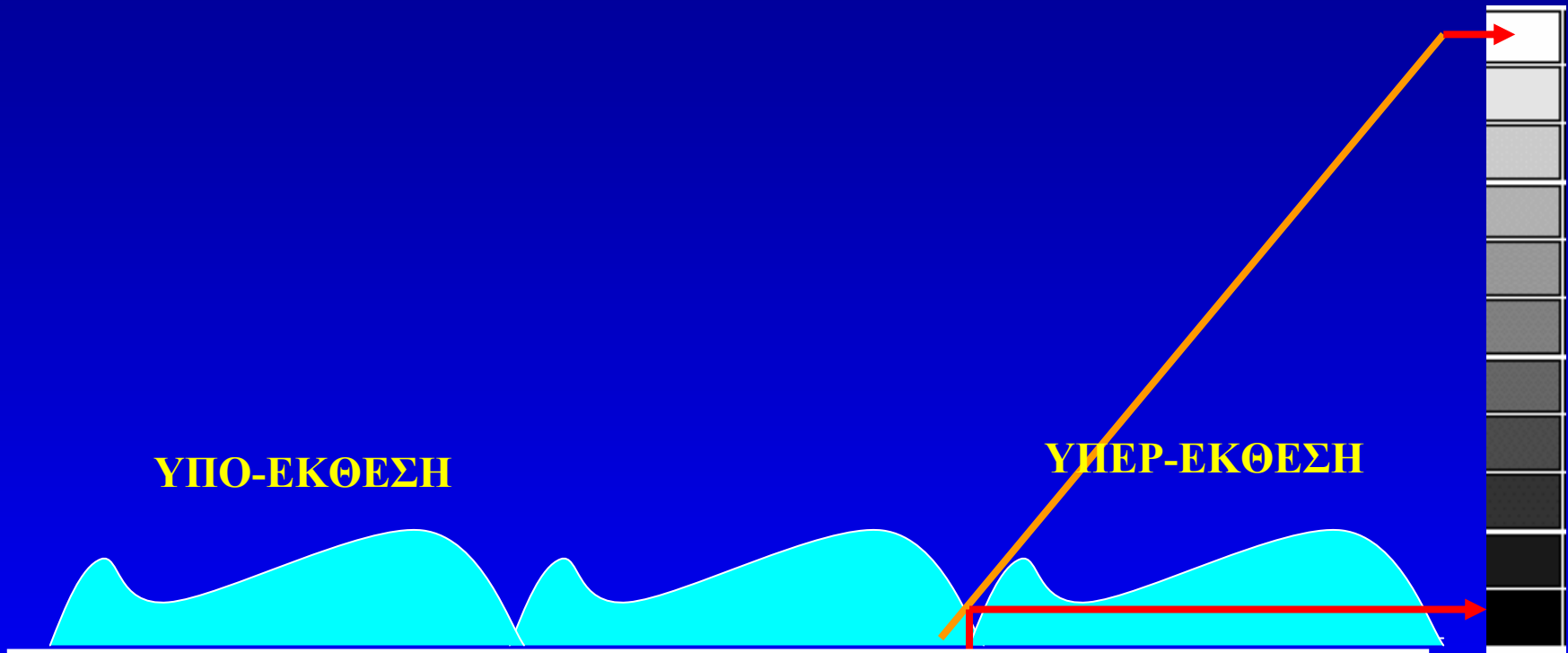


ΛΗΦΘΕΙΣΑ ΕΙΚΟΝΑ

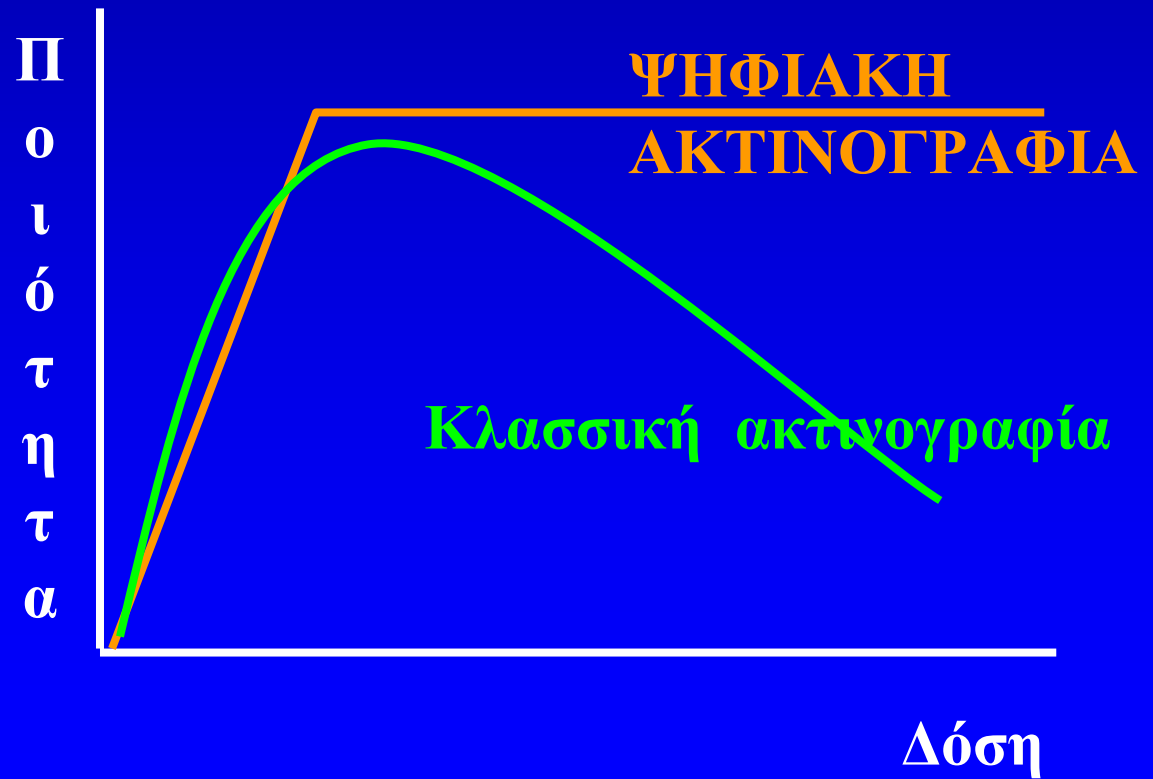
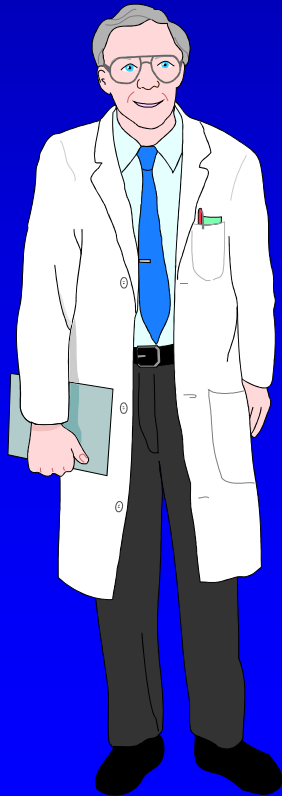
ΥΠΟ-ΕΚΘΕΣΗ

ΥΠΕΡ-ΕΚΘΕΣΗ

ΛΗΦΘΗΣΑ ΕΙΚΟΝΑ



ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΩ ΤΟ ΜΗΧΑΝΗΜΑ ΜΕ ΤΟΝ ΣΩΣΤΟ ΤΡΟΠΟ;



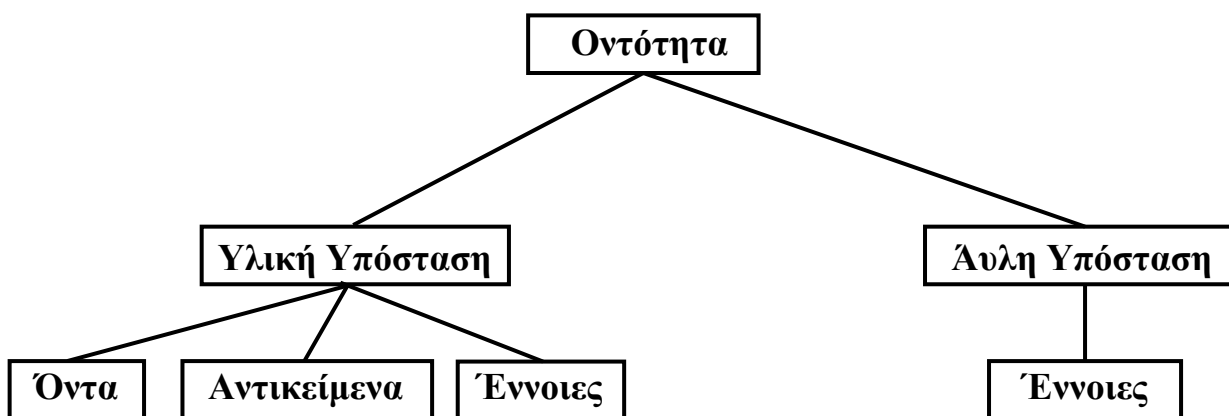
4.

ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Εισαγωγή στην απεικονιστική και την επεξεργασία των εικόνων Γενικότητες

Εικόνα, Απεικόνιση :

Οπτική αναπαράσταση μιας **οντότητας** ή μιας ομάδας οντοτήτων



Οντότητα

Όν
Αντικείμενο
Έννοια

Εικόνα μιας οντότητας

Εικόνα ενός όντος
Εικόνα ενός αντικειμένου
Εικόνα μιας έννοιας

Εικόνες μιας οντότητας Είδη/τύποι εικόνων

Ορατές φυσικές εικόνες :

Είναι πραγματικές και απεικονίζουν οντότητες με υλική υπόσταση

- Μεταβατικές εικόνες :
 - Οπτικές : (Ολογράμματα, Εικόνες οπτικών οργάνων)
 - Ηλεκτρο-οπτικές : (Εικόνες Τηλεόρασης, Εικόνες Υπολογιστών)
- Μόνιμες εικόνες : (κλασσικές φωτογραφίες, εκτυπώσεις, ιατρικά φίλμ)

Μη ορατές φυσικές εικόνες :

Είναι μη πραγματικές και απεικονίζουν οντότητες με υλική υπόσταση

(Φάσματα, Κατανομές φυσικών μεγεθών, Απεικόνιση φυσικών παραμέτρων που δεν γίνονται άμεσα αντιληπτές, Τρισδιάστατη απεικόνιση (3D) με χρήση διαφόρων τεχνικών)

Μαθηματικές εικόνες :

Είναι μη πραγματικές και απεικονίζουν οντότητες με άυλη υπόσταση

- Αναλογικές εικόνες
(Συνεχείς μαθηματικές συναρτήσεις δύο η τριών μεταβλητών που αντιπροσωπεύουν τη θέση σημείων σε ένα επίπεδο $g = f(x,y)$ η τον τρισδιάστατο χώρο $g = f(x,y,z)$)
- Ψηφιακές εικόνες
(Διακριτές μαθηματικές συναρτήσεις δύο η τριών μεταβλητών που αντιπροσωπεύουν τη θέση σημείων σε ένα πλέγμα δύο η τριών διαστάσεων $g_i = f(x_i,y_i)$ η $g_i = f(x_i,y_i,z_i)$)

Επεξεργασία εικόνας μιας οντότητας

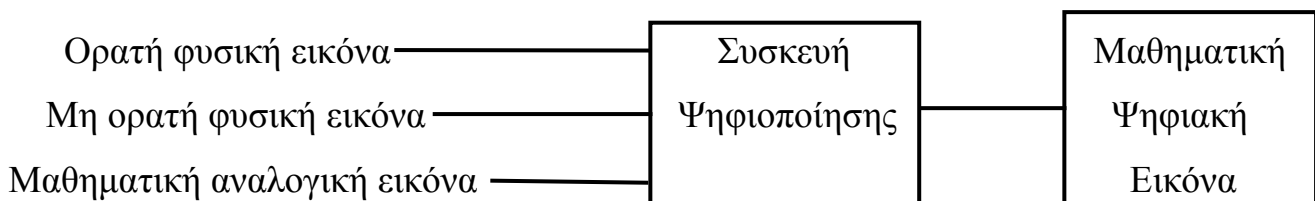
Επεξεργασία εικόνας :

Η διαδικασία μετατροπής των πληροφοριών που περιέχονται σε μια εικόνα έτσι ώστε αυτή να είναι πιο χρήσιμη. (Ποιοτικά πιο αξιόλογη)

- Αναλογική επεξεργασία :
(Οποιαδήποτε διαδικασία που μπορεί να μετατρέψει μια συνεχή αναλογική εικόνα (εικόνα εισόδου) σε κάποια άλλη συνεχή αναλογική εικόνα ίδιου η διαφορετικού είδους (εικόνα εξόδου). Η αναλογική επεξεργασία αναφέρεται σε ορατές και μη ορατές φυσικές εικόνες και αναλογικές μαθηματικές εικόνες)
- Ψηφιακή επεξεργασία :
(Οποιαδήποτε διαδικασία που μπορεί να μετατρέψει μια διακριτή ψηφιακή εικόνα (εικόνα εισόδου) σε κάποια άλλη διακριτή ψηφιακή εικόνα ίδιου είδους (εικόνα εξόδου). Η ψηφιακή επεξεργασία αναφέρεται μόνο σε μαθηματικές ψηφιακές εικόνες)

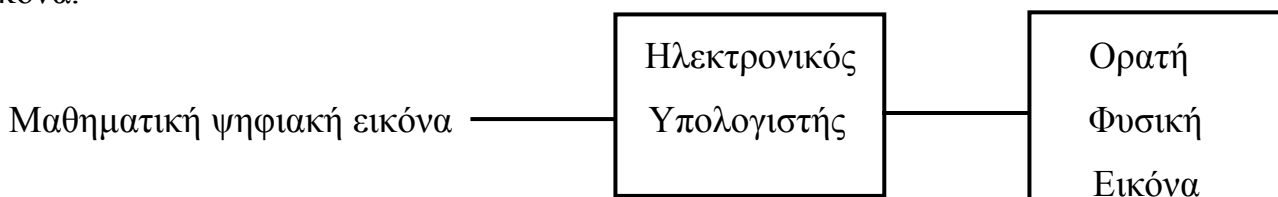
Ψηφιοποίηση εικόνας :

Η διαδικασία μετατροπής μιας ορατής η μη ορατής φυσικής εικόνας η μιας μαθηματικής αναλογικής εικόνας σε μια μαθηματική ψηφιακή εικόνα.

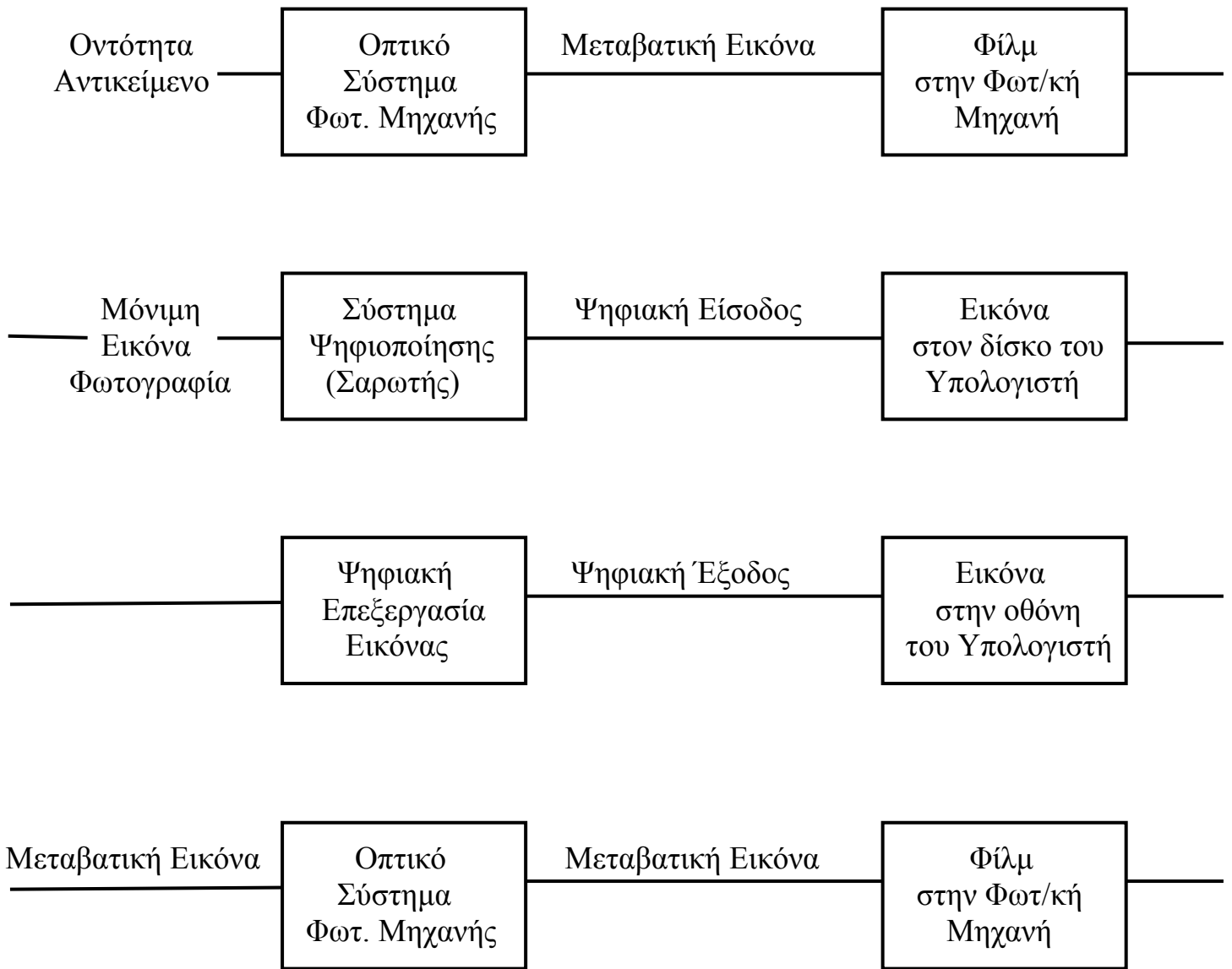


Ανακατασκευή εικόνας :

Η διαδικασία μετατροπής μιας μαθηματικής ψηφιακής εικόνας σε μια ορατή φυσική εικόνα.



Συνολική διαδικασία λήψης και επεξεργασίας μιας φωτογραφίας



Μόνιμη
Εικόνα
Επεξεργασμένη
Φωτογραφία

Τύποι και τρόποι ψηφιακής επεξεργασίας εικόνων

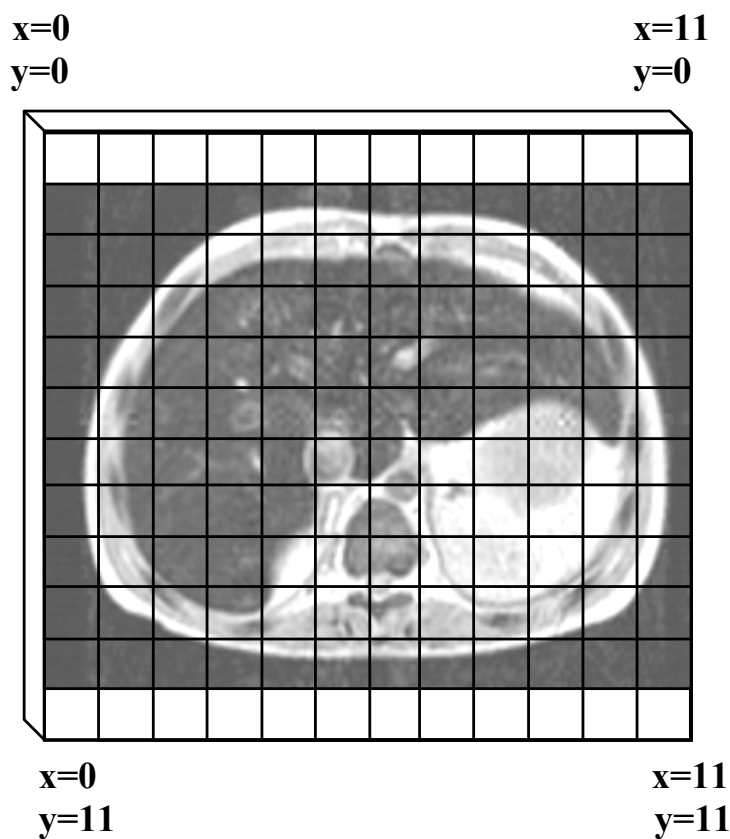
- Αποκατάσταση σφαλμάτων διαδικασιών ψηφιοποίησης η ανακατασκευής εικόνων (Στροφές, Ευθυγραμμίσεις, Επιλογές περιοχών ενδιαφέροντος, Εφαρμογές ειδικών φίλτρων κλπ)
- Βελτιστοποίηση της ποιότητας των πληροφοριών που περιέχονται στην εικόνα (Σημειακές, Τοπικές και Ολικές διαδικασίες επεξεργασίας)
 - Σημειακές διαδικασίες (Φωτεινότητα, Σκιαγραφική αντίθεση, κλίση $-\gamma$)
 - Τοπικές διαδικασίες (Εφαρμογή φίλτρων : Όξυνση, Ασάφεια, Hi-Pass, Low-Pass κλπ)
 - Ολικές διαδικασίες (Δυσδιάστατος μετασχηματισμός Fourier)
- Μετρητική επεξεργασία πληροφοριών μιας εικόνας (Φυσικές μετρήσεις διαστάσεων πχ. μήκη, επιφάνειες, όγκοι κλπ. Απεικονίσεις κατατομών (profiles) και ιστογραμμάτων)
- Μορφολογική επεξεργασία πληροφοριών μιας εικόνας (Ανίχνευση συγκεκριμένων μορφών η σχημάτων που περιέχονται στην εικόνα. Μετρήσεις ομοειδών μορφών η σχημάτων, Απεικόνιση κατανομών των μετρούμενων μορφών, Τρισδιάστατες απεικονίσεις μορφών η δομών)
- Ανάλυση και κατανόηση πληροφοριακών περιεχομένων των εικόνων (Αναγνώριση προτύπων, Ανάλυση υφής, Σχεδιασμός έμπειρων συστημάτων)

Ψηφιοποίηση εικόνων

Με την διαδικασία της ψηφιοποίησης η αναλογική εικόνα διαιρείται σε ένα δυσδιάστατο πλέγμα που αποτελείται από μικρά στοιχειώδη τμήματα που ονομάζονται εικονοστοιχεία (pixels). Το κάθε εικονοστοιχείο χαρακτηρίζεται από την θέση του στο πλέγμα (x, y) και την ένταση του σήματος του.

Η αρίθμηση των θέσεων ξεκινά από την επάνω-αριστερή γωνία της εικόνας

Η ένταση του σήματος σε κάθε εικονοστοιχείο εξαρτάται από την συσκευή ψηφιοποίησης. Έχει πάντοτε ακέραια τιμή και αντιπροσωπεύει την φωτεινότητα της εικόνας.



Το βάθος εικονοστοιχείου εκφράζει τον αριθμό των bits που χρησιμοποιούνται για την καταχώρηση της μέγιστης ακέραιας τιμής της έντασης σήματος του συγκεκριμένου εικονοστοιχείου.

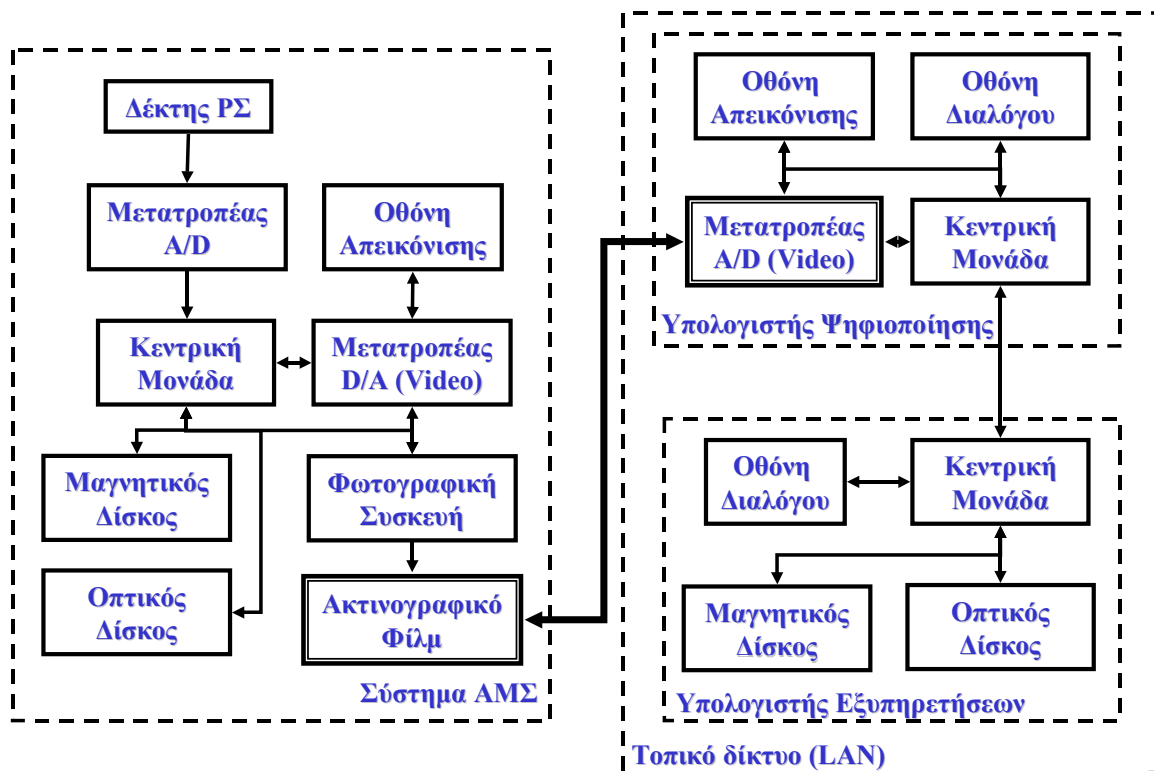
Ψηφιακή μονόχρωμη εικόνα με βάθος 8 bit είναι μια εικόνα όπου η εντάσεις των σημάτων των εικονοστοιχείων της κυμαίνονται από 0 (μαύρο) μέχρι $2^8=255$ (λευκό) διαβαθμίσεις της κλίμακας του γκρι.

Διαδικασία ψηφιοποίησης εικόνων ιατρικών μηχανημάτων (Σύστημα Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού ΑΜΣ)

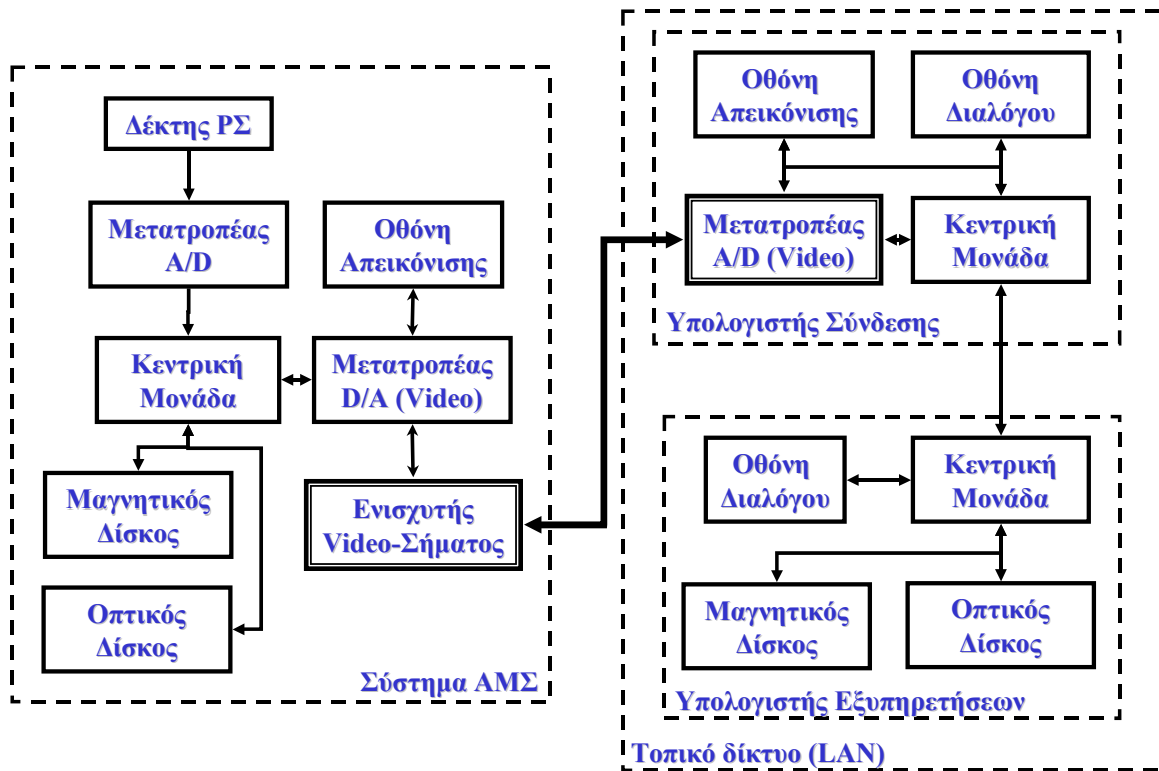
Τρόποι ψηφιοποίησης :

- Ψηφιοποίηση με χρήση ακτινολογικών φίλμ
(Σαρωτές φίλμ, Video Camera υψηλής ανάλυσης)
- Ψηφιοποίηση με χρήση της άμεσης απεικονιστικής σύνδεσης
(Λήψη Video σήματος με χρήση Frame Grabbers, A/D converters)
- Ψηφιοποίηση με χρήση της άμεσης ψηφιακής σύνδεσης
(Επικοινωνία μηχανημάτων σε ηλεκτρονικά δίκτυα –DICOM, TCP/IP κτλ)

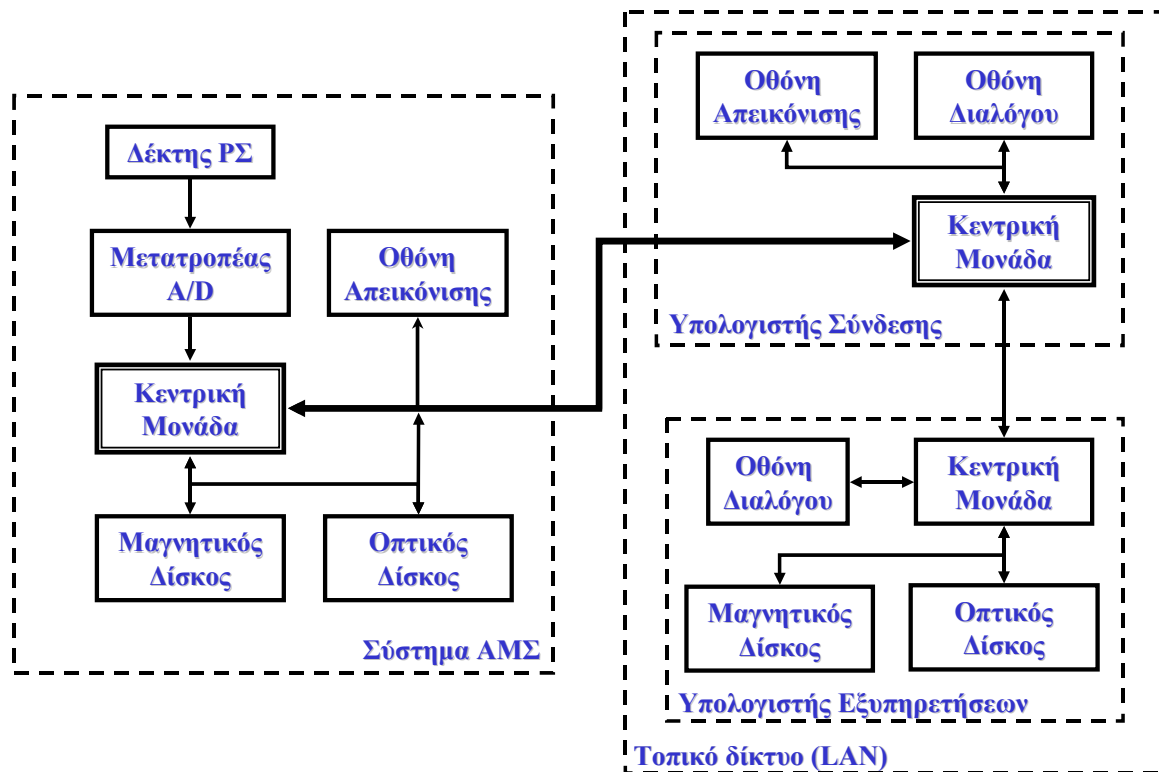
Η ψηφιοποίηση με χρήση φίλμ



Η ψηφιοποίηση με άμεση απεικονιστική σύνδεση



Η ψηφιοποίηση με άμεση ψηφιακή σύνδεση



Βελτιστοποίηση της ποιότητας των πληροφοριών που περιέχονται στην εικόνα
Σημειακές διαδικασίες (Φωτεινότητα, Σκιαγραφική αντίθεση, κλίση γ)

Φωτεινότητα (b):

Περιγράφει την ολική ποσότητα φωτός σε μια εικόνα.

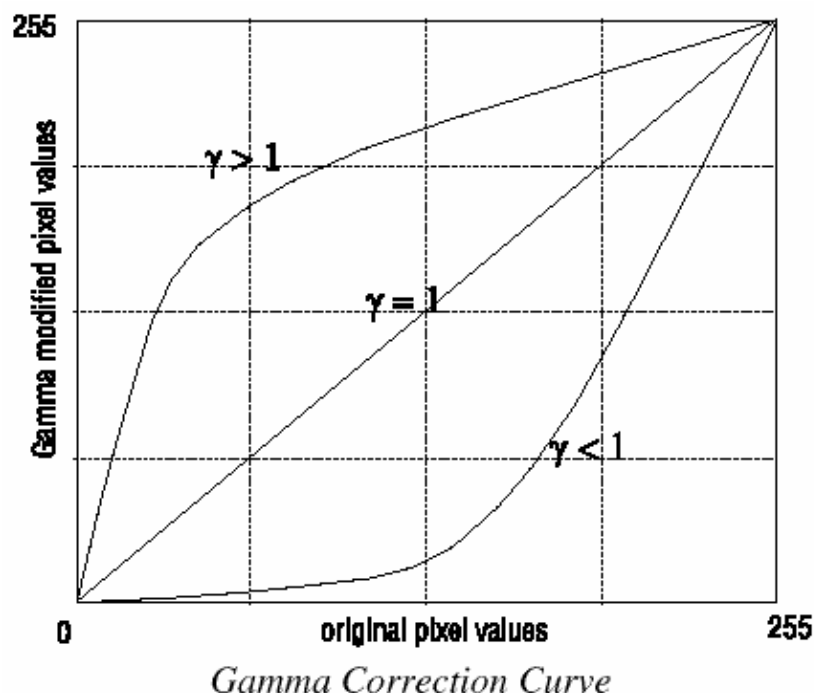
Σκιαγραφική Αντίθεση (g) :

Περιγράφει την μέγιστη διαφορά μεταξύ της φωτεινότερης και σκοτεινότερης έντασης εικονοστοιχείων σε μια εικόνα

Η φωτεινότητα και η σκιαγραφική αντίθεση είναι γραμμικά στοιχεία στις μεταβολές των εντάσεων των σημάτων των εικονοστοιχείων μιας εικόνας. Έτσι αν η ένταση σήματος ενός εικονοστοιχείου σε μια εικόνα εισόδου είναι $I(x,y)$, τότε η αντίστοιχη ένταση στην εικόνα εξόδου $O(x,y)$ θα είναι : $O(x,y) = b + g I(x,y)$

Κλίση γ μιας εικόνας

Στην γενική μη γραμμική περίπτωση $O(x,y) = \Gamma [I(x,y)]$. Η μέγιστη κλίση της μη γραμμικής συνάρτησης (Γ) αποτελεί την κλιση- γ η παράμετρο γ της εικόνας.



Μετρητική διαδικασία πληροφοριών μιας εικόνας

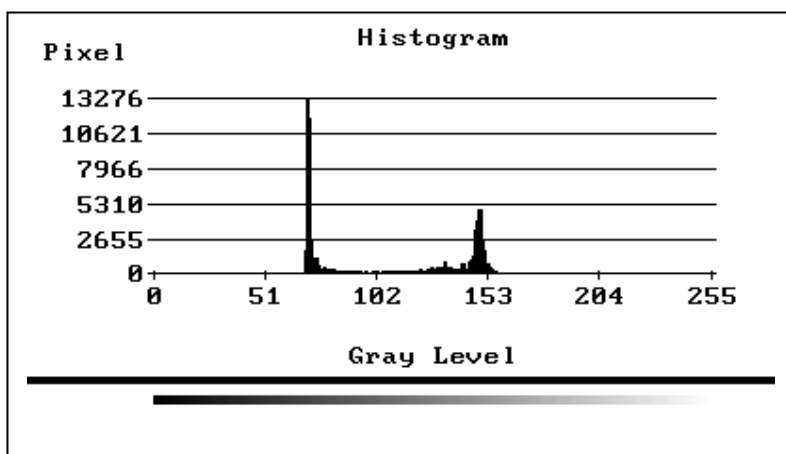
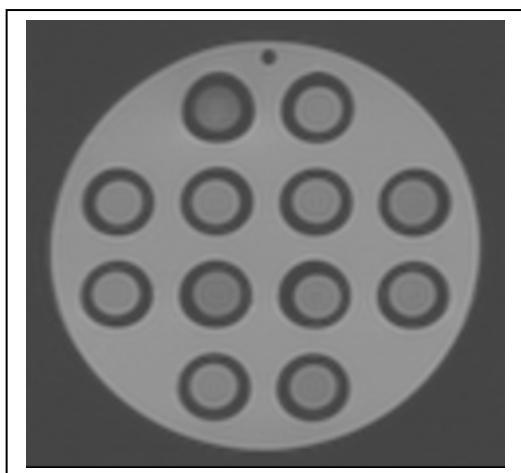
Ιστόγραμμα

Ιστόγραμμα :

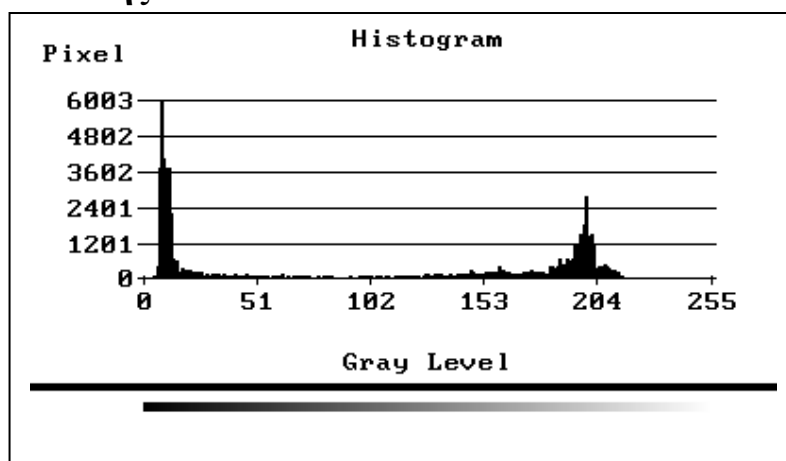
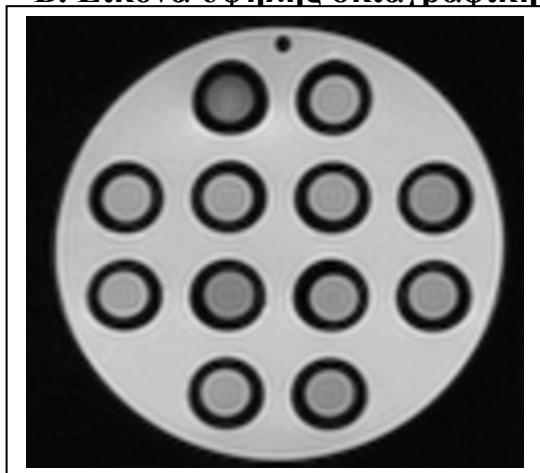
Γραφική παράσταση της κατανομής των εντάσεων των σημάτων μέρους ή όλων των εικονοστοιχείων μιας εικόνας. Είναι η αποτελεσματικότερη μετρητική τεχνική για την εκτίμηση των περισσότερων πληροφοριών που περιέχονται σε μια εικόνα.

Η κατανομή επηρεάζεται από τις ρυθμίσεις της φωτεινότητας, της αντίθεσης και της κλίσης γ της εικόνας. Με το ιστόγραμμα εκτιμώνται ποσοτικά η φωτεινότητα και η αντίθεση της εικόνας.

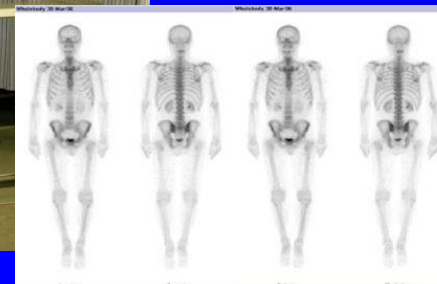
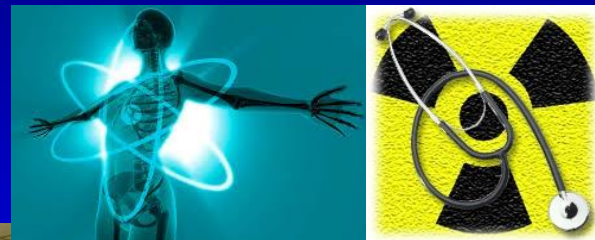
A. Εικόνα χαμηλής σκιαγραφικής αντίθεσης



B. Εικόνα υψηλής σκιαγραφικής αντίθεσης

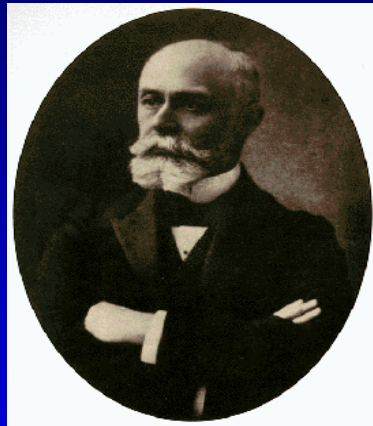


5. Ραδιενέργεια - Φυσικές Αρχές Πυρηνικής Ιατρικής



Ραδιενέργεια: πότε μπήκε στη ζωή του ανθρώπου

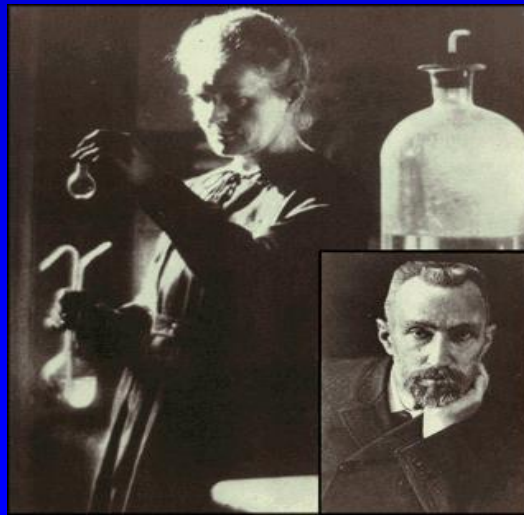
- Ανακαλύφθηκε τέλος 19^{ου} – αρχές 20^{ου} αιώνα



Becquerel:

Radioactivity 1896

Nobel Prize in Physics 1903



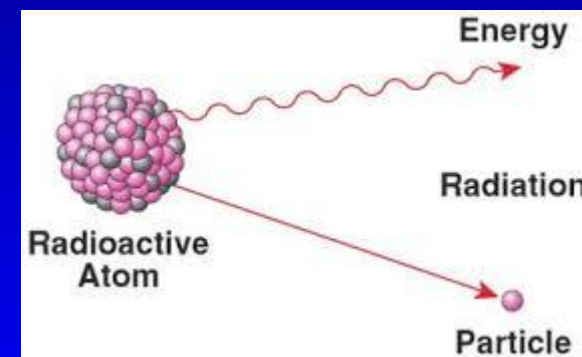
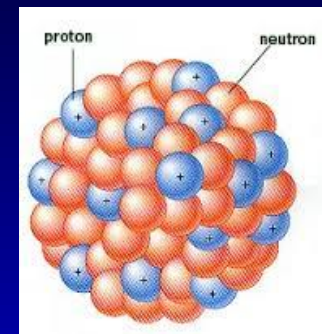
The Curies:

**Radium and Polonium
1900-1908**

Nobel Prize in Physics 1903

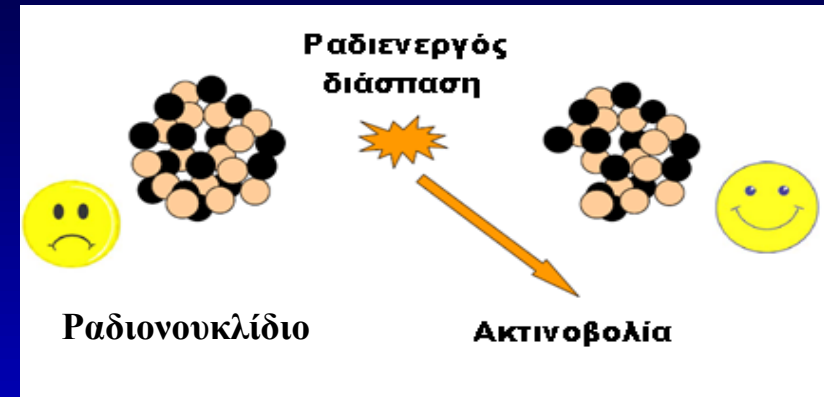
Νουκλίδια ...

- Οι πυρήνες με διαφορετικό αριθμό πρωτονίων ή/και νετρονίων ονομάζονται νουκλίδια.
- Υπάρχουν >3000 νουκλίδια (φυσικά + τεχνητά).
- Ένα νουκλίδιο έχει διάφορες ενεργειακές στάθμες. Κατά τη μετάπτωση ενός νουκλιδίου από μια ενεργειακή στάθμη σε μια άλλη χαμηλότερης ενέργειας η διαφορά στην ενέργεια εκπέμπεται υπό μορφή ακτινοβολίας.
- Μόνο περίπου 280 νουκλίδια που ανήκουν σε 83 στοιχεία είναι σταθερά στη φύση.



... και ραδιονουκλίδια

- Η ιδιότητα ορισμένων νουκλιδίων (ασταθή) να μεταπίπτουν σε κατάσταση χαμηλότερης ενέργειας εκπέμποντας ενέργεια υπό τη μορφή σωματιδιακής ή/και Η/Μ ακτινοβολίας ονομάζεται ραδιενέργεια.
- Τα ασταθή νουκλίδια ονομάζονται ραδιονουκλίδια.
- Ο ρυθμός διάσπασης ενός ραδιονουκλιδίου είναι 'σταθερός' και δεν μεταβάλλεται με κανένα φυσικό ή χημικό τρόπο.



Σταθερά διάσπασης

- Για ένα συγκεκριμένο ραδιονουκλίδιο η πιθανότητα ενός πυρήνα να διασπαστεί μέσα σε 1 sec είναι σταθερή χαρακτηριστική του υλικού και ονομάζεται σταθερά διάσπασης $\lambda(\text{s}^{-1})$
- Ο αριθμός των πυρήνων που διασπώνται σε δεδομένο χρονικό διάστημα είναι ανάλογος του συνολικού αριθμού αδιάσπαστων πυρήνων

$$\Delta N = -\lambda N (\Delta t)$$

- Ο αριθμός διασπάσεων στη μονάδα του χρόνου ονομάζεται ενεργότητα

$$A = \left| \frac{\Delta N}{\Delta t} \right| = \lambda N$$

Νόμος ραδιενεργών διασπάσεων

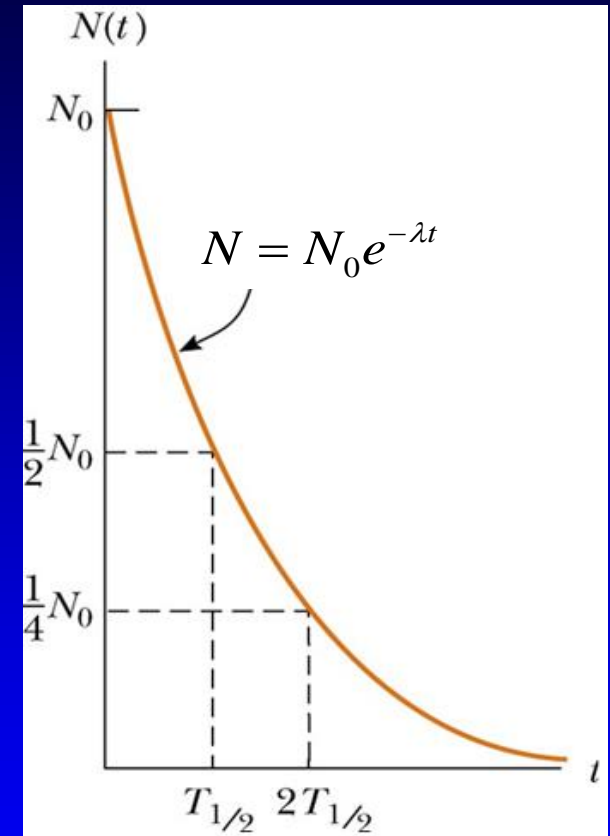
- Σε μια ποσότητα ραδιενεργού υλικού, ο αριθμός των αδιάσπαστων πυρήνων N μετά από χρόνο t δίνεται από τη σχέση:

$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

όπου N_0 είναι ο αριθμός των πυρήνων τη στιγμή που άρχισε η παρατήρηση και λ η σταθερά διάσπασης του ραδιενεργού υλικού.

- Φυσικός χρόνος υποδιπλασιασμού ($T_{1/2}$)

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda}$$



Ενεργότητα

- Ενεργότητα ραδιενεργού πηγής (A) ορίζεται να είναι το πλήθος των ραδιενεργών διασπάσεων που συμβαίνουν στη μονάδα του χρόνου:

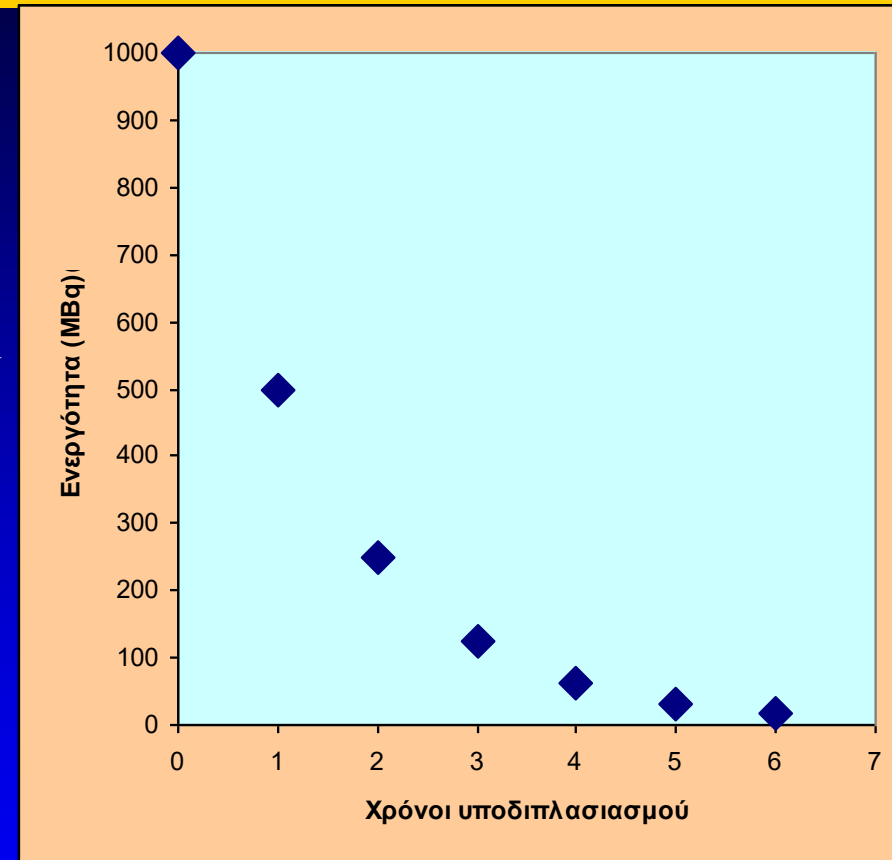
$$A = \Delta N / \Delta t$$

- Μονάδες μέτρησης της ενεργότητας είναι το bequerel (Bq) = 1 διάσπαση/sec και το curie (Ci) = $3.7 \cdot 10^{10}$ διασπάσεις/sec (1mCi = 37MBq).

- Αποδεικνύεται ότι ο νόμος της εκθετικής μείωσης ισχύει και για την ενεργότητα:

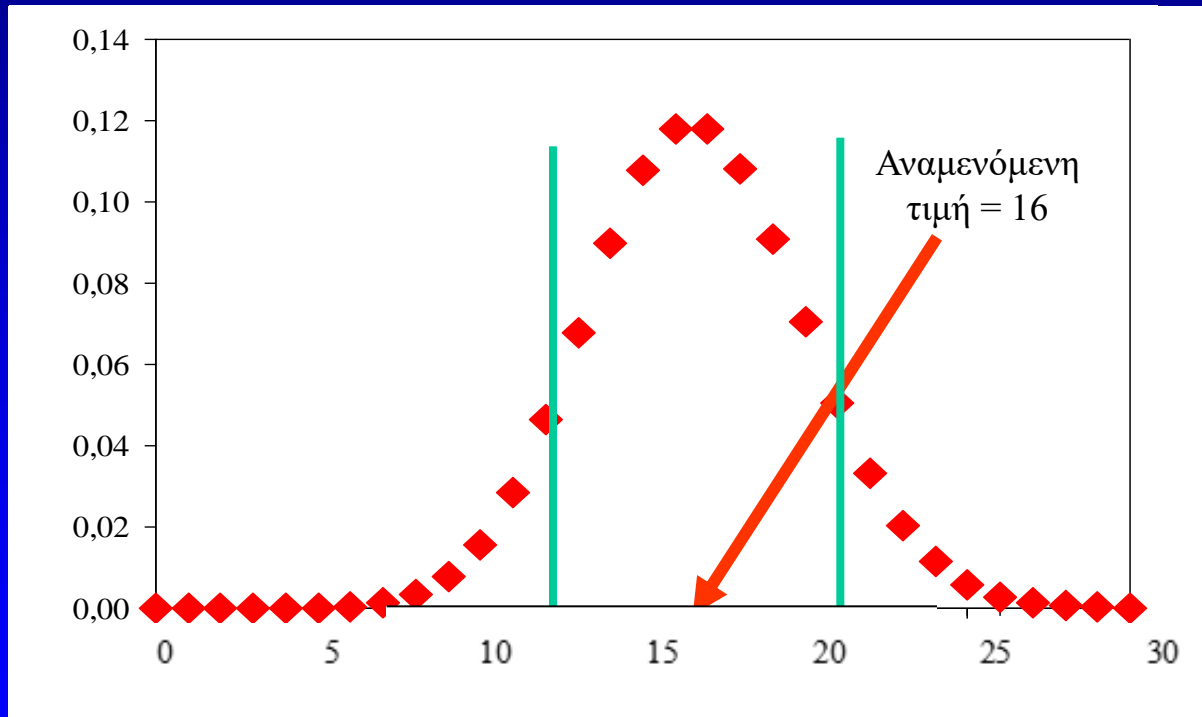
$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

όπου A_0 η αρχική ενεργότητα μιας ραδιενεργού πηγής και A η ενεργότητα μετά από χρόνο t.



Στατιστική ραδιενεργών διασπάσεων

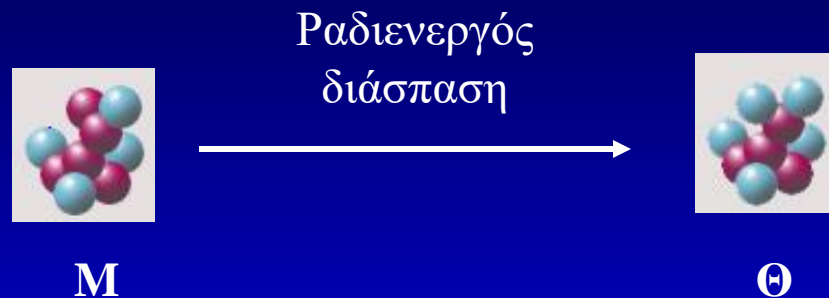
- Για ένα ραδιενεργό δείγμα ο αριθμός K των διασπάσεων που συμβαίνουν σε ένα χρονικό διάστημα Δt ακολουθεί την κατανομή Poisson.
- Έστω 'άπειρα' δείγματα με την ίδια ενεργότητα.
- Το πλήθος των διασπάσεων σε χρόνο Δt που δίνει κάθε δείγμα δεν είναι ίσο.



Εάν η μέτρηση των διασπάσεων που δίνει ένα ραδιενεργό δείγμα σε συγκεκριμένο χρόνο είναι N , το στατιστικό σφάλμα είναι \sqrt{N} .

Μηχανισμοί ραδιενεργού διάσπασης

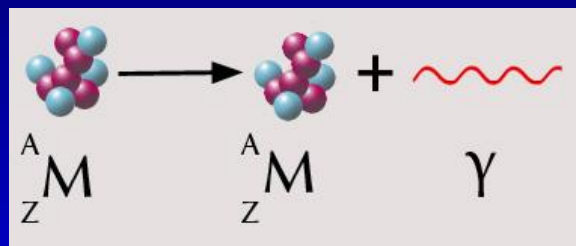
- Σε μια ραδιενεργό διάσπαση, το αρχικό νουκλίδιο ονομάζεται *μητρικός πυρήνας* ενώ το νουκλίδιο που προκύπτει ονομάζεται *θυγατρικός πυρήνας*.



- Αν ο θυγατρικός πυρήνας είναι σταθερός, τότε η διαδικασία της διάσπασης σταματά. Στην αντίθετη περίπτωση ο θυγατρικός πυρήνας διασπάται και η διαδικασία συνεχίζεται μέχρι να προκύψει τελικά σταθερός πυρήνας. Σε μια τέτοια σειρά διαδοχικών ραδιενεργών διασπάσεων οι μηχανισμοί διάσπασης μπορεί να είναι διαφορετικοί μεταξύ τους.
- Οι κύριοι μηχανισμοί ραδιενεργού διάσπασης είναι:
 - 1) **άλφα διάσπαση**
 - 2) **β^- διάσπαση**
 - 3) **β^+ διάσπαση**
 - 4) **σύλληψη τροχιακού ηλεκτρονίου**
 - 5) **γ -διάσπαση**

γ-διάσπαση

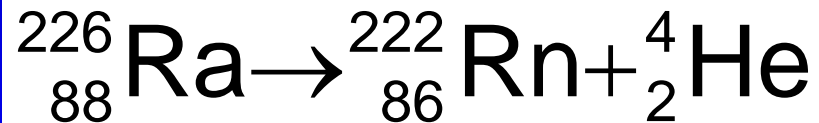
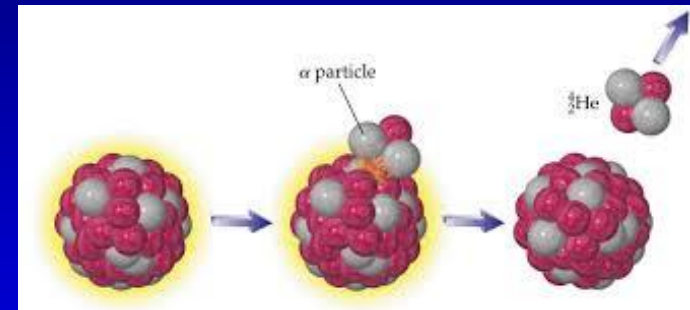
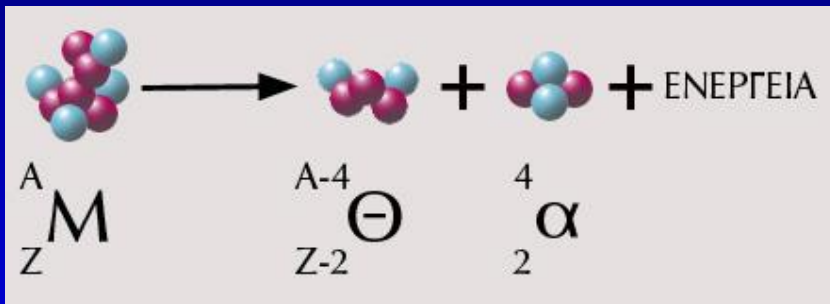
- Γάμμα-διάσπαση ονομάζεται το φαινόμενο κατά το οποίο ένας πυρήνας που βρίσκεται σε διεγερμένη κατάσταση εκπέμπει ενέργεια με τη μορφή ακτινοβολίας γ και μεταπίπτει σε κατάσταση χαμηλότερης ενέργειας.



- Ο θυγατρικός πυρήνας μιας ραδιενεργού διασπάσεως βρίσκεται συνήθως σε κατάσταση διέγερσης.
- Η αποδιέγερση με εκπομπή γ -ακτινοβολίας συμβαίνει συνήθως αμέσως μετά τη διάσπαση. Αν όμως ο χρόνος παραμονής του σε αυτή την κατάσταση είναι μεγάλος ($>10^{-12}$ sec) η κατάσταση ονομάζεται μετασταθής. Η αποδιέγερση, μέσω εκπομπής γ -ακτινοβολίας, ενός πυρήνα που βρίσκεται σε μετασταθερή κατάσταση ονομάζεται ισομερής μετάπτωση.

α - διάσπαση

- Το ραδιονουκλίδιο διασπάται σε ένα μικρότερο πυρήνα εκπέμποντας σωματίο α (πυρήνας ηλίου). Τα σωματία α που εκπέμπονται από ένα πλήθος πυρήνων του συγκεκριμένου ραδιονουκλιδίου είναι μονοενεργειακά.



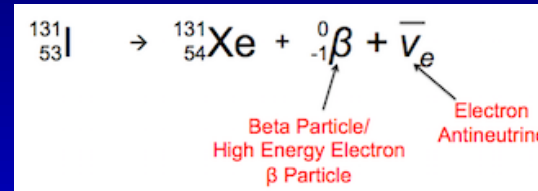
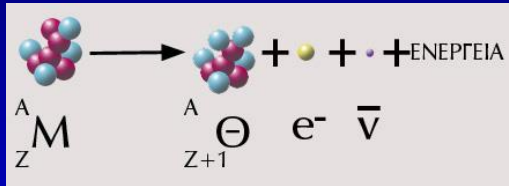
$$T_{1/2} = 1600 \text{ years}$$

- Τα σωματία α που εκπέμπονται από ένα πλήθος πυρήνων του συγκεκριμένου ραδιονουκλιδίου είναι μονοενεργειακά.

β - διάσπαση

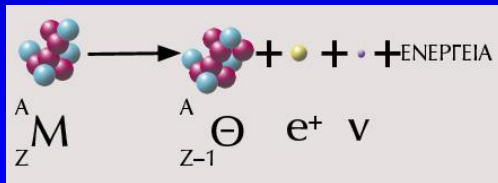
β⁻ διάσπαση

- Ένα νετρόνιο του πυρήνα μετατρέπεται σε πρωτόνιο με ταυτόχρονη εκπομπή ενός ηλεκτρονίου και ενός αντινετρίνου τα οποία και διαφεύγουν από τον πυρήνα.

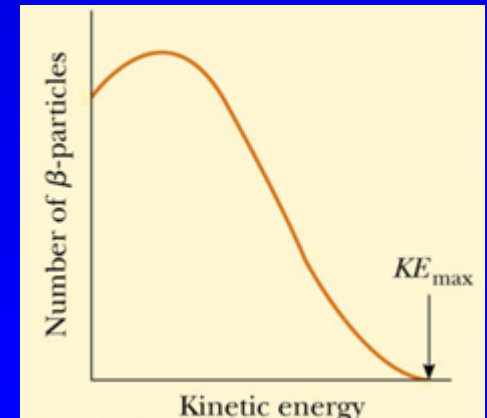


β⁺ διάσπαση

- Ένα πρωτόνιο του πυρήνα μετατρέπεται σε νετρόνιο με ταυτόχρονη εκπομπή ενός ποζιτρονίου και ενός νετρίνου τα οποία και διαφεύγουν από τον πυρήνα.

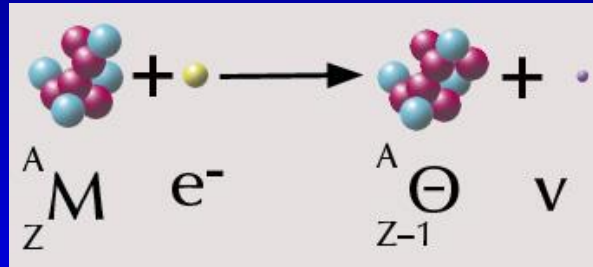


- Η ενέργεια που απελευθερώνεται διαμοιράζεται στο ηλεκτρόνιο β⁻ και στο αντινετρίνο (ή αντίστοιχα στο ποζιτρόνιο β⁺ και στο νετρίνο) με τυχαίο τρόπο με αποτέλεσμα η ενέργεια των σωματίων β να κυμαίνεται από μηδέν έως μια μέγιστη τιμή E_{\max} . Η μέση ενέργειά τους είναι περίπου $1/3 E_{\max}$.



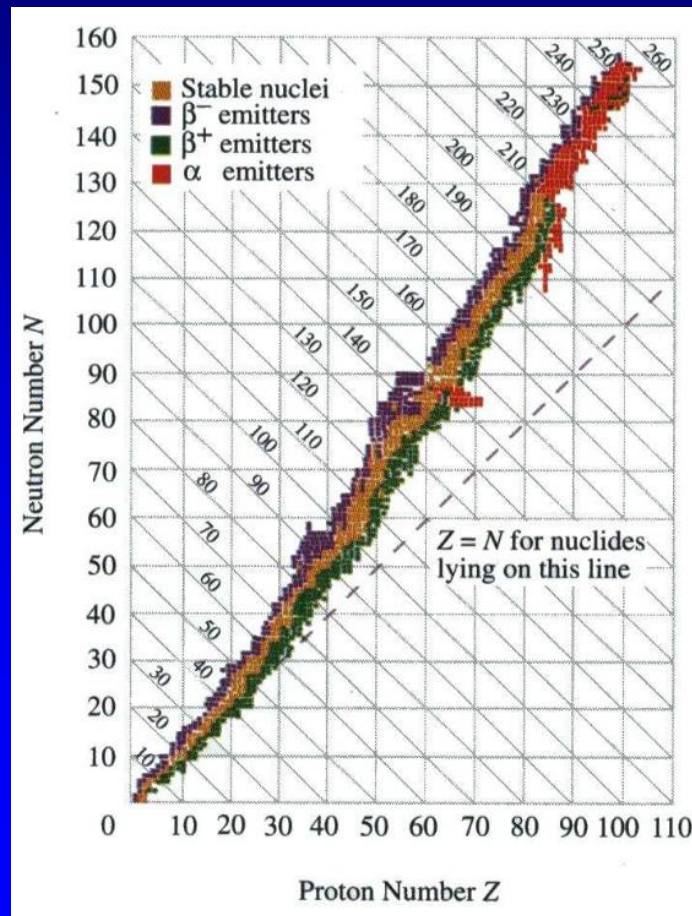
Σύλληψη τροχιακού ηλεκτρονίου

- Είναι πιθανό, ένα τροχιακό ηλεκτρόνιο να παγιδευτεί στον πυρήνα, να ενωθεί με ένα πρωτόνιο και ως αποτέλεσμα να παραχθεί ένα νετρόνιο.



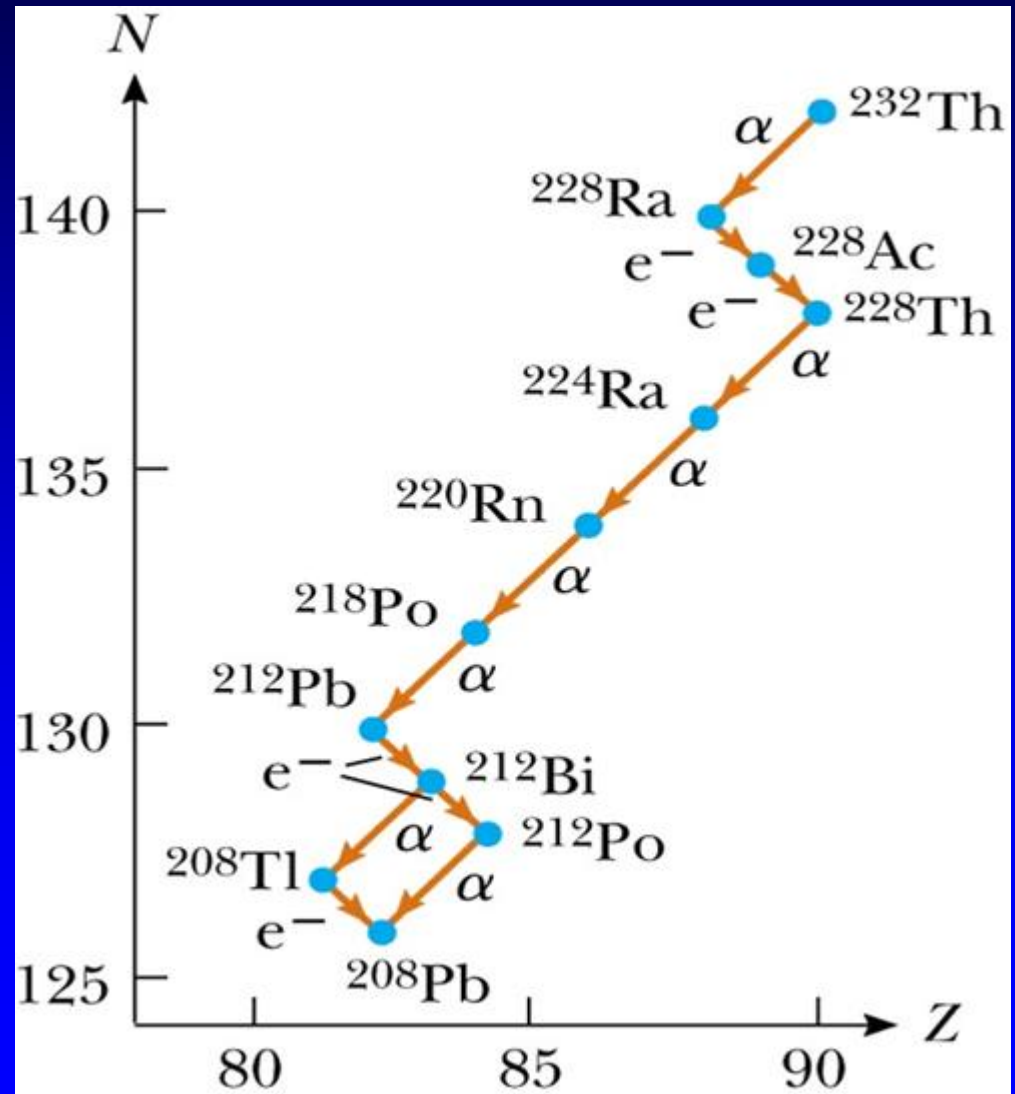
Λόγος νετρονίων/πρωτονίων και αστάθεια νουκλιδίων

Η σταθερότητα ενός πυρήνα εξαρτάται από το πλήθος των πρωτονίων και το λόγο πρωτονίων/νετρονίων



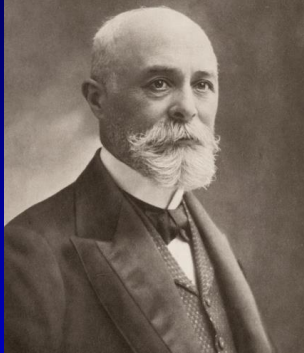
Διαδοχικές διασπάσεις

- Από το ^{232}Th
- με διαδοχικές α και β διασπάσεις
- καταλήγουμε στο ^{208}Pb



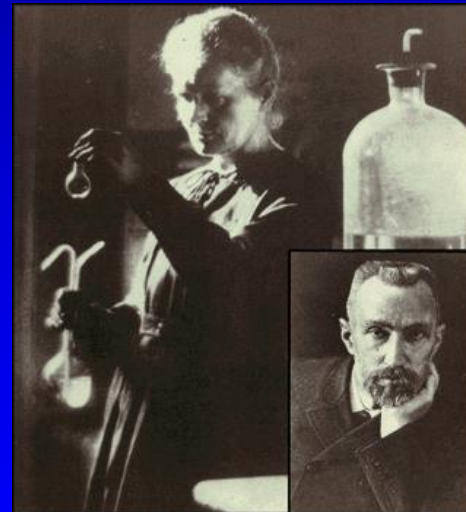
Ραδιενέργεια: από την ανακάλυψη στις ιατρικές εφαρμογές

- Ανακαλύφθηκε τέλος 19^{ου} αιώνα



Becquerel:

Radioactivity 1896

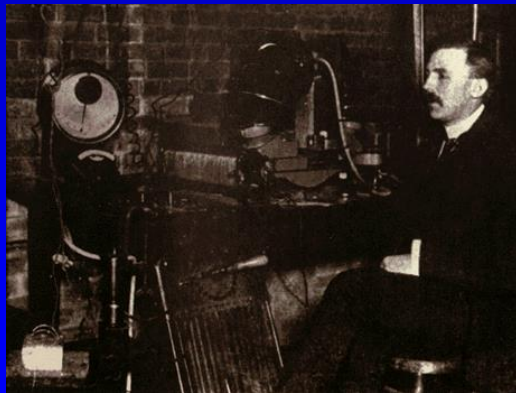


The Curies:

Radium and Polonium
1900-1908

Rutherford:

Alpha and Beta rays
1897



Πυρηνική Ιατρική

- Η χρήση ραδιονουκλιδίων για θεραπευτικούς και διαγνωστικούς σκοπούς οδήγησε στη δημιουργία μιας νέας ειδικότητας που ονομάστηκε Πυρηνική Ιατρική.
- Η πυρηνική ιατρική βασίζεται στο γεγονός ότι τα ασταθή ισότοπα (ραδιονουκλίδια) έχουν τις ίδιες χημικές ιδιότητες με τα σταθερά ισότοπα ενός στοιχείου άρα μπορούμε να αντικαταστήσουμε το σταθερό ισότοπο ενός στοιχείου με το αντίστοιχο ασταθές
 - πχ το I-127 είναι σταθερό ενώ το I-131 είναι ασταθές (β-διάσπαση)
 - το I με φυσιολογικές διεργασίες συγκεντρώνεται στον θυρεοειδή ανεξάρτητα εάν είναι I-127 ή I-131
- Οι θεραπευτικές εφαρμογές της Πυρηνικής Ιατρικής βασίζονται στη βιολογική επίδραση της ακτινοβολίας που εκπέμπει το χορηγούμενο ραδιονουκλίδιο επί της νεοπλασίας που έχει αναπτυχθεί σε κάποιο συγκεκριμένο ιστό ή όργανο.
- Οι διαγνωστικές εφαρμογές της Πυρηνικής Ιατρικής βασίζονται στην εκπομπή γ ακτινοβολίας από τον ιστό ή όργανο που έχει προσλάβει επιλεκτικά μια χημική ουσία που περιέχει κάποιο ραδιονουκλίδιο.
- Οι διαγνωστικές εξετάσεις Πυρηνικής Ιατρικής χωρίζονται σε δύο κατηγορίες:
 - A. Εξετάσεις *in vivo*
 - B. Εξετάσεις *in vitro*

Εξετάσεις in vitro

Ραδιο-ανοσο-μέτρηση (Radio-immuno-assay: RIA)

- Αποσκοπούν στον καθορισμό της συγκέντρωσης μιας καθορισμένης ουσίας (αντιγόνο) σε βιολογικό υγρό (συνήθως αίμα) του εξεταζόμενου
- Βασίζονται στην ανάμιξη
 1. δείγματος βιολογικού υγρού π.χ. ορός αίματος που εμπεριέχει μια ουσία (αντιγόνο) που θέλουμε να μετρήσουμε τη συγκέντρωσή της (πχ TSH, T3)
 2. ραδιενεργού ουσίας (το ίδιο αντιγόνο που έχει επισημανθεί με I-125)
 3. μη-ραδιενεργού ουσίας (αντίσωμα) που έχει την ιδιότητα να συνδέεται με το αντιγόνο που θέλουμε να μετρήσουμε
- Ραδιο-μαρκαρισμένα και μη-μαρκαρισμένα αντιγόνα ανταγωνίζονται να συνδεθούν με τα αντισώματα
- Το πόσα ραδιο-μαρκαρισμένα μόρια θα το καταφέρουν καθορίζεται από τη συγκέντρωση του αντιγόνου στον ορό του ασθενούς
- Αφού απομακρυνθούν τα ελεύθερα αντιγόνα η ενεργότητα του δείγματος μετράται από ειδικό ανιχνευτή γ ακτινοβολίας (γ-counter).



Μετρητής γ
τύπου φρεατίου
(well counter) για
ταυτόχρονη μέτρηση
πολλών δειγμάτων

Το αποτέλεσμα μιας τέτοιας εξέτασης είναι αριθμητικό και αντιστοιχεί στη συγκέντρωση της ουσίας στο δείγμα του βιολογικού υγρού.

Concentration
of the Ag in
patient's serum



Αρχή RIA

αντιγόνο+I-125
(σε υψηλή συγκέντρωση)

Δείγμα με το
αντίστοιχο
αντίσωμα σε
γνωστή
συγκέντρωση

Δείγμα αίματος
στο οποίο θέλουμε
να μετρήσουμε την
συγκέντρωση του
αντιγόνου

Απομάκρυνση
ελεύθερων αντιγόνων
(π.χ. φυγογέντρωση)

Μέτρηση
& σύγκριση

Radioactivity =100%

Radioactivity decreased



Εξετάσεις in vivo

- Βασίζονται στη χορήγηση ραδιενέργειας στο σώμα του ασθενούς.
- Μια ειδική χημική ουσία σεσημασμένη με κατάλληλο ραδιονουκλίδιο (ραδιοφάρμακο: Ρ/Φ), χορηγείται στον εξεταζόμενο
- Η επισημασμένη ουσία (ραδιοφάρμακο) προσλαμβάνεται (κυρίως αλλά όχι αποκλειστικά) στον υπό μελέτη ιστό ή όργανο του εξεταζόμενου μέσω φυσιολογικών μεταβολικών διεργασιών.
- Μετά την πάροδο καθορισμένου χρονικού διαστήματος (5 min- 4 h ανάλογα με την εξέταση) ανιχνεύεται η ακτινοβολία που εκπέμπεται από τον ασθενή και προσδιορίζεται η χωρική κατανομή του ραδιοφαρμάκου στους ιστούς με κατάλληλο ανιχνευτικό σύστημα (γ-κάμερα).
- Το αποτέλεσμα μιας τέτοιας εξέτασης είναι μια σειρά εικόνων και η διαγνωστική πληροφορία που λαμβάνεται σχετίζεται με τη μορφολογία και τη λειτουργικότητα του προς απεικόνιση ιστού ή οργάνου.
- Είναι μέθοδος απεικόνισης της λειτουργικότητας των ιστών.

Ραδιοφάρμακα

- Ραδιοφάρμακο ονομάζεται μια χημική ουσία που έχει επισημανθεί με κάποιο ραδιονουκλίδιο και έχει την ιδιότητα να συγκετρώνεται επιλεκτικά σε κάποιο συγκεκριμένο ιστό ή όργανο του ανθρώπινου σώματος.

ΧΗΜΙΚΗ ΕΝΩΣΗ + ΡΑΔΙΟΝΟΥΚΛΙΔΙΟ = ΡΑΔΙΟΦΑΡΜΑΚΟ

- Η χημική (μη ραδιενεργός) ουσία διατίθεται συνήθως σε μορφή σκόνης σε ειδικά φυαλίδια.
- Συγκεκριμένη ενεργότητα (mCi) ραδιονουκλιδίου εισάγεται σε μορφή διαλύματος στο φυαλίδιο και προκύπτει το ραδιοφάρμακο (μέσω ανάδευσης, θέρμανσης κτλ)
- Η ενεργότητα του ραδιοφαρμάκου (που βρίσκεται συνήθως σε σύριγγα) μετράται σε κατάλληλους ανιχνευτές.

Μετρητής γ
τύπου φρεατίου
(well counter)



- Τα ρ/φ χορηγούνται στον εξεταζόμενο ενδοφλέβια, με κατάποση ή εισπνοή ανάλογα με την εξέταση.

Ψυχρά kit για την παρασκευή ραδιοφάρμακων

^{99m}Tc

- MDP - bones
- MAG3 - kidney
- DMSA - kidney
- DTPA - kidney
- HIBIDA - liver, glad bladder
- RADIO-SPECT – myocardium, parathyroid glands, tumors
- MACRO-ALBUMON - lungs
- SENTI-SCINT - sentinel lymph nodes, brest cancer, melanoma
- NEUROLITE - brain
- ANTI-GRANULOCYTE - inflammations, marrow
- LEUKO-SCINT – leukocytes labelled ^{99m}Tc - HM-PAO, nflammations

^{111}In

- OCTREOSCAN – neuroendocrine tumors , and carcinoids

Ιδιότητες ραδιοφαρμάκων

- Η επιλογή της ουσίας γίνεται έτσι ώστε το παραγόμενο ραδιοφάρμακο:
 - να συγκεντρώνεται επιλεκτικά υπό εξέταση ή θεραπεία ιστό/όργανο (όργανο στόχος, οργανικό διαμέρισμα στόχος)
 - να είναι ακίνδυνο και να μην προκαλεί αλλεργίες ή τοξικές αντιδράσεις.
 - να παρασκευάζεται σε συνθήκες στείρες μικροβίων
 - να είναι ελεύθερο από τοξίνες και πυρετογόνες ουσίες.
- **Ραδιοχημική καθαρότητα** ενός P/Φ ορίζεται το % της ολικής ραδιενέργειας που βρίσκεται με τη χημική μορφή που αναγράφεται στο παρασκεύασμα.
- **Ραδιοϊσοτοπική καθαρότητα** ορίζεται το % της ραδιενέργειας που οφείλεται στο ραδιονουκλίδιο που αναγράφεται στο παρασκεύασμα

Παρασκευή ραδιοφαρμάκου



Χορήγηση ραδιοφαρμάκου



Ενεργός χρόνος υποδιπλασιασμού

- Φυσικός χρόνος υποδιπλασιασμού (T_{ϕ}) είναι το χρονικό διάστημα που απαιτείται για να μειωθεί η ενεργότητα του ραδιοφαρμάκου στο $\frac{1}{2}$
- Βιολογικός χρόνος υποδιπλασιασμού (T_{β}) είναι το χρονικό διάστημα που απαιτείται για να αποβληθεί με βιολογικούς μηχανισμούς το $\frac{1}{2}$ μιας χημικής ουσίας που χορηγείται στον ασθενή
- Ενεργός χρόνος υποδιπλασιασμού (T_{ϵ}) είναι το χρονικό διάστημα που απαιτείται για να ελλατωθεί στο $\frac{1}{2}$ η παραμένουσα ενεργότητα στο σώμα του ασθενή στον οποίο έχει χορηγηθεί ραδιοφάρμακο
- Αποδεικνύεται ότι ο ενεργός χρόνος υποδιπλασιασμού εξαρτάται τόσο από τον φυσικό όσο και τον βιολογικό χρόνο υποδιπλασιασμού:

$$T_{\epsilon} = \frac{T_{\phi} * T_{\beta}}{T_{\phi} + T_{\beta}}$$

Ραδιονουκλίδια για διάγνωση

- Τα χρησιμοποιούμενα ραδιονουκλίδια για in vivo διαγνωστικές εξετάσεις θα πρέπει:
 - να έχουν σχετικά μικρό χρόνο ημιζωής, ώστε η συνολική δόση που λαμβάνει ο εξεταζόμενος να είναι ανεκτή και ταυτόχρονα να επιτρέπουν την ολοκλήρωση της εξέτασης (ιδανικός χρόνος = μερικές ώρες)
 - να εκπέμπουν μόνο γ ακτινοβολία
 - η ενέργεια της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας να είναι τέτοια ώστε η ακτινοβολία να μην απορροφάται έντονα από τους ιστούς και ταυτόχρονα να ανιχνεύεται με μεγάλη πιθανότητα από το μετρητικό σύστημα (ιδανική ενέργεια=150 keV)
 - να παρασκευάζονται εύκολα και με μικρό κόστος
- Το τεχνητό Tc-99m με χρόνο ημιζωής 6 h και E=140 keV είναι ιδανικό για διαγνωστικούς σκοπούς και καλύπτει σχεδόν το 80% των διαγνωστικών εφαρμογών.

Ραδιο-νουκλίδιο	T _{1/2}	E _{γ}	Παραγωγή	Χρήση
^{99m} Tc	6 h	140	γεννήτρια	Οστά, νεφρά, ήπαρ, στομάχι, καρδιά, θυροειδής
⁶⁷ Ga	78 h	93, 185, 300	κύκλοτρο	Φλεγμονές, όγκοι
¹²³ I	13 h	159	κύκλοτρο	θυροειδής, μυοκάρδιο
¹³¹ I	8.06 d	364	πυρ. αντιδρασ.	θυροειδής
¹¹¹ In	67.9 h	171, 245	κύκλοτρο	εγκέφαλος, υπόφυση
²⁰¹ Tl	73 h	70, 167	κύκλοτρο	μυοκάρδιο, θυροειδής- παραθυροειδής

Ραδιονουκλίδια για θεραπεία

- Τα ραδιονουκλίδια που χρησιμοποιούνται για θεραπευτικούς σκοπούς θα πρέπει:
 - να εκπέμπουν β ή α ακτινοβολία (η εκπομπή και γ ακτινοβολίας επιτρέπει την απεικόνιση και επομένως διευκολύνει την πιστοποίηση της κατανομής της απορροφούμενης δόσης, όμως ταυτόχρονα αυξάνει τη δόση σε υγιείς ιστούς)
 - να έχουν αρκετά μεγάλο χρόνο ημιζωής (μερικές μέρες) ώστε η συνολική δόση που λαμβάνει το υπό θεραπεία όργανο/ιστός να είναι αρκετή
 - η ενέργεια της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας να είναι τέτοια ώστε η ακτινοβολία να είναι αρκετά διεισδυτική στον παθολογικό ιστό

Ραδιονουκλίδιο	T _{1/2}	Εκπεμπόμενη Ακτινοβολία	Χρήση
⁸⁹ Sr	50.5 d	β	οστικές μεταστάσεις
³² P	14.3	β	οστικές μεταστάσεις
¹³¹ I	8.06 d	β γ (E _γ =364 keV)	θυρεοτοξίωση, καρκίνος θυροειδούς
¹⁸⁶ Re	3.7 d	β γ (E _γ =137 keV)	οστικές μεταστάσεις
¹⁵³ Sm	1.9 d	β γ (E _γ =103 keV)	οστικές μεταστάσεις
²²³ Ra	11.4 d	α γ (E _γ =141 keV)	οστικές μεταστάσεις

Παραγωγή Ραδιονουκλιδίων

- Ραδιονουκλίδια μπορούν να παραχθούν τεχνικά με τους εξής τρόπους:

A) Βομβαρδισμός σταθερών πυρήνων με νετρόνια:



B) Σε κύκλοτρο με βομβαρδισμό σταθερών πυρήνων με πρωτόνια:



Γ) Με σχάση βαριών πυρήνων:



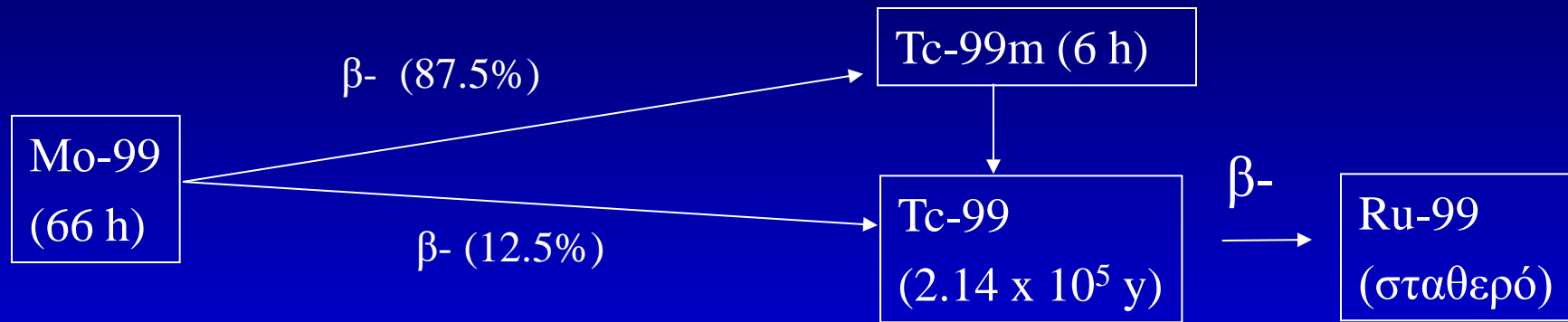
Δ) Σε γεννήτριες παραγωγής ραδιονουκλιδίων:



- Ο χρόνος υποδιπλασιασμού των ραδιονουκλιδίων πρέπει να είναι σχετικά μικρός, με συνέπεια να καθίσταται δύσκολη η αποστολή τέτοιων ισοτόπων στα εργαστήρια ενός νοσοκομείου από εξωνοσοκομειακά εργαστήρια.
- Επίσης η ύπαρξη κυκλότρου στα νοσοκομεία ώστε να παράγονται τα ραδιονουκλίδια επί τόπου καθίσταται απαγορευτική λόγω κόστους εγκατάστασης και συντήρησης.
- Η πιο διαδεδομένη λύση είναι η γεννήτρια ραδιονουκλιδίων.

Η γεννήτρια Mo-99/Tc-99m

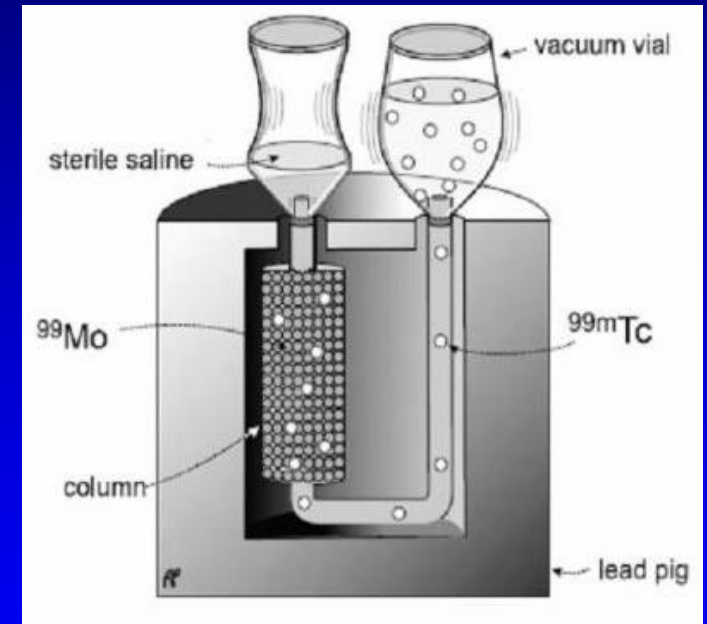
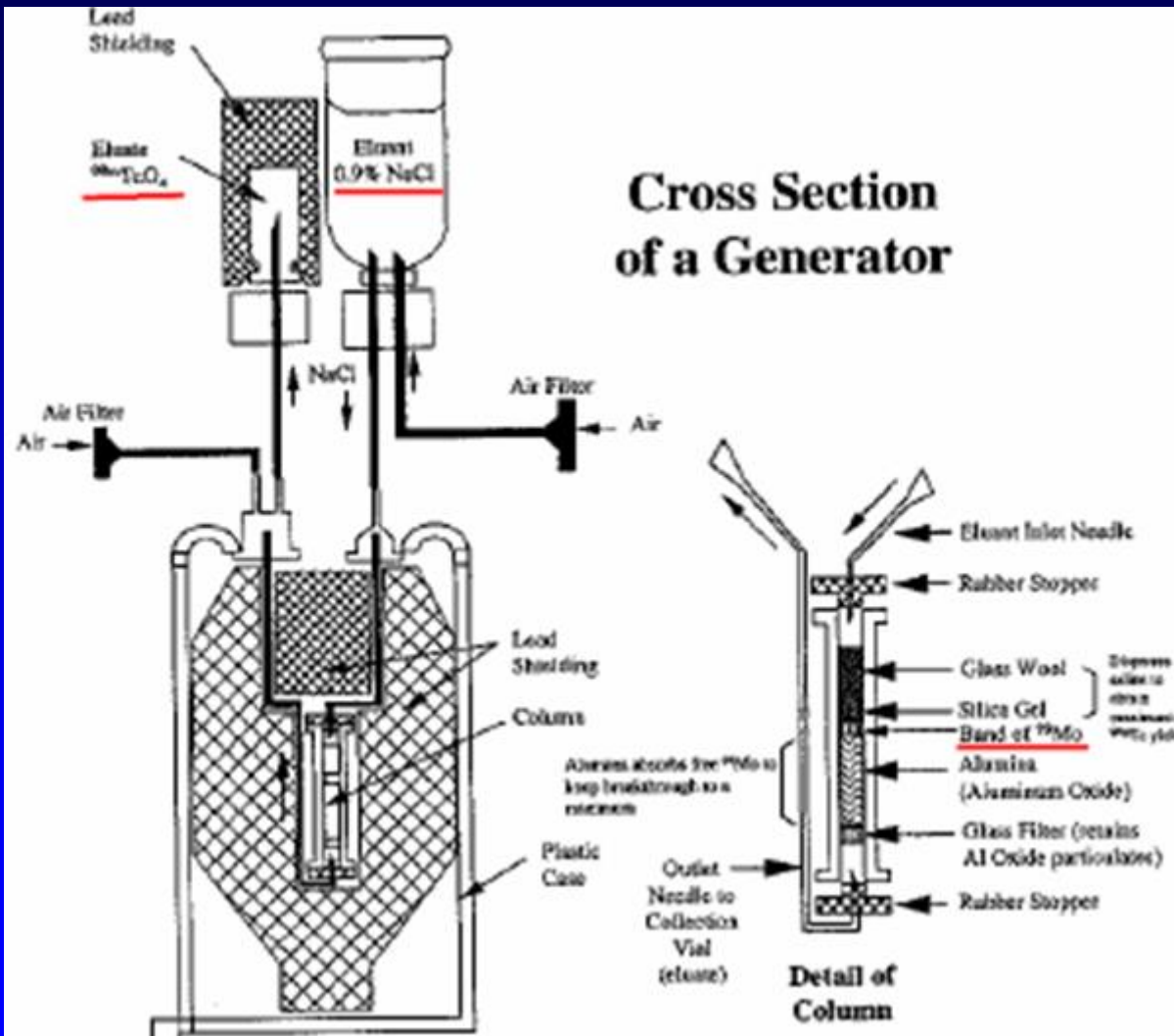
- Η γεννήτρια ραδιονουκλιδίων περιέχει ένα μητρικό ραδιονουκλίδιο υψηλού σχετικά χρόνου ημιζωής που διασπώμενο παράγει το βραχύβιο ραδιονουκλίδιο που χρησιμοποιείται για τις κλινικές εφαρμογές.



- Η ποσότητα Tc-99m που περιέχει η γεννήτρια καθορίζεται από το ρυθμό διάσπασης του Mo-99.

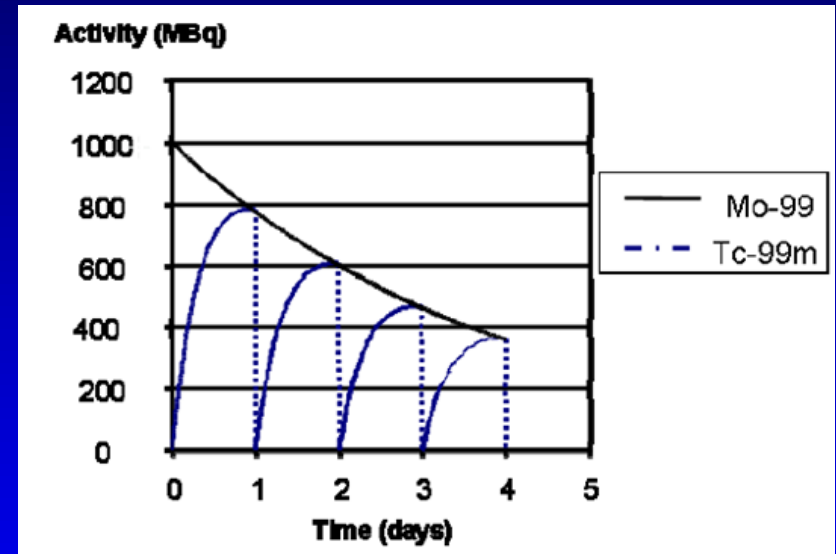


Το εσωτερικό της γεννήτριας Mo-99/Tc-99m



Χρήση γεννήτριας Mo-99/Tc-99m

- Η συλλογή Tc-99m (“άρμεγμα” της γεννήτριας) γίνεται καθημερινά.
- Η ενεργότητα που συλλέγεται μειώνεται καθημερινά με το ρυθμό διάσπασης του Mo-99.
- Ο χρόνος ημιζωής του Mo-99 επιτρέπει τη χρησιμοποίηση της γεννήτριας για μια εβδομάδα.

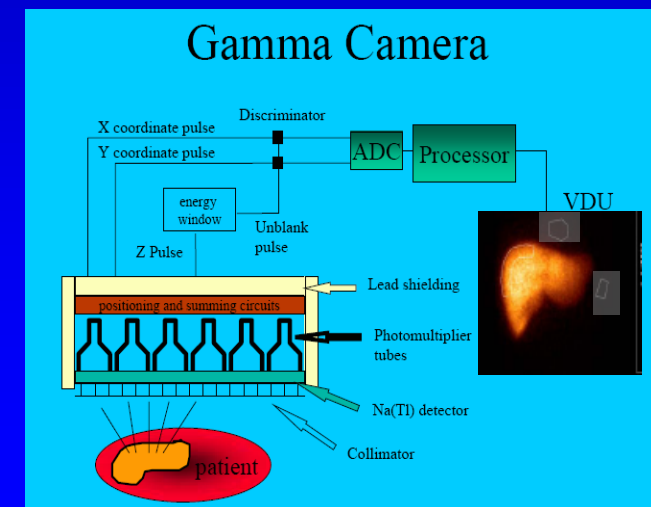


Η σπινθηρογραφική εικόνα



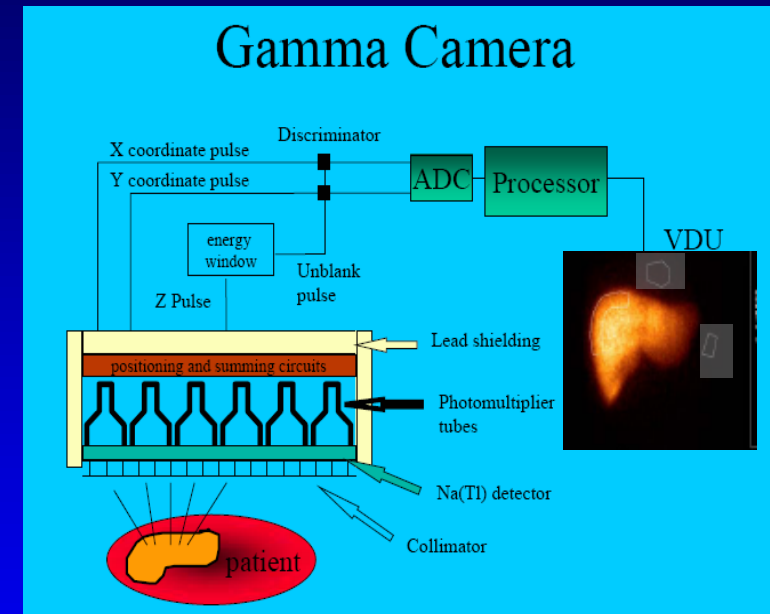
Η γ - κάμερα

- Το απεικονιστικό σύστημα της διαγνωστικής (in-vivo) Πυρηνικής Ιατρικής είναι η γ -κάμερα.
- Η γ -κάμερα παράγει μια 2-d εικόνα που αντιπροσωπεύει την προβολή της 3-d κατανομής του Ρ/Φ στο σώμα του ασθενούς σε ένα επίπεδο (το επίπεδο που ορίζει ο ανιχνευτής)
- Τα κύρια συστατικά μέρη κεφαλής γ -κάμερα είναι:
 - ο κατευθυντήρας
 - ο κρύσταλλος NaI(Tl) ανιχνευτής σπινθηρισμών
 - οι φωτοπολλαπλασιαστές
 - τα ηλεκτρονικά για την ανάλυση των δεδομένων



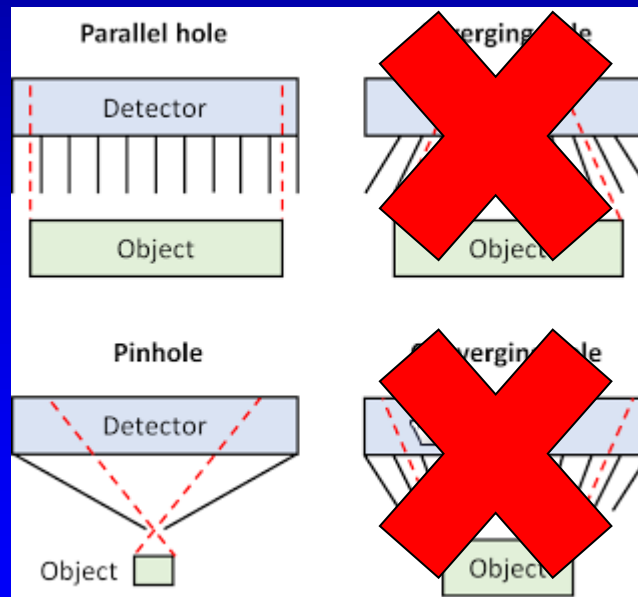
Κατευθυντήρας (collimator)

- Ο ρόλος του κατευθυντήρα είναι να ορίζει αυστηρά τη διεύθυνση προβολής της 3-d κατανομής του ραδιοφαρμάκου που έχει διαμορφωθεί αποκόπτοντας φωτόνια που προσκρούουν σε αυτόν υπό γωνία



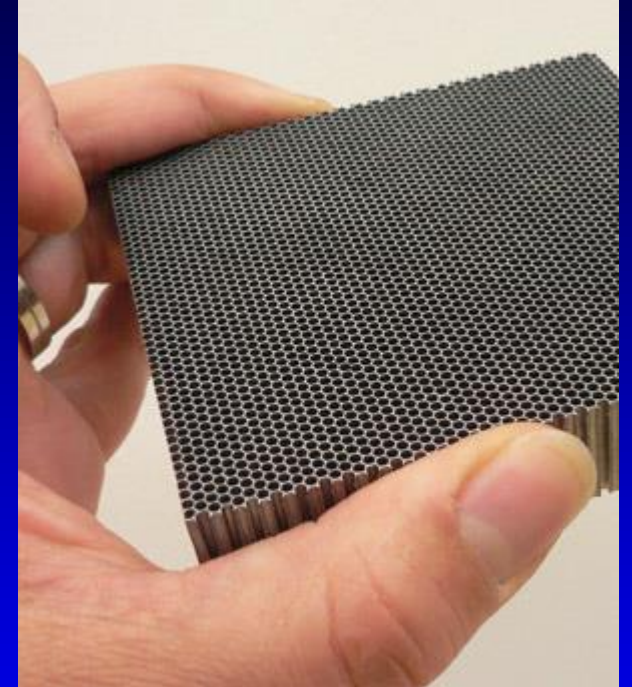
Είδη κατευθυντήρων

- Οι κατευθυντήρες διακρίνονται ως προς τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά σε παραλλήλων οπών (parallel hole), συγκλίνοντες (converging), αποκλίνοντες (diverging) και οπής καρφίτσας (pinhole).

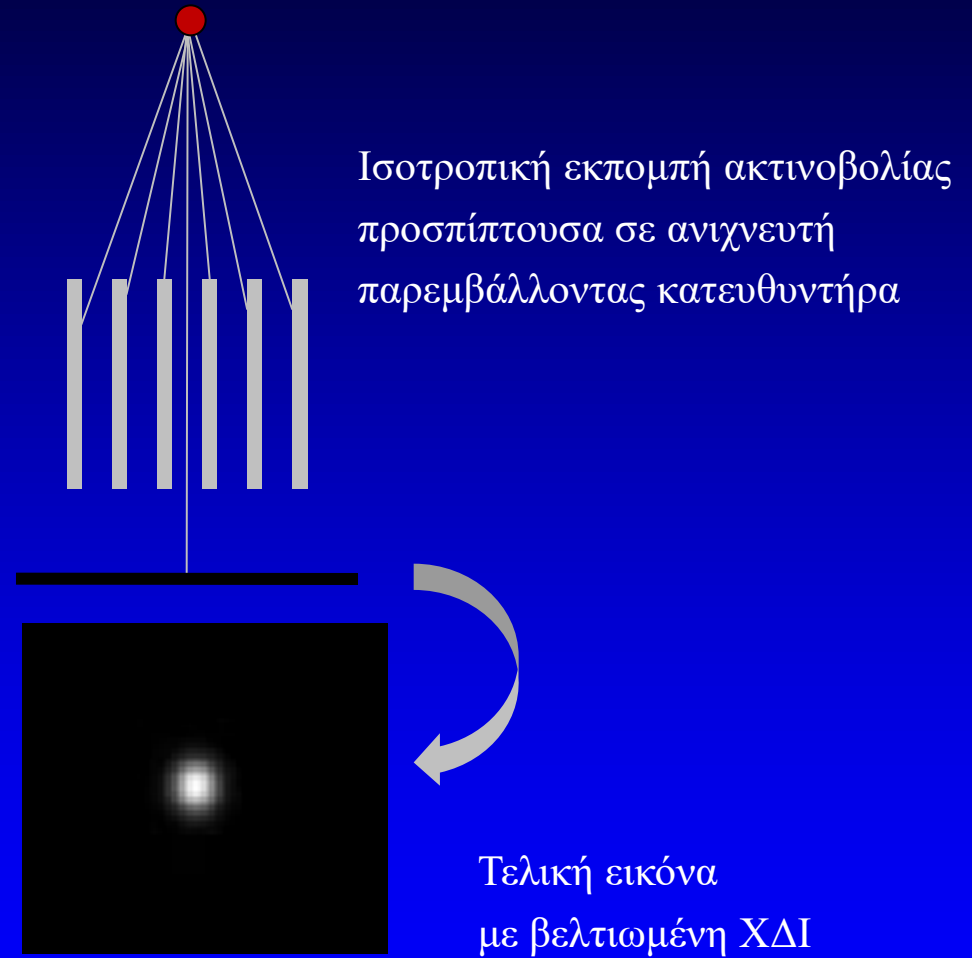


Κατασκευή κατευθυντήρα παραλλήλων οπών

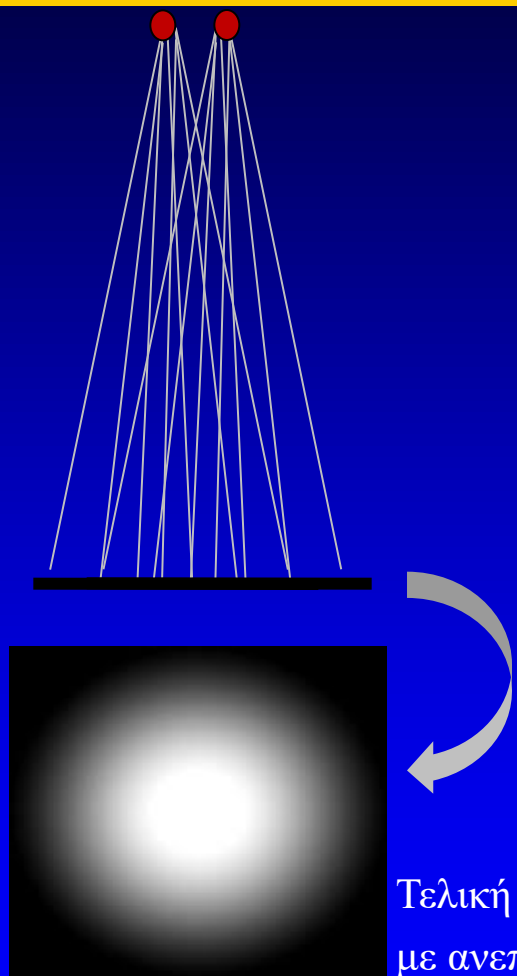
- Ο κατευθυντήρας αποτελείται από πλέγμα με πλευρές από μόλυβδο που ορίζουν διάκενα (οπές). Τα διάκενα ορίζουν μια διεύθυνση.
- Φωτόνια που έχουν τη διεύθυνση των οπών διαπερνούν τον κατευθυντήρα ενώ φωτόνια με διαφορετική διεύθυνση αποκόπτονται και δεν προσβάλλουν τον κρύσταλλο.



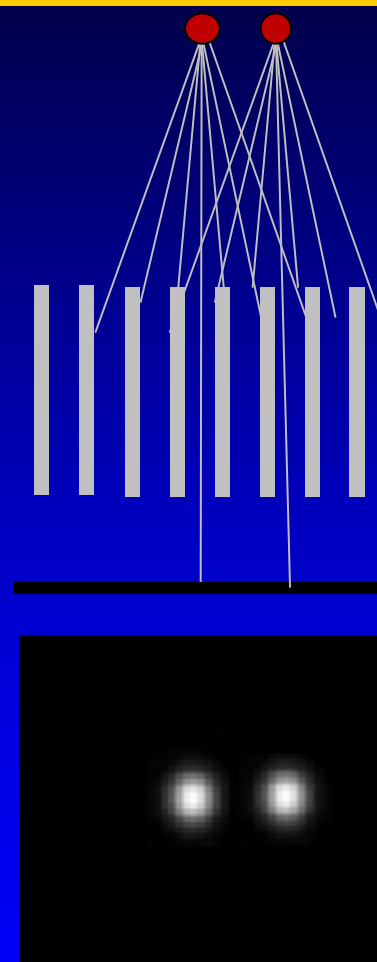
Τι εξυπηρετεί ο κατευθυντήρας;



Ο κατευθυντήρας ορίζει τη διεύθυνση προβολής της 3-d κατανομής του Ρ/Φ στο επίπεδο που ορίζει ο ανιχνευτής (planar imaging)



Τελική εικόνα
με ανεπαρκή ΧΔΙ



Ισοτροπική εκπομπή ακτινοβολίας
προσπίπτουσα σε ανιχνευτή
παρεμβάλλοντας κατευθυντήρα

Τελική εικόνα:
με βελτιωμένη ΧΔΙ

Ο κατευθυντήρας ορίζει τη διεύθυνση προβολής της 3-d κατανομής του P/Φ στο επίπεδο που ορίζει ο ανιχνευτής (planar imaging)

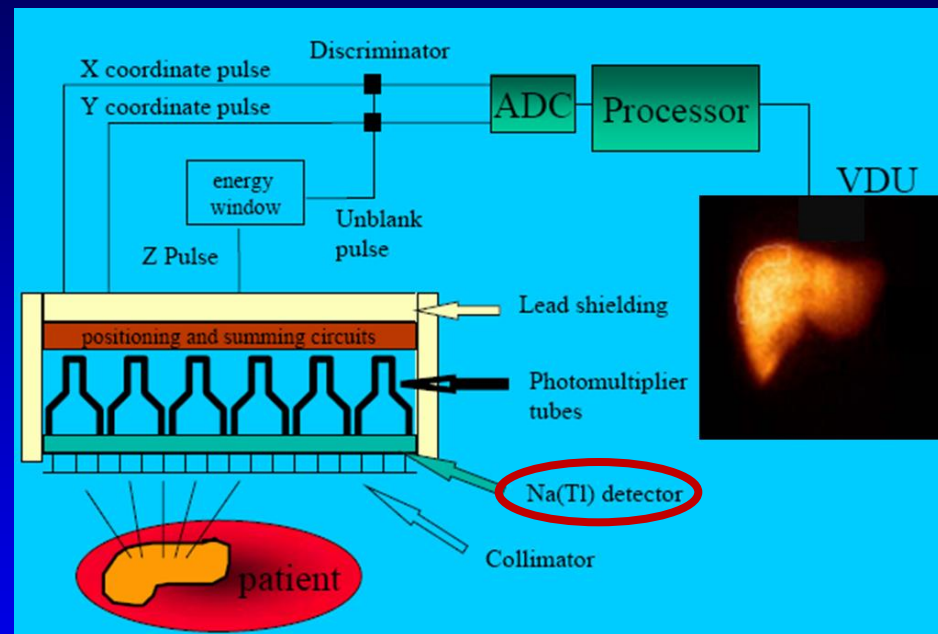
Ο ανιχνευτής σπινθηρισμών

Είναι τετράγωνος κρύσταλλος ιωδιούχου νατρίου με πρόσμιξη θαλλίου (NaI:Tl).

Κατά την πρόσπτωση φωτονίου στον κρύσταλλο δημιουργείται σπινθηρισμός (στιγμαία εκπομπή ορατού φωτός) η ένταση του οποίου εξαρτάται από την ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου.

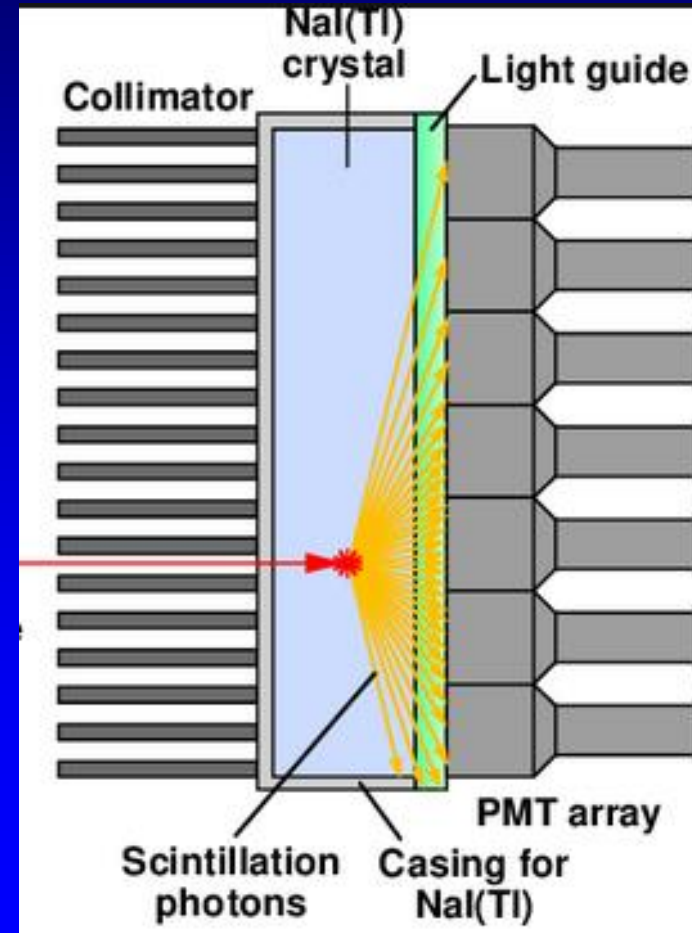
Ο κρύσταλλος NaI έχει μεγάλο μέσο ατομικό βάρος για να απορροφά έντονα την ακτινοβολία γ και είναι διαφανής στη συχνότητα ορατού που παράγεται κατά τον σπινθηρισμό.

Το πάχος του κρυστάλλου είναι συνήθως 1-3 cm. Οι διαστάσεις του κρυστάλλου σπινθηρισμών καθορίζουν το ωφέλιμο πεδίο απεικόνισης (~ 40 x 40 cm)



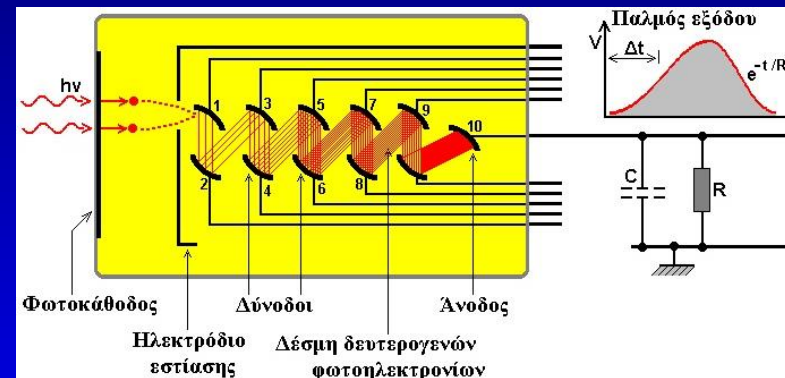
Φωτοπολλαπλασιαστές

- Σε οπτική επαφή με τον κρύσταλλο σπινθηρισμών μιας γ-κάμερας υπάρχει μια ομάδα φωτοπολλαπλασιαστών (μέχρι 100) σε εξαγωνική ή τετραγωνική διάταξη.



Λειτουργία φωτοπολλαπλασιαστή

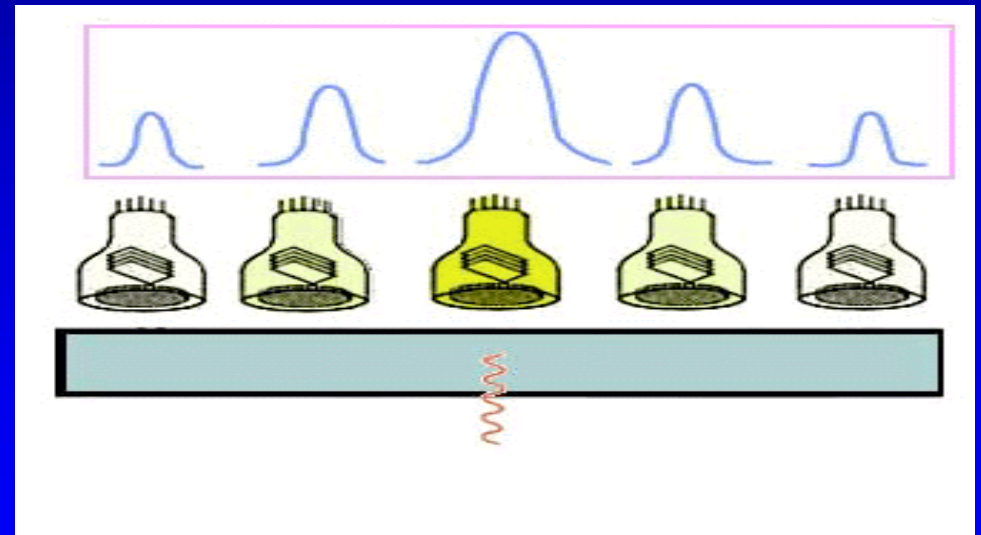
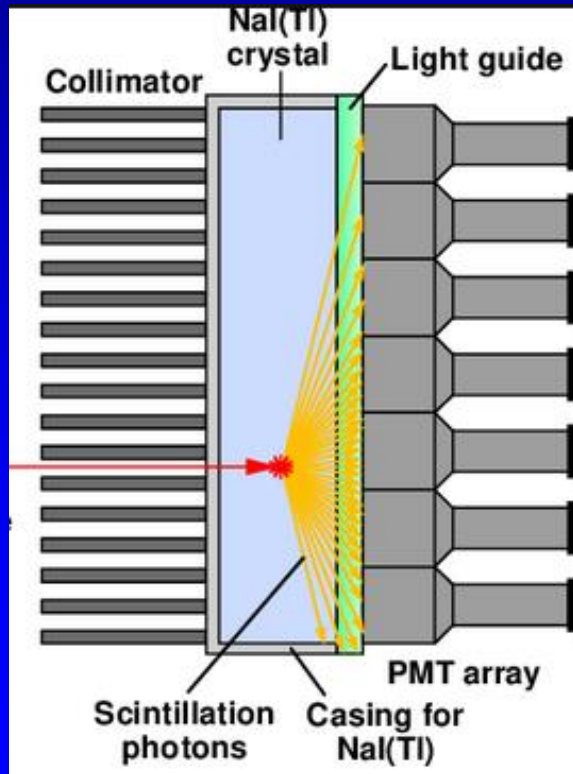
- Φωτοπολλαπλασιαστής είναι ένας ηλεκτρονικός σωλήνας που μετατρέπει παλμούς φωτός σε παλμούς ηλεκτρικού ρεύματος.



- Στην άνοδο φτάνει ένα μεγάλο πλήθος ηλεκτρονίων που συνιστούν ένα παλμό το ύψος του οποίου είναι ανάλογο του προσπίπτοντος φωτεινού παλμού.
- Το ύψος του παλμού στην έξοδο ενός φωτοπολλαπλασιαστή εξαρτάται από το πλήθος και ενέργεια των φωτονίων που προσβάλλουν τη φωτοκάθοδο.

Φωτοπολλαπλασιαστές στη γ -camera

- Η ποσότητα φωτός που πέφτει σε κάθε φωτοπολλαπλασιαστή εξαρτάται από την απόσταση του φωτοπολλαπλασιαστή από το σημείο που δημιουργήθηκε ο σπινθηρισμός
- Όσο πιο κοντά στο σημείο πρόσπτωσης του αρχικού φωτονίου βρίσκεται ένας φωτοπολλαπλασιαστής τόσο υψηλότερο είναι το σήμα εξόδου.

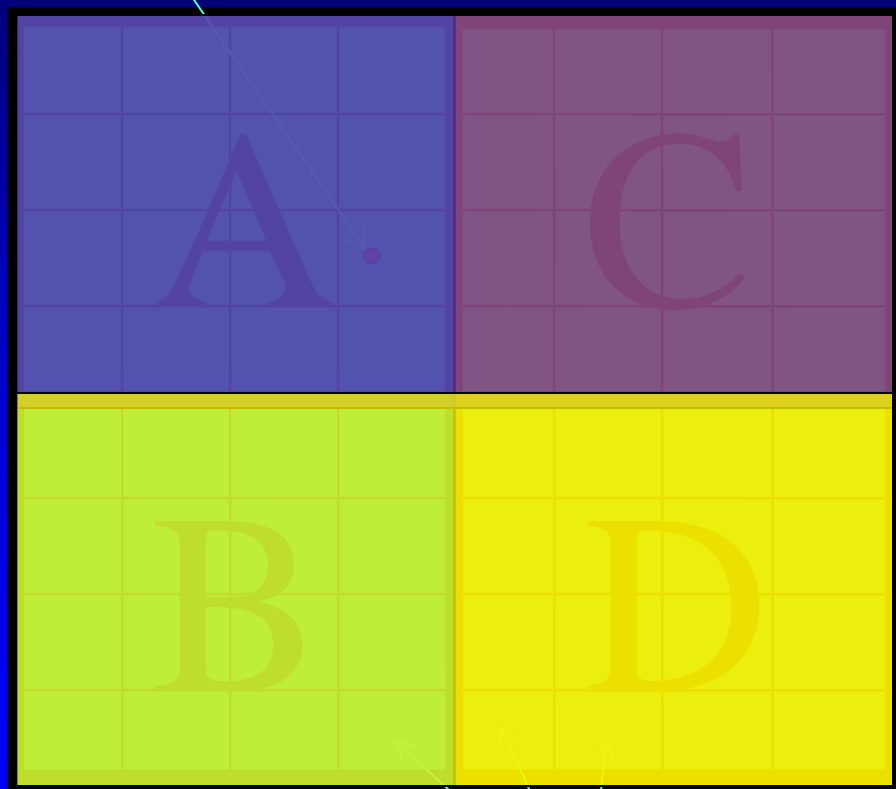


Καθορισμός θέσης πρόσπτωσης

Σημείο πρόσπτωσης γ

και παραγωγή σπινθηρισμού

Κρύσταλλος NaI



$$X_- = A+B$$

$$X_+ = C+D$$

Ο λόγος τους
καθορίζει το x
του σημείου
πρόσπτωσης

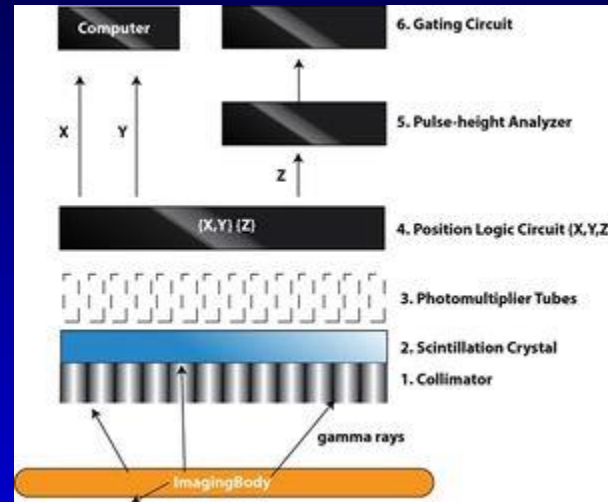
$$Y_+ = A+C$$

$$Y_- = B+D$$

Ο λόγος τους
καθορίζει το y
του σημείου
πρόσπτωσης

Θέσεις φωτοπολλαπλασιαστών

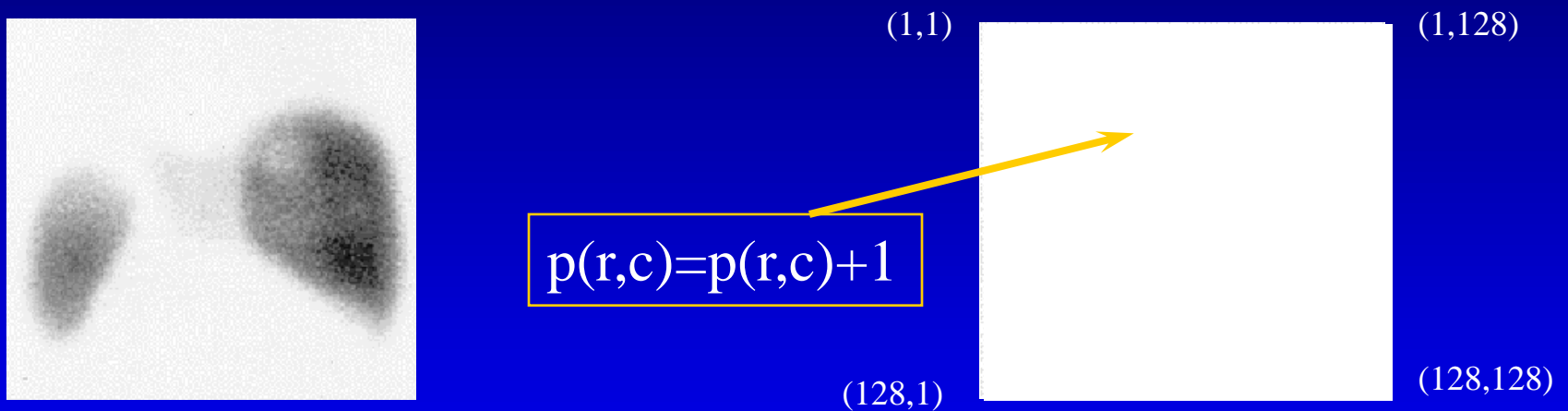
Ηλεκτρονικά κυκλώματα γ-κάμερας



- Το ηλεκτρονικό κύκλωμα κατασκευάζει τέσσερις παλμούς ($X+$, $X-$, $Y+$, $Y-$) οι οποίοι μεταφέρουν την πληροφορία της θέσης του σπινθηρισμού.
- Το άθροισμα των παλμών αυτών (παλμός Z) είναι ανάλογο της ενέργειας του αρχικού φωτονίου που προσέβαλε τον κρύσταλλο και δημιούργησε σπινθηρισμό.
- Ο παλμός Z οδηγείται σε αναλυτή ύψους παλμών ο οποίος καθορίζει εάν το γεγονός (σπινθηρισμός) θα γίνει αποδεκτό ή θα αποκλειστεί όσον αφορά το σχηματισμό της σπινθηρογραφικής εικόνας.

Η σπινθηρογραφική εικόνα

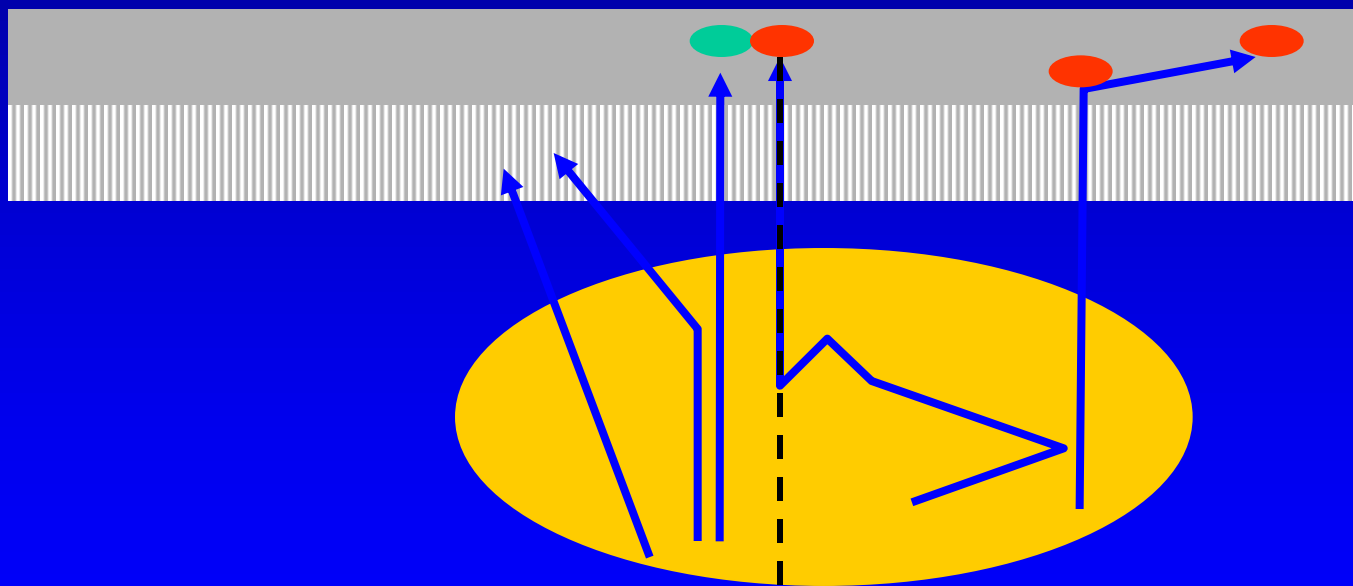
- Οι διαστάσεις της σπινθηρογραφικής εικόνας καθορίζονται από το μέγεθος του κρυστάλλου NaI και το είδος του χρησιμοποιούμενου κατευθυντήρα.
- Η εικόνα αποτελείται από ένα προκαθορισμένο αριθμό τετραγωνικών στοιχείων εικόνας (picture elements: pixel). Οι σπινθηρογραφικές εικόνες λαμβάνονται συνήθως με μήτρες 64X64 έως 256X256



- Φωτόνιο που προσβάλλει τον κρύσταλλο σε μια θέση δημιουργεί σπινθηρισμό
- Το περιεχόμενο του στοιχείου εικόνας που αντιστοιχεί στη θέση αυτή αυξάνει κατά 1.
- Η καταγραφή των φωτονίων (100.000-500.000 συνήθως) που προσπίπτουν στον κρύσταλλο κατά τη διάρκεια της εξέτασης οδηγεί στην σπινθηρογραφική εικόνα.
- Η εικόνα αντιπροσωπεύει την προβολή της τρισδιάστατης κατανομής του ραδιοφαρμάκου στους ιστούς του ασθενούς στο επίπεδο του κρυστάλλου.

Ενέργεια των σπινθηρισμών

- Στον κρύσταλλο παράγονται σπινθηρισμοί μικρότερης ενέργειας από την ενέργεια των φωτονίων που εκπέμπει ο ασθενής λόγω:
 - ανίχνευσης φωτονίων που έχουν σκεδαστεί στο σώμα του ασθενή
 - ανίχνευση φωτονίων που έχουν σκεδαστεί στον κρύσταλλο

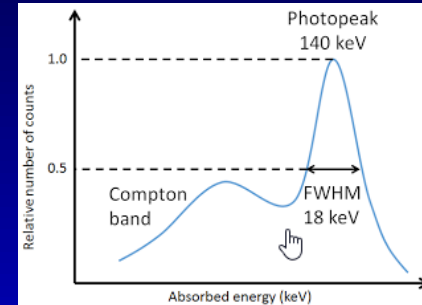


● Ενέργεια σπινθηρισμού = ενέργεια φωτονίων εκπομπής

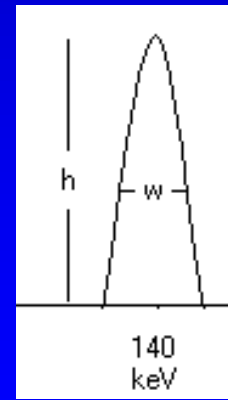
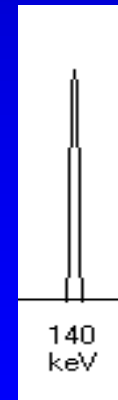
● Ενέργεια σπινθηρισμού < ενέργεια φωτονίων εκπομπής

Ενεργειακή διακριτική ικανότητα

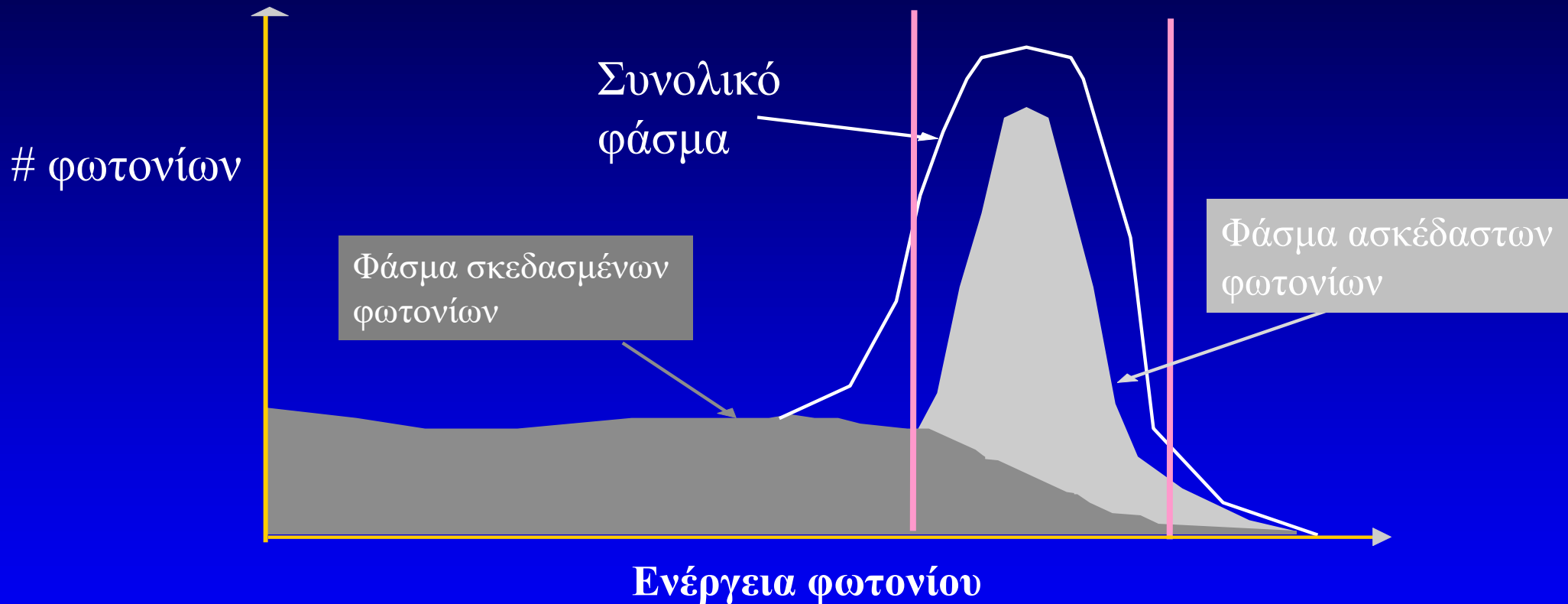
- Ο παλμός Z που δίνει το μέτρο της ενέργειας κάθε φωτονίου που προσβάλλει τον κρύσταλλο δεν έχει το ίδιο ύψος για όλα τα φωτόνια της ίδιας ενέργειας.
- Υπάρχει ο θόρυβος των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων που εμπλέκονται στη δημιουργία του παλμού
- Επομένως λαμβάνεται ένα φάσμα αντί μιας στενής φωτοκορυφής στην ενέργεια των εκπεμπόμενων φωτονίων
- Όσο στενότερη είναι αυτή η φωτοκορυφή τόσο καλύτερη είναι η ενεργειακή διακριτική ικανότητα (ΕΔΙ) του συστήματος.
- Το πάχος της κορυφής στο ήμισυ του μεγίστου (Full Width at Half Maximum \equiv FWHM) είναι δηλωτικό της ενεργειακής διακριτικής ικανότητας.
- Στις σύγχρονες γ -κάμερες η ενεργειακή διακριτική ικανότητα είναι 10-15%.
- Για να συμμετάσχουν όλα τα φωτόνια 140 keV που φθάνουν στον ανιχνευτή χρησιμοποιούμε παράθυρο εύρους 20% ή 15%.



$$E\Delta I = FWHM/h$$

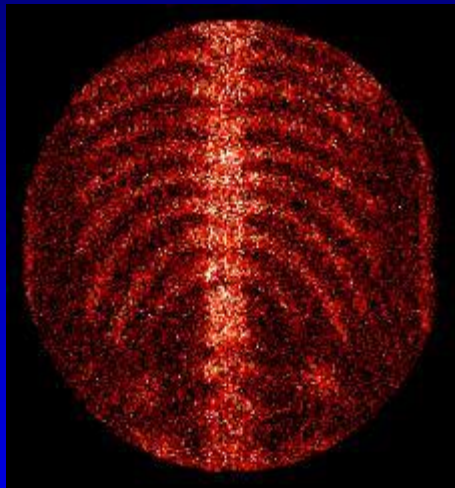


Το φάσμα

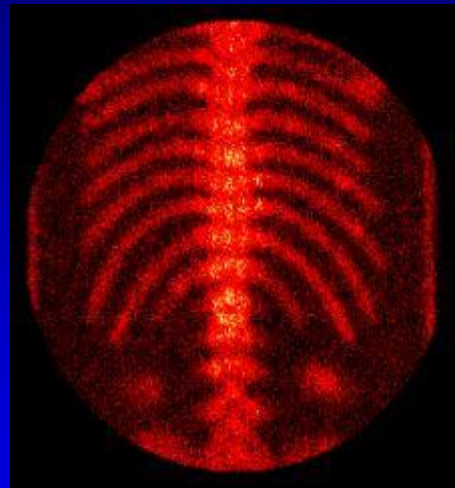


- Το παράθυρο Tc-99m 20% (126-154 keV) περιέχει φωτόνια που μπορεί να έχουν σκεδαστεί σε γωνίες μέχρι και 50° .
- Τα σκεδασμένα φωτόνια που παρεισφύουν στο παράθυρο της φωτοκορυφής είναι ανεπιθύμητα διότι μεταφέρουν λανθασμένη πληροφορία σχετικά με τη θέση εκπομπής τους

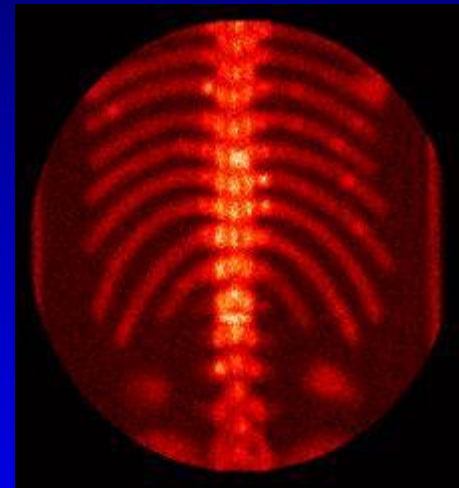
Πλήθος καταγραφόμενων κρούσεων και ποιότητα εικόνας



50 k

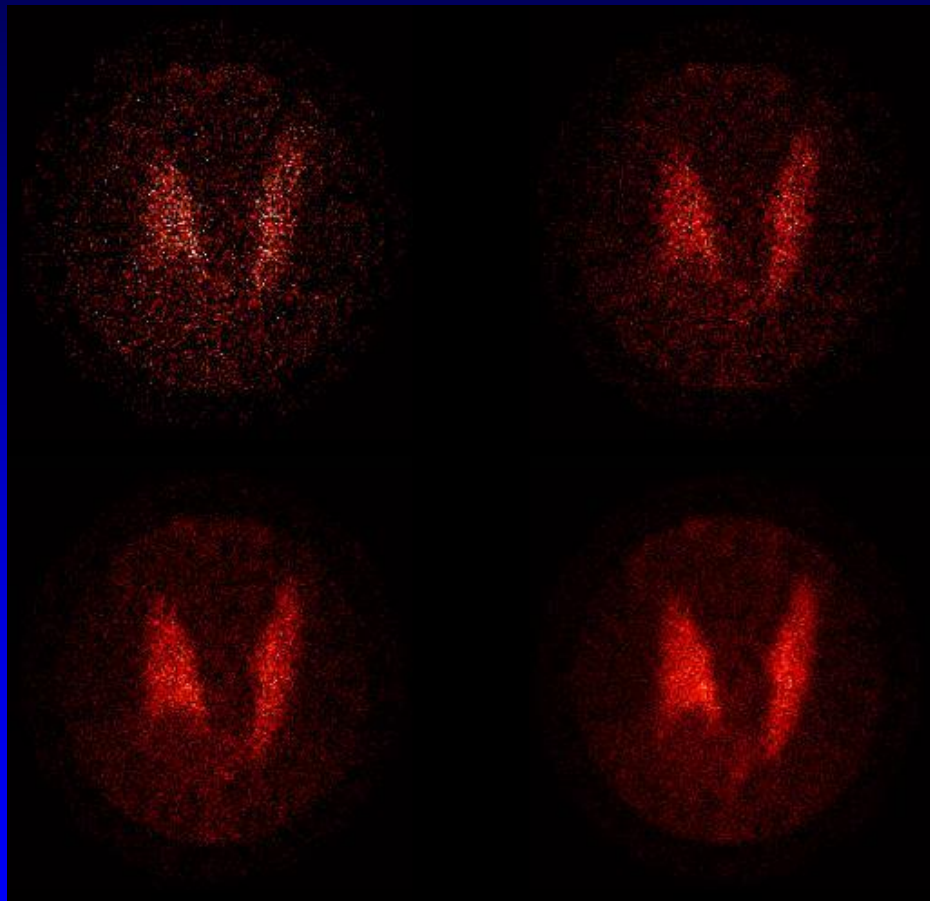


250 k



1000 k

1 min



2 min

4 min

8 min

Διαστάσεις εικόνας και μέγεθος pixel

- Το μέγεθος του κρυστάλλου καθορίζει το φυσικό μέγεθος της εικόνας (Useful Field of View \equiv UFOV).
- Η διάσταση του κάθε στοιχείου εικόνας υπολογίζεται διαιρώντας τη διάσταση της εικόνας (UFOV) με το μέγεθος της χρησιμοποιούμενης μήτρας.
Π.χ. αν UFOV=45cm x 45cm και μήτρα=128x128 τότε
$$1\text{pixel} = 45/128 \times 45/128 = 0,35\text{cm} \times 0,35 \text{ cm}$$
- Το πλήθος των pixel καθορίζεται από τη μήτρα που επιλέγουμε
Π.χ. αν μήτρα=128x128 τότε
$$\text{πλήθος pixel} = 128 \times 128 = 16384$$
- Μεγάλη μήτρα απεικόνισης (π.χ 256x256) προσφέρει την δυνατότητα ευκρινέστερης αποτύπωσης λεπτομερειών σε σχέση με μια μικρή μήτρα απεικόνισης (π.χ 64x64)
- Στους Η/Υ ο μικρός κόκκος (διάσταση pixel) είναι δείγμα καλής οθόνης

Στατιστικό σφάλμα

- Η ραδιενεργός διάσπαση ενός πλήθους ραδιενεργών πυρήνων υπακούει στο νόμο του Poisson.
- Η τυπική απόκλιση σ (σφάλμα) του αριθμού N των πυρήνων που διασπάστηκαν σε κάποιο χρόνο είναι \sqrt{N} .
- Το σφάλμα στην τιμή N ενός pixel της τελικής εικόνας είναι επίσης \sqrt{N} .

Counts N	$\sigma = \sqrt{N}$	% σφάλμα
100	10	10
1.000	32	3,2
10.000	100	1
100.000	316	0,3

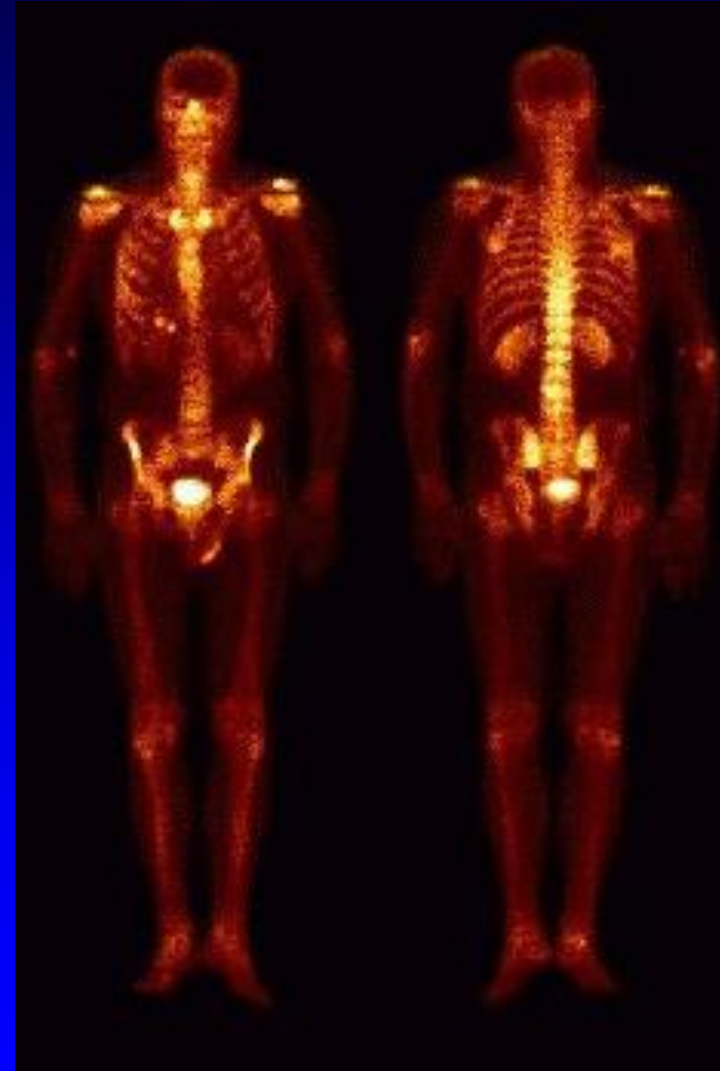
Διαστάσεις μήτρας-εικόνας και στατιστικό σφάλμα

- Η τιμή του N για κάθε pixel είναι της τάξης του 100 για ένα μέσο σπινθηρογράφημα, άρα έχουμε ένα σημαντικό σφάλμα που οφείλεται αποκλειστικά στη στατιστική του φαινομένου της ραδιενεργού διασπάσεως.
- Μεγάλες μήτρες απαιτούν πολύ μεγάλους αριθμούς ανιχνευθέντων φωτονίων για να διατηρείται ο θόρυβος σε χαμηλά επίπεδα, πράγμα που επιτυγχάνεται είτε με αύξηση της χορηγούμενης δόσης είτε με αύξηση του χρόνου που διαρκεί η λήψη.
- Π.χ. έστω ότι σε μια εξέταση ανιχνεύονται $N_{ολ}=500.000$,
μήτρα=64x64:
#pixel=4096, $N=500.000/4096=122$, $\sqrt{N}=11$, σφάλμα=11/122= 9%
μήτρα=128x128:
#pixel=16384, $N=31$, $\sqrt{N}=5.5$, σφάλμα=5.5/31= 18%

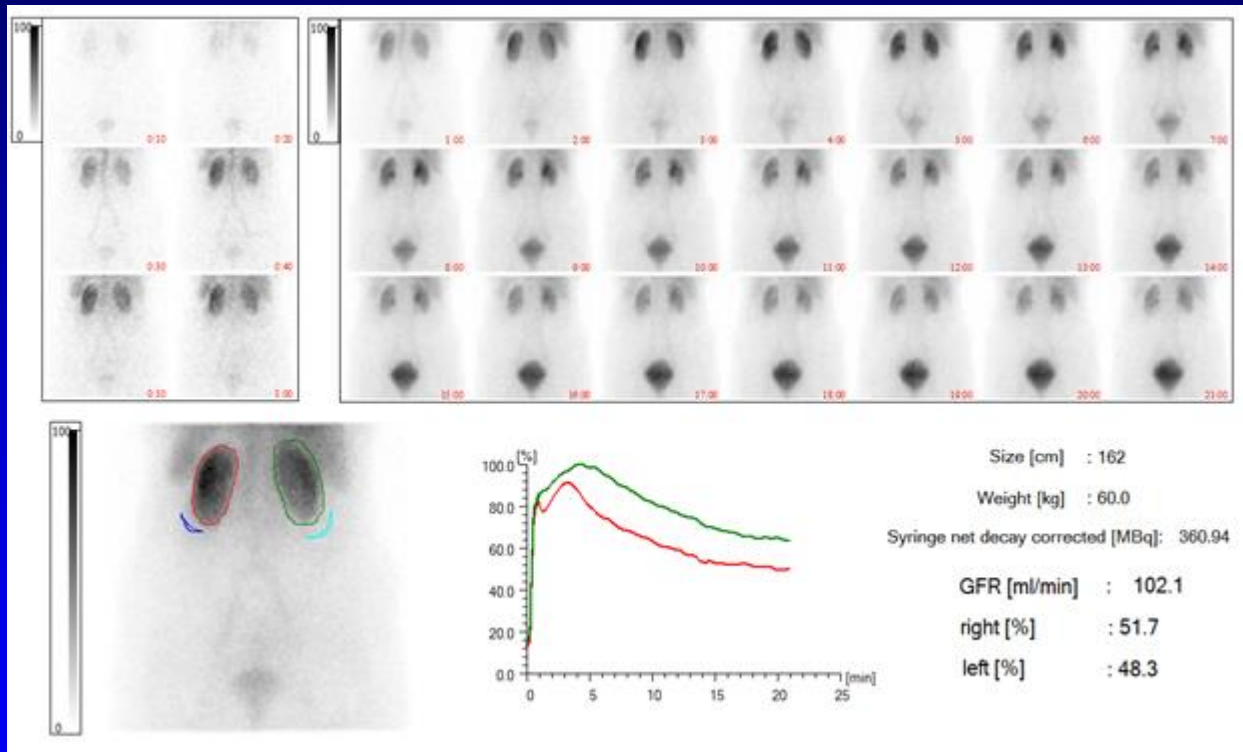
Scanning οστών (bone scan)



Αργή κίνηση τράπεζας

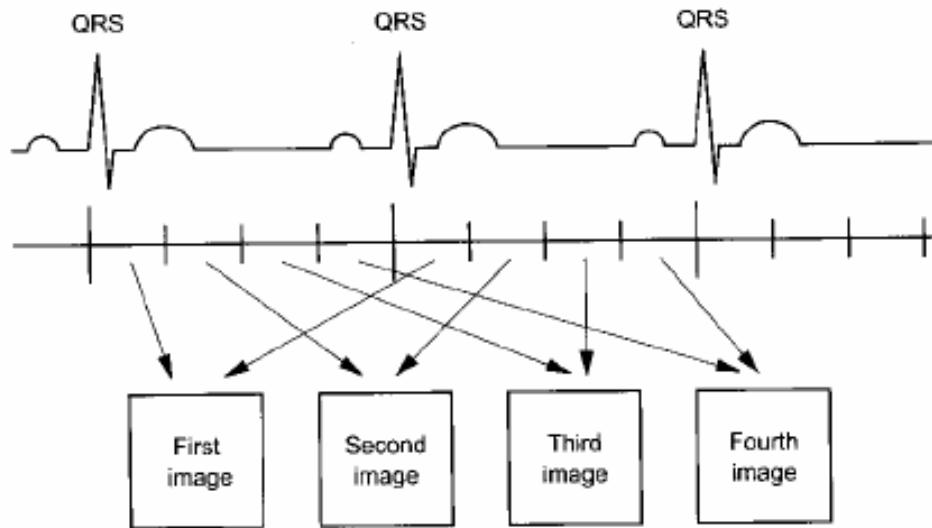


Δυναμικές μελέτες

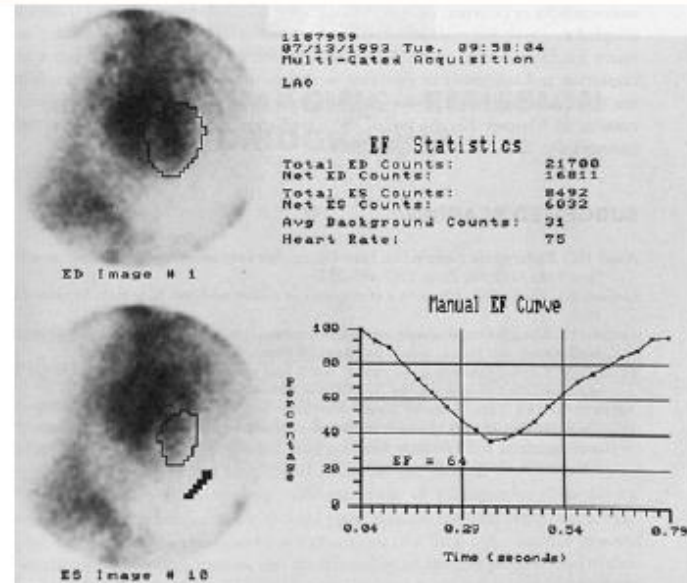


Gated μελέτες

Sequenced imaging - heart imaging



Sequenced imaging - heart imaging



Tc99m labeled
red blood cells

Θεραπείες με ραδιονουκλίδια

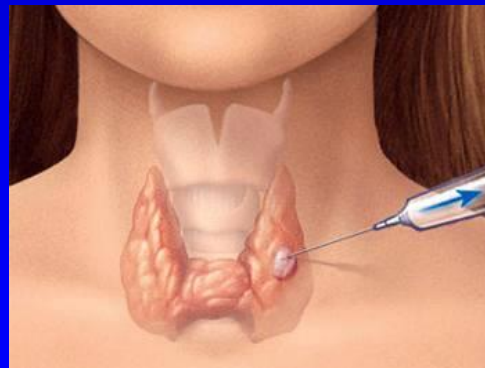
- Βασίζονται στη χορήγηση ραδιενέργειας στο σώμα του ασθενούς.
- Μια ειδική χημική ουσία σεσημασμένη με κατάλληλο ραδιονουκλίδιο που εκπέμπει σωμάτια β ή α χορηγείται στον εξεταζόμενο
- Η επισημασμένη ουσία (ραδιοφάρμακο) προσλαμβάνεται (κυρίως αλλά όχι αποκλειστικά) στον υπό θεραπεία ιστό ή όργανο του εξεταζόμενου μέσω φυσιολογικών μεταβολικών διεργασιών.
- Η ακτινοβολία που εκπέμπεται από το προσληφθέν ραδιονουκλίδιο επί της νεοπλασίας που έχει αναπτυχθεί σε κάποιο συγκεκριμένο ιστό ή όργανο καταστρέφει τα κύτταρα της νεοπλασίας

Θεραπεία με I-131



- Υπερθυρεοειδισμός
- Καρκίνος θυρεοειδή
- Πολυοζώδη βρογχοκήλη

Θεραπεία καρκίνου θυρεοειδή με I-131



Εξάλειψη υπολειμματικού θυρεοειδικού ιστού

- I-131 χορηγείται μετά την επέμβαση με σκοπό να εξαλειφθεί τυχόν εναπομείναντας θυρεοειδικός ιστός (υπολείμματα θυρεοειδούς)
- Η χορηγούμενη δόση είναι συνήθως 50-200 mCi
- Ο ασθενής παραμένει σε ειδικά θωρακισμένα δωμάτια για 1-3 24ωρα
- Εξέρχεται από το νοσοκομείο κατόπιν μέτρησης από ακτινοφυσικό αν ο ρυθμός στο 1 μέτρο είναι $<40 \mu\text{Sv/h}$
- Ο ασθενής λαμβάνει ειδικές οδηγίες ακτινοπροστασίας που θα πρέπει να εφαρμόζει για 2 εβδομάδες



7 μέρες μετά τη χορήγηση



9 μήνες μετά τη χορήγηση

Χορήγηση ραδιονουκλιδίων για ιατρικούς λόγους (Πυρηνική Ιατρική)



- Διάγνωση

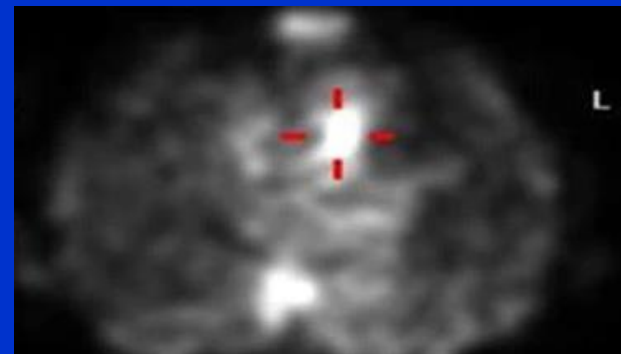
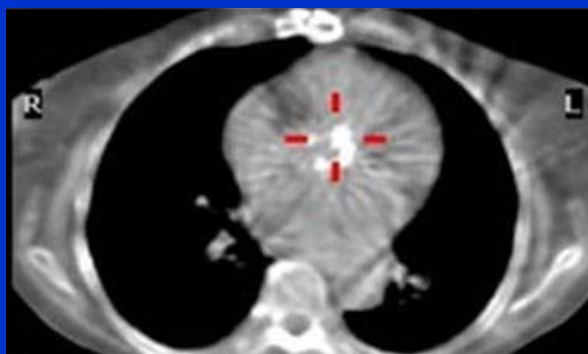
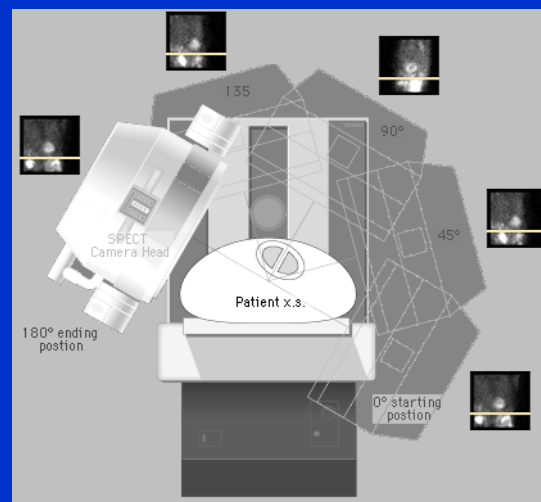
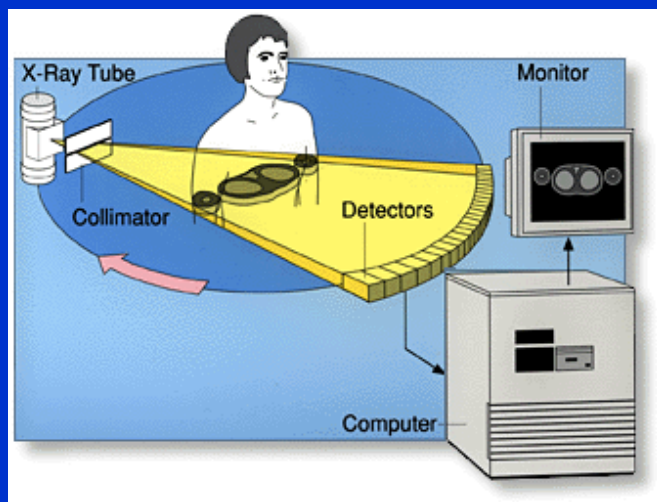
- στον ασθενή χορηγείται ραδιενεργός ουσία (ραδιοφάρμακο)
- επιλεκτικά συσσωρεύεται στον ιστό/όργανο προς διερεύνηση
- η εκπεμπόμενη ακτινοβολία ανιχνεύεται από απεικονιστικό σύστημα (γ-κάμερα)
- παράγονται εικόνες (σπινθηρογραφήματα) που περιγράφουν τη συγκέντρωση ραδιοφαρμάκου στους ιστούς
- λαμβάνουμε πληροφορίες για τη λειτουργικότητα των ιστών

- Θεραπεία

- στον ασθενή χορηγείται ραδιενεργός ουσία (ραδιοφάρμακο) που εκπέμπει β ή α ακτινοβολία
- επιλεκτικά συσσωρεύεται στον ιστό/όργανο στόχο
- ο ιστός απορροφά μεγάλες δόσης ακτινοβολίας και καταστρέφεται



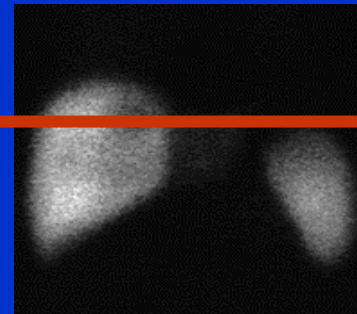
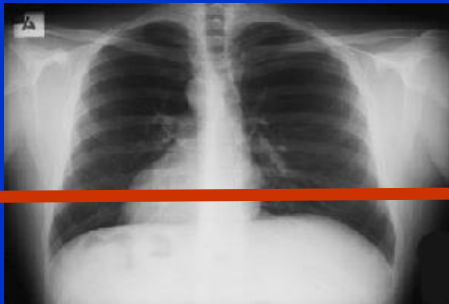
6. Φυσικές Αρχές Τομογραφικών Τεχνικών (CT, SPECT, PET) Ανασύσταση Τομογραφικών Εικόνων



Προβλήματα κλασσικής Ακτινογράφησης και Σπινθηρογραφίας

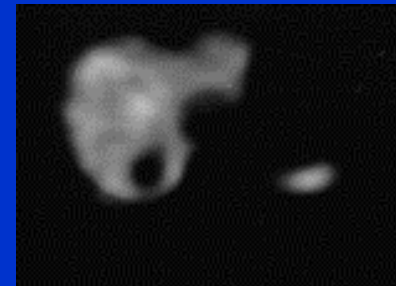
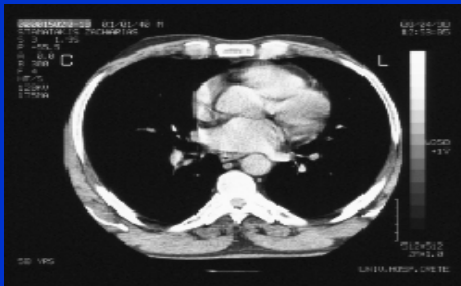
- Κατά τη λήψη απλών ακτινογραφιών ή σπινθηρογραφημάτων οι δομές του ασθενούς που βρίσκονται στην πορεία των ακτίνων X (ακτινογράφηση) ή περιέχουν ραδιοφάρμακο που εκπέμπει ακτίνες γ (σπινθηρογράφημα) προβάλλονται στην εικόνα υπερτιθέμενες.

Εικόνες Προβολής

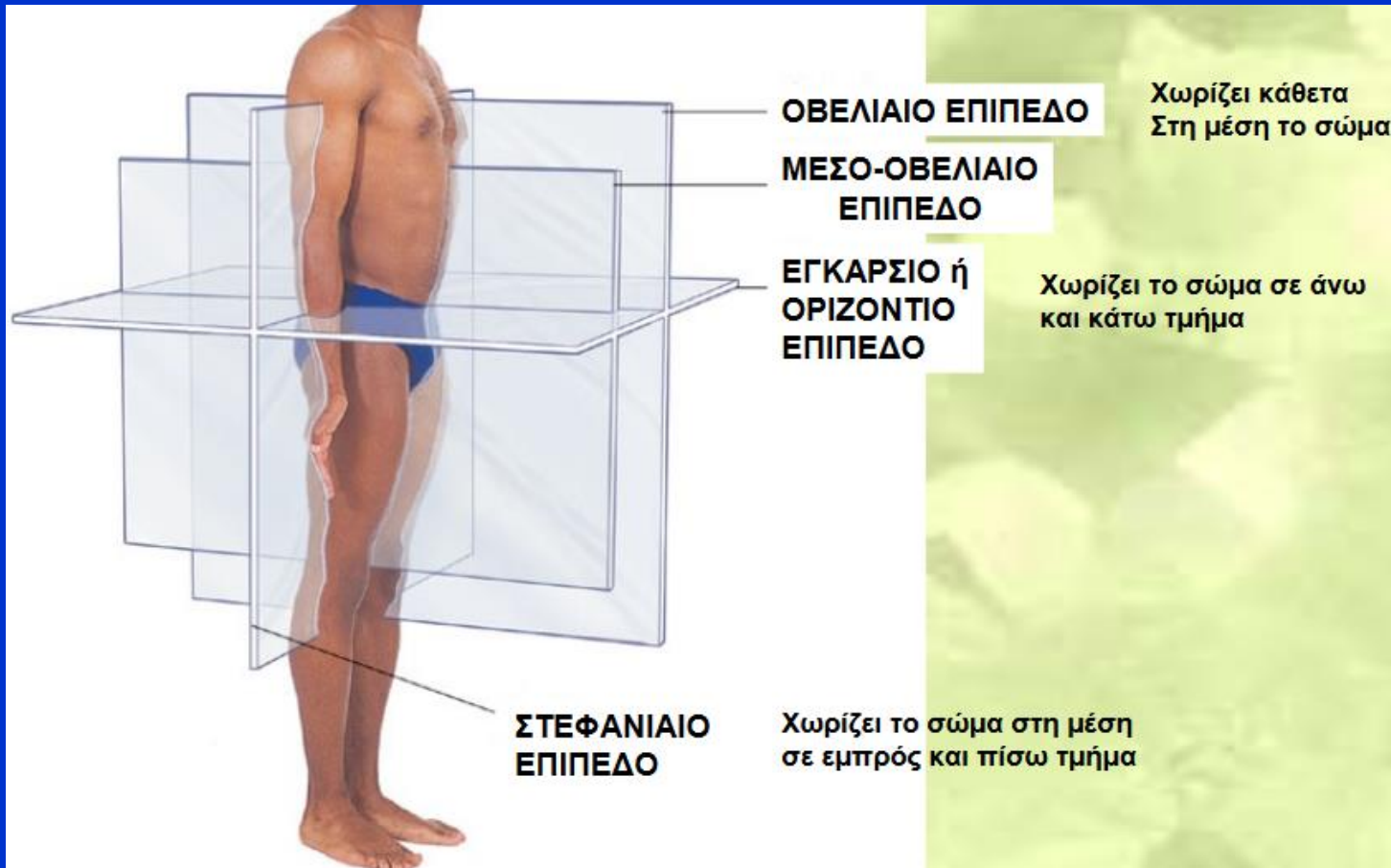


- Με τις τομογραφικές τεχνικές επιτυγχάνεται η απεικόνιση εγκάρσιων τομών του εξεταζόμενου με αποτέλεσμα την εξάλειψη της υπέρθεσης στην απεικόνιση των δομών.

Τομογραφικές Εικόνες



Ανατομικά επίπεδα

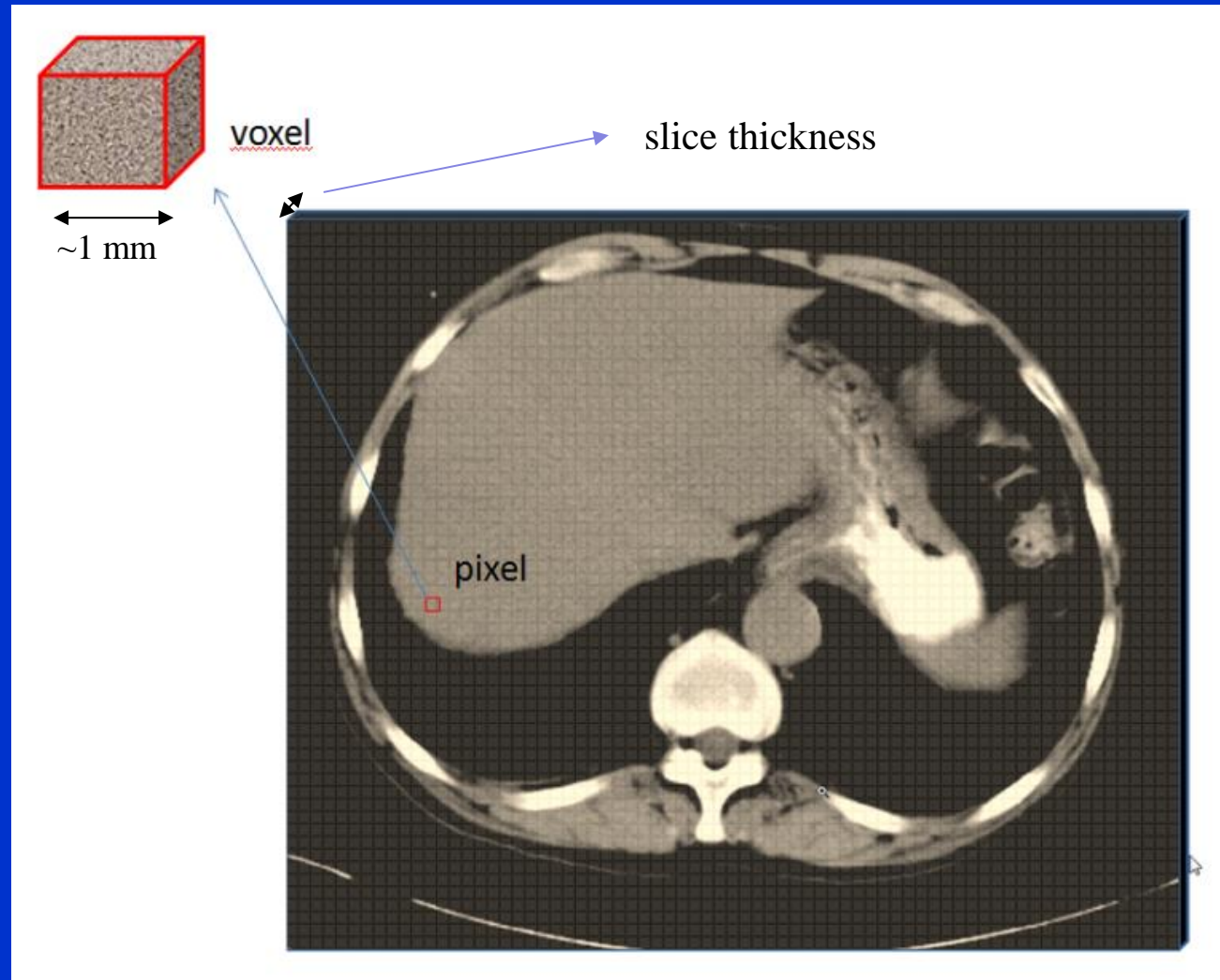
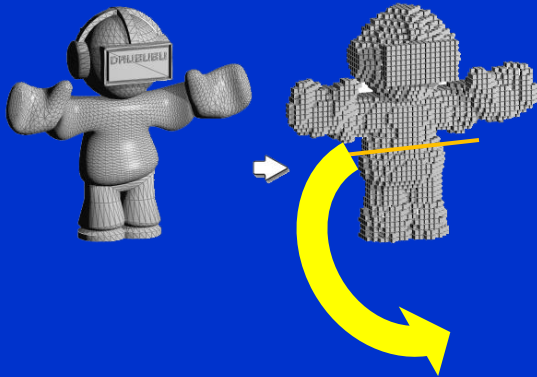


• Μπορούμε να παράξουμε και εικόνες σε οποιοδήποτε άλλο επίπεδο (πέραν του εγκάρσιου);

Αρχή Τομογραφικών Απεικονιστικών Τεχνικών

- Radon 1917: Με δεδομένες τις (άπειρες) επίπεδες προβολές ενός αντικειμένου τριών διαστάσεων, το αντικείμενο μπορεί να ανασυσταθεί
- Οι τομογραφικές τεχνικές στην ιατρική απεικόνιση είναι
 - τομογραφία διέλευσης (transmission techniques)
 - Computed tomography (CT)
 - τομογραφία εκπομπής (emission techniques)
 - Single photon-emission computed tomography (SPECT)
 - Positron emission tomography (PET)
 - τομογραφία μαγνητικού συντονισμού
 - Magnetic resonance imaging (MRI)
- Οι εικόνες που λαμβάνονται από την τομογραφική απεικόνιση είναι εγκάρσιες, στεφανιαίες ή οβελιαίες τομές του σώματος του ασθενούς, όπου ο διαχωρισμός των διαφόρων ιστών γίνεται με βάση
 - την ικανότητα των διαφόρων ιστών να εξασθενούν δέσμη ακτίνων X (CT)
 - την πρόσληψη των διαφόρων ιστών σε ραδιονουκλίδιο (SPECT, PET)
 - τη συγκέντρωση των διαφόρων ιστών σε H (MRI)

Ο σκοπός της τομογραφικής απεικόνισης

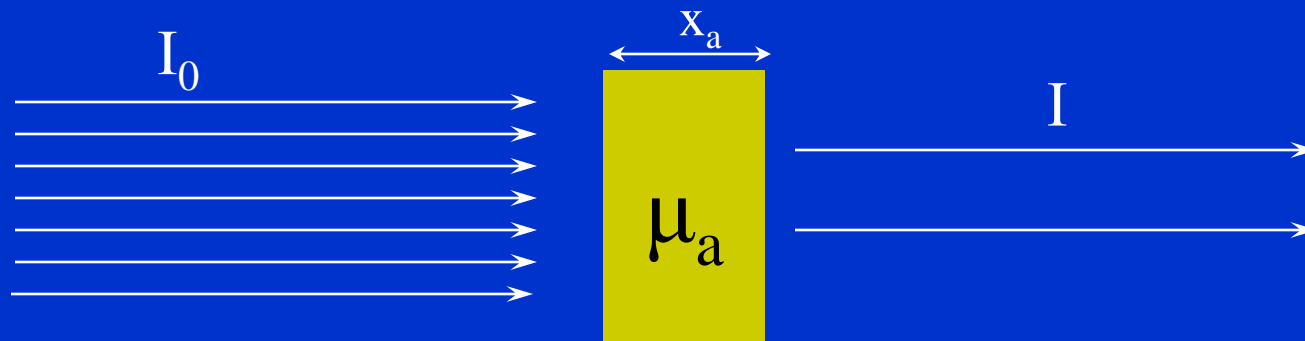


- Η τιμή κάθε pixel (i,j) της τομογραφικής εικόνας καθορίζεται από ένα συγκεκριμένο χαρακτηριστικό/ιδιότητα του ιστού που περιέχεται στο αντίστοιχο voxel
- $\mu \rightarrow$ CT
- συγκέντρωση P/Φ \rightarrow SPECT και PET
- πλήθος H \rightarrow MR

Υπολογιστική Τομογραφία (Computed Tomography: CT)

- Η υπολογιστική τομογραφία θεμελιώθηκε από τον Hounsfield το 1973.
- Αποσκοπεί στην απεικόνιση εγκάρσιων τομών του ασθενούς και βασίζεται στη χαρτογράφηση των ιστών ως προς την τιμή του γραμμικού συντελεστή εξασθένησης μ .
- Λεπτή δέσμη (πάχους 1-160 mm) παράγεται από λυχνία ακτίνων X και διαπερνά μια εγκάρσια τομή του σώματος του εξεταζομένου και εξασθενεί ανάλογα με το είδος των ιστών που συναντά κατά τη διέλευσή της.
- Η ένταση της εξερχόμενης δέσμης μετράται από μια σειρά ανιχνευτών και καταγράφεται η εξασθένηση.
- Τα δεδομένα εξασθένησης χρησιμοποιούνται από μαθηματικούς αλγόριθμους για να παραχθεί η εγκάρσια εικόνα

Το φαινόμενο της απορρόφησης

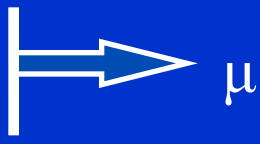


$$I = I_0 e^{-\mu_a x_a}$$

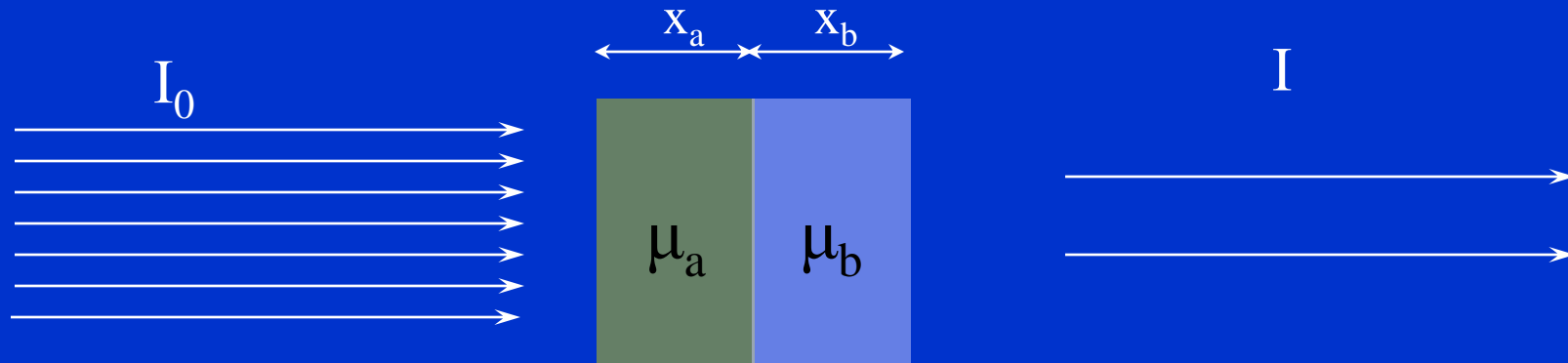


$$\ln \frac{I_0}{I} = \mu_a \cdot x_a$$

Η πιθανότητα να εγκαταλείψει τη δέσμη ένα φωτόνιο εξαρτάται από :

1. την ενέργεια του φωτονίου
2. το υλικό απορρόφησης (Z , πυκνότητα) 
3. την απόσταση x που πρέπει να διανύσει το φωτόνιο μέσα στο υλικό απορρόφησης

Απορρόφηση από διάφορα υλικά



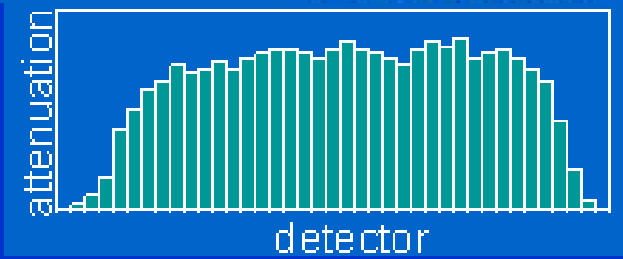
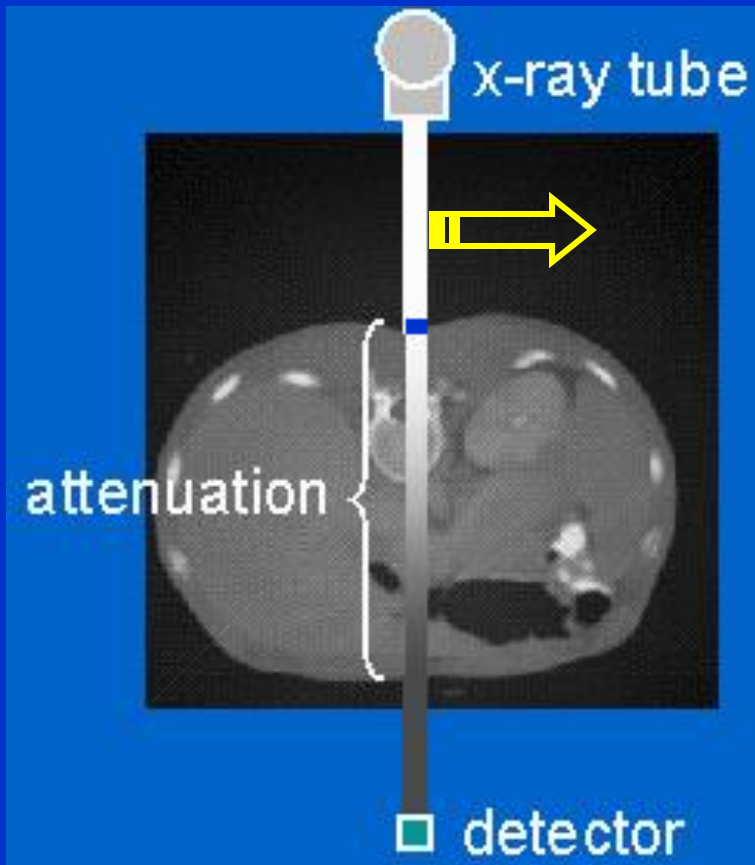
$$I = I_0 e^{-(\mu_a x_a + \mu_b x_b)}$$

$$\ln \frac{I_0}{I} = \mu_a \cdot x_a + \mu_b \cdot x_b$$

$$\ln \frac{I_0}{I} = x \cdot \sum_i \mu_i$$

Αν $x_a = x_b = x$ τότε

Ο υπολογιστικός τομογράφος 1ης γενιάς



$$I_{\theta}(x') = I_{\theta}^0(x') e^{-\int_A^B \mu(x,y) dy'} \Rightarrow$$

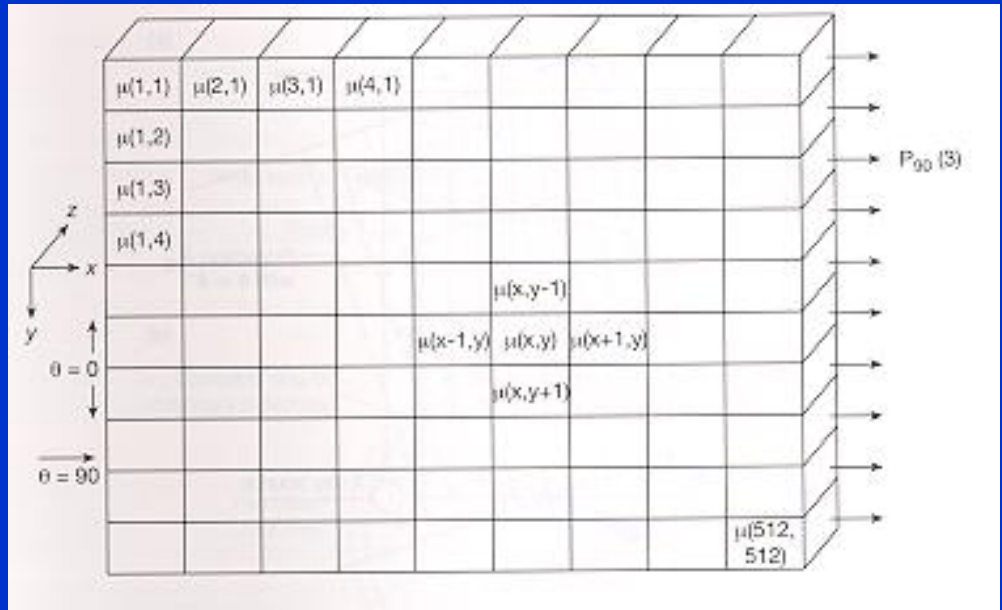
$$\int_A^B \mu(x,y) dy' = -\ln\left[\frac{I_{\theta}(x')}{I_{\theta}^0(x')}\right]$$

P_{θ}

$$x \cdot \sum_i \mu_i$$

Η έννοια της προβολής

- Εγκάρσια εικόνα = χάρτης του γραμμικού συντελεστή εξασθένισης μ των ιστών μιας φέτας (slice) του ασθενούς.
- Το πρόβλημα έγκειται στην εύρεση των τιμών $\mu(x,y)$ για κάθε x και y με δεδομένα τις προβολές $P_{\theta}(n)$.

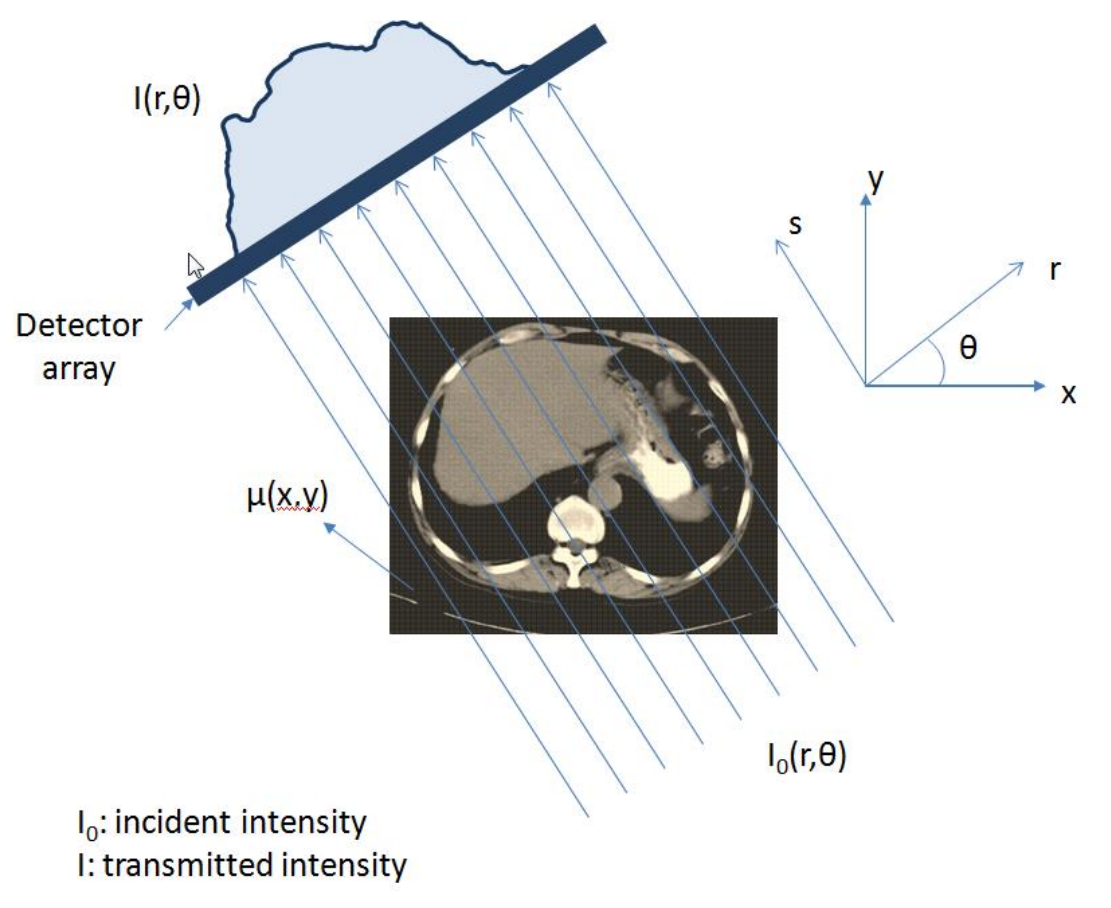


$$P_{90}(n) = \ln\left(\frac{I_0}{I_{90}(n)}\right) \Leftrightarrow P_{90}(1) = \mu(1,1) + \mu(2,1) + \mu(3,1) + \dots + \mu(512,1)$$

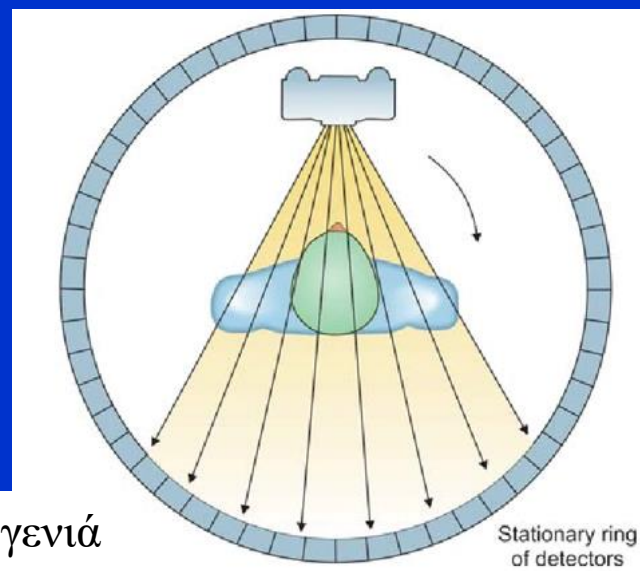
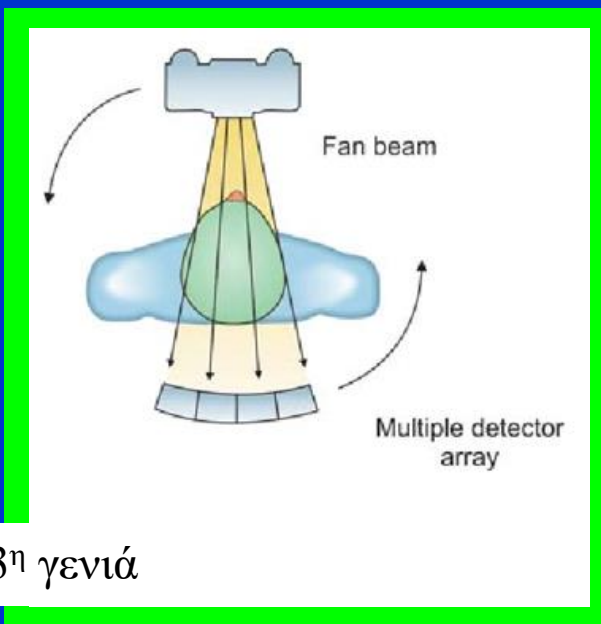
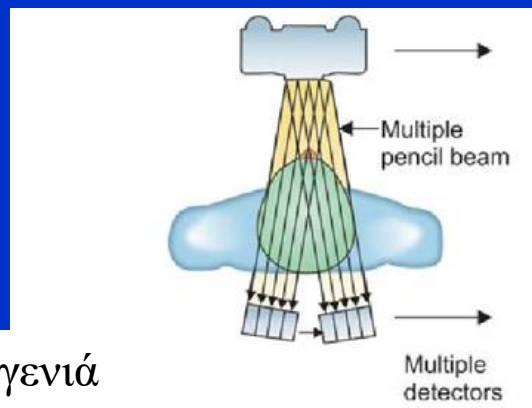
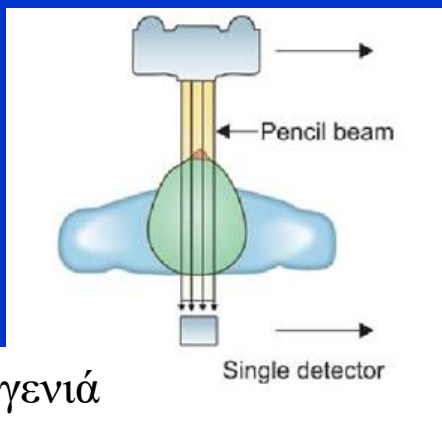
$$P_{90}(2) = \mu(1,2) + \mu(2,2) + \mu(3,2) + \dots + \mu(512,2)$$

.....

$$P_{90}(512) = \mu(1,512) + \mu(2,512) + \mu(3,512) + \dots + \mu(512,512)$$

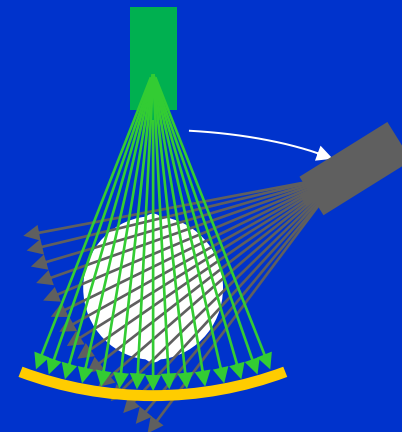
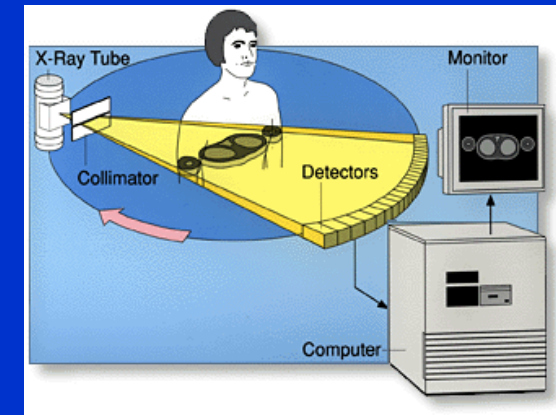


Γενιές υπολογιστικών τομογράφων



Η διαδικασία λήψης δεδομένων σε Υ/T 3ης γενιάς

- Λεπτή σχεδόν μονοενεργειακή δέσμη σε μορφή βεντάλιας (fan beam) παράγεται από λυχνία ακτίνων X, που λειτουργεί σε τάση 120-140 kVp και έχει φίλτρο > 6 mm Al.
- Η δέσμη διαπερνά μια εγκάρσια τομή πάχους 1-160 mm του σώματος του εξεταζόμενου και εξασθενεί ανάλογα με το είδος των ιστών που συναντά κατά τη διέλευσή της.
- Η ένταση της εξερχόμενης δέσμης μετράται από μια σειρά ανιχνευτών.
- Για μια συγκεκριμένη θέση της λυχνίας το σύνολο των μετρήσεων από τους ανιχνευτές ονομάζεται προβολή (projection).
- Προβολές λαμβάνονται με την λυχνία να περιστρέφεται σε τόξο 360° γύρω από τον ασθενή. Η λυχνία εκπέμπει καθ' όλη τη διάρκεια της περιστροφής της και λαμβάνονται χιλιάδες αριθμητικά δεδομένα.
- Για παράδειγμα αν ο τομογράφος του σχήματος διαθέτει 800 ανιχνευτές και λαμβάνονται 1000 προβολές γύρω από τον ασθενή τότε τα αριθμητικά δεδομένα είναι για την δημιουργία της εικόνας μιας εγκάρσιας τομής είναι: 800 αριθμοί/προβολή $\times 1000$ προβολές = 800.000 αριθμοί



Δημιουργία εγκάρσιων τομών

- Η δημιουργία των εγκάρσιων εικόνων από τις λαμβανόμενες προβολές ονομάζεται ανασύσταση (reconstruction)
- Υπάρχουν δύο κατηγορίες μεθόδων ανασύστασης

A. Αλγεβρικές (iterative methods)

Βασίζονται στην παραδοχή ότι η διαδικασία προβολής ισοδυναμεί με σύστημα εξισώσεων με αγνώστους τις τιμές του γραμμικού συντελεστή εξασθένισης (μ) κάθε στοιχείου όγκου (voxel: volume element) και γνωστές τις τιμές των προβολών.

$$\vec{p} = M \vec{x}$$

$$\vec{x} = M^T \vec{p}$$

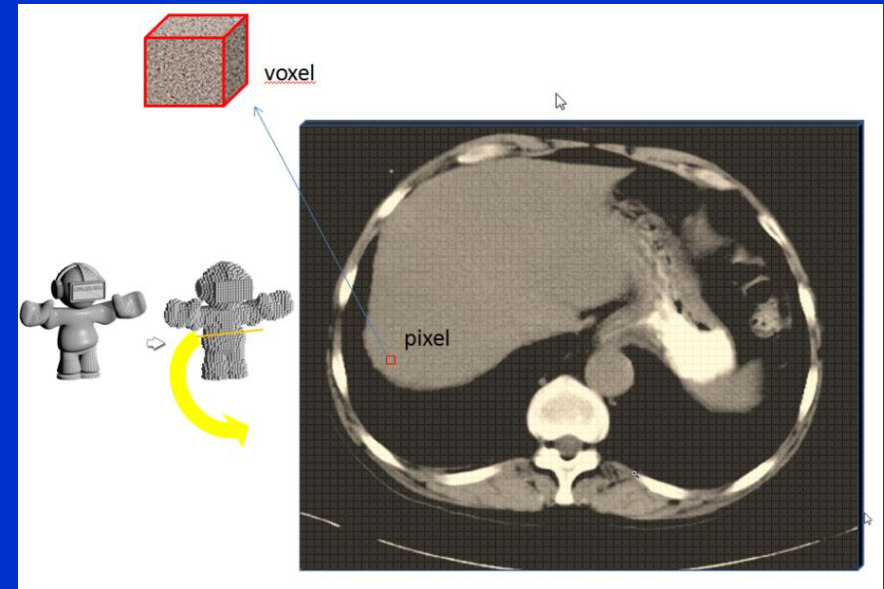
p : οι λαμβανόμενες προβολικές εικόνες

x : οι άγνωστες τιμές μ κάθε στοιχείο όγκου

M : η μήτρα που περιγράφει τη λειτουργία του απεικονιστικού συστήματος

Πλήθος απαιτούμενων εξισώσεων

Μήτρα NxN (matrix)	Πλήθος απαιτούμενων εξισώσεων (θεωρητικά: N^2)	Πλήθος απαιτούμενων εξισώσεων (πρακτικά: $\pi N^2/4$)
2X2	4	3
4X4	16	13
128X128	16.384	12.861
256X256	65.536	51.446
512X512	262.144	205.783
1024X1024	1.048.576	823.132



Προβλήματα

- Πλήθος προβολών $M <$ από διάσταση μήτρας N
 - Αν $M < N$ θα υπάρχουν πολλές αποδεκτές λύσεις
- Λόγω θορύβου (quantum noise + scatter) τα δεδομένα μπορεί να μην είναι σε συμφωνία
 - Δεν υπάρχει λύση
- Το μέγεθος της μήτρας M είναι τεράστιο
 - Εξαιρετικά χρονοβόροι οι υπολογισμοί

Αλγεβρική μέθοδος διαδοχικών προσεγγίσεων

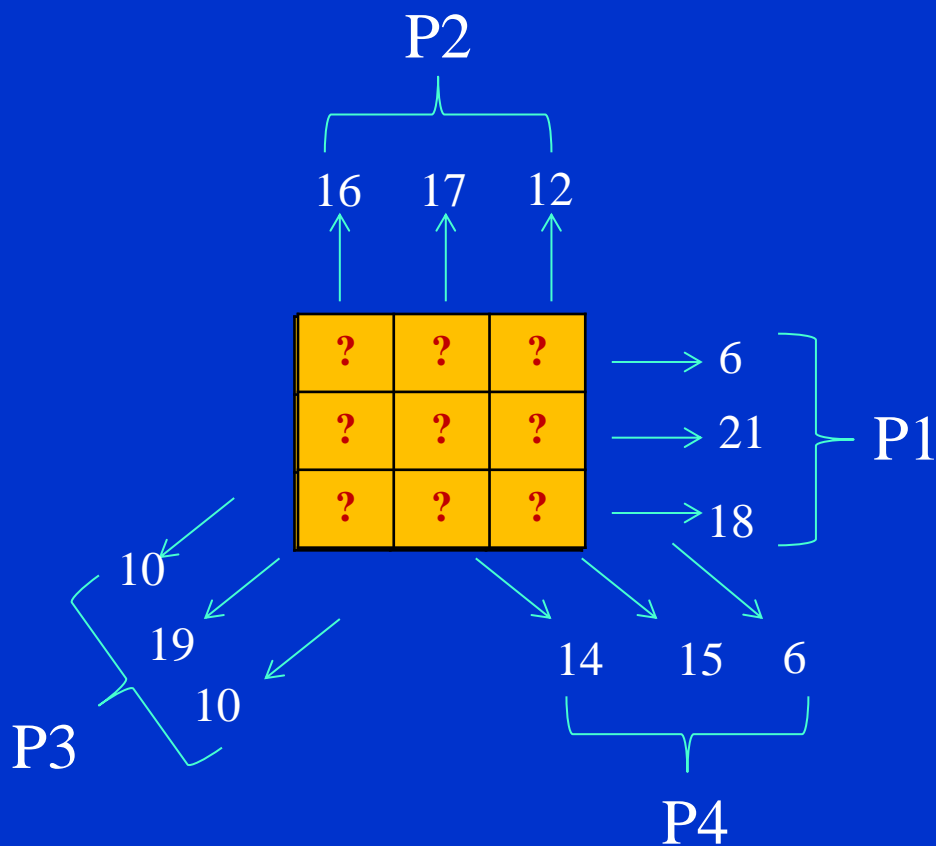
- Αρχικά θεωρείται μια ‘εικόνα’ αυθαίρετα
- Υπολογίζονται οι προβολές τις οποίες θα λαμβάναμε εάν αυτή ήταν η πραγματική
- Υπολογίζεται η απόκλιση από τις πραγματικές προβολές
- Διορθώνεται η αρχική εικόνα με σκοπό να μικρύνει η απόκλιση
- Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι η απόκλιση να γίνει μικρότερη από μια προκαθορισμένη τιμή

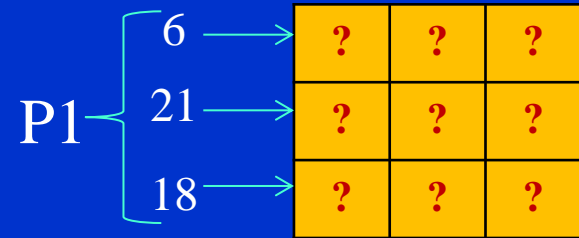
Παράδειγμα ανασύστασης με διαδοχικές προσεγγίσεις

άγνωστο αντικείμενο

1	2	3
8	9	4
7	6	5

Λήψη προβολών

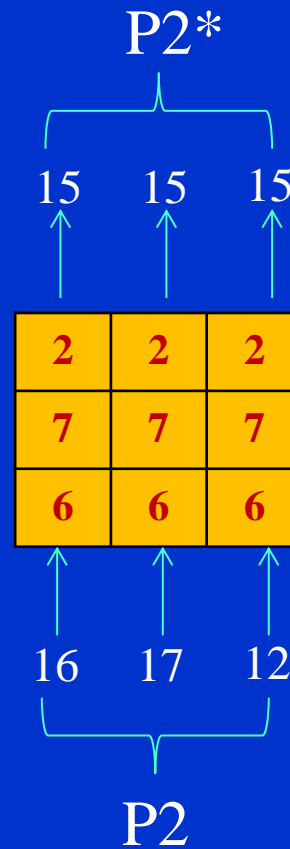




1^η προσέγγιση

2	2	2
7	7	7
6	6	6

Αν ίσχυε η 1^η προσέγγιση



2^η προσέγγιση

2+1/3	2+2/3	1
7+1/3	7+2/3	6
6+1/3	6+2/3	5

άγνωστο αντικείμενο

1	2	3
8	9	4
7	6	5

4^η προσέγγιση

$1+8/9$	2	$2+1/3$
8	$8+5/9$	4
$7+2/3$	6	$4+5/9$

- Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι η απόκλιση να γίνει μικρότερη από μια προκαθορισμένη τιμή
- Η μέθοδος διαδοχικών προσεγγίσεων δεν οδηγεί σε ακριβή λύση
- Έχει μικρότερο υπολογιστικό φόρτο από την αλγεβρική μέθοδο εύρεσης της ακριβούς λύσης, αλλά πάλι αρκετά υψηλό

Δημιουργία εγκάρσιων τομών

B. Αναλυτικές μέθοδοι (analytical methods)

- απλή οπισθοπροβολή (backprojection)
 - οπισθοπροβολή με συνέλιξη φίλτρου (filtered backprojection: FBP)
-
- Οι αλγεβρικές μέθοδοι θα μπορούσαν να δώσουν ακριβή λύση αλλά απαιτούν τρομακτικούς υπολογιστικούς χρόνους
 - Η υπολογιστική τομογραφία θεμελιώθηκε με βάση την ανασύσταση με οπισθοπροβολή που δεν απαιτεί μεγάλο υπολογιστικό φόρτο

αντικείμενο

0	0	0	0	0
0	0	0	0	0
0	0	1	0	0
0	0	0	0	0
0	0	0	0	0

↓ ↓ ↓ ↓ ↓
0 0 1 0 0 προβολή1 (0°)

0	0	0	0	0
0	0	0	0	0
0	0	1	0	0
0	0	0	0	0
0	0	0	0	0

↙ ↘ ↙ ↘ ↙ ↘ ↙ ↘ ↙ ↘ ↙ ↘ ↙ ↘ ↙ ↘ ↙ ↘ ↙ ↘
0 0 0 0 1 0 0 0 0 0 προβολή2 (45°)

0	←	0	0	0	0	0
0	←	0	0	0	0	0
1	←	0	0	1	0	0
0	←	0	0	0	0	0
0	←	0	0	0	0	0

προβολή3 (90°)

0	0	0	0	1	0	0	0	0
↖ ↗ ↖ ↗ ↖ ↗ ↖ ↗ ↖ ↗ ↖ ↗ ↖ ↗ ↖ ↗ ↖ ↗ ↖ ↗	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	1	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0

προβολή4 (135°)

Ανασύσταση με οπισθοπροβολή (2)

0	0	0	0	0	←	0
0	0	0	0	0	←	0
1	1	1	1	1	←	1
0	0	0	0	0	←	0
0	0	0	0	0	←	0

+

0	0	1	0	0
0	0	1	0	0
0	0	1	0	0
0	0	1	0	0
0	0	1	0	0

↑ ↑ ↑ ↑ ↑
0 0 1 0 0

+

1	0	0	0	0
0	1	0	0	0
0	0	1	0	0
0	0	0	1	0
0	0	0	0	1

+

0	0	0	0	1
0	0	0	1	0
0	0	1	0	0
0	1	0	0	0
1	0	0	0	0

=

← ← ← ← ← ← ← ← ← ←
0 0 0 0 1 0 0 0 0 0

↑ ↑ ↑ ↑ ↑ ↑ ↑ ↑ ↑ ↑
0 0 0 0 1 0 0 0 0 0

Τεχνικό σφάλμα αστέρος

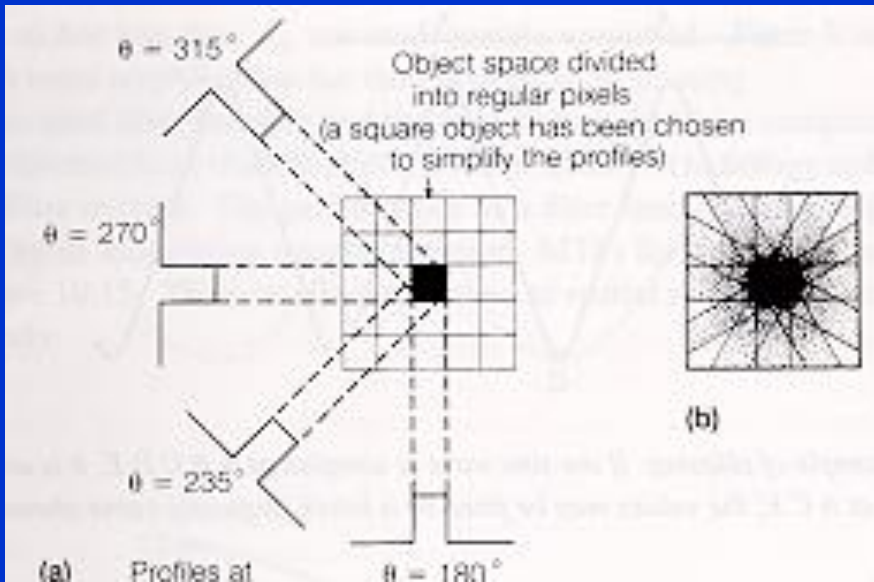
=

1	0	1	0	1
0	1	1	1	0
1	1	4	1	1
0	1	1	1	0
1	0	1	0	1

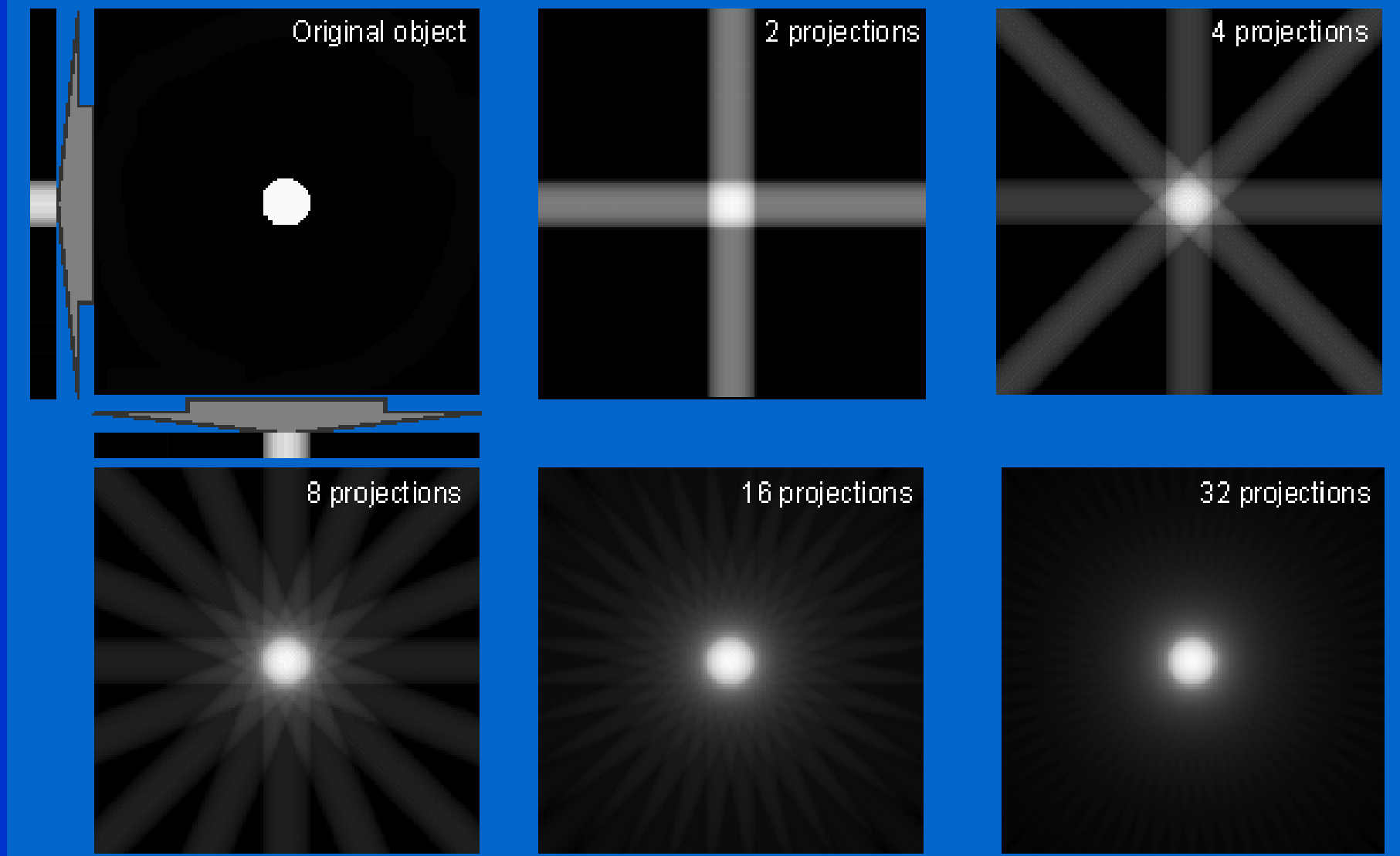
Εικόνα από οπισθοπροβολή

0	0	0	0	0
0	0	0	0	0
0	0	1	0	0
0	0	0	0	0
0	0	0	0	0

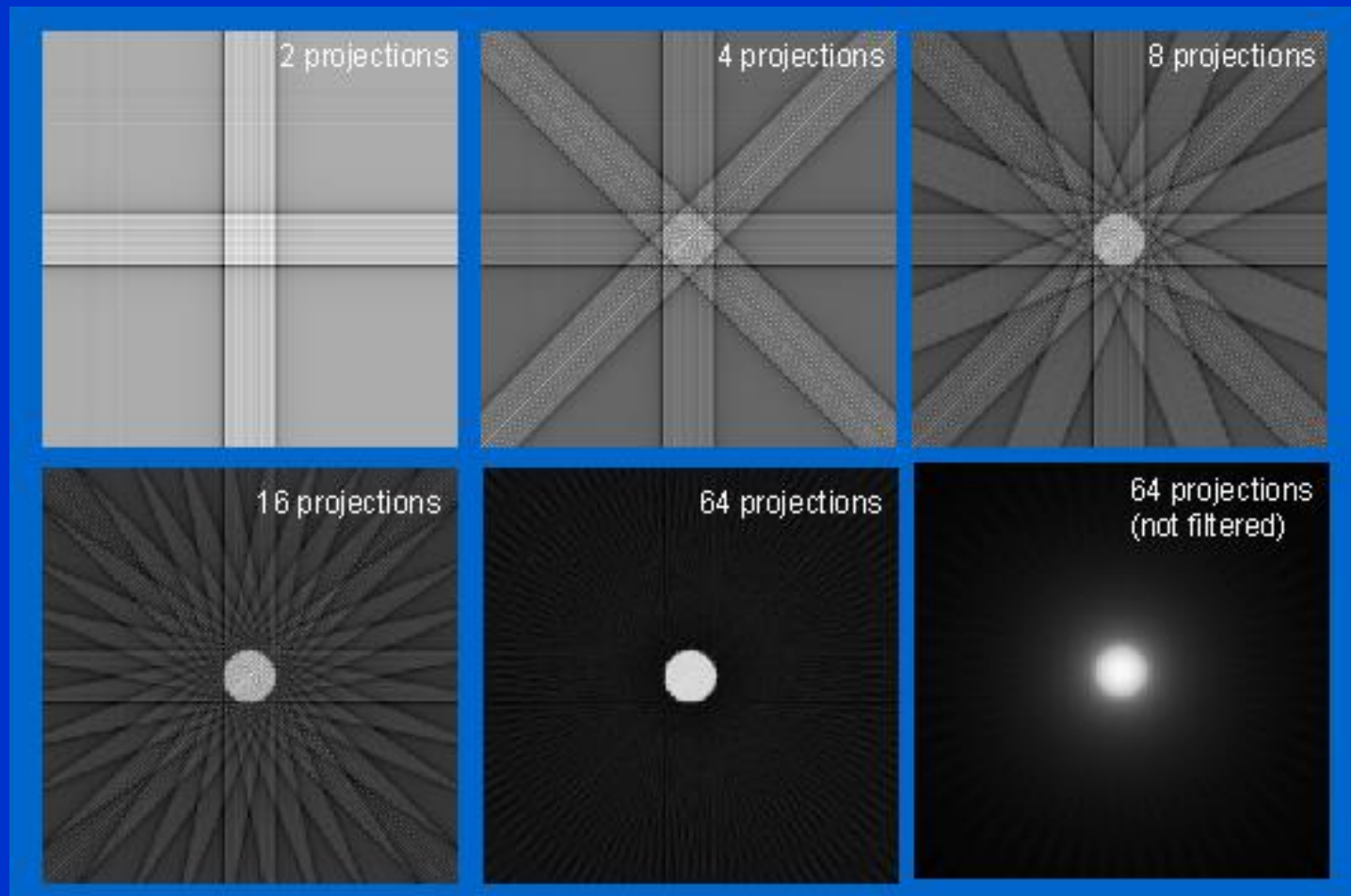
Πραγματική εικόνα



Προβολές και οπισθοπροβολή (BP)

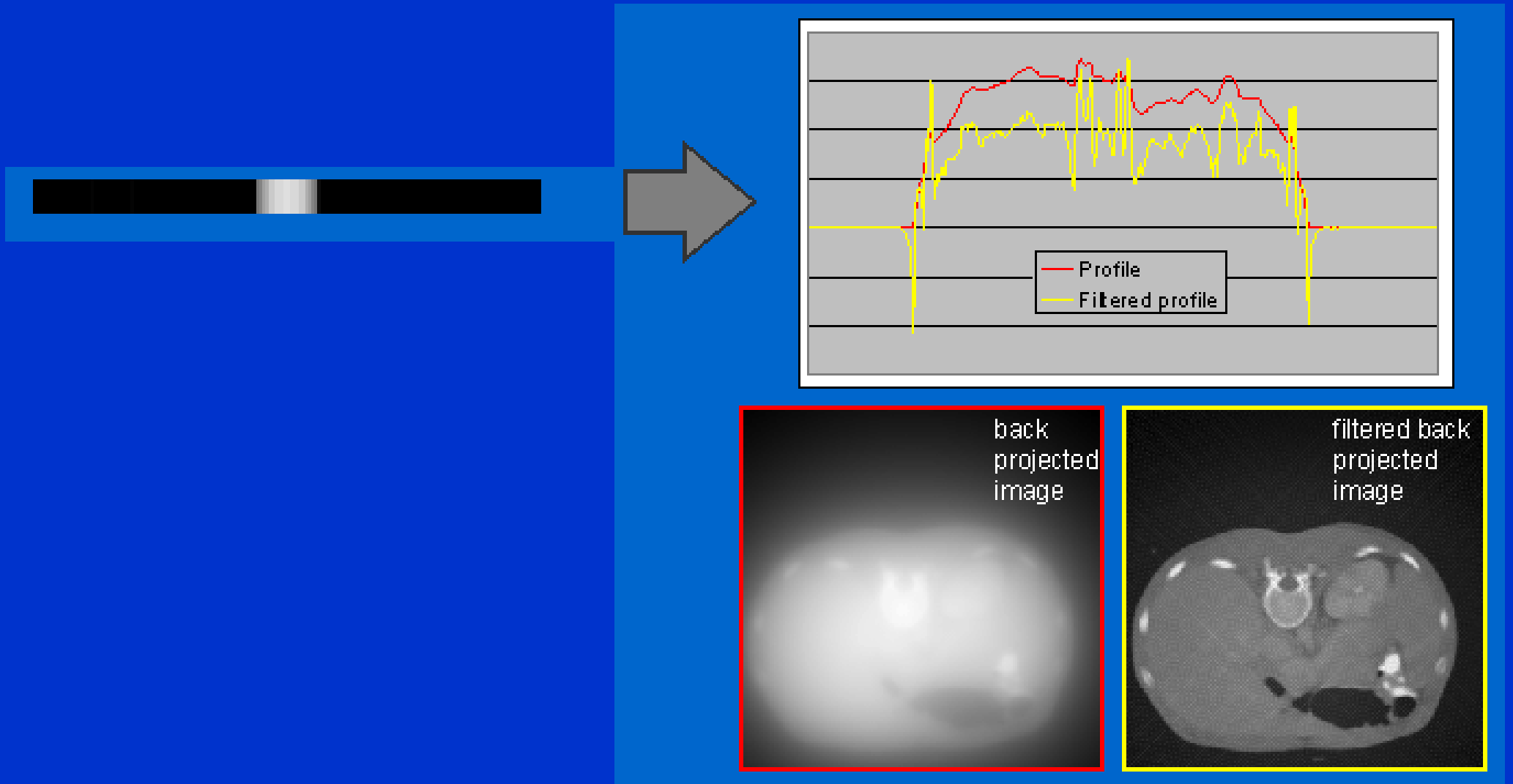


Φιλτραρισμένη Οπισθοπροβολή (FBP)



Η εικόνα που προκύπτει από φιλτραρισμένη (FBP) οπισθοπροβολή δεν έχει σφάλμα αστέρος

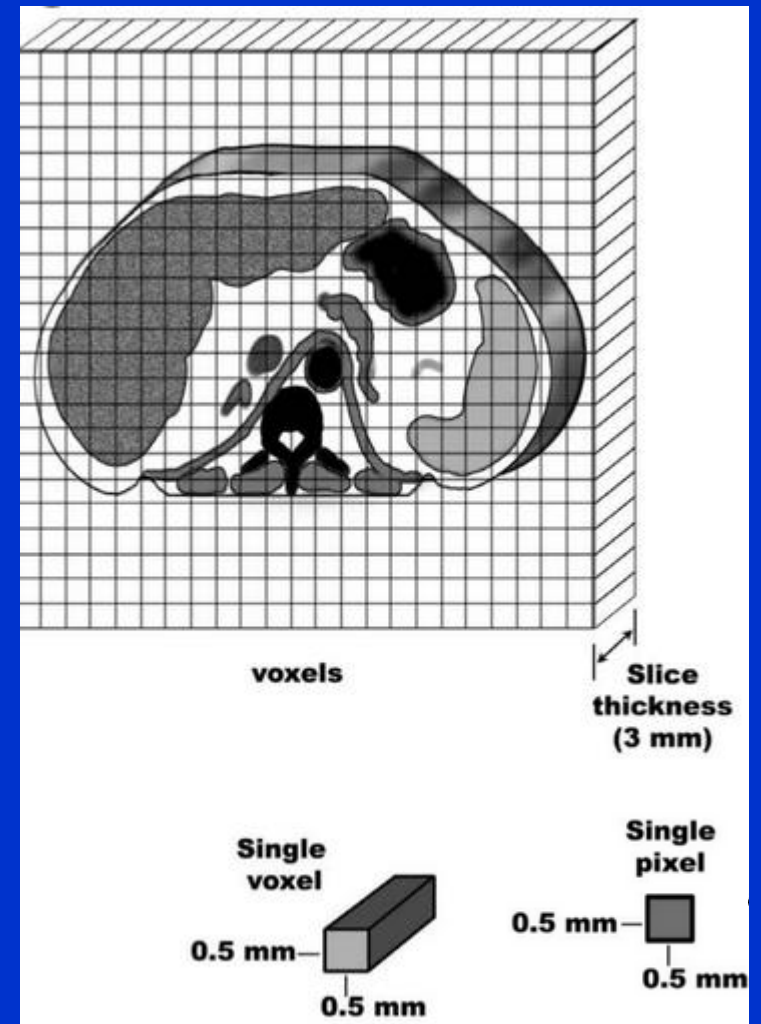
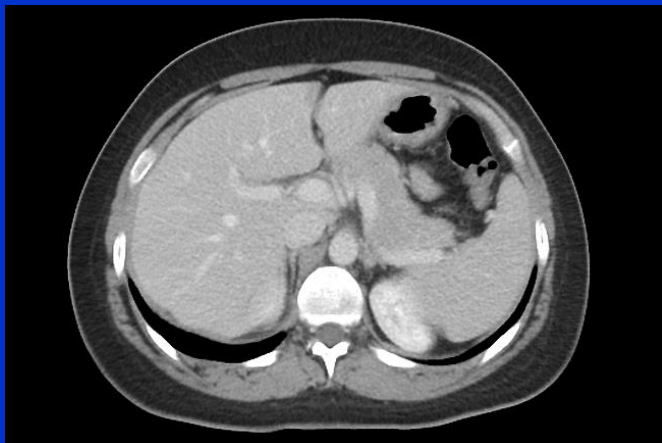
Η επίδραση του φίλτρου



Η τελική εγκάρσια εικόνα

- Η δημιουργία της εικόνας μιας εγκάρσιας τομής από τα αριθμητικά δεδομένα που λαμβάνονται ονομάζεται **ανασύσταση (reconstruction)**.
- Το πάχος της τομής που απεικονίζεται είναι ίσο με το πάχος της δέσμης (δηλ. 0,5-10 mm).
- Η εικόνα μιας εγκάρσιας τομής που παράγεται από τον ΥΤ έχει μέγεθος 512x512 στοιχεία εικόνας (picture elements: pixel).
- Η τιμή κάθε pixel καθορίζεται από τη διαφορά του ιστού που περιέχεται στο αντίστοιχο voxel από το νερό όσον αφορά την ικανότητα απορρόφησης (μ):

$$x_{(i,j)}(HU) = 1000 \frac{\mu_{(i,j)} - \mu_{water}}{\mu_{water}}$$

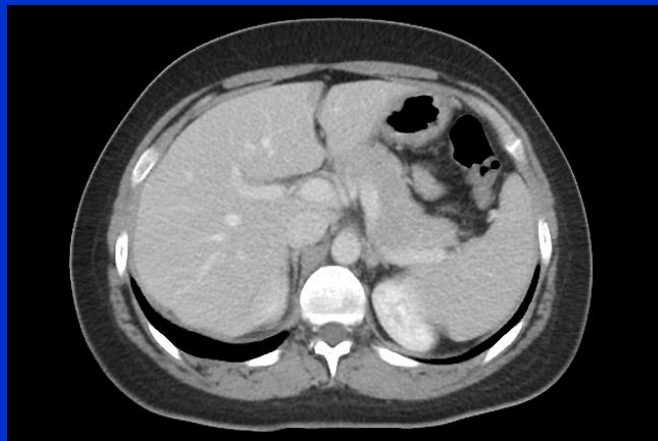


Η φυσική σημασία της τιμής (φωτεινότητας) κάθε pixel

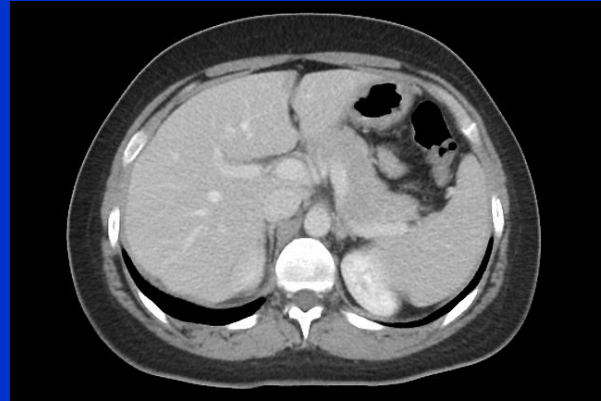
- Η τιμή x_i που αποδίδεται σε ένα pixel p_i είναι ο σχετικός συντελεστής γραμμικής εξασθένισης του ιστού που αντιστοιχεί στο συγκεκριμένο voxel, εκφρασμένος σε ειδικές μονάδες που λέγονται μονάδες Hounsfield ή CT αριθμοί.

$$x_{(i,j)}(HU) = 1000 \frac{\mu_{(i,j)} - \mu_{water}}{\mu_{water}}$$

- Ο παράγοντας 1000 στην παραπάνω εξίσωση καθορίζει την κλίμακα της αντίθεσης (contrast scale).



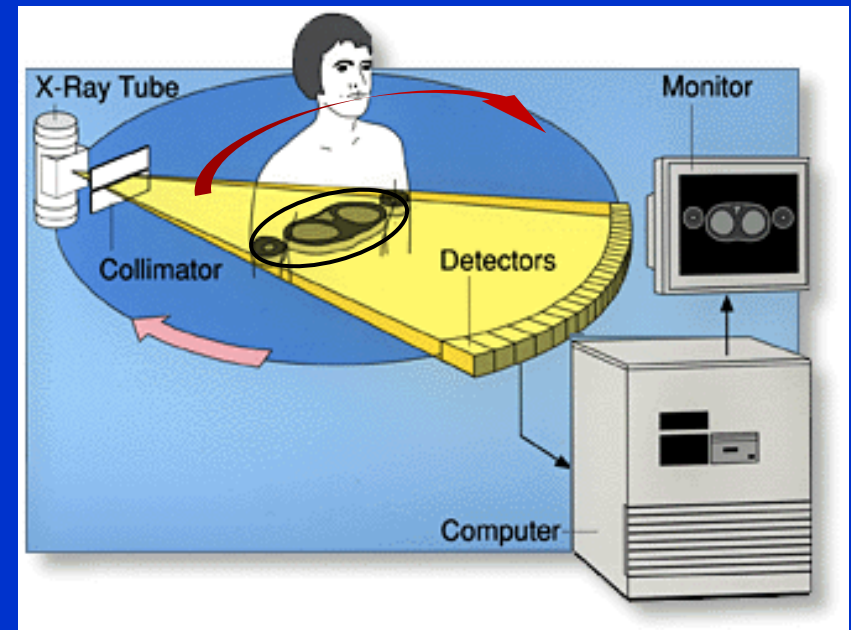
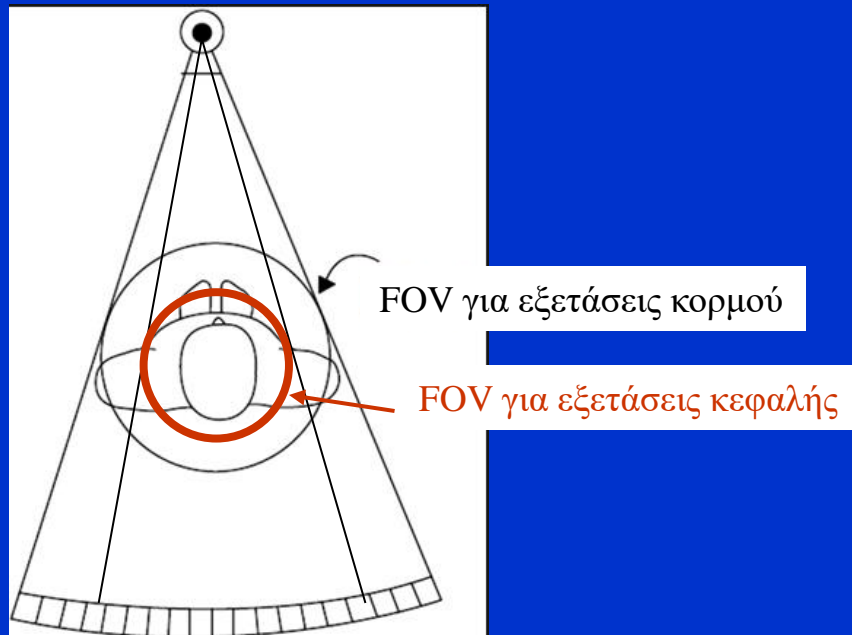
Τιμές HU για διάφορους ιστούς



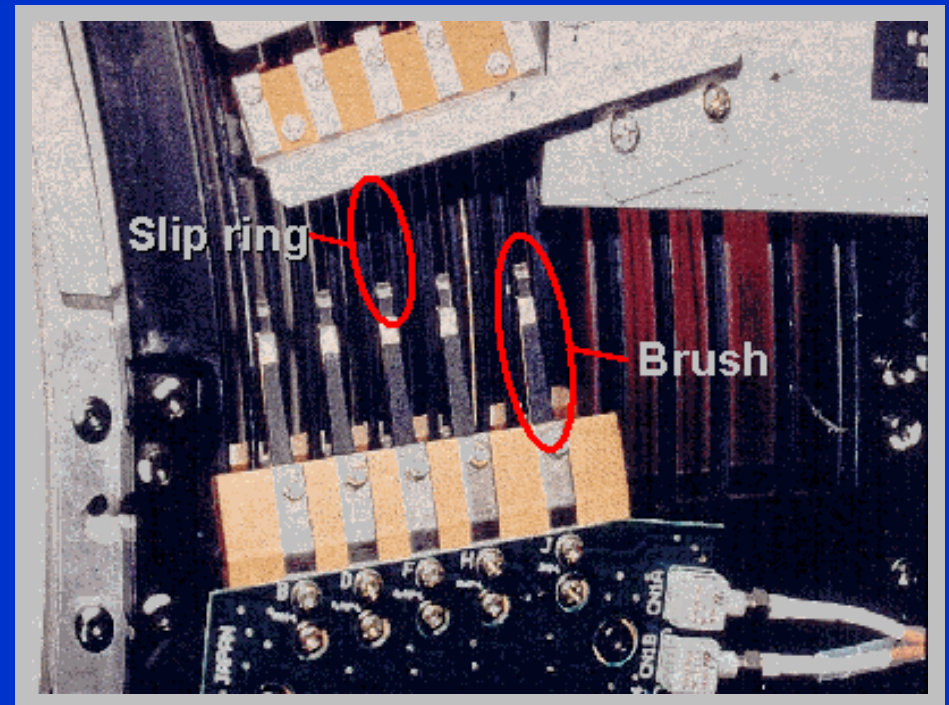
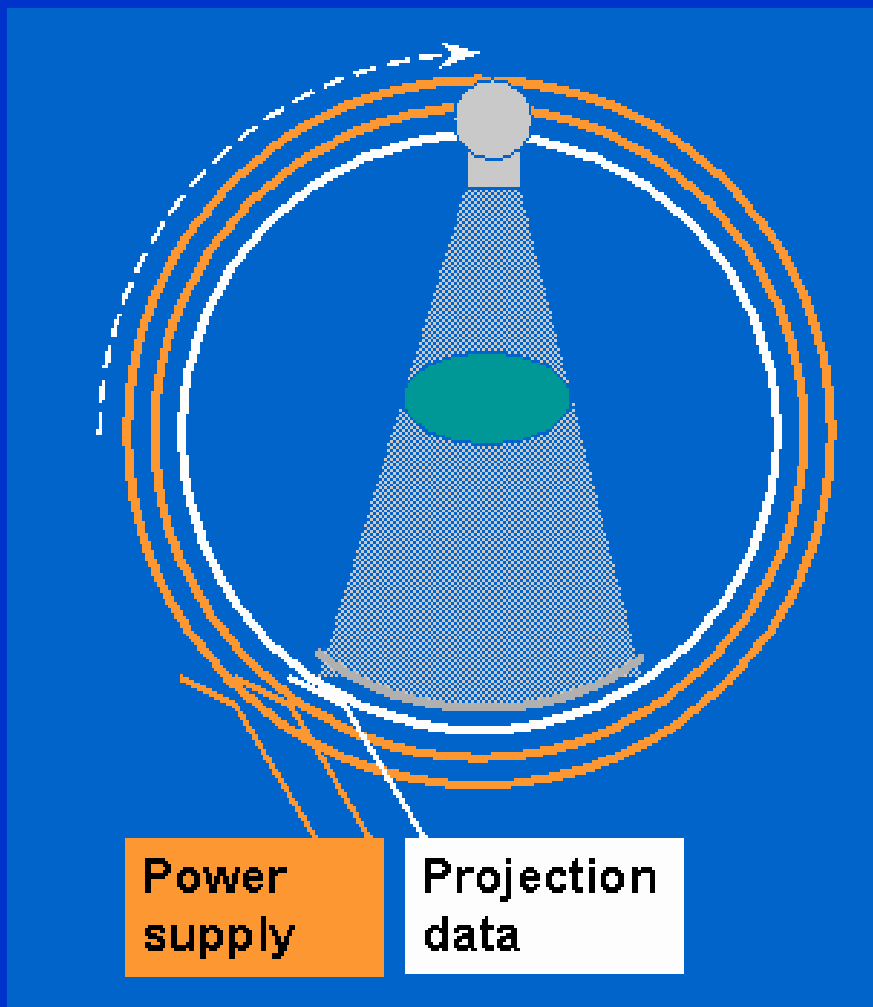
Υλικό	Πυκνότητα (g/cm ³)	Ηλεκτρονική πυκνότητα (e/ cm ³) x 10 ²³	Τιμή HU
αέρας	<0.01	<0.01	-1000
πνεύμονας	0.25	0.83	-300
λίπος	0.92	3.07	-90
νερό	1.00	3.33	0
λευκή ουσία	1.03	3.42	30
φαιά ουσία	1.04	3.43	40
μυς	1.06	3.44	50
οστό	1.8	5.59	>1000

Χρήσιμο πεδίο απεικόνισης

- Η διάμετρος της κυκλικής περιοχής που απεικονίζεται ονομάζεται πεδίο απεικόνισης (Field of View: FOV)
 - Καθορίζεται από τη γωνία της δέσμης βεντάλιας
 - Είναι συνήθως
 - 35 cm θώρακα/κοιλιά/πύελο
 - 25 cm for κεφαλή/τραχήλος
 - Άρα η διάσταση pixel είναι
 - $35 \text{ cm} / 512 \cong 0.7 \text{ mm}$ σε εξετάσεις κορμού
 - $25 \text{ cm} / 512 \cong 0.5 \text{ mm}$ σε εξετάσεις κεφαλής/τραχήλου

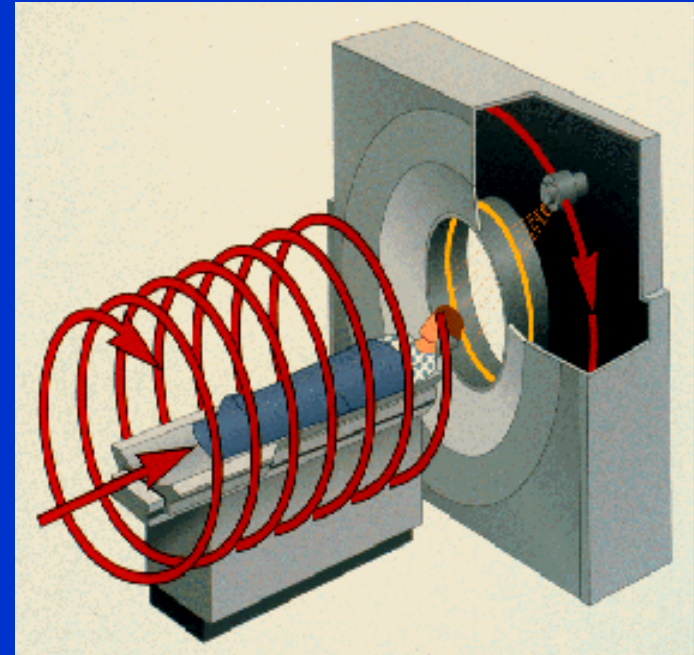


Τεχνολογία slip-ring



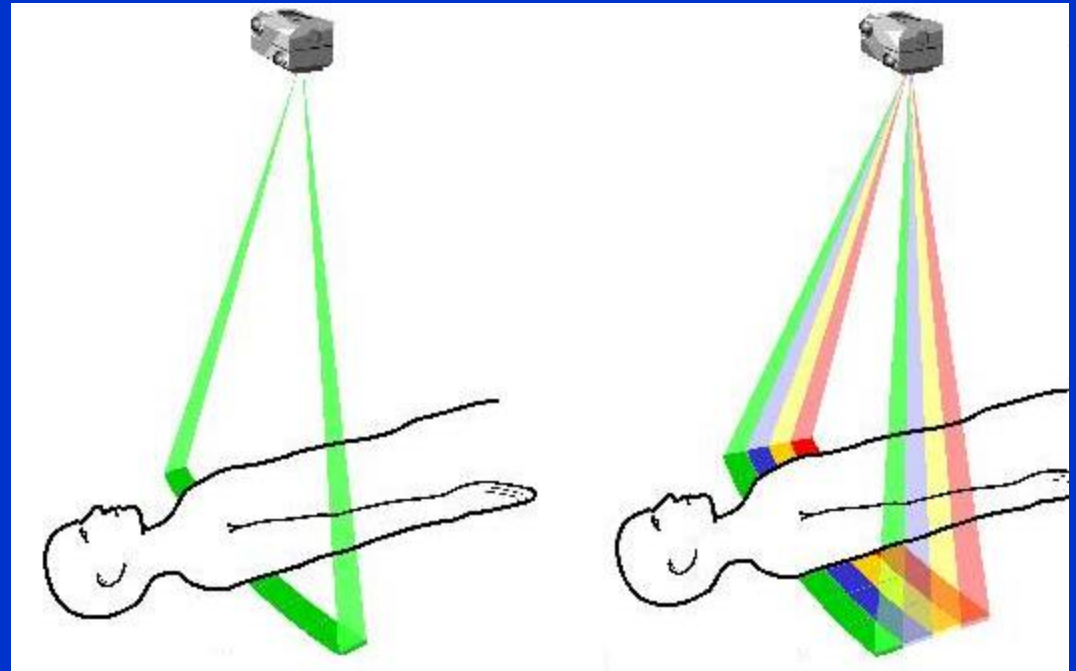
Ελικοειδής τομογραφία (Helical ή Spiral ή Volume CT)

- Είναι ένας 3ης ή 4ης γενιάς τομογράφος
- Η πηγή των ακτίνων X (X-ray tube) περιστρέφεται συνεχώς με ταυτόχρονη συνεχή κίνηση της τράπεζας.
- Η φαινόμενη κίνηση της λυχνίας από ένα σημείο αναφοράς πάνω στον ασθενή είναι μια έλικα.
- Δεν υπάρχει νεκρός χρόνος
- Απαιτεί τεχνολογία slip-ring
- Έχει την ικανότητα να λαμβάνει δεδομένα από μεγάλες περιοχές ιστών σε μικρότερο χρόνο από το συμβατικό CT.



Multislice ή multirow spiral CT

- Βασίζεται στην λήψη πολλών τομών κατά τη διάρκεια μίας περιστροφής της λυχνίας
- Επιτυγχάνεται με χρήση >1 σειρές ανιχνευτών (multi-detector arrays)



Η εξέλιξη

1991 :

2 slice CT

(πρώτα από ELSCINT και μετά από PHILIPS, GE, SIEMENS, TOSHIBA)

1998 :

4 slice CT

(GE, SIEMENS, PHILIPS, TOSHIBA)

2001 :

8 slice CT

(GE)

2002 :

16 slice CT

(GE, SIEMENS, PHILIPS, TOSHIBA)

Και η εξέλιξη συνεχίστηκε ...

2005 :

64 slice CT

(GE, SIEMENS, PHILIPS, TOSHIBA)

2006 :

Dual source 64-slice CT

(SIEMENS)

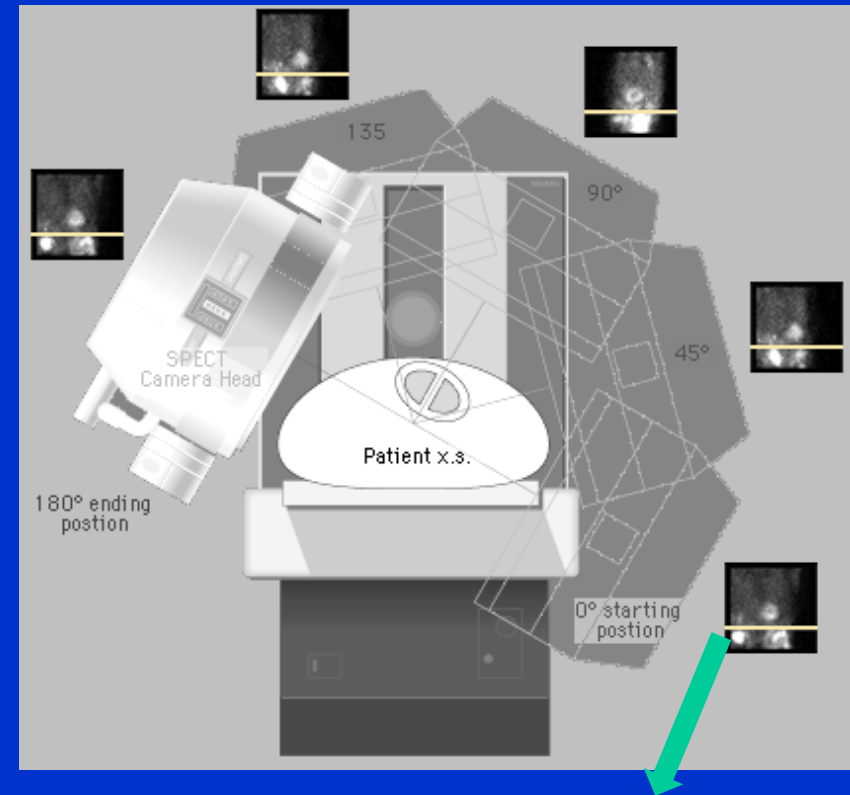
2007 :

256-320 slice CT

(PHILIPS, TOSHIBA)

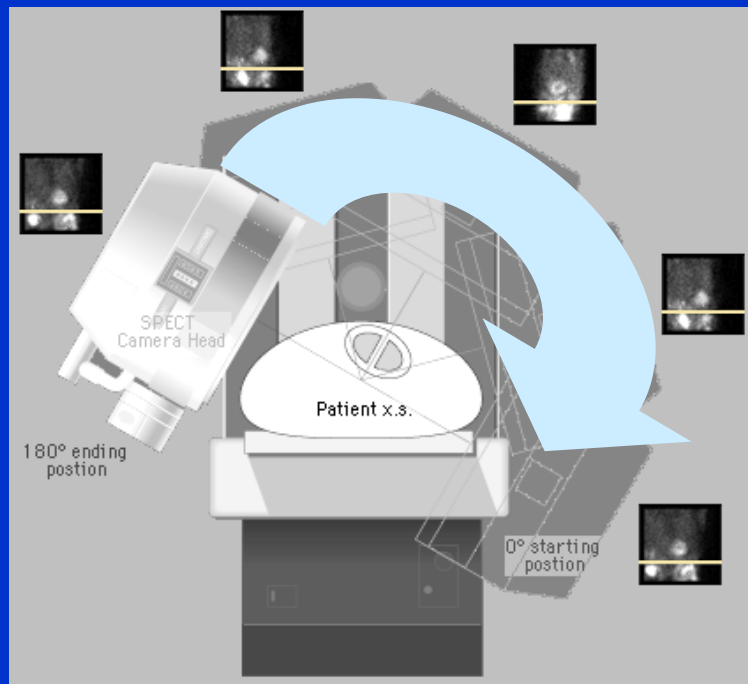
Τομογραφία μονοφωτονικής εκπομπής (Single Photon Emission Tomography: SPECT)

- Η απεικόνιση SPECT βασίζεται στη λήψη πολλών εικόνων (προβολών) της κατανομής του ρ/φ στο σώμα του ασθενούς με τη κεφαλή της γ-κάμερας να περιστρέφεται γύρω από τον άξονα του ασθενή.
- Οι διδιάστατες προβολικές εικόνες χρησιμοποιούνται στη συνέχεια για τη δημιουργία εγκάρσιων εικόνων που αναπαράγουν την τρισδιάστατη κατανομή του ρ/φ.
- Το αποτέλεσμα μιας απεικόνισης SPECT είναι μια σειρά εικόνων που αντιπροσωπεύουν την κατανομή του ρ/φ σε εγκάρσια επίπεδα ως προς τον άξονα του ασθενούς.
- Η κεφαλή μιας γ-κάμερας που χρησιμοποιείται για τομογραφική απεικόνιση πρέπει να έχει τη δυνατότητα περιστροφής γύρω από τον άξονα του ασθενή.
- Ένα τομογραφικό σπινθηρογραφικό σύστημα συνοδεύεται από ειδικό λογισμικό για τη λήψη των προβολών (acquisition software) και την ανασύσταση των εγκάρσιων εικόνων (reconstruction software)



Τομογραφική λήψη

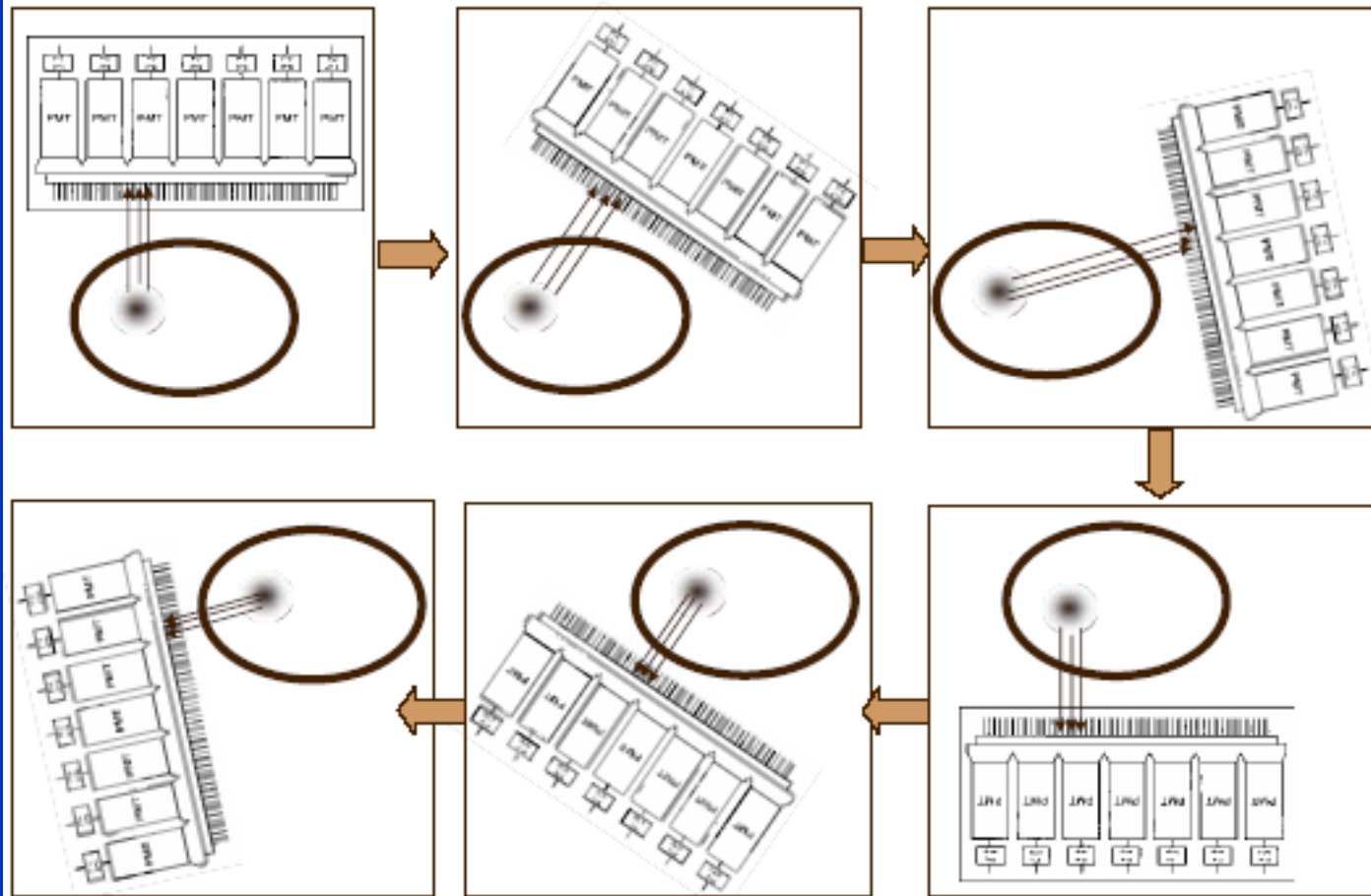
- Παράμετροι τομογραφίας:
 - τόξο που θα διαγράψει η κεφαλή
 - το πλήθος των στατικών εικόνων (προβολών) που θα ληφθούν
 - η μήτρα εικόνας
 - ο χρόνος σύλλογής κρούσεων για κάθε προβολή



κίνηση κεφαλής

Λήψη προβολών στην απεικόνιση SPECT

Multiple sequential projections for SPECT imaging

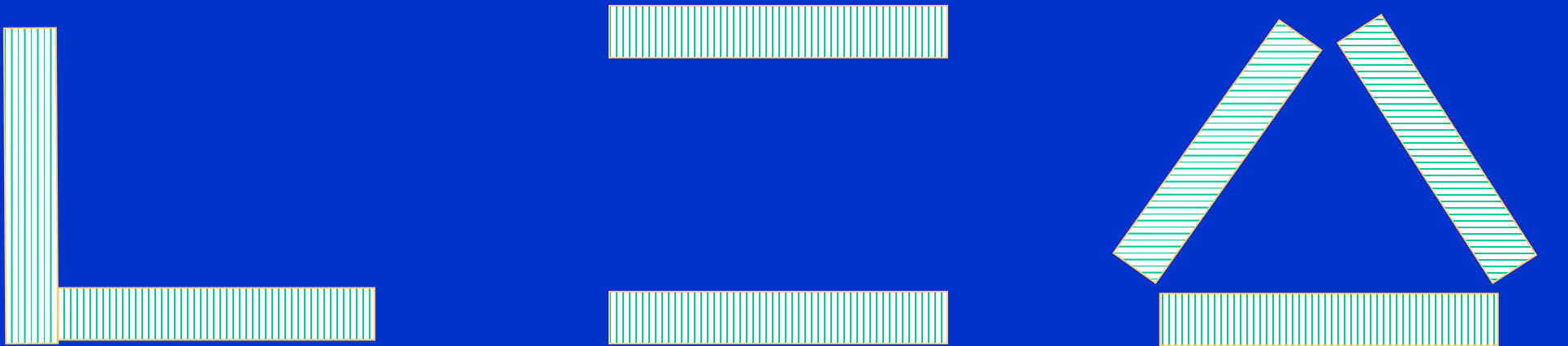


Συνήθεις τιμές παραμέτρων κατά την τομογραφία SPECT

- Το τόξο διαγραφής πρέπει να είναι τουλάχιστον 180° .
 - 180° για τομογραφίες μυοκαρδίου
 - 360° για όλες τις υπόλοιπες
- Το πλήθος των προβολών καθορίζει το γωνιακό μεσοδιάστημα μεταξύ δύο προβολών
 - όσο περισσότερες είναι οι προβολές τόσο καλύτερες είναι οι τελικές εγκάρσιες εικόνες
 - 32 προβολές σε 180° στην καρδιά
 - 64 ή 128 προβολές σε 360° μοίρες σε άλλες εξετάσεις
- Ο χρόνος συλλογής κρούσεων επηρεάζει τη στατιστική (ποιότητα εικόνας) κάθε προβολής
 - όσο μεγαλύτερος είναι ο χρόνος τόσο καλύτερες είναι οι τελικές εγκάρσιες εικόνες
 - 20-40 sec συνήθως
- Το μέγεθος της μήτρας των προβολών καθορίζει και τη μήτρα των τελικών εγκάρσιων εικόνων
 - συνήθως 64×64 ή 128×128

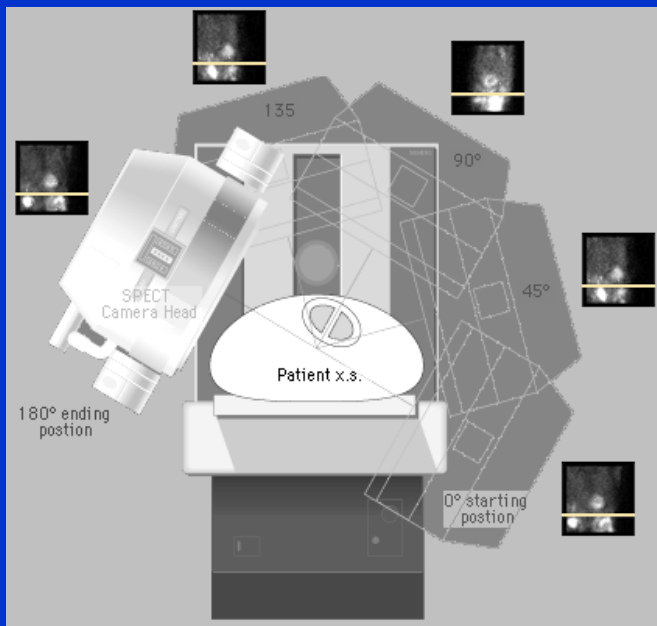
Τομογραφική γ-κάμερα πολλαπλής κεφαλής

- Η χρήση απεικονιστικών συστημάτων με πολλαπλές κεφαλές γίνεται με σκοπό την εξοικονόμηση χρόνου και την καλύτερη στατιστική των τομογραφικών εικόνων.



Ανασύσταση τομογραφικών εικόνων

- Η ανασύσταση των τομογραφικών εικόνων από τις προβολές πραγματοποιείται με:
 - φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (filtered back-projection)
 - αλγεβρική μέθοδο διαδοχικών προσεγγίσεων (iterative reconstruction)



SPECT αιμάτωσης μυοκαρδίου

VERTICAL LONG AXIS SLICES



- B. RCA
- E. Pulmonary artery
- F. LCX
- G. LAD



HORIZONTAL LONG AXIS SLICES



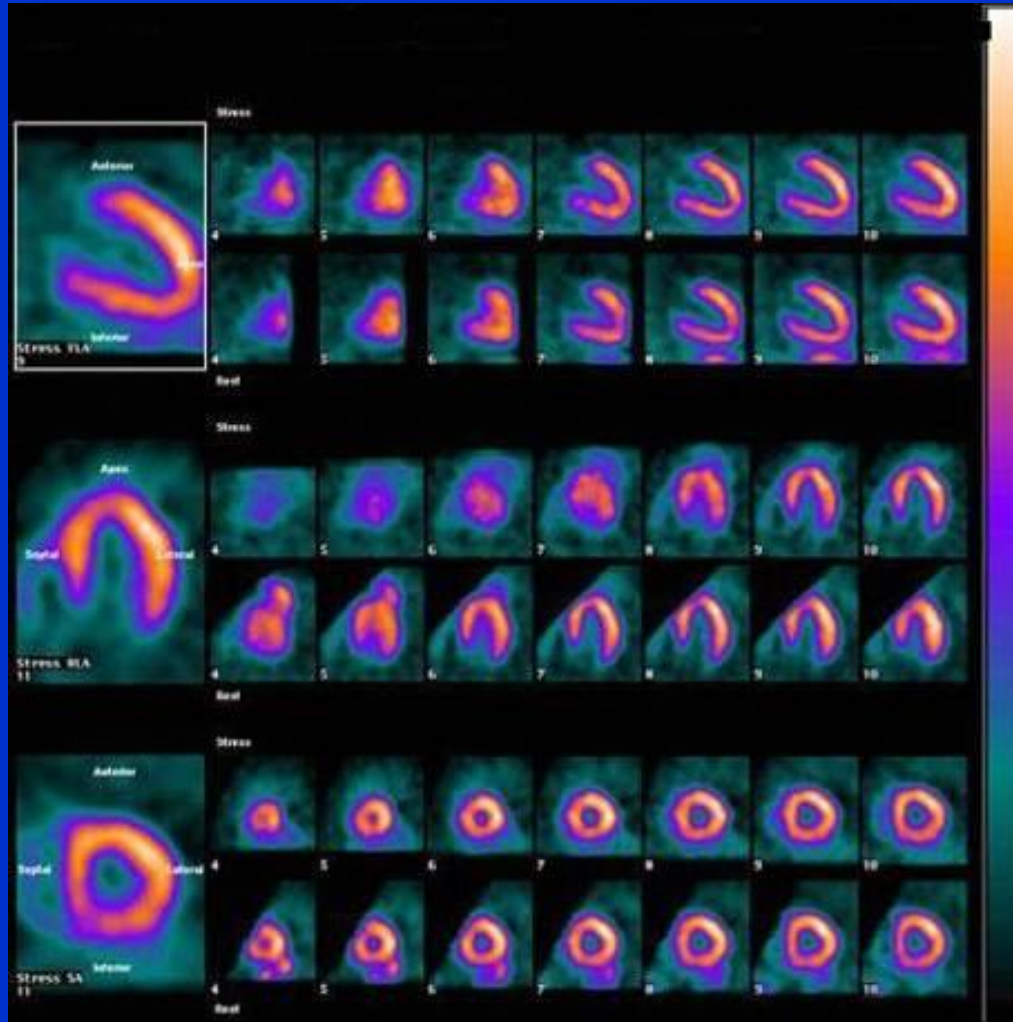
- B. RCA
- C. Pulmonary artery
- D. LCA
- F. LAD



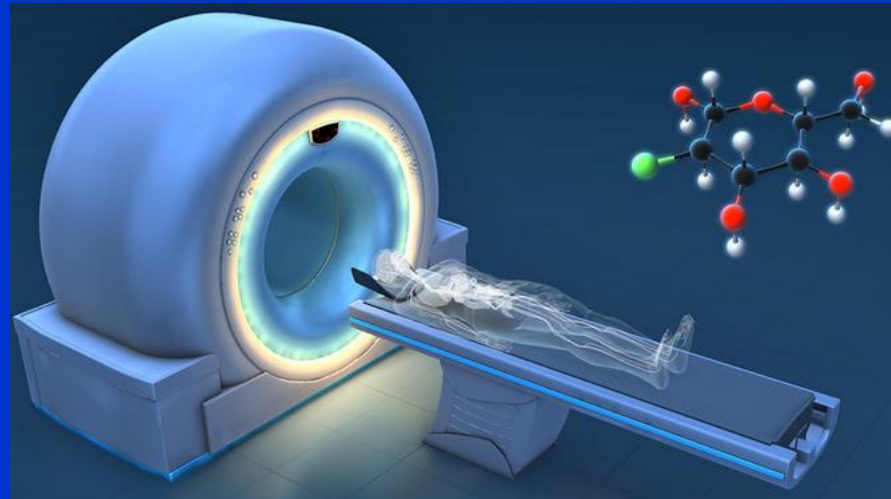
SHORT AXIS SLICES



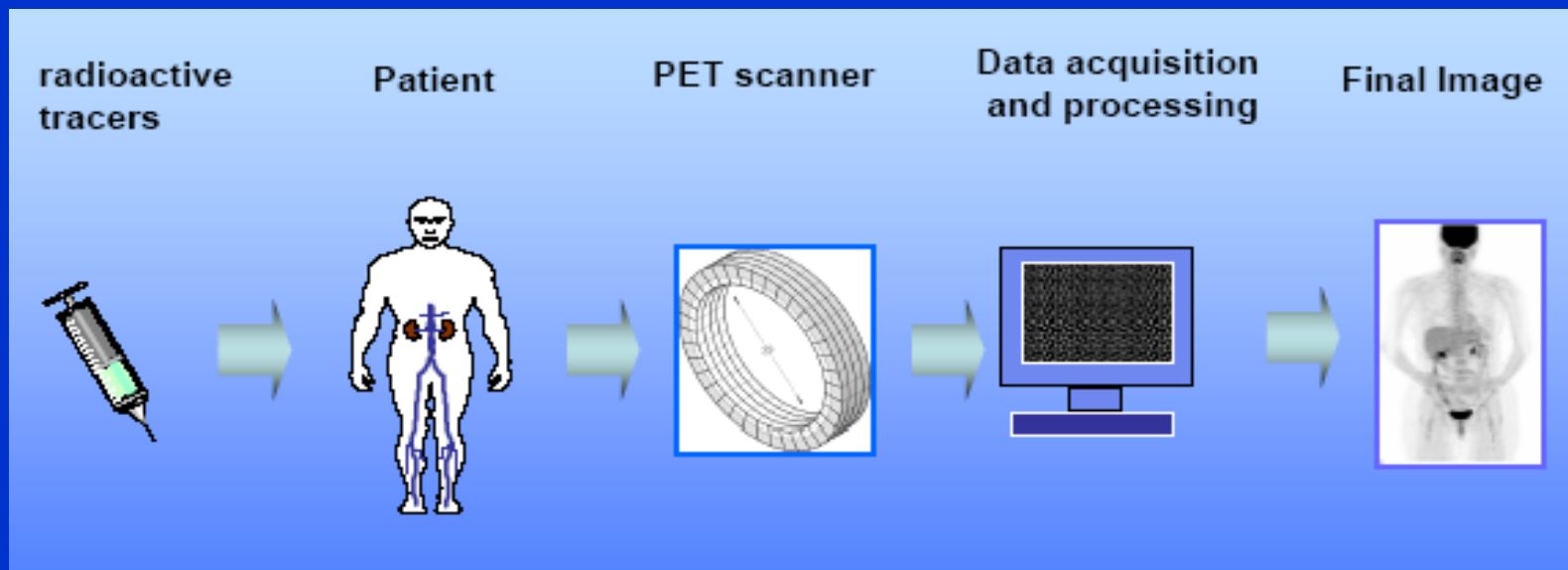
- A. RCA
- B. Aortic arch
- C. Pulmonary artery
- D. LCA
- E. LCX
- F. LAD



Φυσικές αρχές απεικόνισης PET

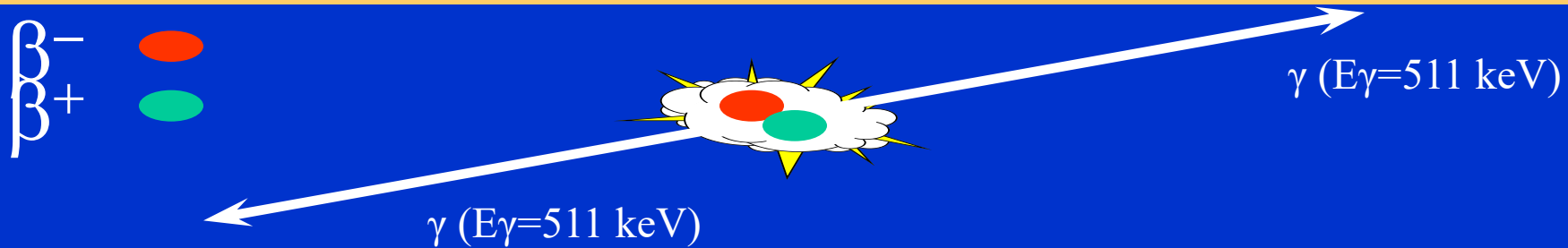


Διαδικασία απεικόνισης PET



1. Οργανικά μόρια επισημαίνονται με ραδιονουκλίδιο που εκπέμπει ποζιτρόνια
2. Η επισημασμένη ουσία (10^{13} - 10^{15} μόρια) χορηγείται ενδοφλεβίως στον ασθενή
3. Η επισημασμένη ουσία προσλαμβάνεται από τους ιστούς του ασθενούς (από όπου εκπέμπει e^+ τα οποία εξαυλώνονται εγγύς του σημείου εκπομπής εκπέμποντας αντιδιαμετρικά κινούμενα γ)
4. Ο PET scanner ανιχνεύει τη γ ακτινοβολία που εκπέμπεται από τον ασθενή
5. Παράγονται τομογραφικές εικόνες που χαρτογραφούν τους απεικονιζόμενους ιστούς ως προς τη συγκέντρωση σε P/ Φ .

Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίου (Positron Emission Tomography: PET)



Διατήρηση ορμής:

πριν: σύστημα σε ηρεμία (ορμή ~ 0)

μετά: δύο φωτόνια με την ίδια ακριβώς ορμή
κινούμενα αντίθετα (συν.ορμή = 0)

Διατήρηση ενέργειας:

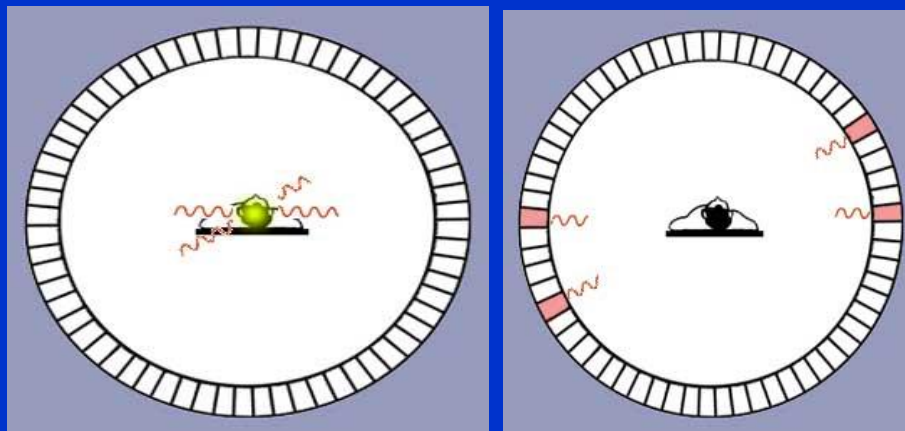
πριν: 2 e⁻ με μηδενική κινητική ενέργεια
και ενέργεια ηρεμίας 511 keV

μετά: 2 φωτόνια με ενέργεια 511 keV.

- Το σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίου βασίζεται στην ανίχνευση των αντιδιαμετρικά κινούμενων φωτονίων που παράγονται κατά την εξαύλωση ενός ποζιτρονίου.
- Τα ραδιονουκλίδια που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση PET εκπέμπουν ποζιτρόνια. Τέτοια ραδιονουκλίδια είναι ¹¹C, ¹³N, ¹⁵O και ¹⁸F.
- Μετά τη διαδικασία επισήμανσης (παραγωγή ραδιοφαρμάκου) και χορήγησης στον ασθενή το ραδιοφάρμακο προσλαμβάνεται από τον προς απεικόνιση ιστό/όργανο.

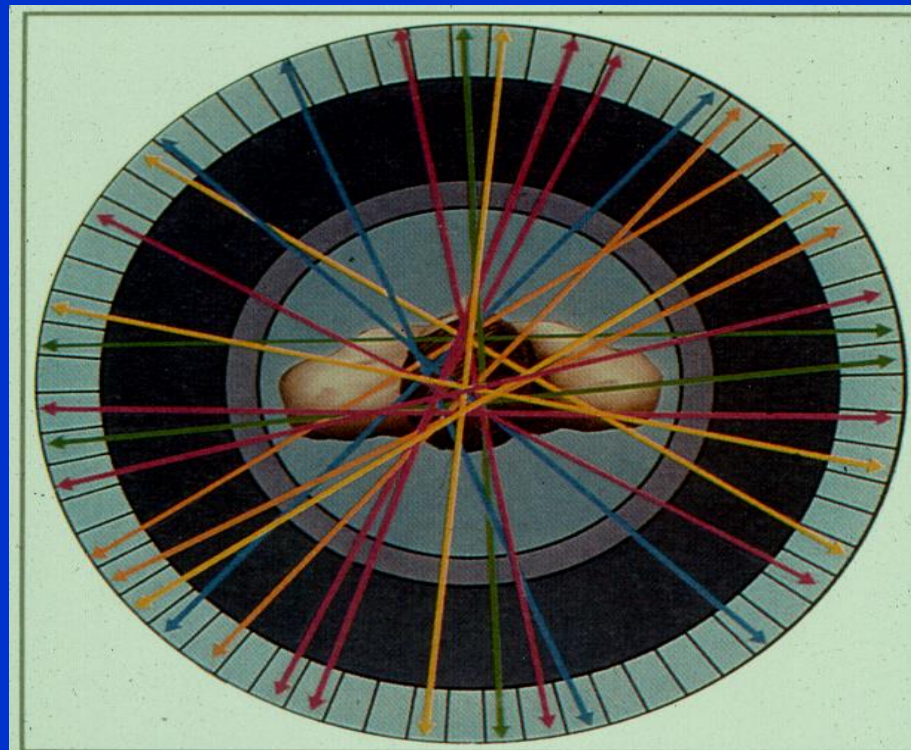
Αρχή λειτουργίας PET τομογράφου

- Τα ποζιτρόνια που εκπέμπονται αλληλεπιδρούν πολύ κοντά στο σημείο εκπομπής τους με ηλεκτρόνια και εξαυλώνονται.
- Κατά την εξαύλωση ενός ποζιτρονίου παράγονται δύο φωτόνια ενέργειας 511 keV που κινούνται σε αντίθετες διευθύνσεις.
- Τα φωτόνια αυτά διαφεύγουν από το σώμα του ασθενούς και ανιχνεύονται από τους ανιχνευτές που είναι τοποθετημένοι γύρω από τον ασθενή.
- Εάν δύο φωτόνια ανιχνευθούν ταυτόχρονα σε ανιχνευτές που βρίσκονται αντιδιαμετρικά, ένα συμβάν εξαύλωσης συνέβει σε κάποιο σημείο της γραμμής που συνδέει τους δύο ανιχνευτές.



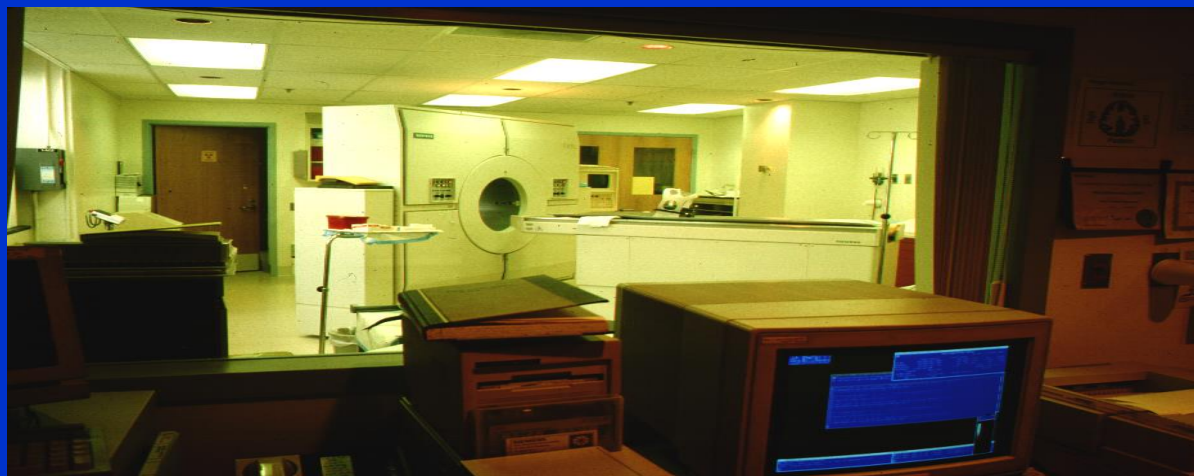
Η δημιουργία της εικόνας

- Μετά την ανίχνευση αρκετών (περίπου 100.000) γεγονότων εξαύλωσης η κατανομή του ραδιοφαρμάκου που εκπέμπει ποζιτρόνια υπολογίζεται από ειδικούς μαθηματικούς αλγόριθμους ανασύστασης.



6. The multiple LORs through multiple points.

Σύστημα Τομογραφίας PET



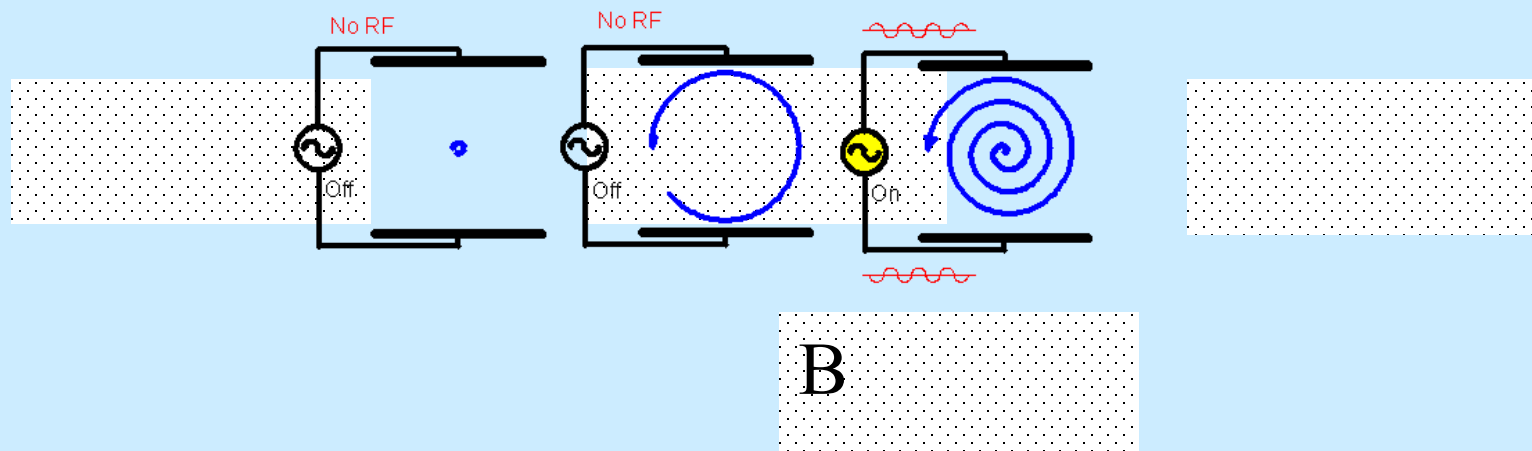
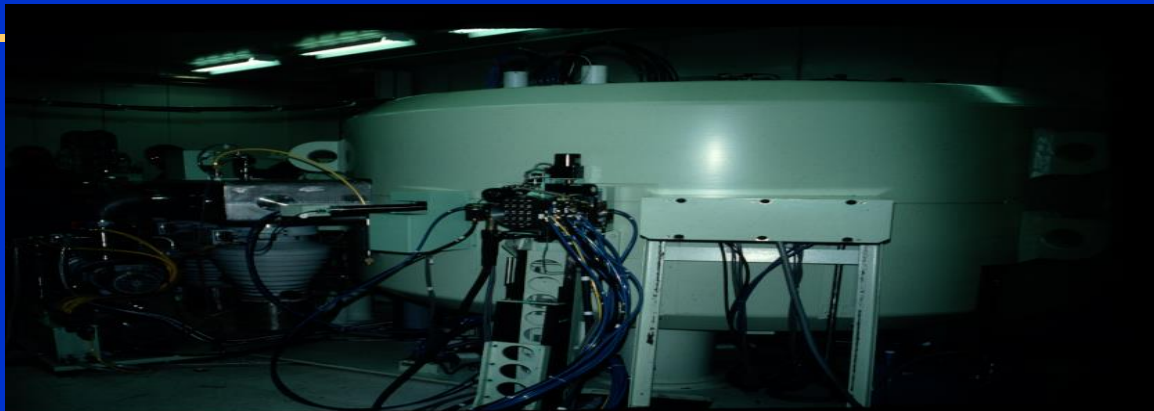
Ραδιονουκλίδια για PET

- Εκπέμπουν ποζιτρόνια

<i>Νουκλίδιο</i>	<i>T_{1/2}</i> <i>(min)</i>	<i>E_{β+}</i> <i>(MeV)</i>	<i>Τρόπος</i> <i>παραγωγής</i>
<i>¹⁵O</i>	2	1,72	<i>¹⁴N(d,n) ¹⁵O</i>
<i>¹³N</i>	10	1,19	<i>¹⁶O(p,α) ¹³N</i>
<i>¹¹C</i>	20	0,96	<i>¹⁴N(p,α) ¹¹C</i>
<i>¹⁸F</i>	110	0,64	<i>¹⁸O(p,n) ¹⁸F</i>

- Απαιτείται κύκλοτρο για την παρασκευή τους.
- Ο μικρός χρόνος ημιζωής καθιστά αναγκαία την παραγωγή των ραδιονουκλιδίων κόντα στο τόπο που είναι εγκατεστημένο PET. Δηλ. την ύπαρξη κυκλότρου
- Το ¹⁸F είναι το μόνο νουκλίδιο που μπορεί να παρασκευασθεί μακριά και να αποσταλεί στο νοσοκομείο.

Κύκλοτρο 30MeV



Η τελική εικόνα προκύπτει με φιλτραρισμένη
οπισθοπροβολή



Απεικόνιση με σύγχρονα συστήματα PET-CT

functional image
(PET)



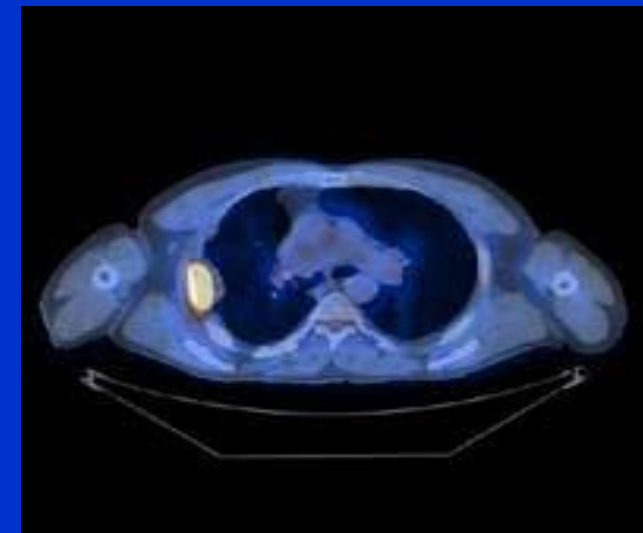
anatomical image
(CT)



+

=

anato-metabolic image
(fused Image PET/CT)





ΦΥΣΙΚΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Μιχάλης Μαζωνάκης

Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής

Ιατρική Σχολή

Πανεπιστήμιο Κρήτης

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

- Ο καρκίνος αποτελεί τη δεύτερη αιτία θανάτου παγκοσμίως.
- Περισσότερες από 19 εκ. νέες περιπτώσεις καρκίνου ετησίως
- Περίπου 10 εκ. θάνατοι ετησίως λόγω καρκίνου



**World Health
Organization**



ΑΝΤΙΚΑΡΚΙΝΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ

SURGERY



CHEMOTHERAPY



RADIOTHERAPY

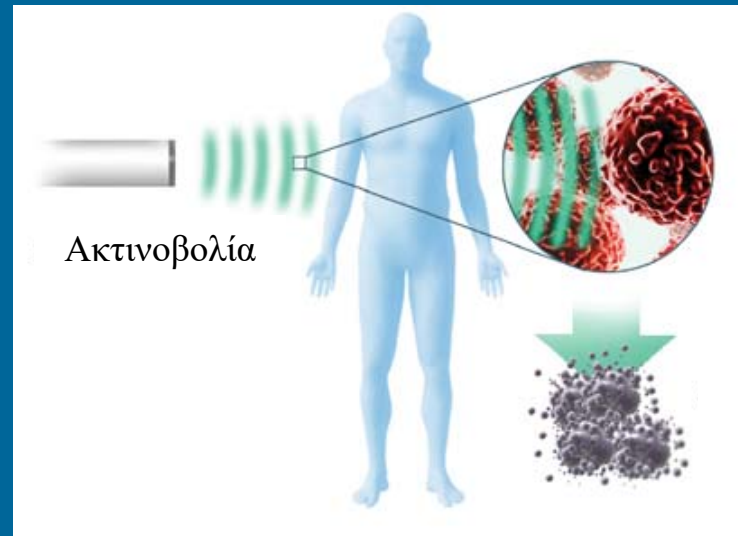


IMMUNOTHERAPY



ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

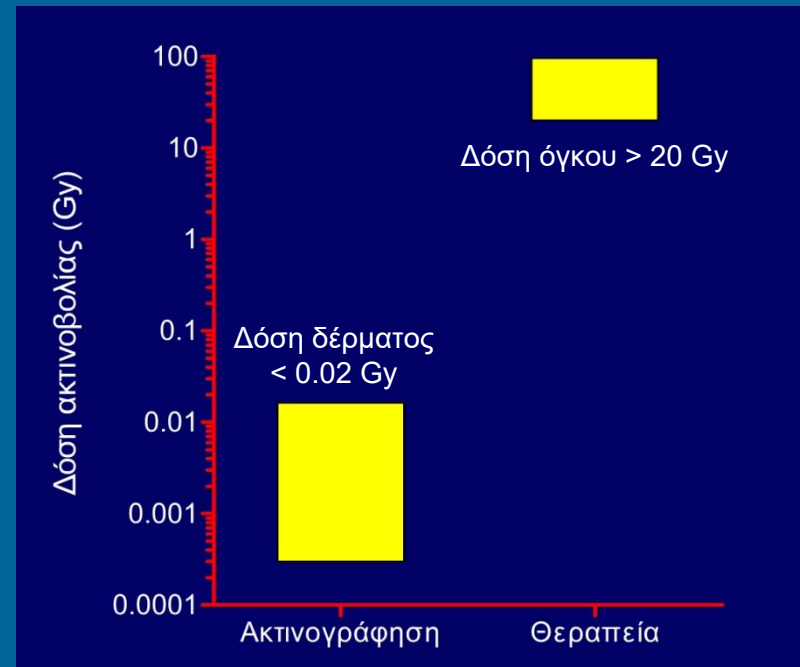
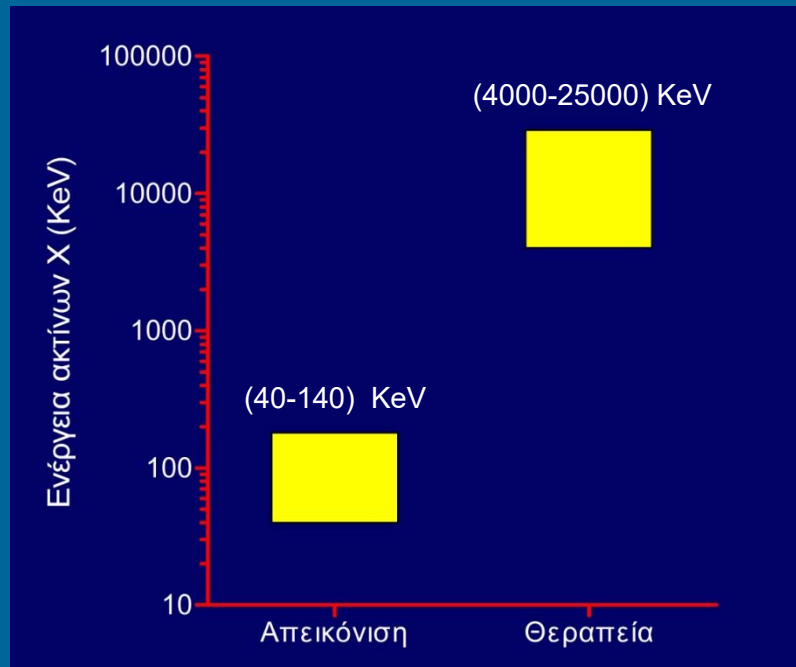
Ακτινοθεραπεία: χρήση ακτινοβολίας για να αντιμετωπισθούν νεοπλασίες και καλοήθεις όγκοι



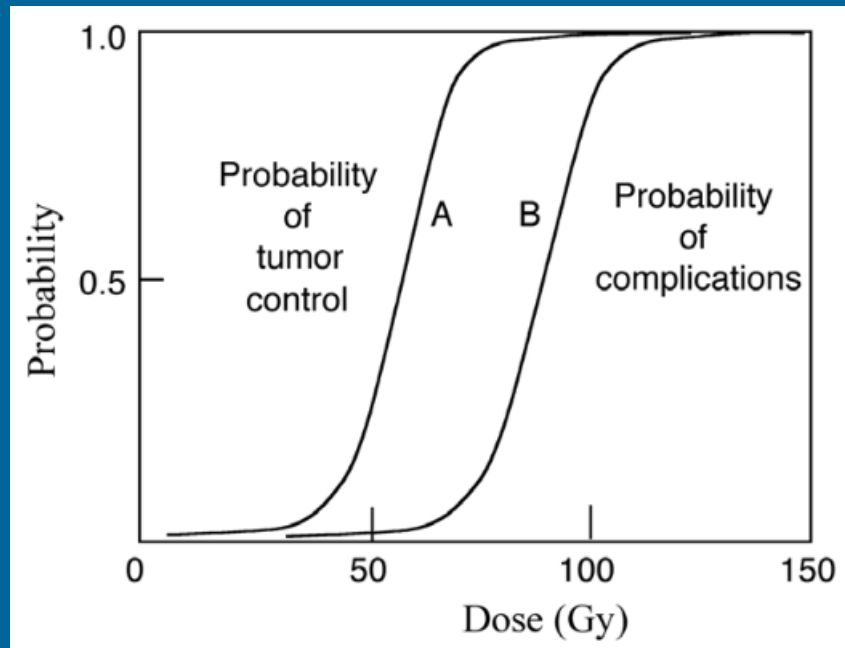
Ιοντίζουσα ακτινοβολία

- Ακτίνες X
- Δέσμες ηλεκτρονίων
- Ακτίνες γ
- Δέσμες πρωτονίων

ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ



ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ - ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ



- Ο αποτελεσματικός έλεγχος της νόσου απαιτεί την έκθεση των ασθενών με υψηλές δόσεις ακτινοβολίας .
- Η αύξηση της δόσης όγκου αυξάνει ταυτόχρονα και την πιθανότητα για την εμφάνιση επιπλοκών στους γύρω υγιείς ιστούς.

ΡΙΖΙΚΗ - ΑΝΑΚΟΥΦΙΣΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

- Ριζική ακτινοθεραπεία

Η ακτινοθεραπεία έχει ως στόχο τη μείωση ή εξαφάνιση των καρκινικών κυττάρων προκειμένου να επιτρέψει το μόνιμο τοπικό έλεγχο της νόσου.

- Ανακουφιστική ακτινοθεραπεία

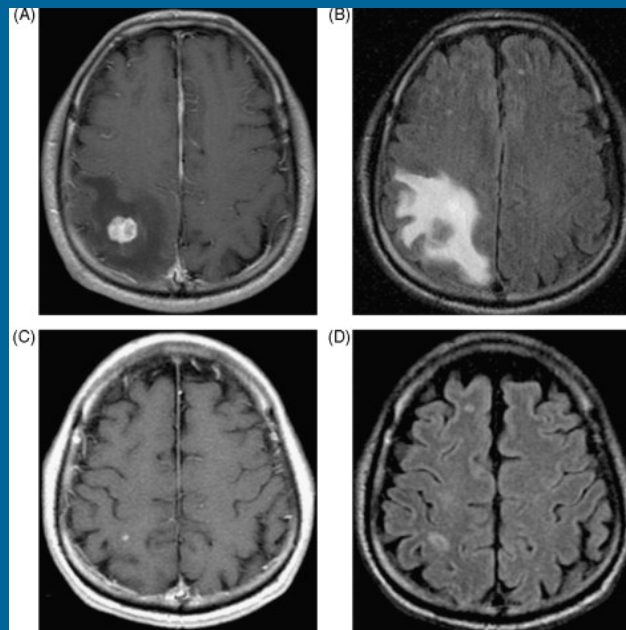
Η ακτινοθεραπεία έχει ως στόχο να περιορίσει ή να εξαφανίσει τα δυσάρεστα συμπτώματα που έχει δημιουργήσει η καρκινική νόσος.

Περίπου το 50 % των καρκινοπαθών υποβάλλεται σε ακτινοθεραπεία σε κάποια φάση της θεραπείας τους.

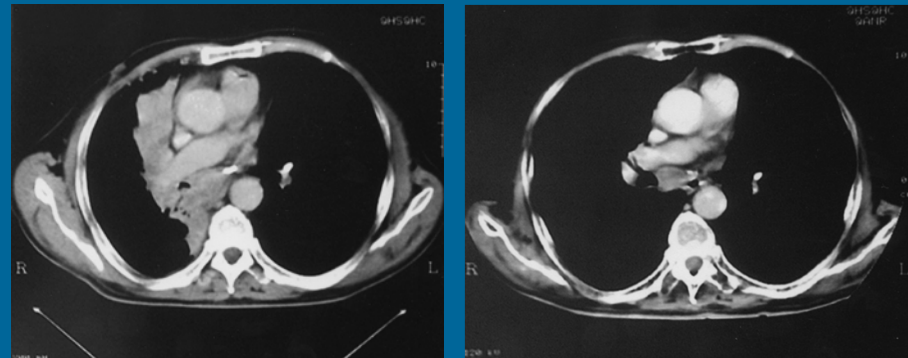


ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

Ακτινοθεραπεία σε όγκους εγκεφάλου



Ακτινοθεραπεία σε καρκίνο πνεύμονα



ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

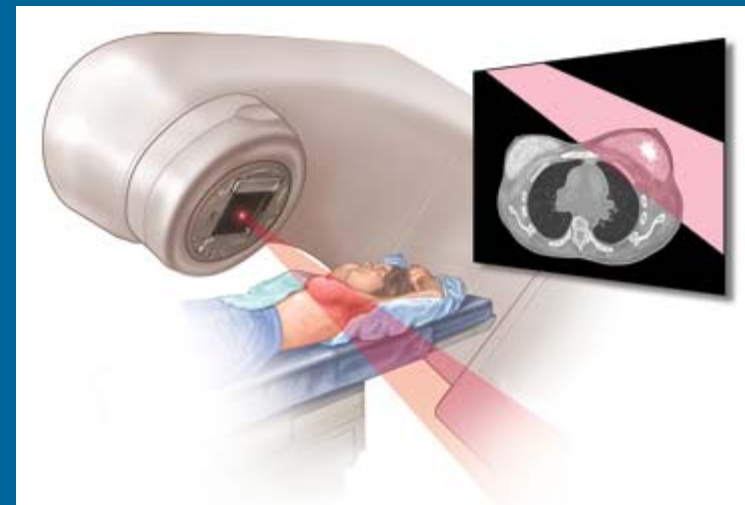
- Βραχυθεραπεία

Τοπική εφαρμογή ραδιενεργών πηγών στο δέρμα ή μέσα στο σώμα του ασθενούς



- Εξωτερική ακτινοθεραπεία

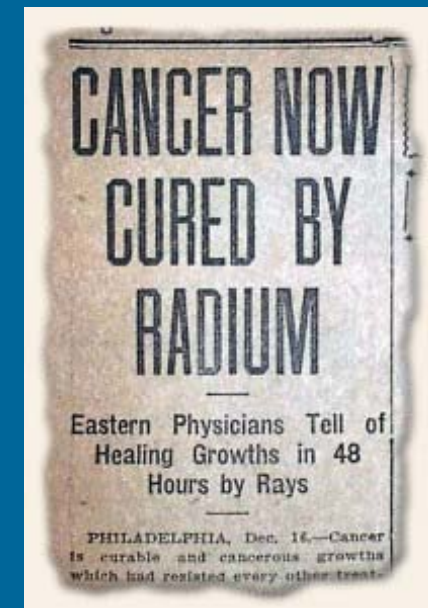
Ακτινοβολήση από μία πηγή που βρίσκεται εκτός του σώματος του ασθενούς



ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑ



Henri Becquerel
(1852-1908)



ΡΑΔΙΕΝΕΡΓΕΣ ΠΗΓΕΣ ΣΤΗ ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑ

Ιδιότητες ρ/δ πηγών

- Ενέργεια

Εκπομπή ακτίνων γ με ενέργεια της τάξης των MeV ή και μικρότερη

- Ειδική ενεργότητα

Η ενεργότητα ανά μονάδα μάζας θα πρέπει να είναι υψηλή για την κατασκευή πηγών με μικρές διαστάσεις.

- Χρόνος ημιζωής

Ο χρόνος ημιζωής των πηγών θα πρέπει να είναι αρκετά μεγάλος για προσωρινές εμφυτεύσεις και μικρός για την περίπτωση των μόνιμων εμφυτεύσεων.

- Ακτινοπροστασία

Οι πηγές θα πρέπει να εξασφαλίζουν τη καλύτερη δυνατή ακτινοπροστασία στο προσωπικό κατά τη φύλαξη και το χειρισμό τους.



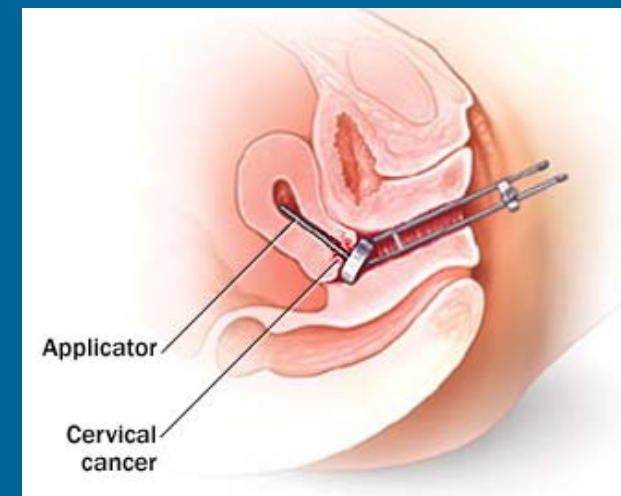
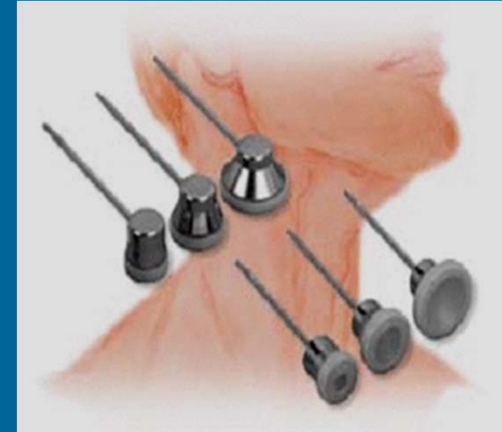
ΡΑΔΙΕΝΕΡΓΕΣ ΠΗΓΕΣ

Πηγή	Μέση ενέργεια φωτονίων(KeV)	Χρόνος ημιζωής
Ra-226	830	1600 έτη
Ir-192	380	74.2 ημέρες
Cs-137	662	30.0 έτη
I-125	28	60.2 ημέρες
Au-198	412	2.7 ημέρες
Pd-103	21	17 ημέρες
Co-60	1170,1330	5.26 έτη



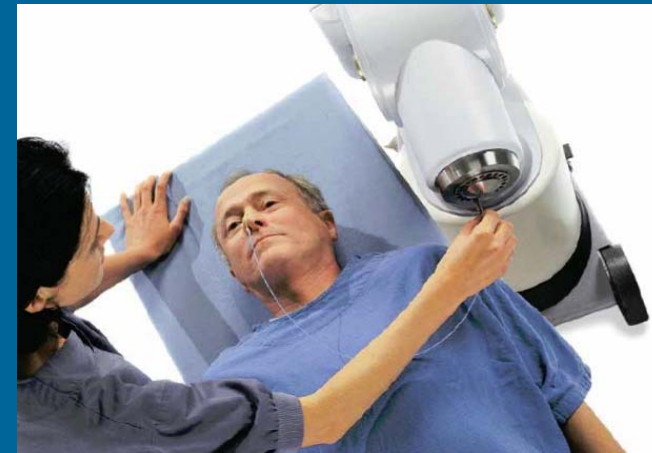
ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

- Επιφανειακή βραχυθεραπεία
 - Θεραπεία επιφανειακών όγκων
- Ενδοϊστική βραχυθεραπεία
 - Οι ρ/δ πηγές τοποθετούνται εντός του όγκου θεραπείας.
 - Θεραπεία για καρκίνο προστάτη, μαστού, κ.α.
- Ενδοκοιλοτική βραχυθεραπεία
 - Οι ρ/δ πηγές τοποθετούνται σε μία κοιλότητα του σώματος κοντά στον όγκο.
 - Θεραπεία γυναικολογικού καρκίνου
- Ενδοαυλική βραχυθεραπεία
 - Οι ρ/δ πηγές τοποθετούνται μέσα σε αυλούς.
 - Θεραπεία για καρκίνου των βρόγχων, οισοφάγου, κ.α.



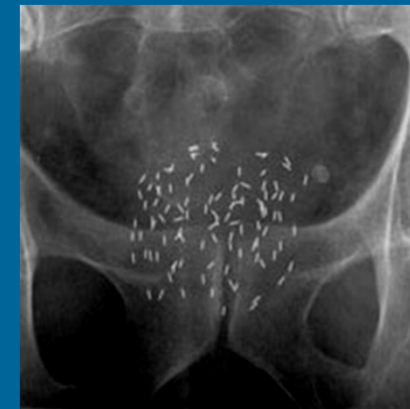
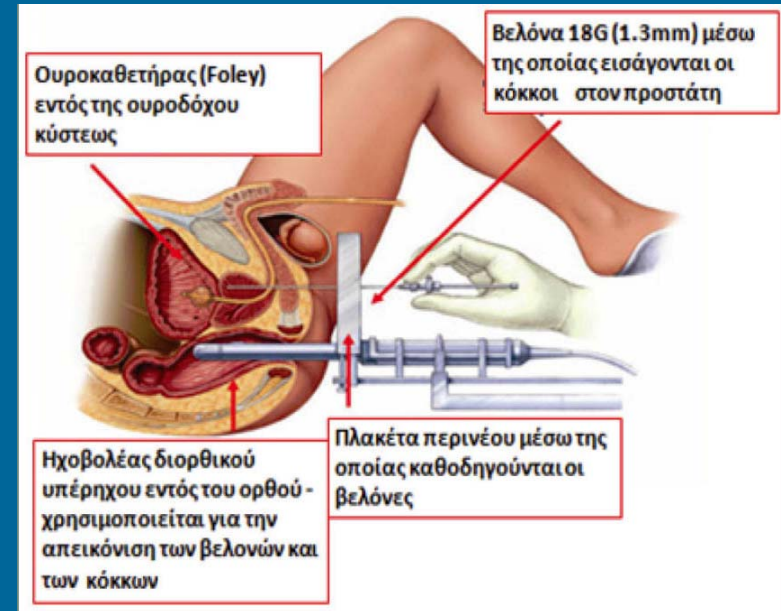
ΠΡΟΣΩΡΙΝΕΣ ΕΜΦΥΤΕΥΣΕΙΣ

- Ρ/δ βελόνες ή σύρματα κατάλληλου σχήματος και μεγέθους εισάγονται μέσα ή κοντά στην περιοχή του καρκινικού όγκου.
- Οι ρ/δ πηγές αποσύρονται μετά την ολοκλήρωση της θεραπείας και φυλάσσονται σε ειδικά θωρακισμένα δοχεία.



ΜΟΝΙΜΕΣ ΕΜΦΥΤΕΥΣΕΙΣ

- Χρησιμοποιούνται για την θεραπεία του καρκίνου του προστάτη.
- Ρ/δ πηγές I-125 με τη μορφή κόκκων εισάγονται στην περιοχή του προστάτη.
- Οι ρ/δ πηγές οδηγούνται στην περιοχή του όγκου με τη βοήθεια ειδικών βελονών και παραμένουν μόνιμα εκεί.



ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΣΤΗ ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑ

Ταξινόμηση εφαρμογών ανάλογα με το ρυθμό δόσης

- Βραχυθεραπεία χαμηλού ρυθμού δόσης (LDR): 0.4-2.0 Gy/h
- Βραχυθεραπεία μέσου ρυθμού δόσης (MDR): 2.0-12.0 Gy/h
- Βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης (HDR): > 12.0 Gy/h

Η βραχυθεραπεία υψηλού ρυθμού δόσης μειώνει το χρόνο θεραπείας και το χρόνο παραμονής των ασθενών στο νοσοκομείο.



ΠΡΟΦΟΡΤΙΖΟΜΕΝΗ ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑ

- Οι ρ/δ πηγές έχουν τοποθετηθεί εκ των προτέρων σε κατάλληλους εφαρμογείς από το προσωπικό.
- Οι εφαρμογείς θα πρέπει εν συνεχεία να τοποθετηθούν στην περιοχή του όγκου θεραπείας.
- Η προφορτιζόμενη βραχυθεραπεία σχετίζεται πολύ συχνά με προβλήματα ακτινοπροστασίας για το προσωπικό (υψηλές δόσεις).

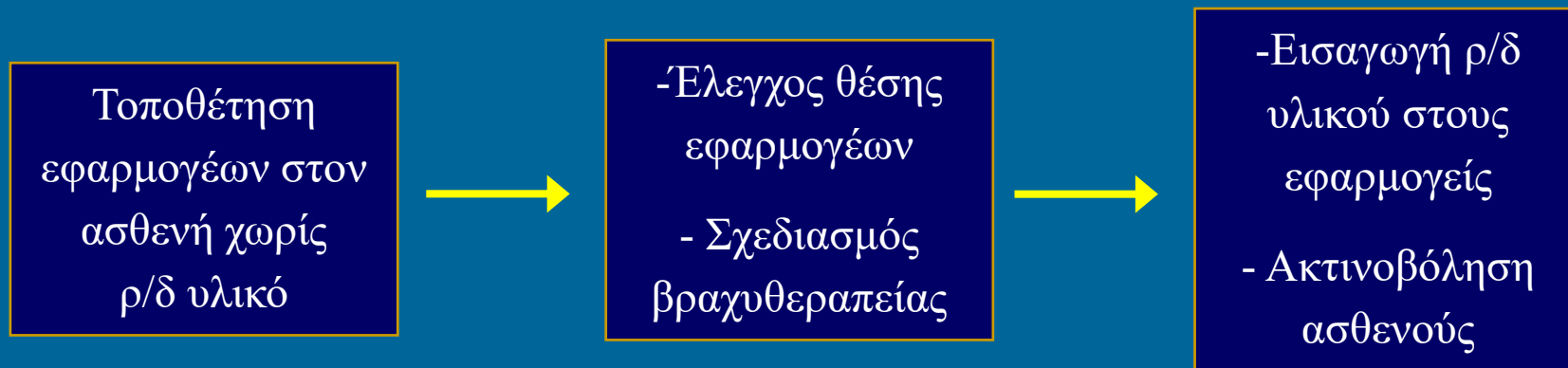


Προφορτιζόμενοι
εφαρμογείς με ράδιο



ΜΕΤΑΡΤΙΖΟΜΕΝΗ ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑ

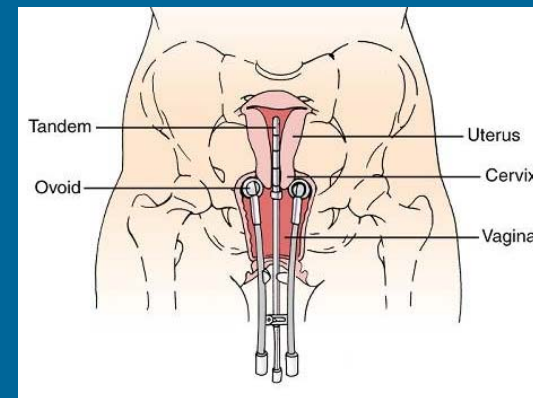
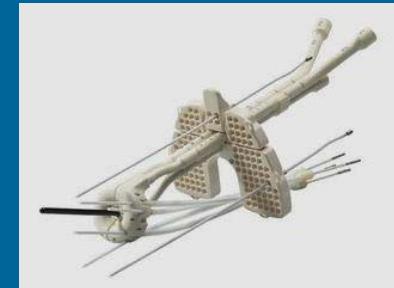
Στάδια πραγματοποίησης θεραπείας



ΜΕΤΑΡΤΙΖΟΜΕΝΗ ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑ

Στάδιο 1: Τοποθέτηση εφαρμογών

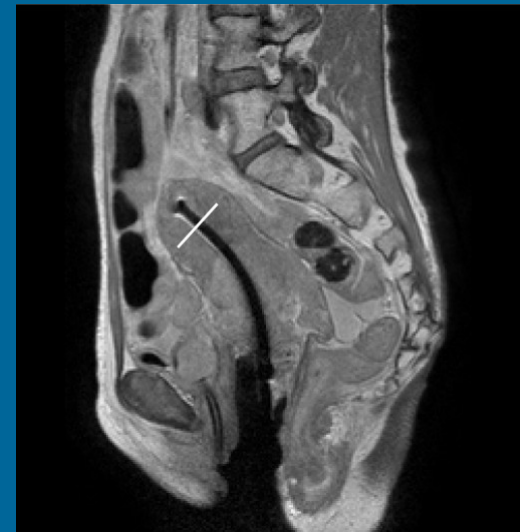
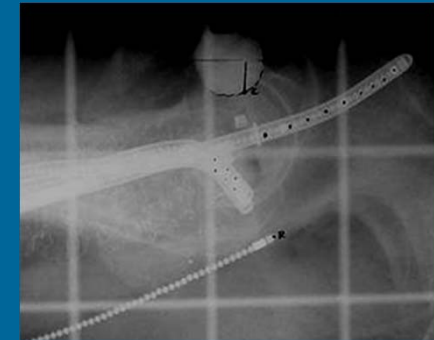
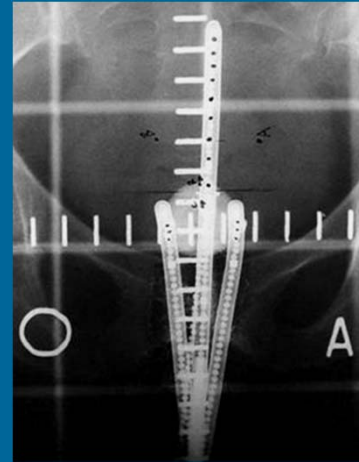
- Ειδικοί εφαρμογείς θα πρέπει να τοποθετηθούν εντός ή κοντά στην περιοχή θεραπείας.
- Το σχήμα και το υλικό των εφαρμογών ποικίλλει ανάλογα με τον τύπο της βραχυθεραπείας και τις κλινικές απαιτήσεις.
- Οι εφαρμογείς μπορεί να είναι πλαστικοί ή μεταλλικοί οδηγοί, υποδερμικές βελόνες, πλαστικές βελόνες, κ.α.



ΜΕΤΑΡΤΙΖΟΜΕΝΗ ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑ

Στάδιο 2: Σχεδιασμός θεραπείας

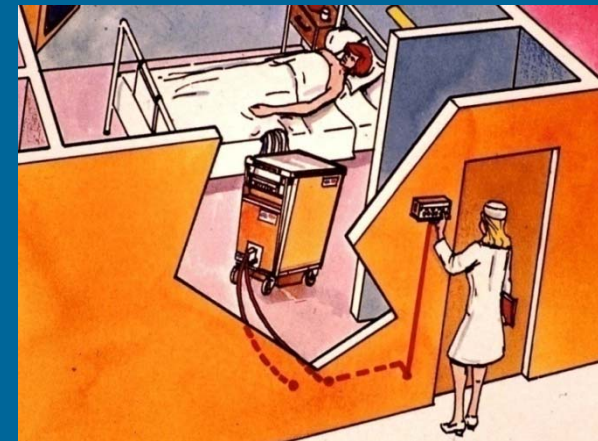
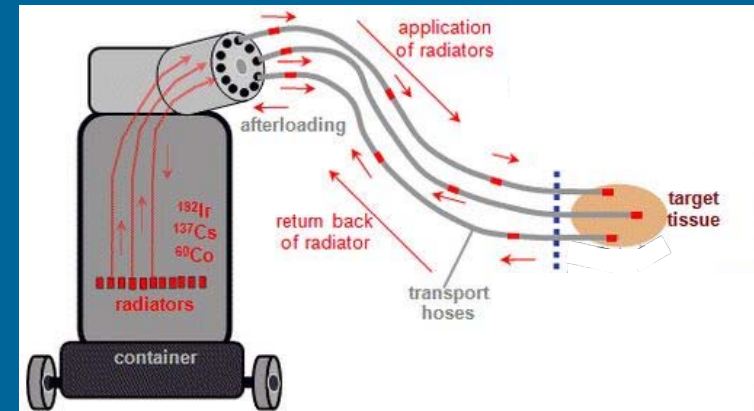
- Η θέση των εφαρμογών ελέγχεται με απεικονιστικές τεχνικές.
- Πραγματοποιείται εξατομικευμένος σχεδιασμός θεραπείας με τη βοήθεια υπολογιστικού συστήματος.
- Οι παράμετροι ακτινοβολήσης (θέση πηγής ή πηγών, χρόνος θεραπείας, κ.α.) καθορίζονται κατά τη φάση του σχεδιασμού θεραπείας.



ΜΕΤΑΡΤΙΖΟΜΕΝΗ ΒΡΑΧΥΘΕΡΑΠΕΙΑ

Στάδιο 3: Ακτινοβολήση ασθενούς

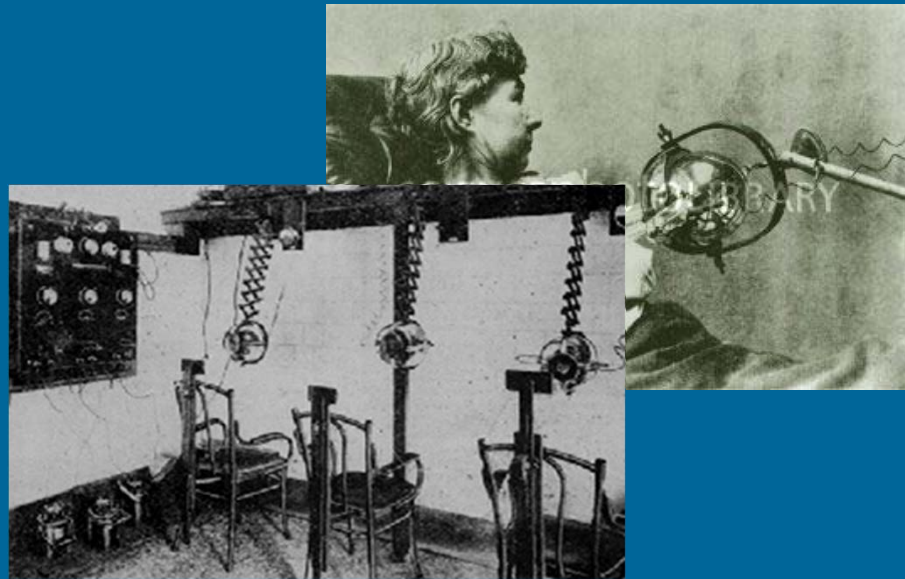
- Ο ασθενής μεταφέρεται σε θωρακισμένο θάλαμο θεραπείας.
- Οι εφαρμογές συνδέονται με το μηχάνημα μεταφόρτισης μέσω ειδικών καναλιών.
- Το προσωπικό δίνει εντολή για έναρξη της θεραπείας. Η ρ/δ πηγή διέρχεται μέσα από τους εφαρμογείς και παραμένει σε προκαθορισμένη θέση για συγκεκριμένο χρόνο ακτινοβολώντας την περιοχή ενδιαφέροντος.
- Οι πηγές αποσύρονται αυτόματα και επιστρέφουν στο χώρο φύλαξης τους μετά το τέλος της ακτινοβολήσης.



ΕΞΩΤΕΡΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ



Victor Despeignes
(1866-1937)

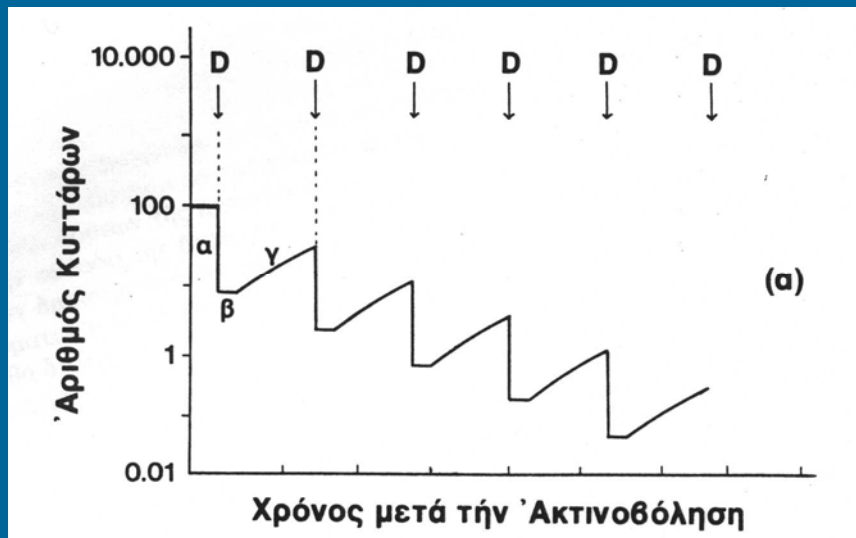


V. Despeignes 1896:

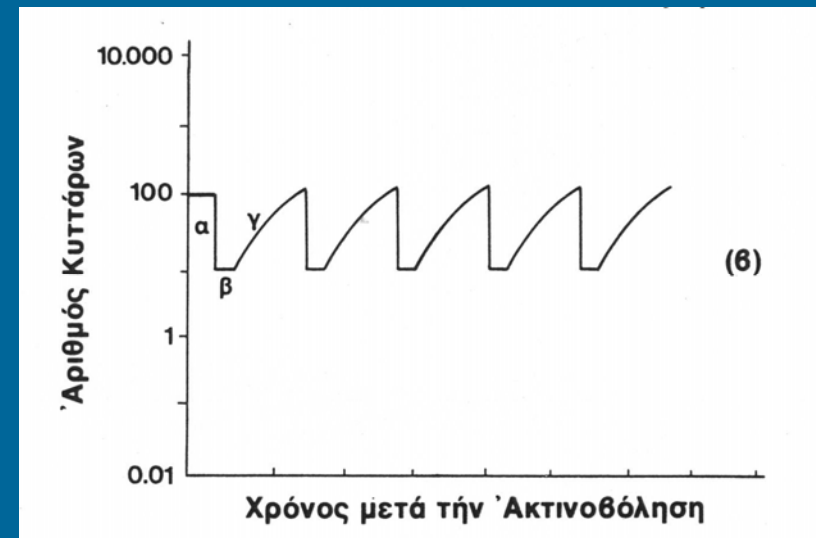
“...for the first time there is hope, where there was none.”

ΔΟΣΗ ΟΓΚΟΥ - ΚΛΑΣΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ

- Η συνολική δόση όγκου θα πρέπει πάντα να χωρίζεται σε ημερήσια κλάσματα προκειμένου να δοθεί ο απαραίτητος χρόνος στους υγιείς ιστούς για να ανανήψουν.
- Η συνήθης κλασματοποίηση στην τηλεθεραπεία σχετίζεται με ημερήσιες δόσεις όγκου 1.5-2.0 Gy πέντε φορές την εβδομάδα.



Όγκος θεραπείας - καρκινικά κύτταρα



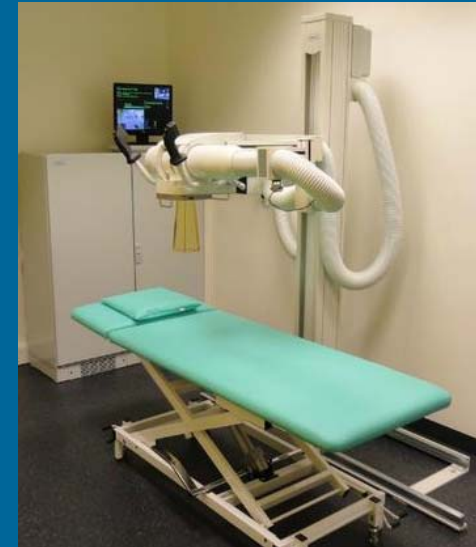
Υγιή κύτταρα

ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΚΗ ΑΚΘ – ΘΕΡΑΠΕΙΑ ΒΑΘΟΥΣ

Παραγωγή ακτίνων X χαμηλής ενέργειας.

	Επιφανειακή ΑΚΘ	Θεραπεία βάθους
Δυναμικό	50-150 kV	200-300 kV
SSD	15-20 cm	50 cm
Βάθος θεραπείας	0.5 cm	2-3 cm

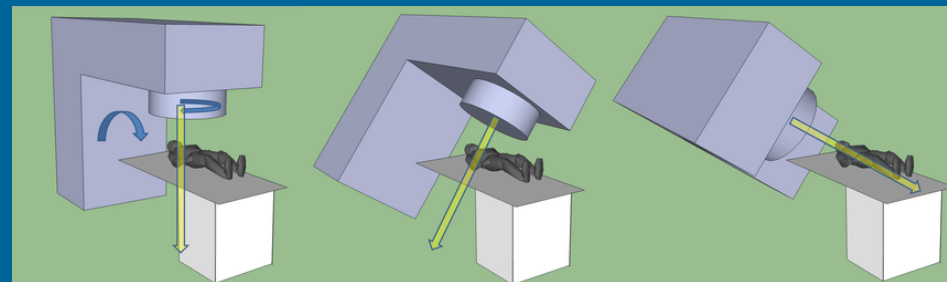
SSD: απόσταση πηγής δέρματος



ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΑΚΘ

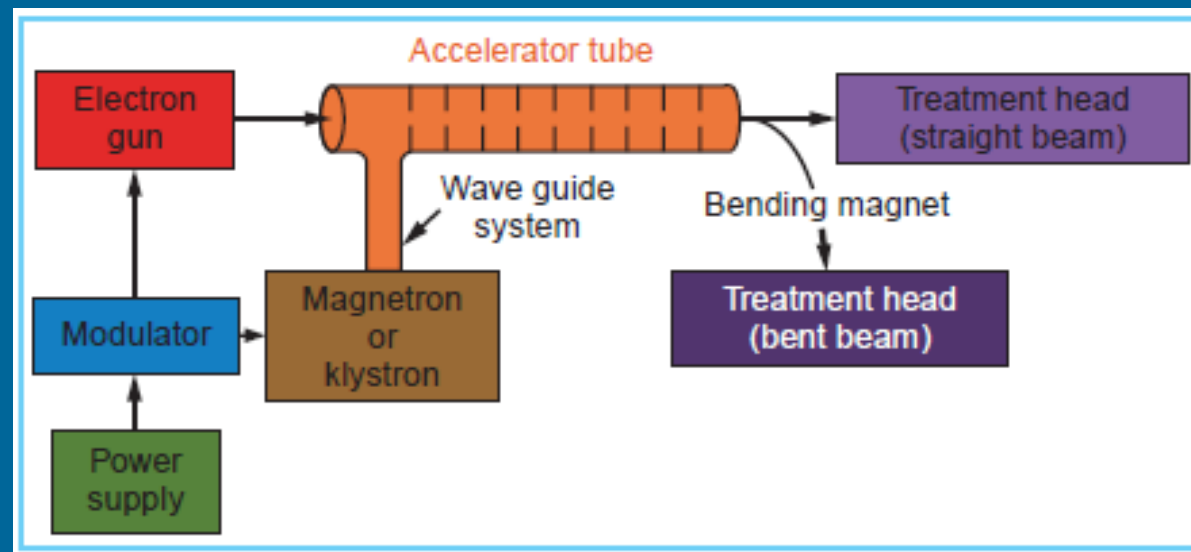
Γραμμικός επιταχυντής

- Παράγει ακτίνες X με ενέργειες συνήθως από 4 έως και 18 MV.
- Πολλοί επιταχυντές έχουν τη δυνατότητα για θεραπεία και με δέσμες ηλεκτρονίων με ενέργειες παρόμοιες με αυτές των φωτονίων.
- Χρησιμοποιείται για θεραπεία νεοπλασιών σε όλα τα βάθη.



ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΑΚΘ

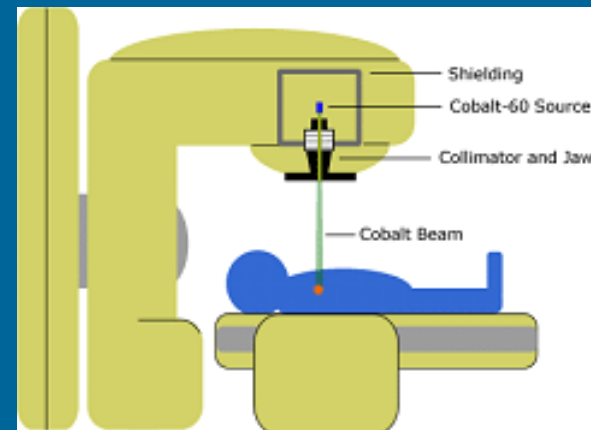
Γραμμικός επιταχυντής



ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΑΚΘ

Μονάδα ^{60}Co

- Η κεφαλή της μονάδας φέρει μία ρ/δ πηγή ^{60}Co με υψηλή ενεργότητα.
- Παράγει ακτίνες γ ενέργειας 1.17 και 1.33 MV.
- Χρησιμοποιείται για θεραπεία νεοπλασιών σε μεγάλα βάθη.



ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΑΚΘ

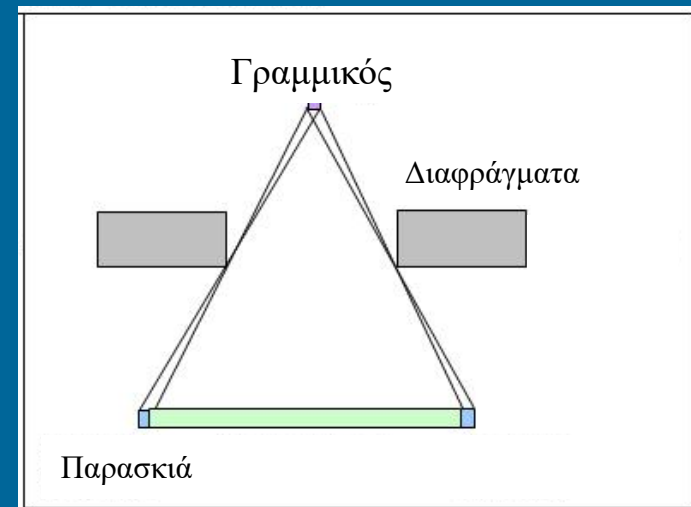
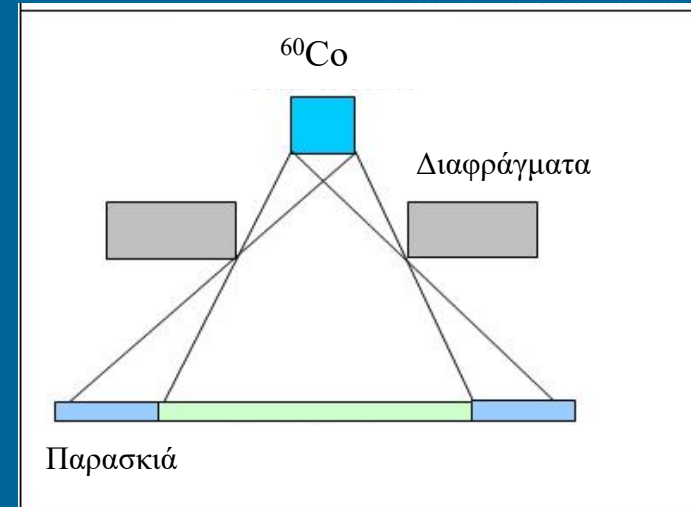
Σύγκριση γραμμικού επιταχυντή με μονάδα ^{60}Co

Μειονεκτήματα ^{60}Co

- Χαμηλότερη ενέργεια φωτονίων
- Αδυναμία παραγωγής δέσμης ηλεκτρονίων
- Αντικατάσταση της πηγής (5 χρόνια)
- Προβλήματα ακτινοπροστασίας
- Μεγάλη παρασκιά στο πεδίο ακτινοβολίας

Πλεονεκτήματα ^{60}Co

- Χαμηλό κόστος αγοράς και συντήρησης
- Υψηλή αξιοπιστία



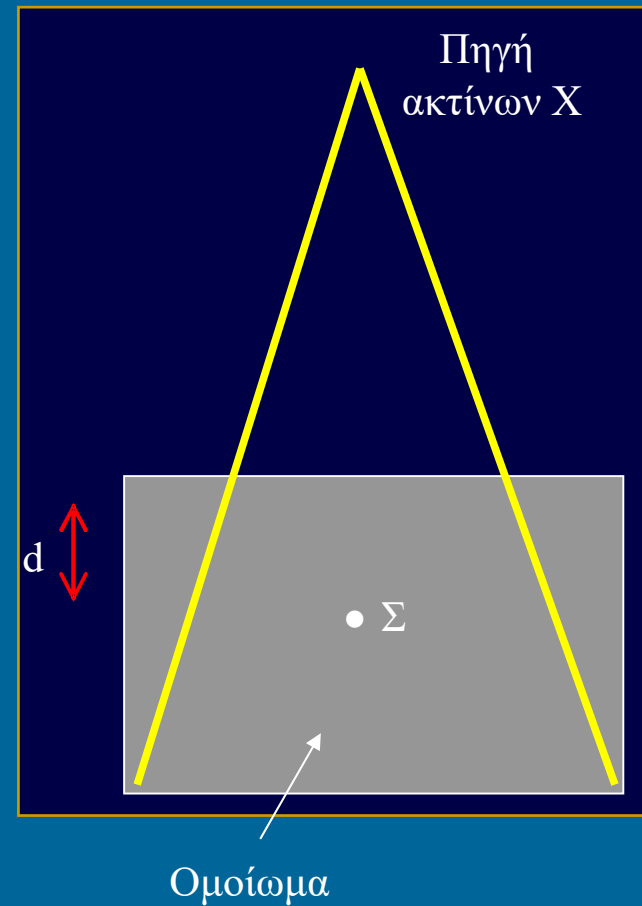
ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΑ ΜΕΓΕΘΗ

% Δόση βάθους (PDD)

$$\text{PDD} = (D_d / D_{\text{max}}) \times 100\%$$

D_d : δόση σε βάθος d από την επιφάνεια του ομοιώματος

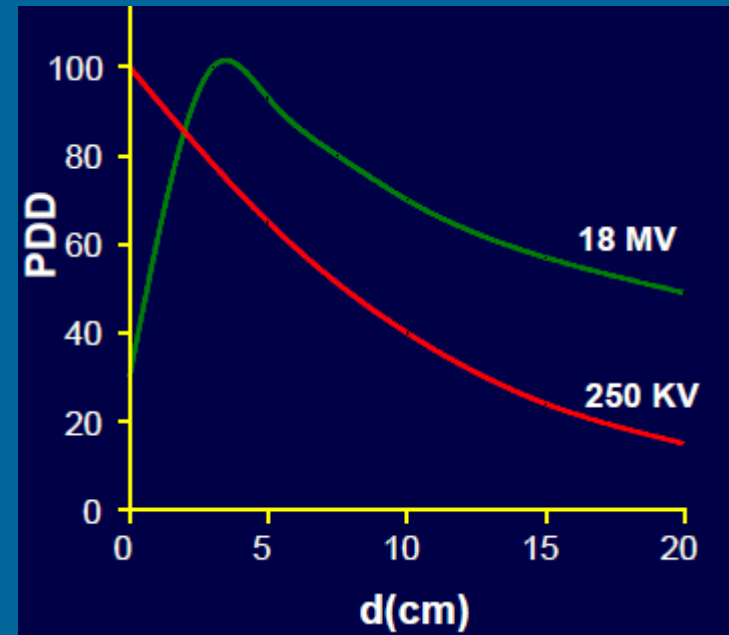
D_{max} : μέγιστη δόση κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης



ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΑ ΜΕΓΕΘΗ

d_0 : βάθος στο οποίο παρατηρείται η μέγιστη απορροφούμενη δόση (D_{max})

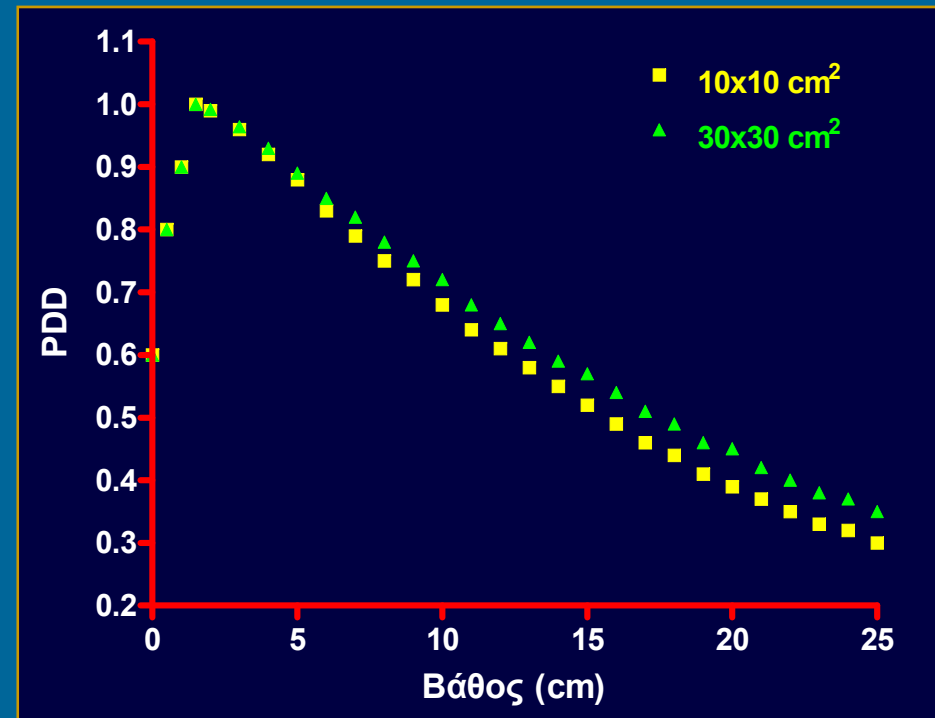
Ενέργεια	d_0 (cm)
$E_x < 400$ KV	0
$^{60}\text{-Co}$	0.5
$E_x = 4$ MV	1.0
$E_x = 6$ MV	1.5
$E_x = 18$ MV	3.5



ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΑ ΜΕΓΕΘΗ

Παράγοντες που επηρεάζουν την PDD

- Ενέργεια δέσμης
- Μέγεθος πεδίου ακτινοβολήσης
Αύξηση των διαστάσεων του πεδίου προκαλεί την αύξηση της PDD
- Βάθος υπολογισμού
- Απόσταση πηγής-δέρματος (SSD)



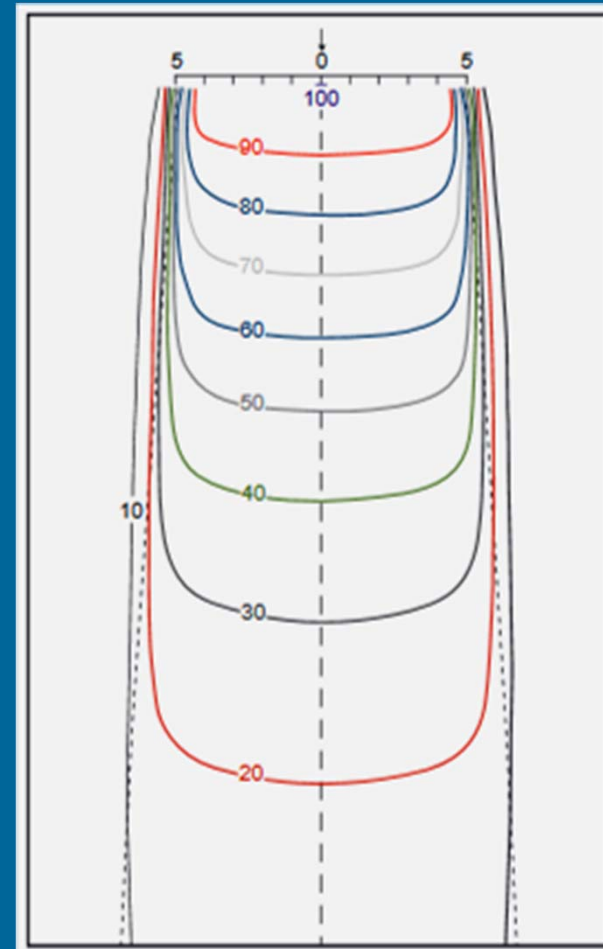
6 MV X-rays



ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΑ ΜΕΓΕΘΗ

Ισοδοσικές καμπύλες

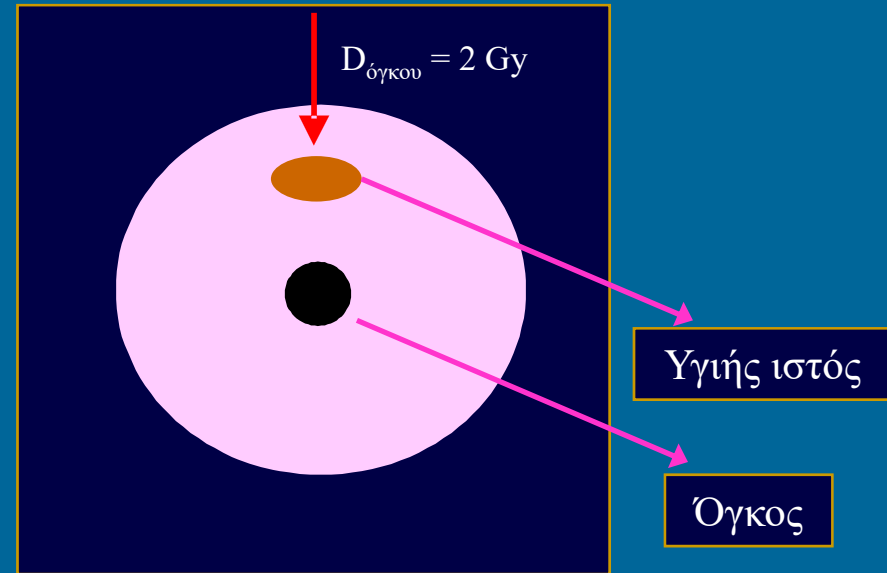
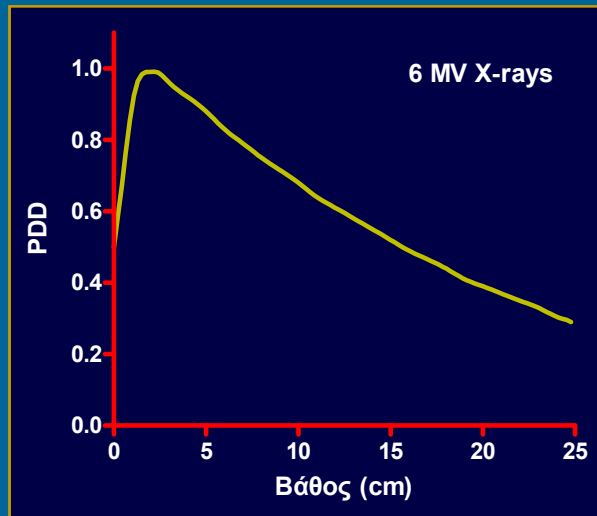
- Κάθε ισοδοσική καμπύλη ενώνει όλα τα σημεία τα οποία λαμβάνουν την ίδια απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας.
- Οι ισοδοσικές καμπύλες είναι απαραίτητες για τη μελέτη της κατανομής της δόσης στον ασθενή.



ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗ ΜΕ ΠΟΛΛΑΠΛΑ ΠΕΔΙΑ

Ακτινοβολήση με ένα πεδίο

Ζητούμενο: ακτινοβολήση όγκου με
δόση 2 Gy ημερησίως



$$D_{\text{ιστού}} > D_{\text{όγκου}}$$

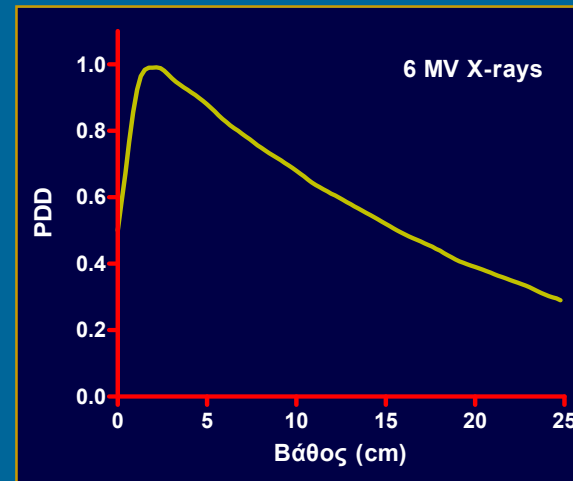
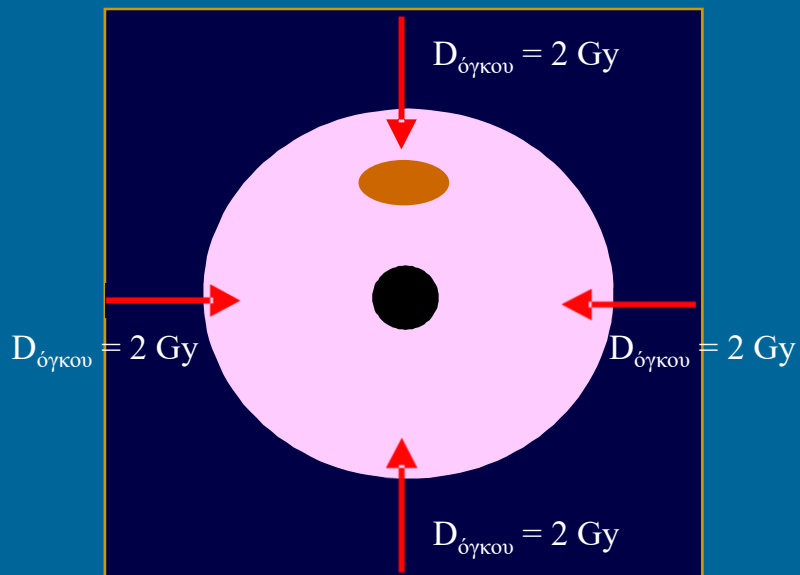
Μη αποδεκτή
ακτινοθεραπεία



ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗ ΜΕ ΠΟΛΛΑΠΛΑ ΠΕΔΙΑ

Ακτινοβολήση με τέσσερα πεδία

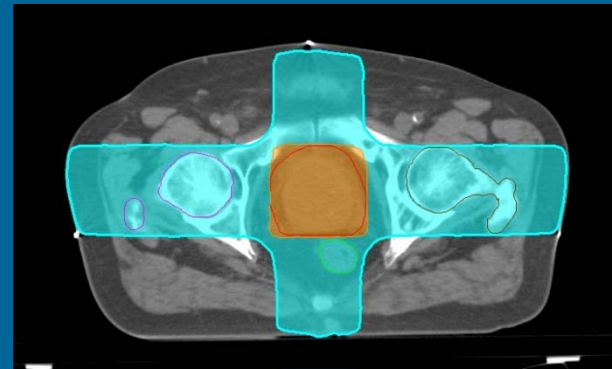
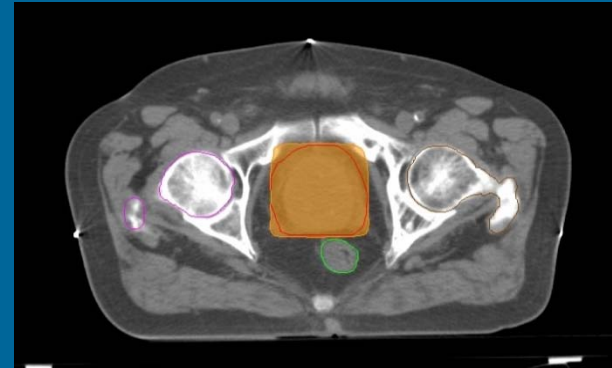
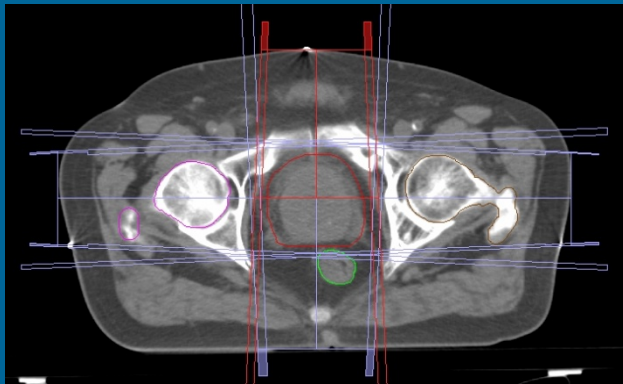
Ζητούμενο: θεραπεία όγκου με 2 Gy ημερησίως



Αποδεκτή
ακτινοθεραπεία



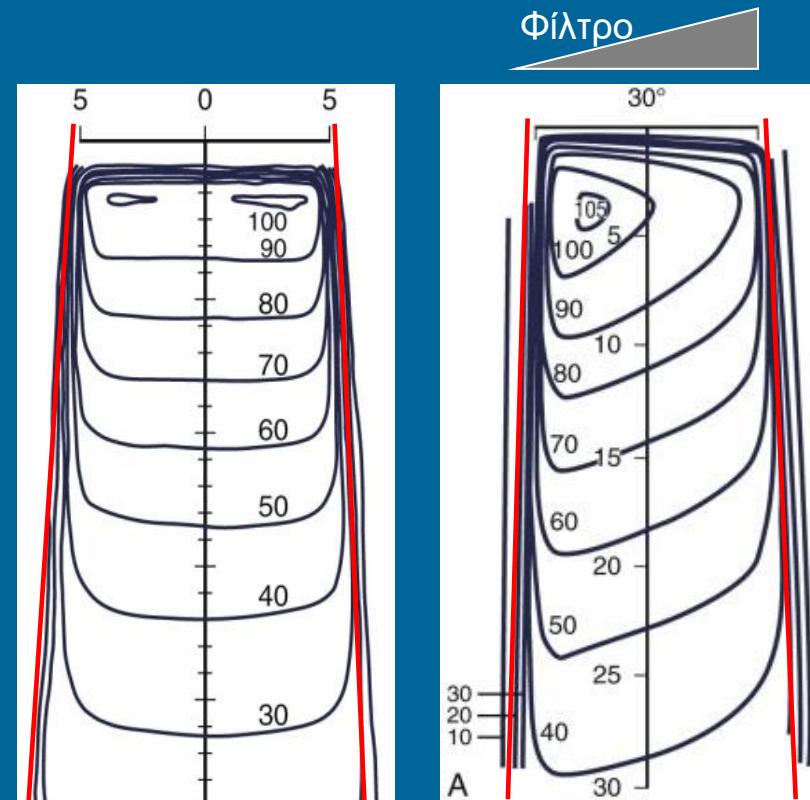
ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗ ΜΕ ΠΟΛΛΑΠΛΑ ΠΕΔΙΑ



- Ακτινοβολήση του καρκινικού όγκου με την προκαθορισμένη θεραπευτική δόση
- Μείωση της δόσης ακτινοβολίας στους γύρω υγιείς ιστούς

ΧΡΗΣΗ ΦΙΛΤΡΩΝ

- Τα φίλτρα είναι εξαρτήματα γωνιακής διατομής που τοποθετούνται στην κεφαλή του μηχανήματος μετά τα διαφράγματα.
- Επιδρούν στο σχήμα των ισοδοσικών καμπυλών και δίνουν ομοιογενή κατανομή δόσης στην περιοχή του όγκου.
- Χρησιμοποιούνται σε ακτινοβόλησεις περιοχών όπου το εξωτερικό τους περίγραμμα χαρακτηρίζεται από τη μεγάλη κλίση (μη επίπεδες).



ΣΩΜΑΤΙΔΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ-ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

- Ηλεκτρόνια
- Πρωτόνια
- Σωματίδια α
- Νετρόνια



Η ακτινοθεραπεία με δέσμες ηλεκτρονίων και πρωτονίων εφαρμόζεται ευρέως στην κλινική πράξη.

ΔΕΣΜΕΣ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΩΝ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

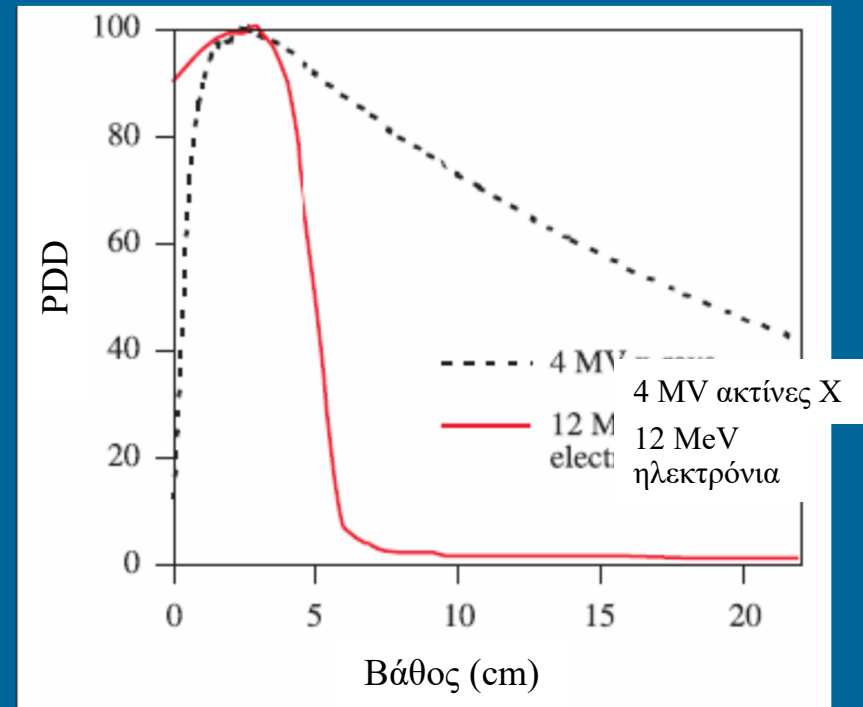
- Είναι η πιο συνηθισμένη σωματιδιακή ακτινοβολία που χρησιμοποιείται στην ακτινοθεραπεία.
- Οι δέσμες ηλεκτρονίων παράγονται από τους γραμμικούς επιταχυντές και η ενέργεια τους μπορεί να μεταβάλλεται από τα 4 MeV μέχρι και τα 21 MeV.



ΔΕΣΜΕΣ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΩΝ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

Δόση βάθους

- Η δόση αποκτά μία μέγιστη τιμή και μετά μειώνεται εξασφαλίζοντας την καλύτερη δυνατή προστασία στους υποκείμενους ιστούς.
- Χρησιμοποιούνται αντί των ακτίνων X υψηλής ενέργειας για ακτινοβολήση επιφανειακών όγκων (< 5 cm).



ΔΕΣΜΕΣ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΩΝ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

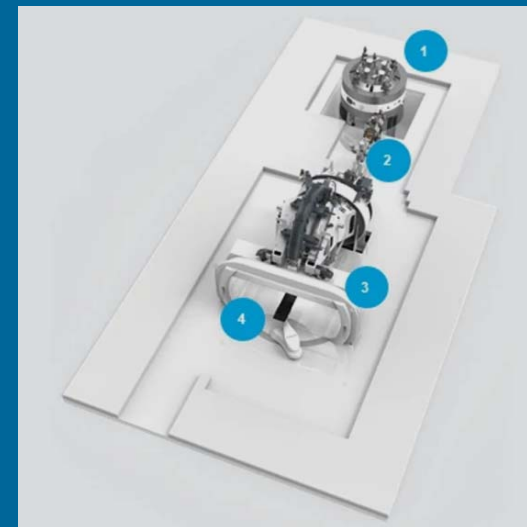
Εφαρμογές

- Καρκίνο δέρματος
- Όγκοι στα χείλη, βλέφαρα, παρειά, μύτη, αυτί, κ.α.
- Όγκοι στους σιελογόνους αδένες και τραχηλικούς λεμφαδένες
- Χορήγηση πρόσθετης δόση (boost) στην κοίτη του όγκου μετά από χειρουργική επέμβαση και ακτινοβολήση με φωτόνια του καρκίνου του μαστού.



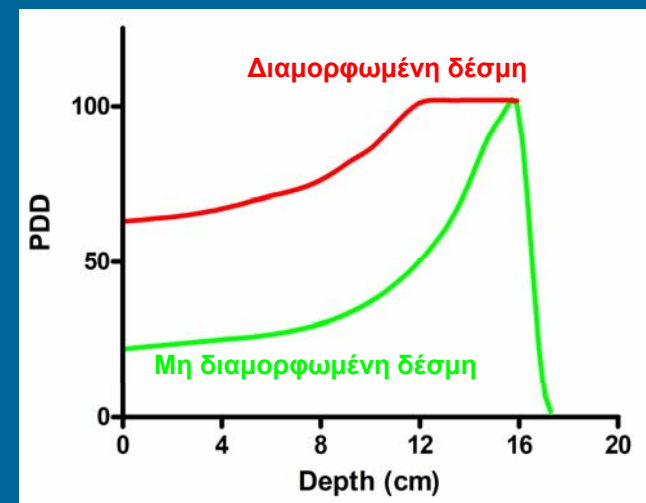
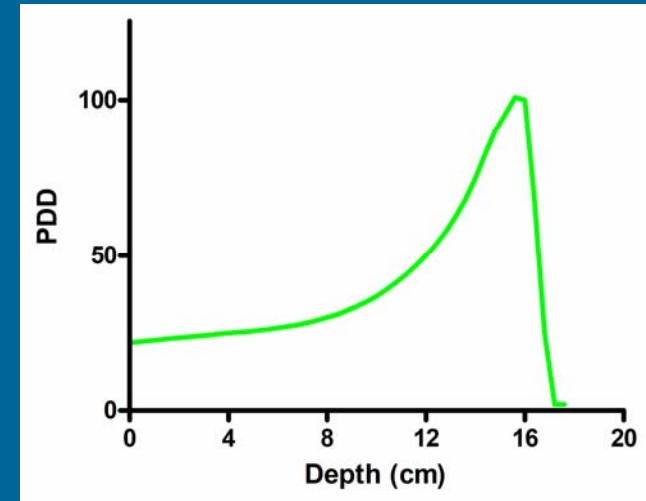
ΔΕΣΜΕΣ ΠΡΩΤΟΝΙΩΝ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

- Οι δέσμες πρωτονίων για κλινική χρήση παράγονται από κύκλοτρο ή σύγχροτρο.
- Η ενέργεια της δέσμης είναι πολύ υψηλή (160-250 MeV).
- Το κόστος εγκατάστασης και συντήρησης αυτών των συστημάτων θεραπείας είναι πολύ υψηλό.



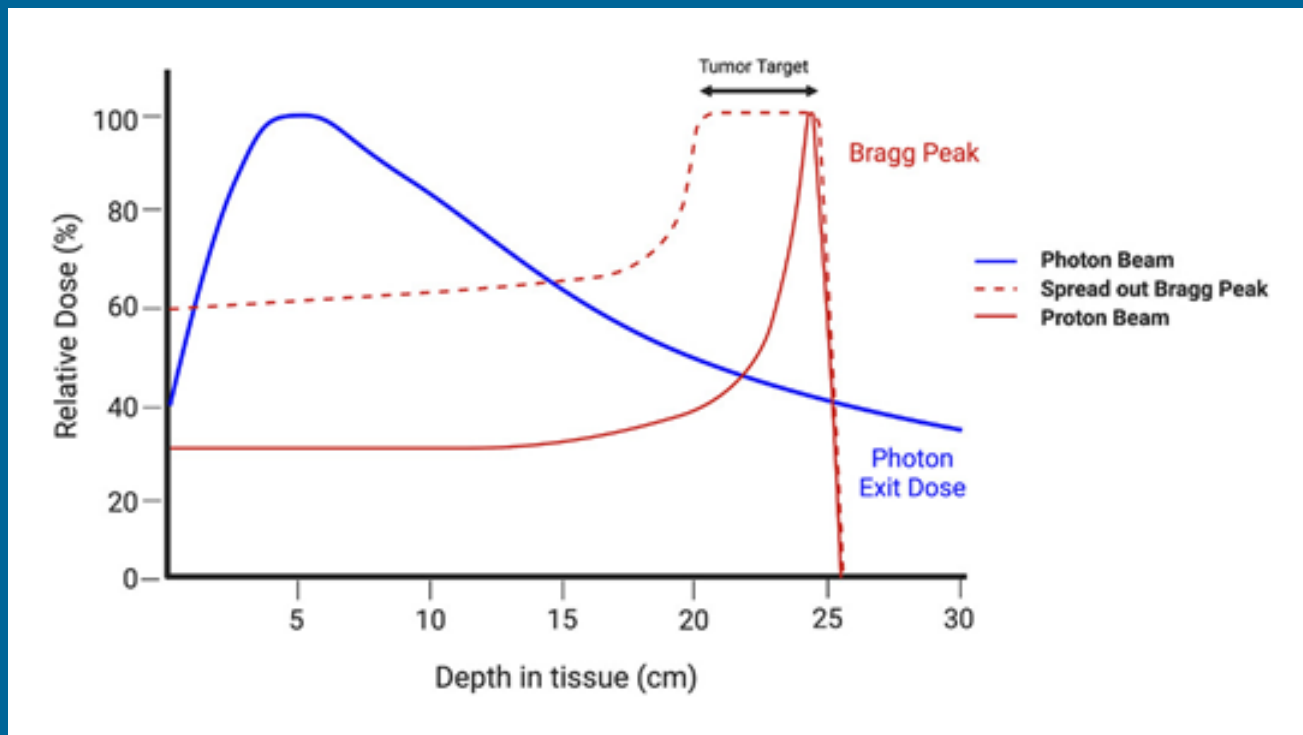
ΔΕΣΜΕΣ ΠΡΩΤΟΝΙΩΝ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

- Η δόση φθάνει σε ένα μέγιστο (κορυφή Bragg) στο τέλος της διαδρομής και μετά μειώνεται απότομα.
- Το εύρος της κορυφής Bragg είναι πάρα πολύ μικρό.
- Η κορυφή Bragg διαμορφώνεται σε μία εκτεταμένη περιοχή μέγιστης δόσης για τη θεραπεία όγκων στην κλινική πράξη.
- Η διαμόρφωση γίνεται με την εισαγωγή ειδικών απορροφητών στη δέσμη πρωτονίων.



ΔΕΣΜΕΣ ΠΡΩΤΟΝΙΩΝ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

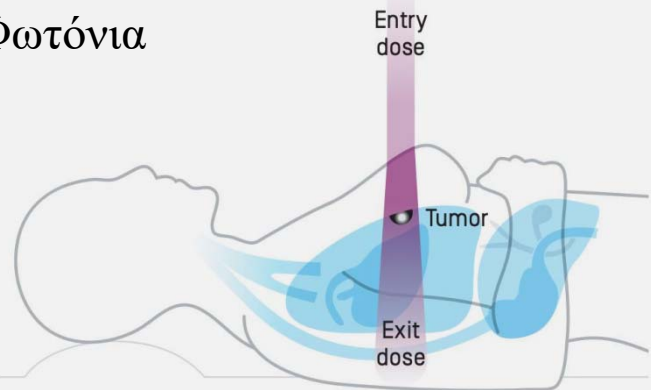
% Δόση βάθους για δέσμες φωτονίων και πρωτοίων



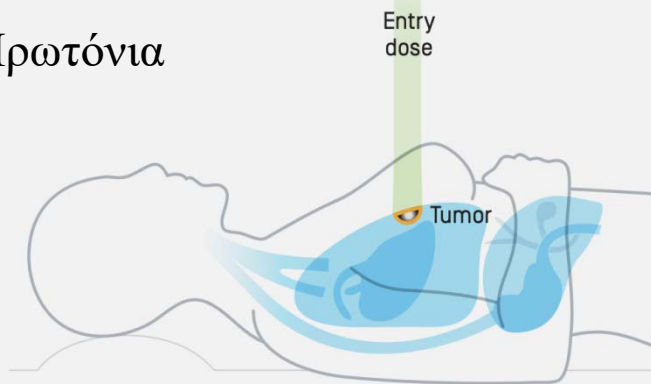
ΔΕΣΜΕΣ ΠΡΩΤΟΝΙΩΝ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

Ακτινοθεραπεία στην κλινική πράξη

Φωτόνια



Πρωτόνια



- Παιδιατρικοί όγκοι
- Όγκοι στη βάση κρανίου
- Παρασπονδυλικοί όγκοι
- Σαρκώματα
- Οφθαλμικοί όγκοι
- Καρκίνος προστάτη
- Ηπατοκυτταρικό καρκίνωμα



ΣΤΑΔΙΑ 3-Δ ΣΥΜΜΟΡΦΗΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

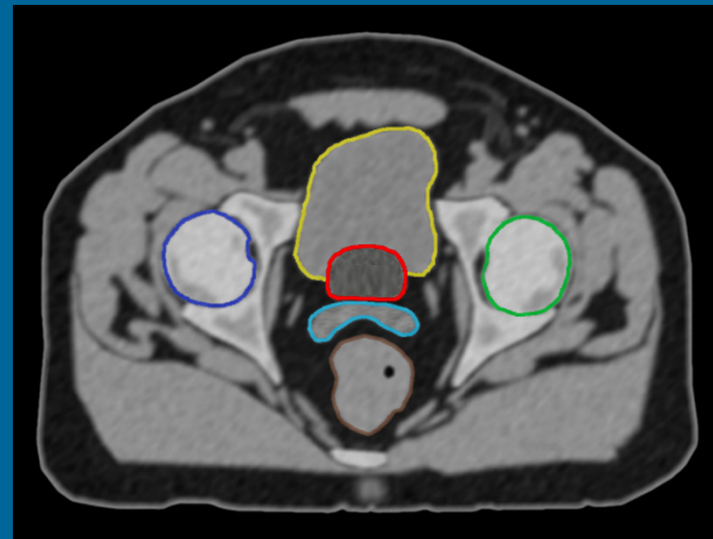
- Απεικόνιση για το 3-δ σχεδιασμό θεραπείας
- Περιγραφή όγκου-στόχου και ακτινοευαίσθητων οργάνων
- 3-Δ σχεδιασμός θεραπείας
- Εκτίμηση πλάνου θεραπείας
- Εξομοίωση θεραπείας
- Ακτινοβολήση ασθενούς



ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΓΙΑ 3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

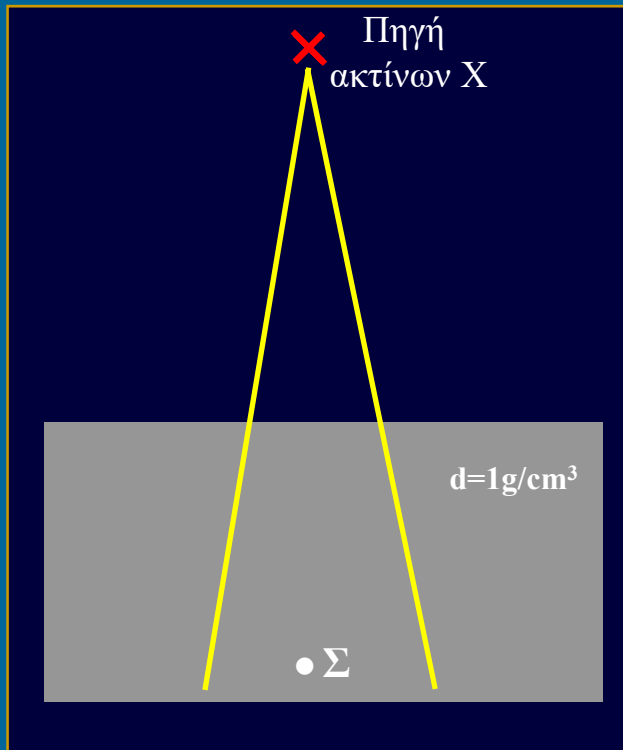
Η απεικονιστική μέθοδος θα πρέπει να παρέχει τις ακόλουθες πληροφορίες για κάθε ασθενή που πρόκειται να υποβληθεί σε ακτινοθεραπεία:

- Εξωτερικό περίγραμμα ασθενούς
- Θέση και έκταση της νεοπλασματικής νόσου
- Θέση και έκταση όλων των γύρω υγιών ιστών και των ακτινοευαίσθητων οργάνων
- Πυκνότητα ιστών



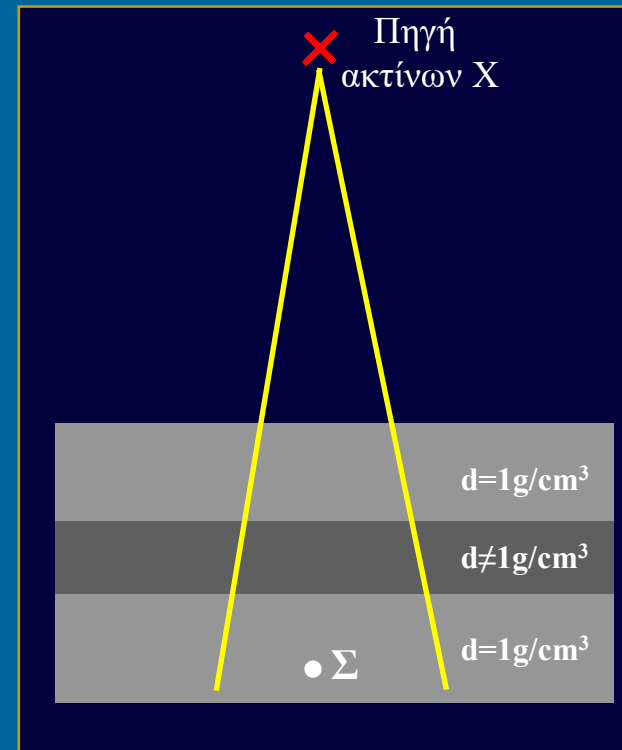
ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΓΙΑ 3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Ομοιογενές υλικό



Δόση στο $\Sigma = D_1$

Ανομοιογένεια ιστού



Δόση στο $\Sigma = D_2$

$$D_1 \neq D_2$$



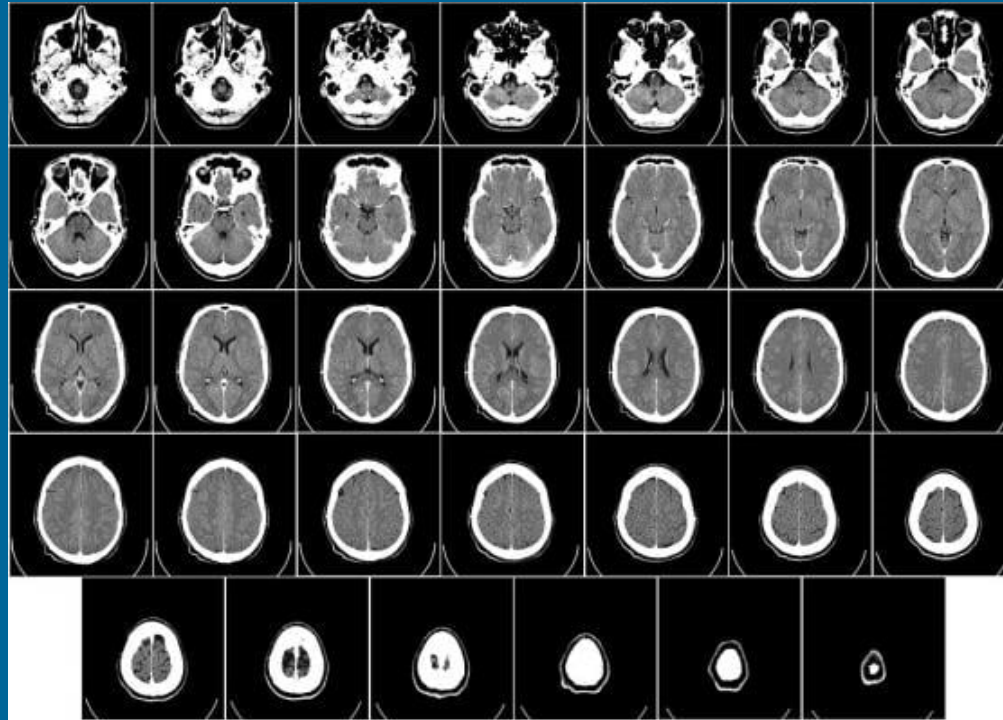
ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΓΙΑ 3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Επίδραση ανομοιογενειών

Πηγή	Αύξηση δόσης σε ιστούς υποκείμενους των πνευμόνων	Μείωση δόσης σε ιστούς υποκείμενους των οστών
Co-60	4.0 % / cm	3.5 % / cm
4 MV photons	3.0 % / cm	3.0 % / cm
10 MV photons	2.0 % / cm	2.0 % / cm



ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΓΙΑ 3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ



Υπολογιστική τομογραφία (ΥΤ)

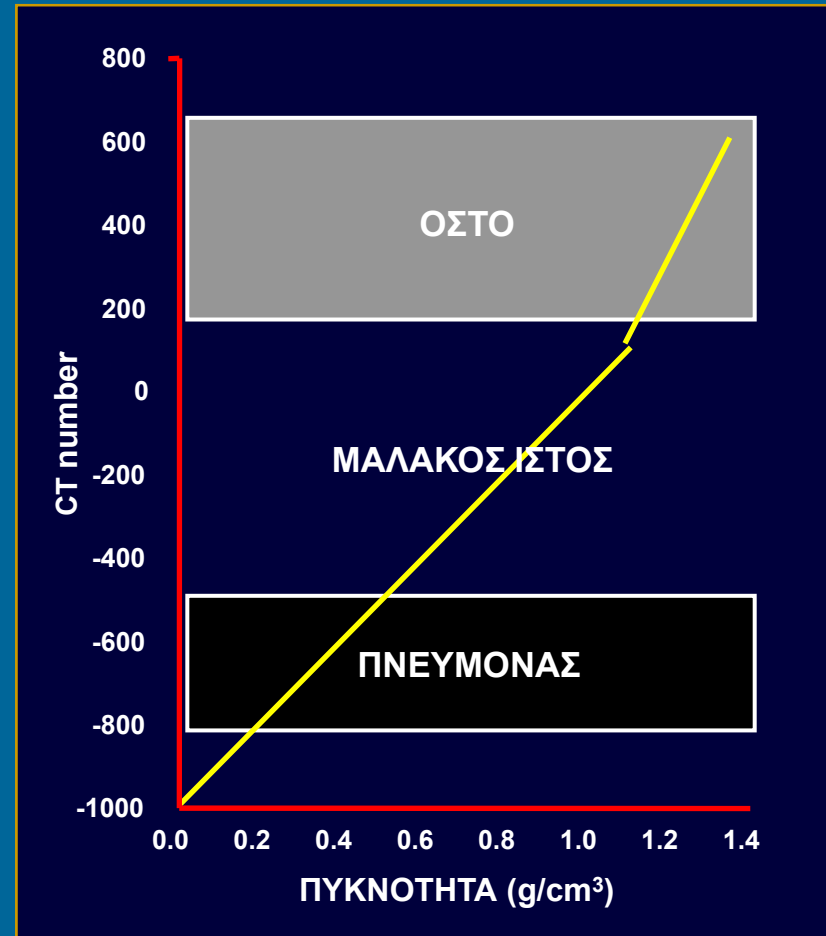


Υψηλής ποιότητας
ογκομετρική απεικόνιση

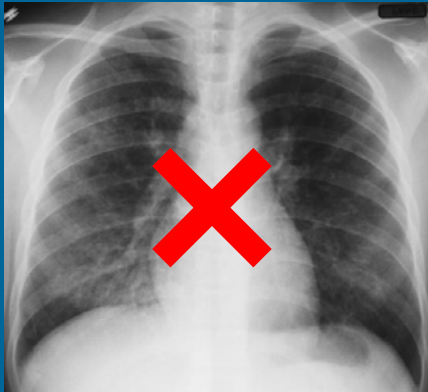


ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΓΙΑ 3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

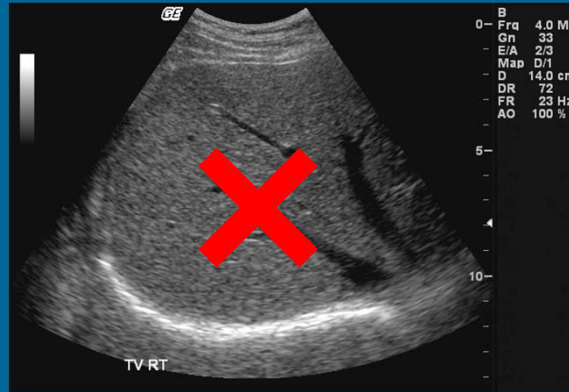
- Η υπολογιστική τομογραφία δίνει όλες τις απαραίτητες πληροφορίες για την πυκνότητα των δομών που εμφανίζονται στην εικόνα.
- Ο αριθμός ΥΤ (CT number) που αντιστοιχεί σε κάθε ιστό της εικόνας είναι απ' ευθείας ανάλογος με την ηλεκτρονική πυκνότητα αυτού του ιστού.



ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΓΙΑ 3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ



Ακτινογράφηση

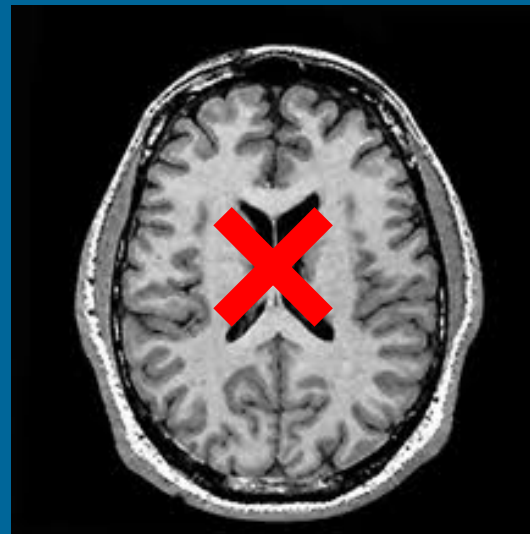


Υπέρηχοι



Σπινθηρογράφημα

Μαγνητική
τομογραφία

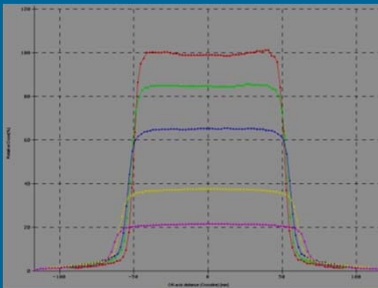


3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

Εξατομικευμένος σχεδιασμός με υπολογιστικά συστήματα



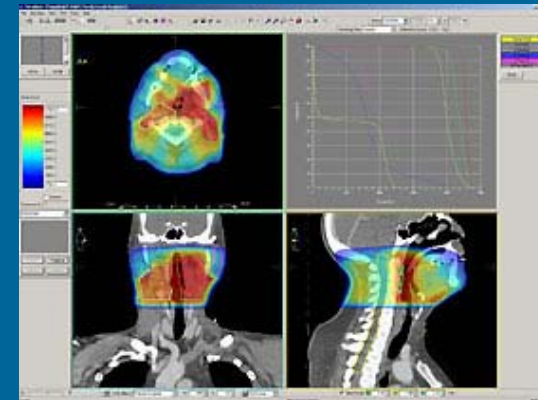
Εικόνες ΥΤ ασθενούς



Δοσιμετρικά στοιχεία

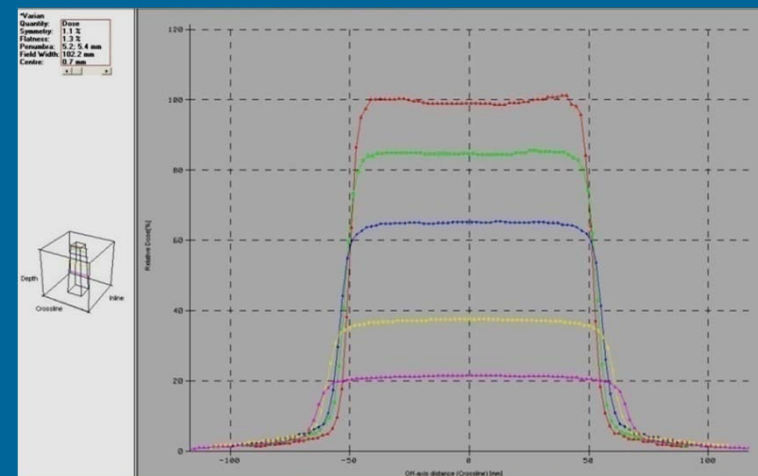
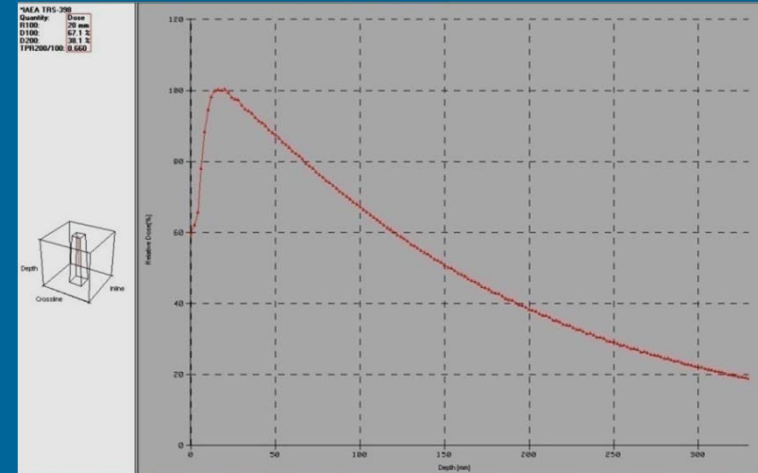


Υπολογιστικό σύστημα



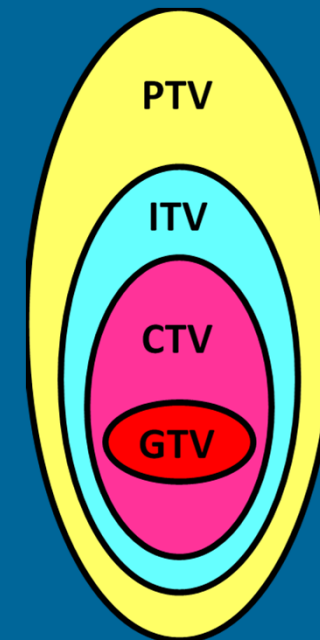
Πλάνο θεραπείας

ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ



ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΠΕΡΙΟΧΩΝ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ

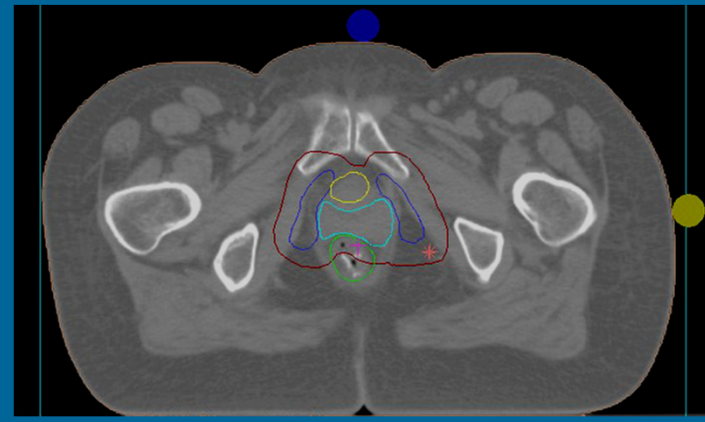
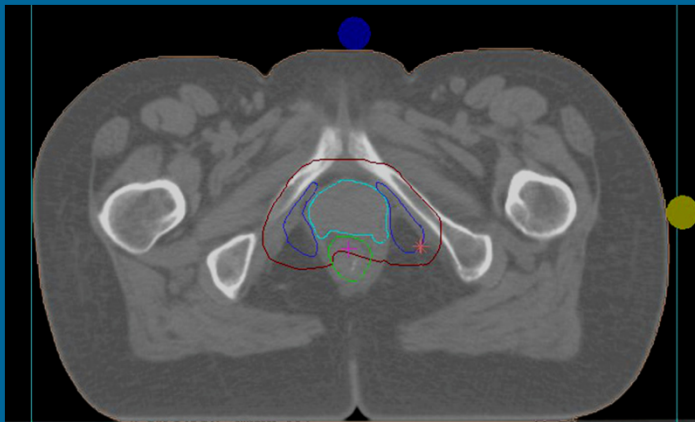
- Μακροσκοπικός όγκος-στόχος (GTV: gross target volume)
Περιλαμβάνει τον κακοήγη όγκο καθώς και μη φυσιολογικούς λεμφαδένες.
- Κλινικός όγκος-στόχος (CTV: clinical target volume)
Ο CTV είναι ο GTV με ένα περιθώριο για ύπαρξη πιθανής μικροσκοπικής νόσου.
- Εσωτερικός όγκος-στόχος (ITV: internal target volume)
Προσθήκη ενός περιθωρίου στο CTV για κινήσεις εσωτερικών δομών που προκαλούν αβεβαιότητα στη διάσταση, σχήμα και θέση του στόχου.
- Όγκος στόχου για σχεδιασμό (PTV: planning target volume)
Προσθήκη ενός περιθωρίου στον ITV για αβεβαιότητες σχετικά με τη τοποθέτηση του ασθενούς ή τη μετακίνηση κατά τη διάρκεια της θεραπείας.



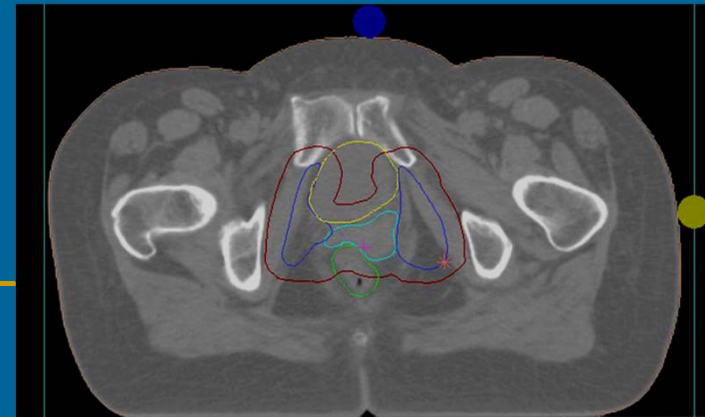
ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΠΕΡΙΟΧΩΝ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ

Παράδειγμα: Ασθενής με καρκίνο τραχήλου μήτρας

Τα όρια των του όγκου-στόχου και όλων των κρίσιμων οργάνων περιγράφονται στις εικόνες ΥΤ.



PTV ————
Ουροδόχος κύστη ————
Ορθό ————



3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

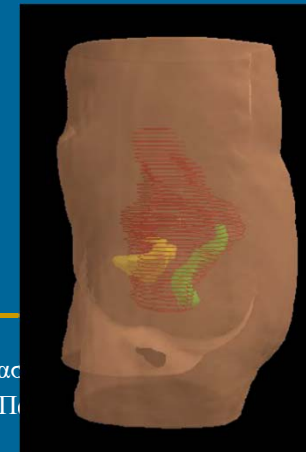
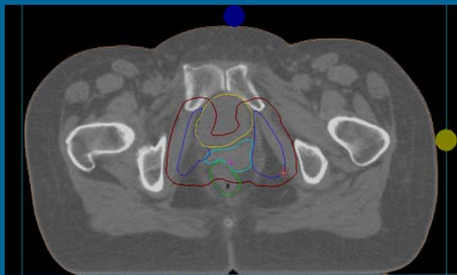
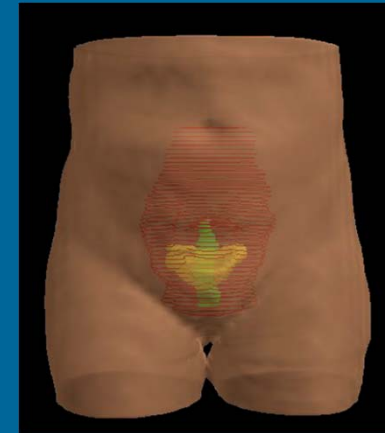
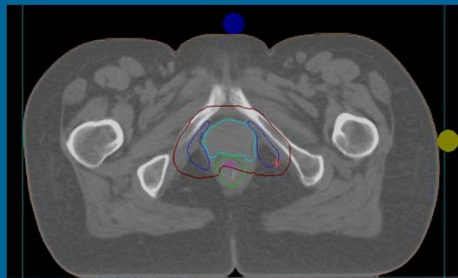
Κατά τη φάση του σχεδιασμού ΑΚΘ, θα πρέπει να καθορισθούν όλες οι παράμετροι θεραπείας.

- Συνολική δόση όγκου
- Ημερήσια δόση όγκου
- Ενέργεια δέσμης
- Αριθμός πεδίων ακτινοβολήσης
- Σχήμα-μέγεθος πεδίου ακτινοβολήσης
- Σημείο εισόδου κάθε δέσμης στον ασθενή
- Χρήση φίλτρων
- Χρόνος ακτινοβολήσης ανά πεδίο



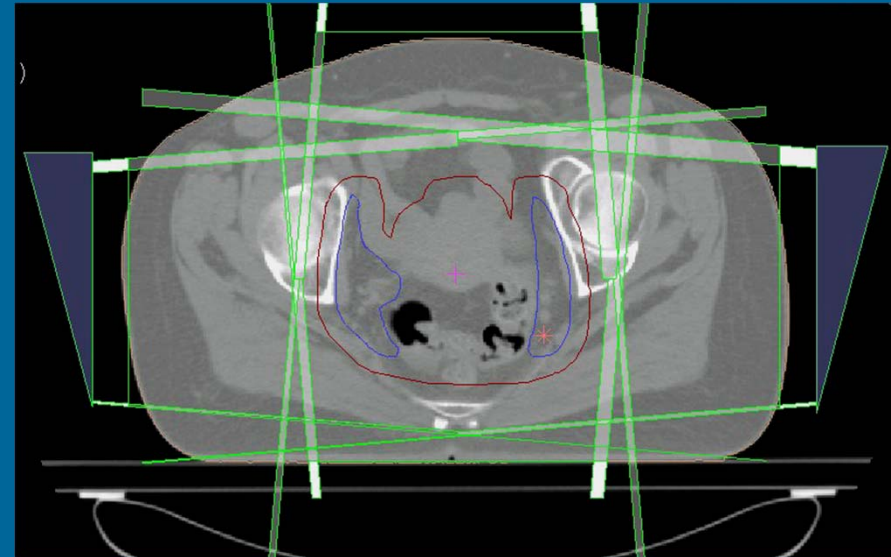
3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

- Όλες οι ανατομικές δομές απεικονίζονται σε 3-δ μορφή.
- Ο σχεδιασμός σύμμορφης ακτινοθεραπείας γίνεται στις 3-δ εικόνες οι οποίες προσομοιάζουν την πραγματική γεωμετρία-ανατομία του ασθενούς .



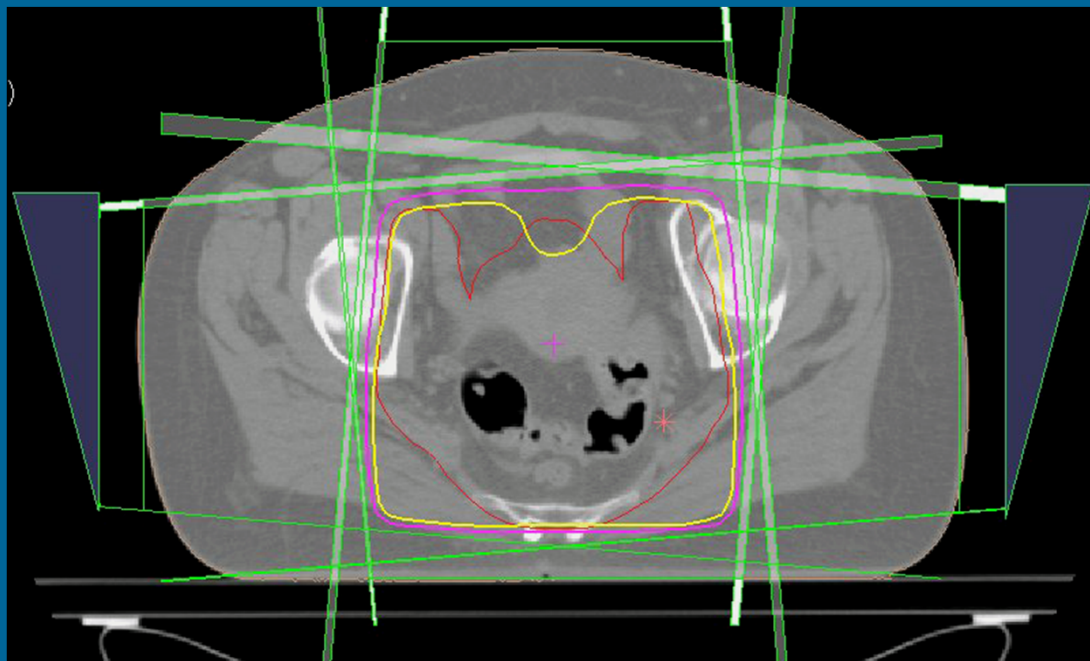
3-Δ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

- Δέσμη: Ακτίνες X
- Ενέργεια: 18 MV
- Αριθμός πεδίων: 4
- Μέγεθος πεδίων σύμφωνο με PTV
- Γωνίες εισόδου: 0° , 90° , 180° , 270°
- Φίλτρο: 30° στις πλάγιες δέσμες
- Συνολική δόση όγκου: 50.4 Gy
- Ημερήσια δόση όγκου: 1.8 Gy
- Συνεδρίες: 28



ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΠΛΑΝΟΥ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

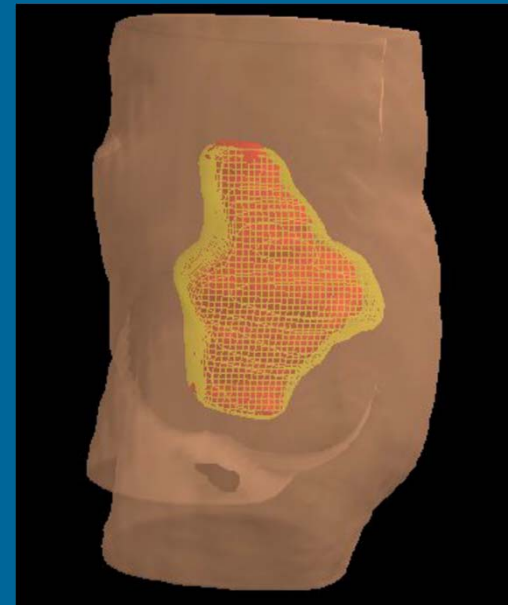
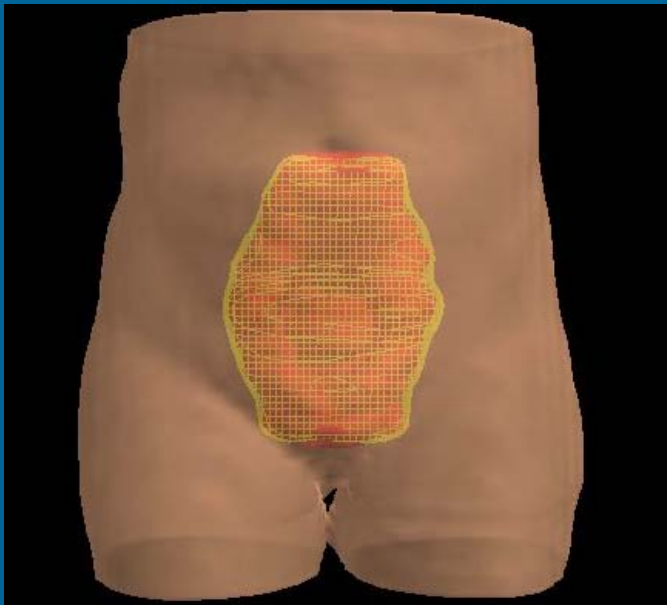
Ισοδοσικές καμπύλες σε δύο διαστάσεις



95% ισοδοσική καμπύλη: —————

ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΠΛΑΝΟΥ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Ισοδοσικές καμπύλες σε τρεις διαστάσεις

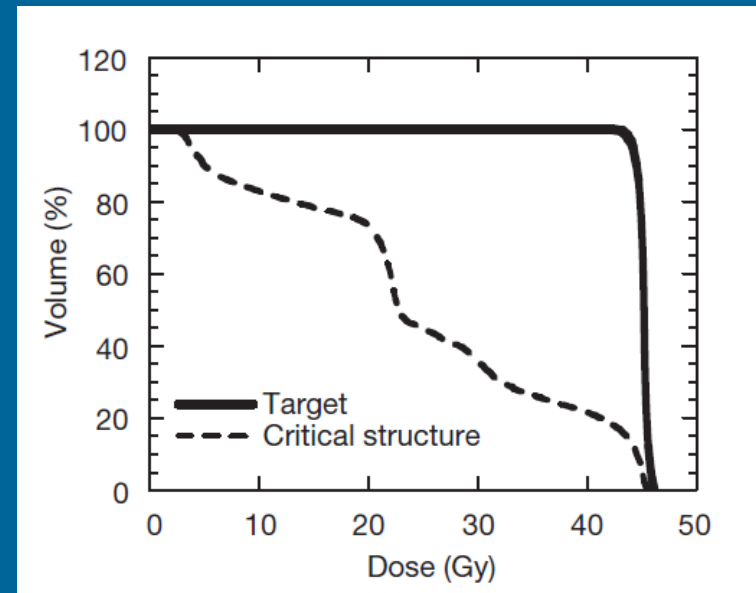


95% ισοδοσική καμπύλη: ———

ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΠΛΑΝΟΥ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

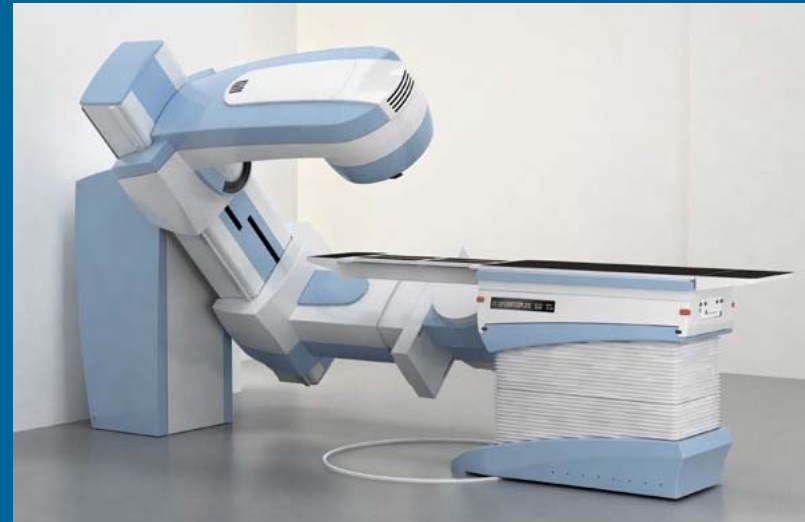
Ιστογράμμο δόσης όγκου (DVH)

- Το DVH παρουσιάζει το ποσοστό του όγκου του PTV και κάθε κρίσιμου οργάνου που λαμβάνει μία συγκεκριμένη τιμή δόσης.
- Το DVH δείχνει την κατανομή της απορροφούμενης δόσης σε κάθε δομή ενδιαφέροντος με μία μόνο καμπύλη.



ΕΞΟΜΟΙΩΣΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

- Ο σχεδιασμός θεραπείας ελέγχεται με τον εξομοιωτή ο οποίος είναι ένα διαγνωστικό μηχάνημα με δυνατότητα ακτινογράφησης και ακτινοσκόπησης.
- Ο εξομοιωτής παράγει πεδία ανάλογα με αυτά του επιταχυντή και εκτελεί όλες τις κινήσεις που πραγματοποιεί ο επιταχυντής.
- Η διαδικασία μπορεί να γίνει και με τη βοήθεια συστήματος υπολογιστικού τομογράφου εξομοίωσης θεραπείας.



ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

Συστήματα ακινητοποίησης

- Ο ασθενής θα πρέπει να είναι ακίνητος κατά τη διάρκεια της θεραπείας.
- Η χρήση όλων των συστημάτων ακινητοποίησης εξασφαλίζει την καλύτερη δυνατή ακρίβεια και επαναληψιμότητα της θεραπείας.



ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

- Ο βραχίονας του μηχανήματος μπορεί να περιστραφεί 360° γύρω από τον ασθενή για την ακτινοβολήση του από διαφορετικές θέσεις με διαφορετικά πεδία.
- Ο ασθενής παραμένει σε μία συγκεκριμένη θέση κατά την ακτινοβολήση του με όλα τα πεδία.



ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

- Ακτινοθεραπεία διαμορφούμενης έντασης (IMRT: intensity modulated radiation therapy)

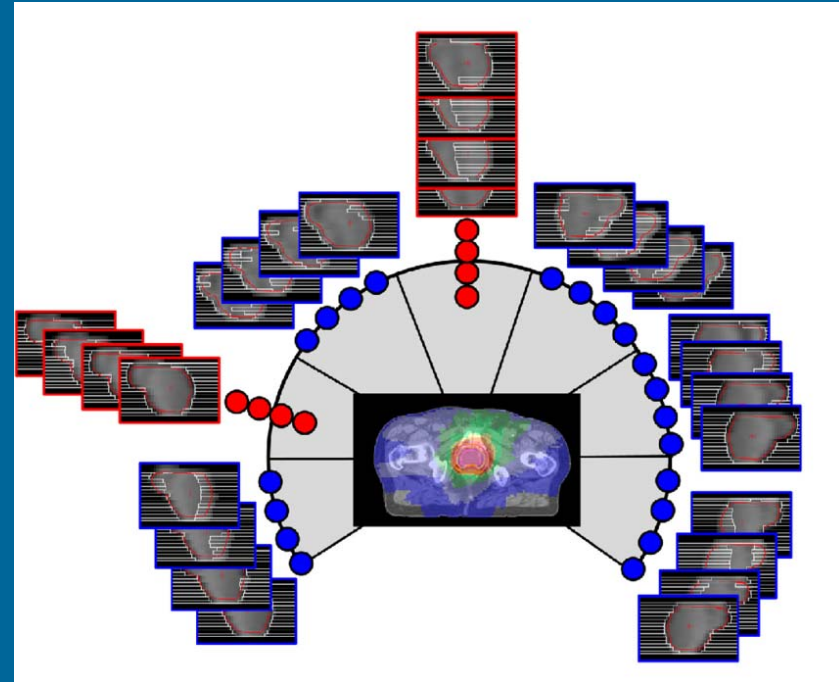
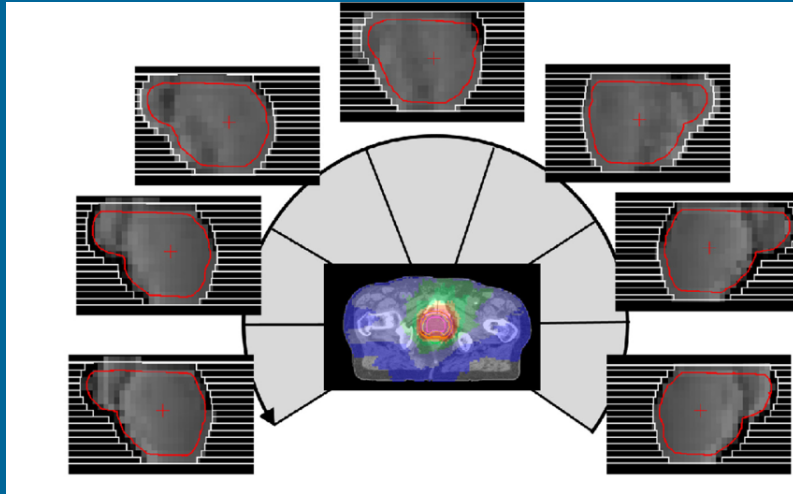
Η IMRT βασίζεται στη χρήση πολλαπλών δεσμών ακτινοβολίας οι οποίες διαμορφώνονται τόσο ως προς το σχήμα τους ώστε να προσαρμόζονται στο σχήμα του όγκου-στόχου όσο και ως προς την ένταση τους.

- Ογκομετρικά διαμορφούμενη τοξοειδής ακτινοθεραπεία (VMAT: volumetric modulated arc therapy)

Η VMAT είναι μία εξελιγμένη μορφή της τεχνικής IMRT όπου ο ασθενής ακτινοβολείται περιστροφικά από πάρα πολλές κατευθύνσεις.



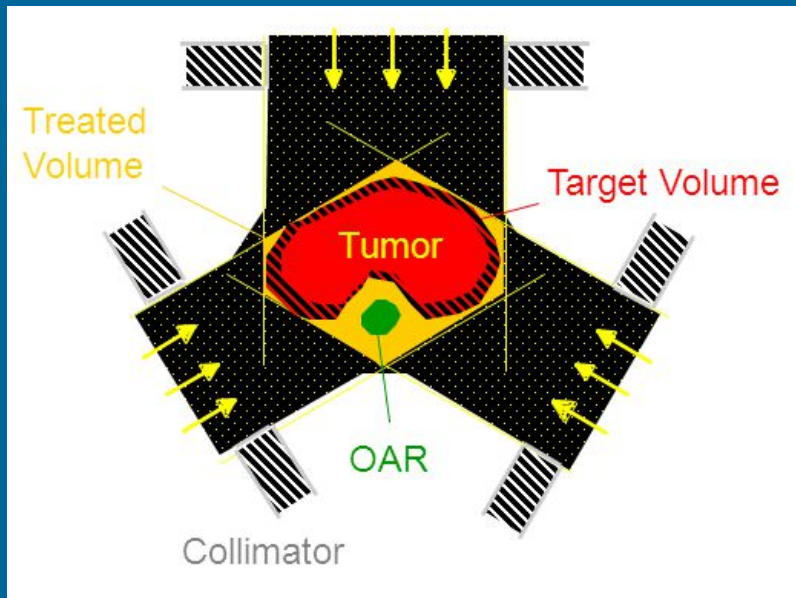
IMRT



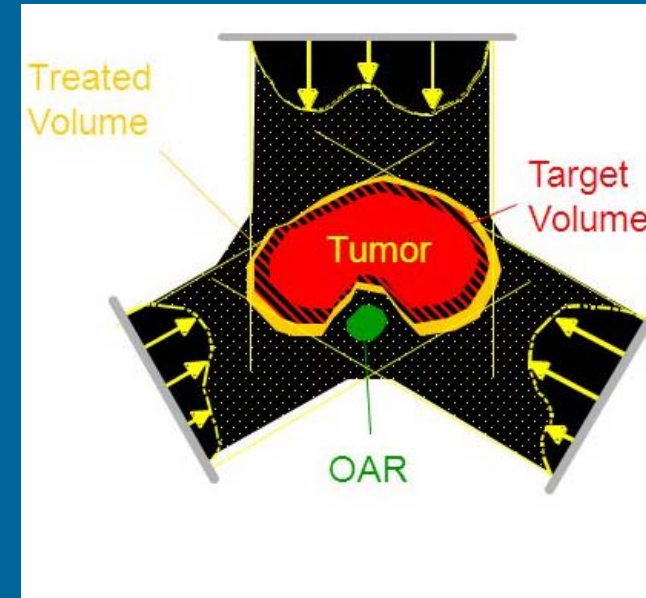
- Ο ασθενής ακτινοβολείται από πολλές διαφορετικές γωνίες.
- Το πεδίο διαμορφωμένης έντασης από κάθε γωνία προκύπτει από το άθροισμα πολλών υποπεδίων.

IMRT - VMAT

3-Δ σύμμορφη ακτινοθεραπεία



IMRT



Μείωση της απορροφούμενης δόσης στους παρακείμενους υγιείς ιστούς με IMRT/ VMAT



ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

Απόδοση πολύ υψηλής δόσης στον όγκο-στόχο ανά συνεδρία με ταυτόχρονη προστασία των γειτονικών υγιών ιστών

- Ενδοκρανιακές βλάβες
 - Πρωτοπαθείς ή μεταστατικούς όγκους
 - Καλοήθεις όγκους
 - Θεραπεία με ένα κλάσμα
(stereotactic radiosurgery - SRS)
 - Θεραπεία με πολλαπλά κλάσματα
(stereotactic radiotherapy – SRT)
- Εξωκρανιακοί όγκοι
 - Όγκοι στον πνεύμονα, πάγκρεας, ήπαρ, νεφρά
 - Πέντε ή λιγότερα κλάσματα
 - Stereotactic body radiotherapy (SBRT)



GAMMA KNIFE

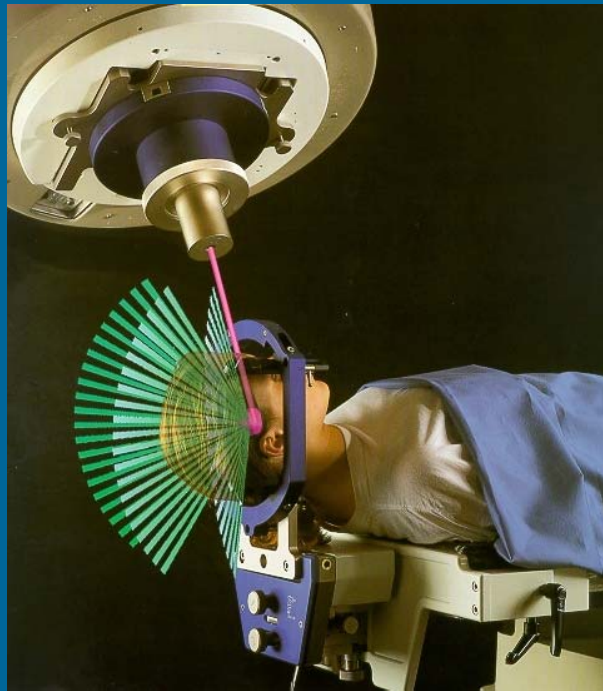
- Περιέχει μεγάλο αριθμό πηγών Co-60 που εκπέμπουν ακτίνες γ για SRS.
- Οι πηγές έχουν ημισφαιρική διάταξη και οι παραγόμενες δέσμες συγκλίνουν σε ένα μόνο σημείο .



X-KNIFE - CYBERKNIFE

- X-ray knife

Χρήση ειδικών κατευθυντήρων για την ακτινοβολήση με μικρά πεδία σε γραμμικό επιταχυντή.



- Cyber knife

Αποτελείται από ένα γραμμικό επιταχυντή προσαρμοσμένο σε ένα ρομποτικό σύστημα για θεραπεία με ακτίνες X





ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΚΑΙ ΜΕΤΡΗΣΗ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ

Μιχάλης Μαζωνάκης

Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

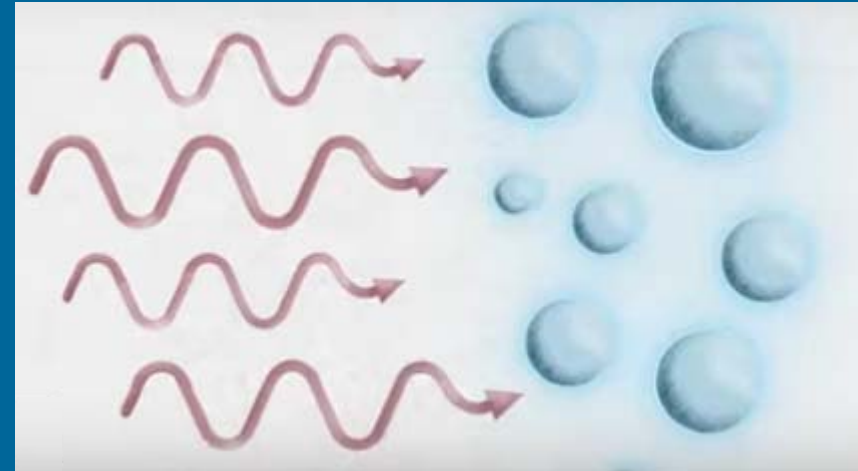
Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής

Τμήμα Ιατρικής

Πανεπιστήμιο Κρήτης

Ακτινοβολία

Η ακτινοβολία είναι ενέργεια η οποία μεταφέρεται στη μορφή κυμάτων ή σωματιδίων.

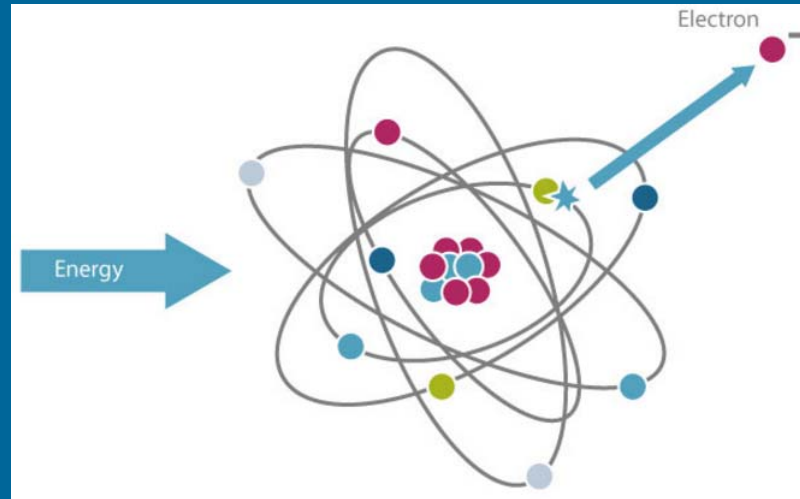


Ιοντίζουσα
ακτινοβολία

Μη ιοντίζουσα
ακτινοβολία



Ιοντίζουσα ακτινοβολία



Ιονισμός

Ηλεκτρικά ουδέτερα
άτομα

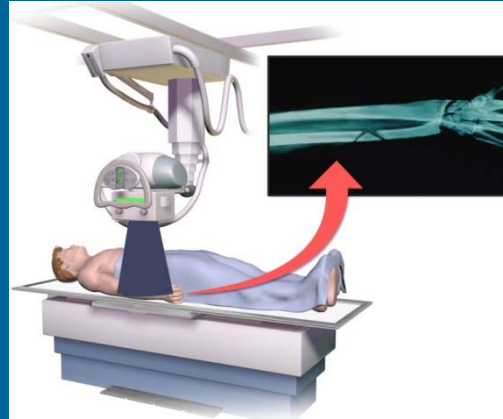


- Θετικά ιόντα
- Ηλεκτρόνια



Μέτρηση ιοντίζουσας ακτινοβολίας

Ασθενείς



Έλεγχος και αξιολόγηση των
πρακτικών χρήσης της
ιοντίζουσας ακτινοβολίας

Μέτρηση ιοντίζουσας ακτινοβολίας

Εργαζόμενοι εκτιθέμενοι σε ακτινοβολία



Ετήσιο όριο δόσης = 20 mSv/yr

Δοσιμετρία

- Δοσιμετρία
- Πηγές και πεδία ακτινοβολίας
- Δοσιμετρικά μεγέθη
 - Έκθεση
 - Kerma
 - Απορροφούμενη δόση
 - Ισοδύναμη δόση
 - Ενεργό δόση
- Μονάδες δόσης



Δοσιμετρία

- Η αλληλεπίδραση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας με τους ανθρώπινους ιστούς μπορεί να προκαλέσει χημικές και βιολογικές μεταβολές σε αυτούς.
- Οι παραπάνω μεταβολές σχετίζονται άμεσα με το ποσό της ενέργειας που εναποθέτει η ακτινοβολία στους ιστούς.
- Ο κλάδος της επιστήμης που αναφέρεται στις αναγκαίες μετρήσεις και υπολογισμούς εκείνων των χαρακτηριστικών μεγεθών που προσδιορίζουν την αλληλεπίδραση ακτινοβολίας και ύλης ονομάζεται δοσιμετρία.



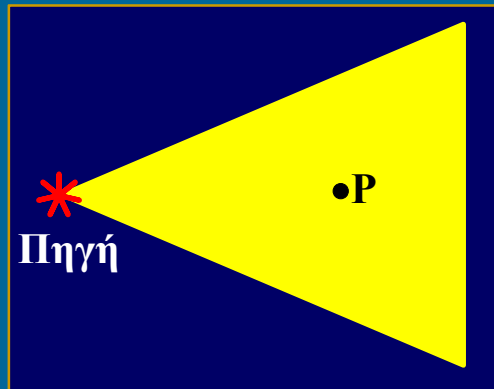
Πηγές – πεδία ακτινοβολίας

- Πηγή ιοντίζουσας ακτινοβολίας
 - Πηγές ιοντίζουσας ακτινοβολίας είναι οι ακτινολογικές λυχνίες, τα μηχανήματα ακτινοθεραπείας, τα ραδιενεργά υλικά, κ.α.
 - Η πηγή εκπέμπει ακτινοβολία η οποία μπορεί να προκαλέσει ιοντισμούς εντός του υλικού μέσου.
- Πεδίο ιοντίζουσας ακτινοβολίας

Αναφέρεται στο χώρο δράσης της ιοντίζουσας ακτινοβολίας.



Πηγές – πεδία ακτινοβολίας



Έστω σημείο P εντός του πεδίου ακτινοβολίας της πηγής και dA η διατομή μίας σφαίρας με κέντρο το σημείο P.

- Ροή σωματιδίων (Φ): $\Phi = \frac{dN}{dA}$
όπου dN ο αριθμός των σωματιδίων που διέρχονται από την dA
Μονάδα Φ : σωματίδια/cm²
- Ροή ενέργειας (Ψ): $\Psi = E \Phi = E \frac{dN}{dA}$
όπου E η ενέργεια των σωματιδίων
Μονάδα Ψ : joule/cm²
- Η πυκνότητα ροής σωματιδίων και η πυκνότητα ενέργειας ορίζονται ως οι ποσότητες Φ και Ψ ανά μονάδα χρόνου, αντίστοιχα.



Έκθεση

- Η έκθεση (X) σε ακτινοβολία ορίζεται ως το συνολικό φορτίο ιόντων του ίδιου σημείου (θετικό ή αρνητικό) που παράγεται στον αέρα, όταν όλα τα ηλεκτρόνια και ποζιτρόνια που δημιουργούνται από φωτόνια σε αέρα μάζας dm σταματούν τελείως σε αυτόν, προς τη μάζα dm .

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

- Μονάδα έκθεσης: R (roentgen)

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ Cb/Kg}$$

- Η έκθεση αναφέρεται στην παραγωγή ιοντισμών στον αέρα από πεδία ακτινοβολίας X ή γ .



KERMA

- KERMA: kinetic energy released in matter
- Το KERMA (K) ορίζεται ως το άθροισμα της αρχικής κινητικής ενέργειας (dE_k) των φορτισμένων σωματιδίων που παράγονται σε μία μάζα dm από μία ακτινοβολία που προκαλεί ιοντισμούς στην ύλη προς τη μάζα dm .

$$K = \frac{dE_k}{dm}$$

- Μονάδα KERMA: Joule/Kg = Gy



Απορροφούμενη δόση

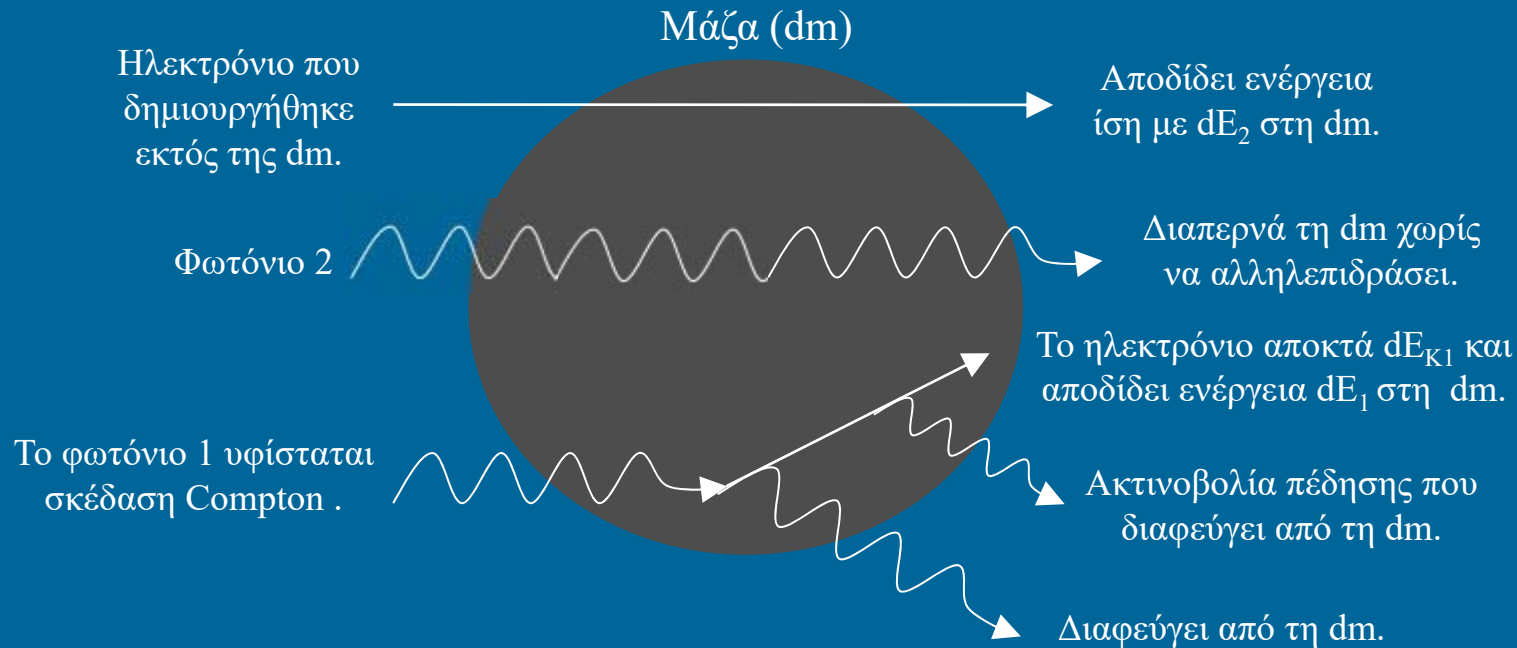
- Η απορροφούμενη δόση (D) ορίζεται ως η μέση ενέργειας (dE) η οποία εναποτίθεται κατά την αλληλεπίδραση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας με το υλικό μέσο ανά μονάδα μάζας (dm) του υλικού.

$$D = \frac{dE}{dm}$$

- Μονάδα δόσης: $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule} / \text{Kg}$
 $1 \text{ cGy} = 1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy}$



Απορροφούμενη δόση ή KERMA



$$\text{Kerma: } K = \frac{dE_{K1}}{dm}$$

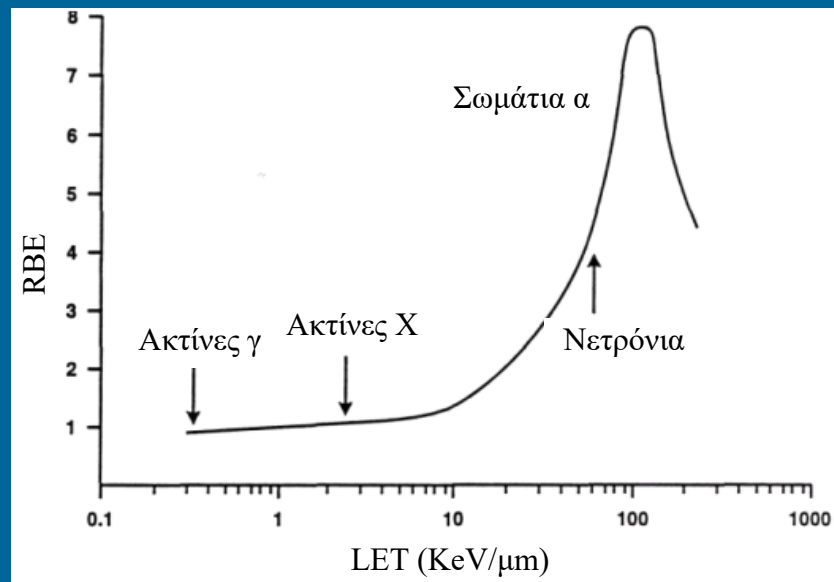
KERMA \neq D

$$\text{Απορροφούμενη δόση: } D = \frac{dE_1 + dE_2}{dm}$$



Ευθύγραμμη μετάδοση ενέργειας

- LET: linear energy transfer
- Η LET σχετίζεται με την ποιότητα της ακτινοβολίας και αναφέρεται στο ποσό της ενέργειας που εναποτίθεται ανά μονάδα μήκους της διαδρομής εναπόθεση της διαδρομής της ακτινοβολίας εντός της ύλης (KeV/μm).



RBE (relative biological effectiveness): σχετική βιολογική δραστηριότητα

Ισοδύναμη δόση

- Το βιολογικό αποτέλεσμα σε ένα ιστό επηρεάζεται άμεσα από τον τύπο της ακτινοβολίας που προσπίπτει στο συγκεκριμένο ιστό.
- Η ισοδύναμη δόση ($H_{T,R}$) σε ένα ιστό T από ακτινοβολία R ισούται με το γινόμενο της απορροφούμενης δόσης ($D_{T,R}$) στον ιστό με έναν συντελεστή στάθμισης (w_R) που εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας.

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}$$

- Για πεδία ακτινοβολιών διαφορετικών τύπων ή ενεργειών:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

- Μονάδα ισοδύναμης δόσης: Sv (Sievert)

Ακτινοβολία	w_R
X, γ	1
β	1
Πρωτόνια	2-5
Σωματία α	20
Νετρόνια	5-20

ICRP 103



Ισοδύναμη δόση

Παράδειγμα

*
Πηγή
ακτίνων X



Απορροφούμενη δόση οφθαλμού: $D = 1.5 \text{ Gy}$

Ισοδύναμη δόση οφθαλμού: $H = 1.5 \text{ Gy} \times 1 = 1.5 \text{ Sv}$

*
Πηγή
σωματιδίων α



Απορροφούμενη δόση οφθαλμού: $D = 1.5 \text{ Gy}$

Ισοδύναμη δόση οφθαλμού: $H = 1.5 \text{ Gy} \times 20 = 30 \text{ Sv}$

Η βιολογική βλάβη από ακτινοβόληση με σωματίδια α είναι 20 φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη με ακτίνες X.



Ισοδύναμη δόση

Παράδειγμα

Εργαζόμενος εισέπνευσε ποσότητα ρ/δ αερίου λόγω ατυχήματος. Η απορροφούμενη δόση στον πνεύμονα ήταν 100 μGy λόγω ακτινοβολίας α, 150 μGy λόγω ακτινοβολίας β και 10 μGy λόγω ακτινοβολίας γ. Πόση είναι η ισοδύναμη δόση στον πνεύμονα?

Απάντηση

$$H = H\alpha + H\beta + H\gamma$$

$$H = (20 \times 100 + 1 \times 150 + 1 \times 10) \mu\text{Sv}$$

$$H = 2160 \mu\text{Sv}$$

Η συμβολή της ακτινοβολίας α στη συνολική ισοδύναμη δόση του πνεύμονα είναι ίση με **92.6 %**.



Ενεργός δόση

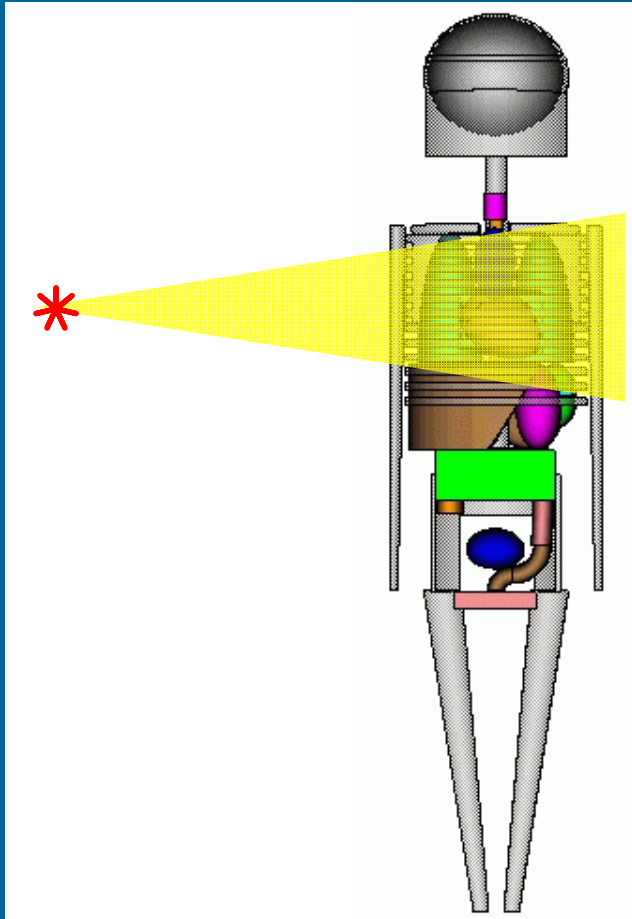
- Το βιολογικό αποτέλεσμα σε ένα ιστό επηρεάζεται από την ισοδύναμη δόση στον ιστό και από την ευαισθησία του ιστού στην ακτινοβολία.
- Η ενεργός δόση (E) ορίζεται ως το άθροισμα των γινομένων της ισοδύναμης δόσης (H_T) που λαμβάνει κάθε ιστός T από έκθεση σε μία ακτινοβολία R επί ένα συντελεστή βαρύτητας (w_T) που εξαρτάται από τον τύπο του ιστού.

$$E = \sum_T w_T H_{T,R} = w_R \sum_T w_T D_{T,R}$$

- Μονάδα ενεργού δόσης: Sv (Sievert)



Ενεργός δόση



Ιστός	w_T
Μυελός οστών, πνεύμονες, κόλον, στομάχι, μαστός, λοιπά*	0.12
Γονάδες	0.08
Ουροδόχος κύστη, οισοφάγος, ήπαρ, θυρεοειδής	0.04
Επιφάνεια οστών, εγκέφαλος, σιελογόνοι αδένες, δέρμα	0.01

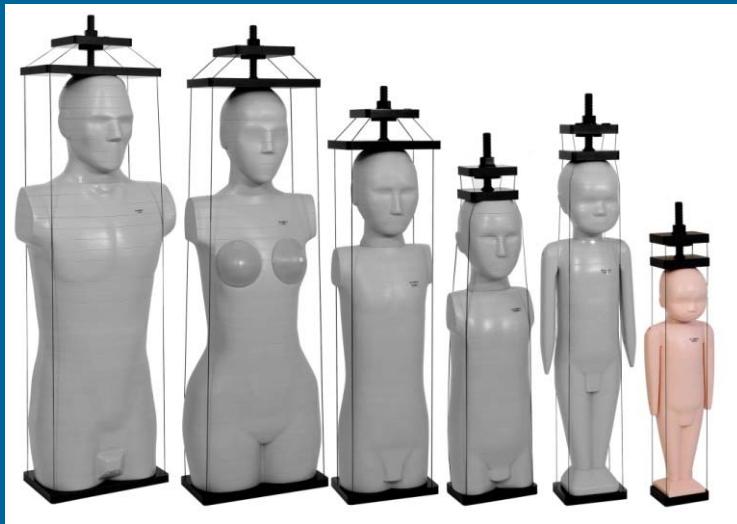
ICRP 103

Λοιπά όργανα: εξωθωρακική περιοχή, χοληδόχος κύστη, καρδιά, νεφροί, πάγκρεας, σπλήνας, μύες, επινεφρίδια, λεμφαδένες, θύμος αδένας, λεπτό έντερο, προστάτης, επιθήλιο στόματος, μήτρα / τράχηλος



Ενεργός δόση

Μέτρηση ή υπολογισμός
της δόσης οργάνων



Κυστεοουρηθρογραφία σε βρέφη

Organ/Tissue	Median doses (μGy) (IQR)
Patient cohort (N = 35)	
Active bone marrow	12.3 (8.1)
Adrenals	18.6 (11.9)
Breasts	3.4 (4.5)
Colon (Large intestine)	66.3 (50.7)
(Upper large intestine)	73.5 (54.5)
(Lower large intestine)	57.6 (44.6)
Gall bladder	73.6 (46.6)
Heart	14.3 (33.1)
Kidneys	19.0 (13.7)
Liver	77.8 (55.9)
Lungs	13.2 (20.2)
Lymph nodes	42.2 (26.8)
Muscle	37.0 (27.2)
Oesophagus	18.1 (13.0)
Ovaries	–
Pancreas	48.7 (31.9)
Prostate	–
Skeleton	47.5 (31.4)
Skin	30.2 (22.1)
Small intestine	62.4 (47.5)
Spleen	35.0 (21.6)
Stomach	94.1 (59.7)
Testicles	–
Thymus	1.8 (1.8)
Thyroid	0.5 (0.7)
Urinary bladder	97.7 (61.8)
Uterus	–
Effective dose (μSv)	47 (33)

IQR = interquartile range



Ενεργός δόση από απεικονιστικές εξετάσεις

	E, mSv
Chest/Thorax	0,1
Cervical spine	0,2
Thoracic spine	0,6
Lumbar spine (inc.LSJ)	1,2
Mammography	0,3
Abdomen	0,9
Pelvis & hip	0,7
Ba meal	6,2
Ba enema	8,5
Ba follow-through	7,2
IVU	2,9
Cardiac angio-graphy	7,7
CT head	1,9
CT neck	2,5
CT chest	6,6
CT spine	7,7
CT abdomen	11,3
CT pelvis	7,3
CT trunk	14,8
PTCA	15,2

Ακτινογράφιση

Ακτινοσκόπηση

Υπολογιστική
τομογραφία

*Radiation protection no. 180,
European Commission*



Μέτρηση ιοντιζουσών ακτινοβολιών

Ιδανικό δοσίμετρο

- Γραμμική ανταπόκριση με τη δόση
- Μεγάλο εύρος ανταπόκρισης
- Ανταπόκριση ανεξάρτητη της LET και του ρυθμού δόσης
- Πληροφορίες για το είδος της ακτινοβολίας
- Υψηλή ακρίβεια, επαναληψιμότητα και ευαισθησία
- Εύχρηστο
- Οικονομικό

Δεν υπάρχει ιδανικό δοσίμετρο.
Υπάρχει μία μεγάλη ποικιλία δοσιμέτρων και ο χρήστης θα πρέπει να επιλέγει το πιο κατάλληλο σε κάθε περίπτωση.



Μέτρηση ιοντιζουσών ακτινοβολιών

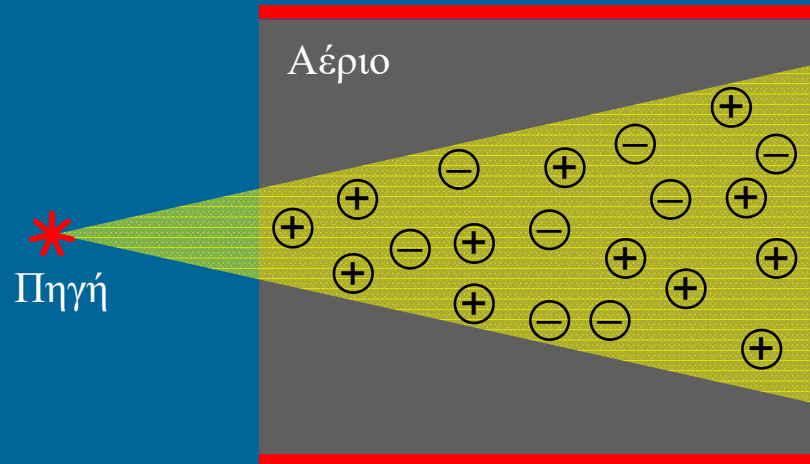
Η δοσιμετρία στην καθημερινή κλινική πρακτική πραγματοποιείται συνήθως με τα ακόλουθα όργανα:

- Ανιχνευτές ιοντισμών με αέριο
- Ανιχνευτές σπινθηρισμών
- Φωτογραφικές πλάκες (films)
- Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας
- Ανιχνευτές σπινθηρισμών



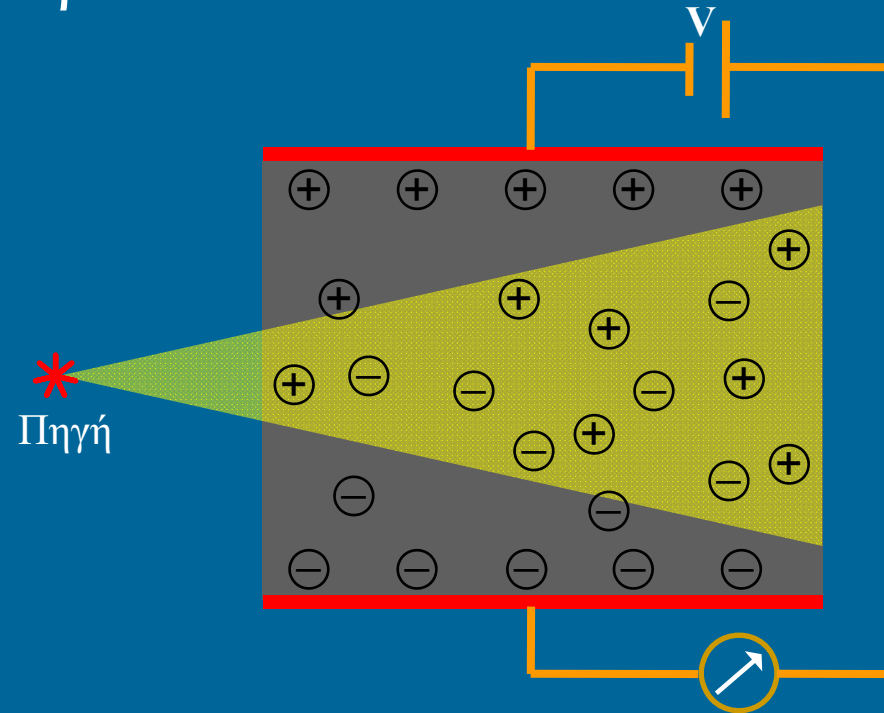
Ανιχνευτές ιοντισμών με αέριο

Αρχή λειτουργίας



Στάδιο 1:

Η έκθεση του αερίου σε ιοντίζουσα ακτινοβολία προκαλεί τη δημιουργία ιόντων.



Στάδιο 2:

Τα ιόντα κινούνται υπό την επίδραση μίας τάσης, συλλέγονται στις αντίθετα φορτισμένες πλάκες και μετρώνται με χρήση ηλεκτρονικών διατάξεων. Δημιουργείται ηλεκτρικό σήμα το οποίο μετατρέπεται σε δόση ή ρυθμό δόσης ή σε συμβάντα ανά μονάδα χρόνου (counts/sec) ανάλογα με τη συσκευή.

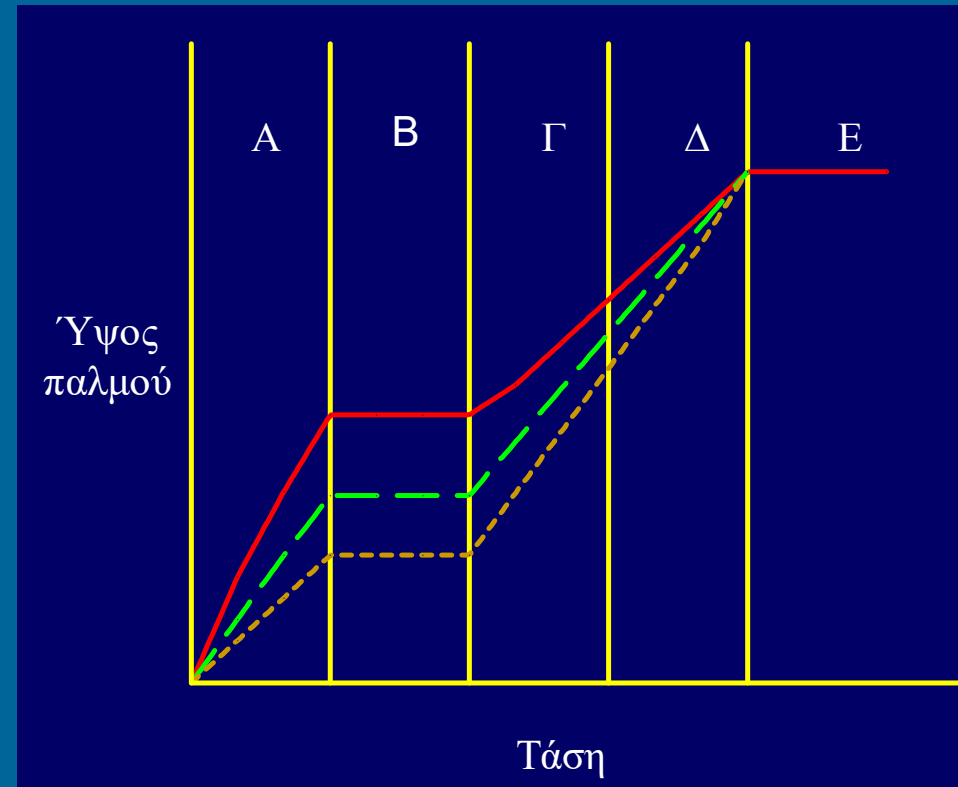


Ανιχνευτές ιοντισμών με αέριο

- Α: περιοχή επανασύνδεσης
- Β: περιοχή ιοντισμού
- Γ: αναλογική περιοχή
- Δ: μη αναλογική περιοχή
- Ε: περιοχή Geiger

Η αύξηση της τάσης (περιοχές Γ-Ε) αυξάνει την κινητική ενέργεια των ιόντων με αποτέλεσμα τη πρόκληση περαιτέρω ιοντισμών.

Παράγων ενίσχυσης (m): αριθμός δευτερογενών ζευγών ιόντων προερχόμενα από ένα πρωτογενές



Ακτινοβολία α (10^5 ιόντα/cm)

Ακτινοβολία β (10^2 ιόντα/cm)

Ακτινοβολία γ (1 ιόν/cm)



Ανιχνευτές ιοντισμών με αέριο

- Θάλαμοι ιοντισμού
 - Λειτουργούν στην περιοχή ιοντισμού ($m=1$)
 - Ο θάλαμος με ελεύθερο αέρα χρησιμοποιείται για τη βαθμονόμηση άλλων οργάνων
 - Οι θάλαμοι ιοντισμού τύπου δακτυλήθρας, πυκνωτή και Farmer χρησιμοποιούνται στην κλινική πρακτική.
 - Αποτελούν τα βασικά όργανα δοσιμετρίας στην ακτινοθεραπεία.



Ανιχνευτές ιοντισμών με αέριο

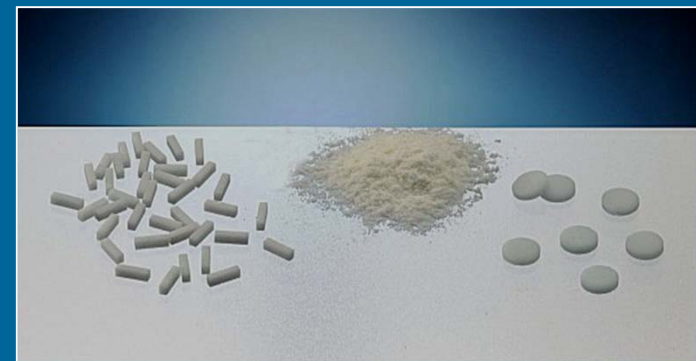
- Αναλογικοί απαριθμητές
 - Αναλογική περιοχή ($m=10^4$)
 - Χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση ακτινοβολίας α και β .
- Ανιχνευτές Geiger-Muller
 - Geiger-Muller region ($m=10^{10}$)
 - Χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση της ακτινοβολίας χώρου-περιβάλλοντος και για μελέτες ακτινοπροστασίας.
 - Δε χρησιμοποιούνται για μετρήσεις σε υψηλούς ρυθμούς δόσης .



Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας

- Η θερμοφωταύγεια (thermoluminescence) αναφέρεται στη εκπομπή φωτός μετά από θέρμανση υλικού που έχει προηγουμένως απορροφήσει ενέργεια λόγω της έκθεσης του σε ιοντίζουσα ακτινοβολία.
- Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας είναι στερεά, κρυσταλλικά υλικά με κατάλληλες προσμίξεις.
- Τα δοσίμετρα παράγονται σε διάφορες μορφές όπως ραβδία ή πλάκες μικρών διαστάσεων, πούδρα, κ.α.

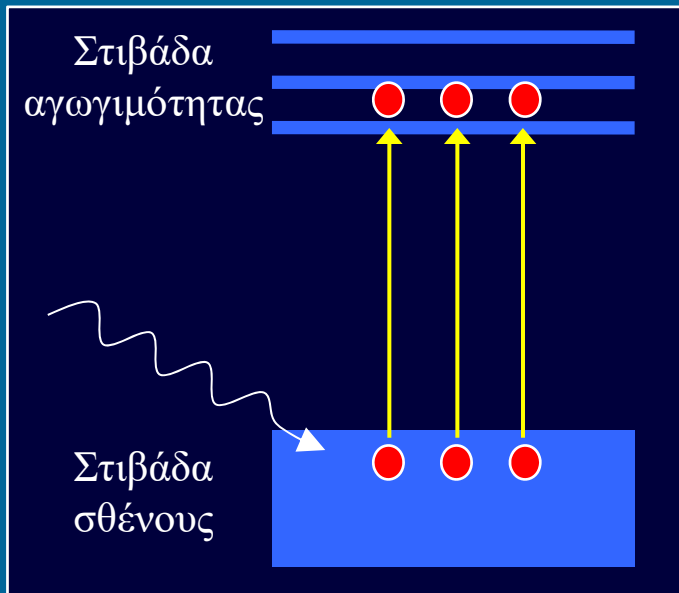
Υλικό	Πρόσμιξη
LiF	Mg, Ti
CaF ₂	Dy
CaSO ₄	Dy
Li ₂ B ₄ O ₇	Mn



Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας

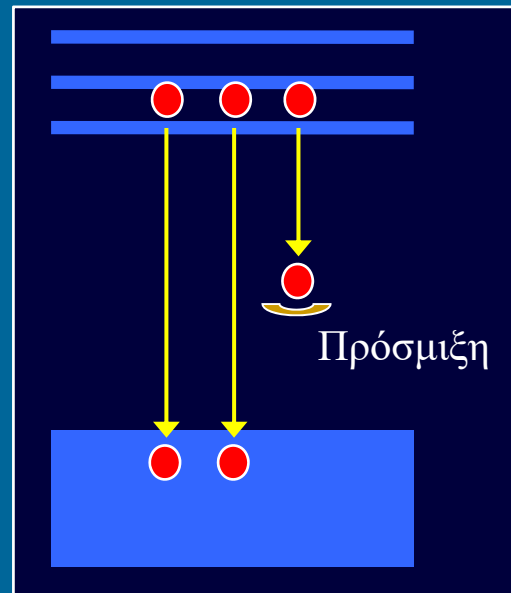
Αρχή λειτουργίας

Ακτινοβολήση κρυστάλλου

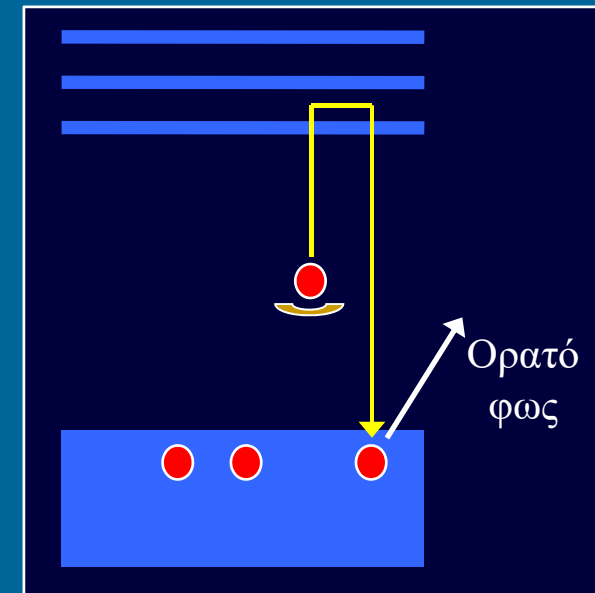


Τα ηλεκτρόνια (e) του κρυστάλλου μεταπηδούν από τη χαμηλή ενεργειακή στάθμη (στιβάδα σθένους) στην υψηλή (στιβάδα αγωγιμότητας).

Θέρμανση κρυστάλλου



Τα e επιστρέφουν στη χαμηλή ενεργειακή στάθμη εκτός από εκείνα που παγιδεύονται σε ενδιάμεσες στάθμες, οι οποίες οφείλονται στην ύπαρξη των προσμίξεων του κρυστάλλου.

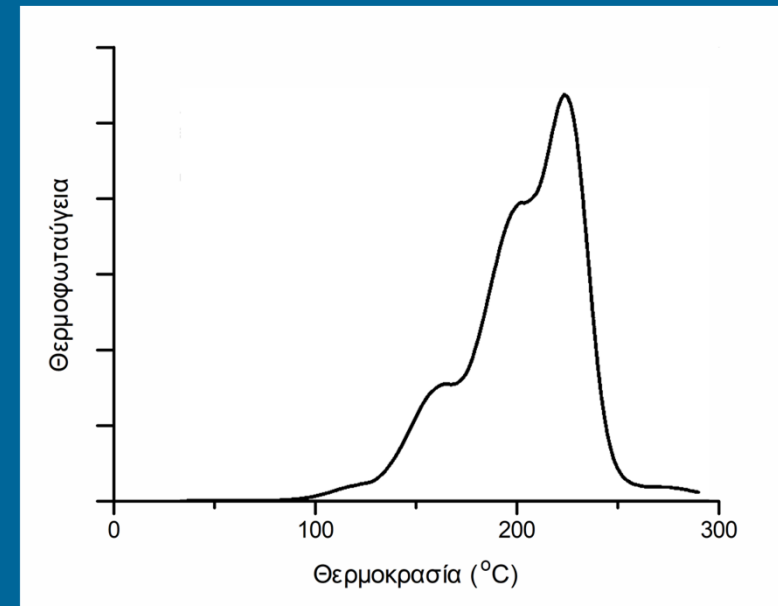


Τα παγιδευμένα e μεταπηδούν στην υψηλή ενεργειακή στάθμη και μετά επιστρέφουν στην αρχική στάθμη με εκπομπή ορατού φωτός. Η ένταση του φωτός σχετίζεται άμεσα με την απορροφούμενη δόση.

Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας

Καμπύλη λαμπρότητας

- Η καμπύλη παρουσιάζει τη σχέση μεταξύ του εκπεμπόμενου φωτός και του χρόνου θέρμανσης του κρυστάλλου ή της θερμοκρασίας.
- Οι κορυφές της καμπύλης αντιστοιχούν στις διαφορετικές ενεργειακές στάθμες των παγιδευμένων ηλεκτρονίων.
- Η ανάλυση της καμπύλης επιτρέπει τη μέτρηση της απορροφούμενη δόσης του κρυστάλλου.



Δοσίμετρο LiF

Δοσιμετρία θερμοφωταύγειας

■ Πλεονεκτήματα

- Γραμμικότητα σε μεγάλη περιοχή δόσεων
- Χαμηλό όριο ανίχνευσης
 - Μικρές διαστάσεις
 - Επαναχρησιμοποιήσιμα
- Αυτόματη ναάγνωση δόσεων
 - Ορισμένα υλικά είναι ισοδύναμα μαλακού ιστού

■ Μειονεκτήματα

- Μη δυνατότητα για άμεση ανάγνωση δόσης
- Η ακρίβεια της μέτρησης επηρεάζεται από τη διαχείριση του υλικού και τις συνθήκες φύλαξης του.



Δοσιμετρία προσωπικού με TLDs

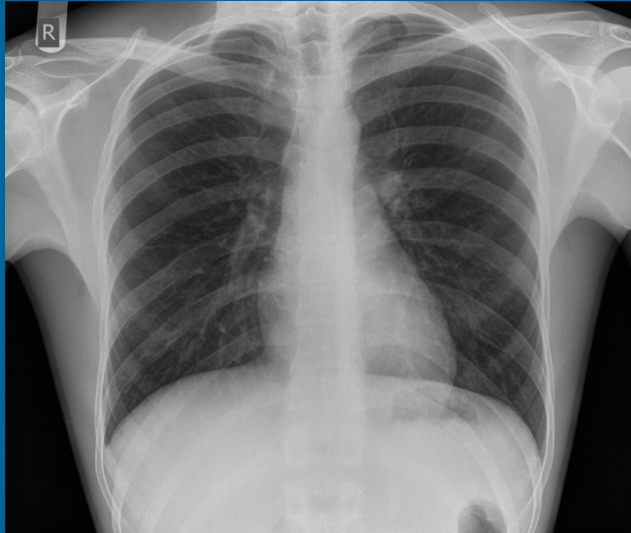
- Δοσίμετρο σώματος



- Δοσίμετρα στον καρπό, δάχτυλο και φακό ματιού



Δοσιμετρία με film



Η δοσιμετρία με film βασίζεται στην ιδιότητα των films να υφίστανται αμαύρωση όταν προσπέσει σε αυτά ιοντίζουσα ακτινοβολία.

Δοσιμετρία με film

- Ο βαθμός αμαύρωσης του film σχετίζεται άμεσα με την απορροφούμενη δόση.
- Ο βαθμός αμαύρωσης του film μπορεί να ποσοτικοποιηθεί μετρώντας την οπτική πυκνότητα (OD: optical density) με τη βοήθεια ενός πυκνόμετρου.

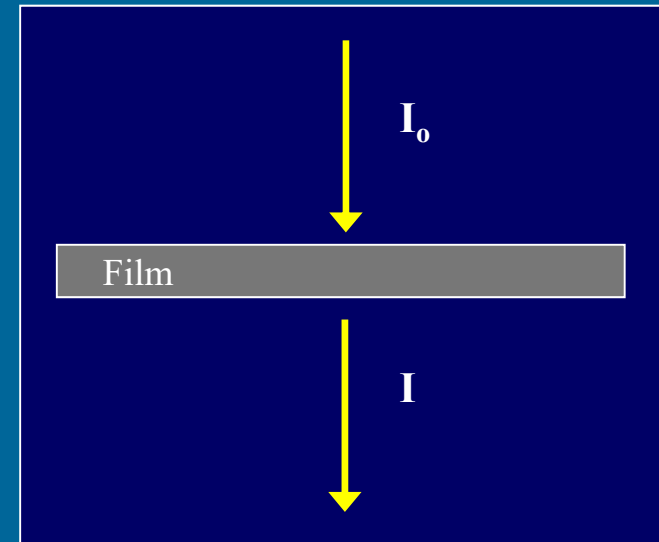
$$OD = \log \frac{I_0}{I}$$

Ακτινογραφικό film

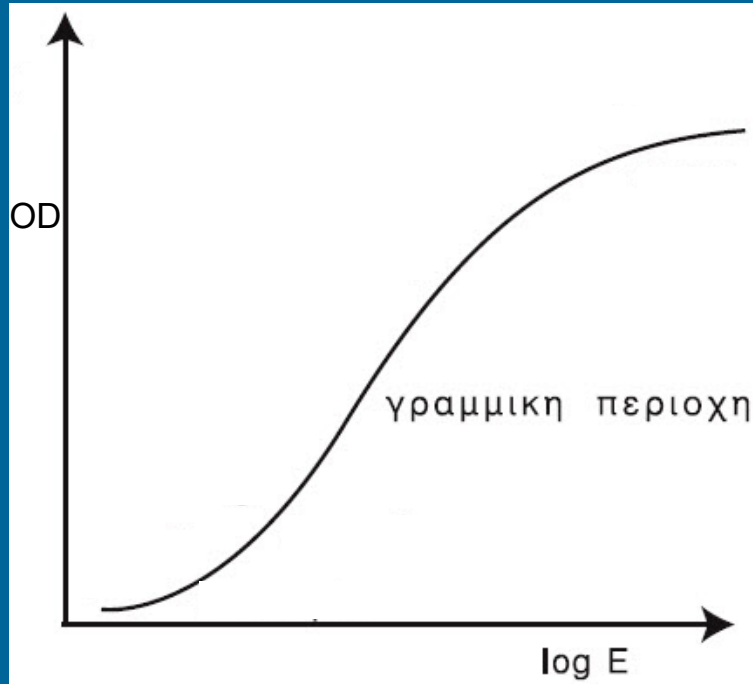
Γαλάκτωμα (AgBr)

Βάση

Γαλάκτωμα (AgBr)



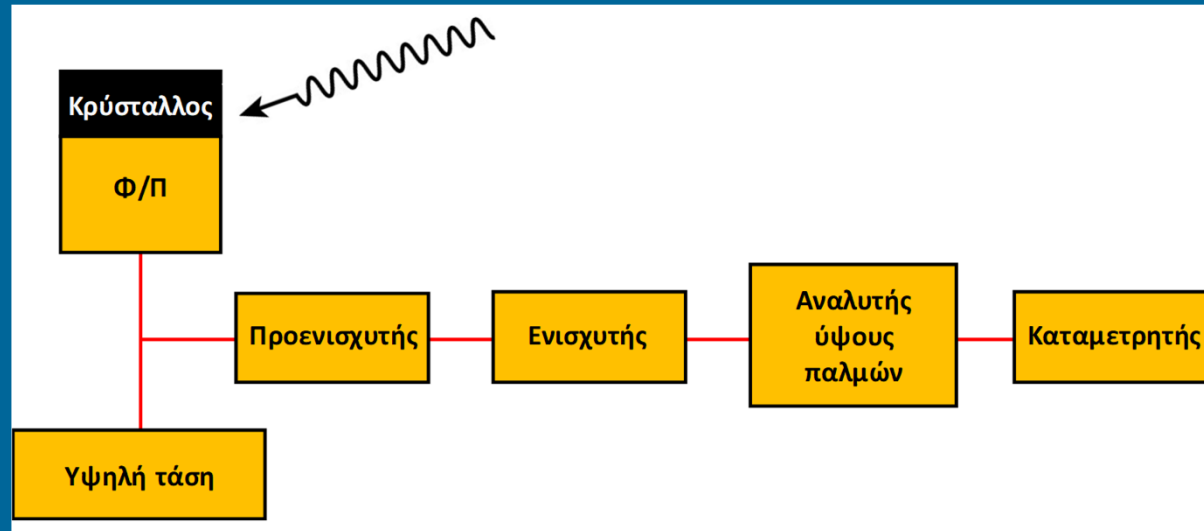
Δοσιμετρία με film



Χαρακτηριστική καμπύλη film

- Η μέθοδος δίνει πληροφορίες για τη 2-δ κατανομή της δόσης σε όλη την περιοχή ενδιαφέροντος. Είναι χαμηλού κόστους και ιδανική για αρχειοθέτηση .
- Η δοσιμετρία με film χαρακτηρίζεται από την ενεργειακή εξάρτηση. Επηρεάζεται από τις συνθήκες κατά την εμφάνιση του film, από διαφορές στο γαλάκτωμα από film σε film και δεν επιτρέπει την άμεση ανάγνωση δόσεων.
- Δε χρησιμοποιείται κατά την απόλυτη δοσιμετρία.

Ανιχνευτές σπινθηρισμών



- Το υλικό του ανιχνευτή είναι συνήθως κρύσταλλος ιωδιούχου νατρίου (NaI).
- Οι κρύσταλλοι αλληλεπιδρούν με την ακτινοβολία και μετατρέπουν την απορροφούμενη ενέργεια σε ορατό φως το οποίο συλλέγεται από τους φωτοπολλαπλασιατές (Φ/Π).
- Οι Φ/Π μετατρέπουν το φως σε ηλεκτρικό σήμα.





ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ

Μιχάλης Μαζωνάκης

Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

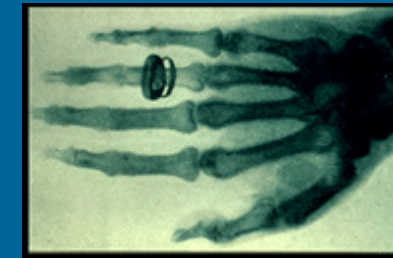
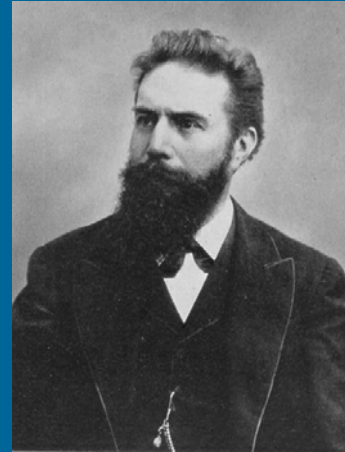
Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής

Τμήμα Ιατρικής

Πανεπιστήμιο Κρήτης

ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

- 1895: Ανακάλυψη ακτίνων X (W.H. Roentgen)



- Πρώιμη περίοδος (αρχές 20^{ου} αιώνα)



BEFORE LEAVING THE EXHIBITION
"SEE"
THE WONDROUS
X RAYS
The
Greatest Scientific Discovery
of the Age.

By the aid of the New Light you are
enabled to see

"THROUGH A SHEET OF METAL"

"THROUGH A BLOCK OF WOOD"

AND ALSO
"Count the Coins within your Purse."

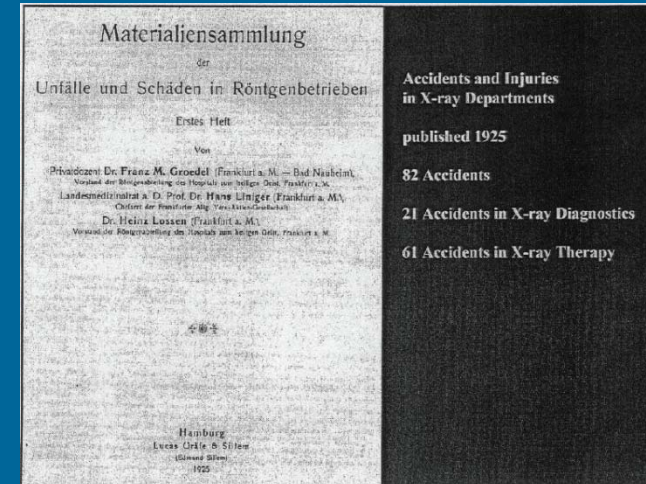
ADMISSION - 3d.
OPEN ALL DAY.

X RAY PHOTOGRAPHS TAKEN.



ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

- Διαπίστωση κινδύνων από τη χρήση των ακτινών X την πρώιμη περίοδο



- 1928: Ίδρυση της Διεθνούς Επιτροπής Ραδιολογικής Προστασίας (ICRP)

INTERNATIONAL RECOMMENDATIONS FOR X-RAY AND RADIUM PROTECTION

on the proposal of the Radio-Physics Section adopted by the Second International Congress of Radiology in Stockholm, July 27th, 1928

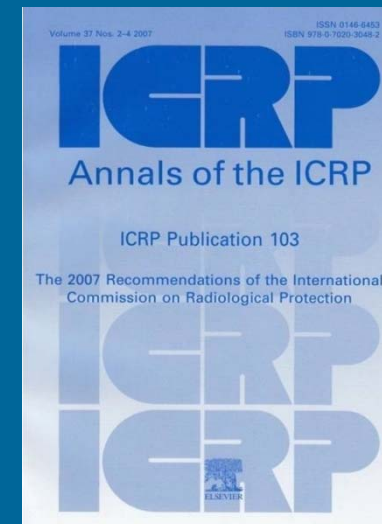
1. The dangers of over-exposure to X-rays and radium can be avoided by the provision of adequate protection and suitable working conditions. It is the duty of those in charge of X-ray and radium departments to ensure such conditions for their personnel. The known effects to be guarded against are:
(a) Injuries to the superficial tissues;
(b) Derangements of internal organs and changes in the blood.

I. Working Hours etc.

2. The following working hours etc. are recommended for whole-time X-ray and radium workers:
(a) Not more than seven working hours a day.
(b) Not more than five working days a week. The off-days to be spent as much as possible out of doors.
(c) Not less than one month's holiday a year.
(d) Whole-time workers in hospital X-ray and radium departments should not be called upon for other hospital service.

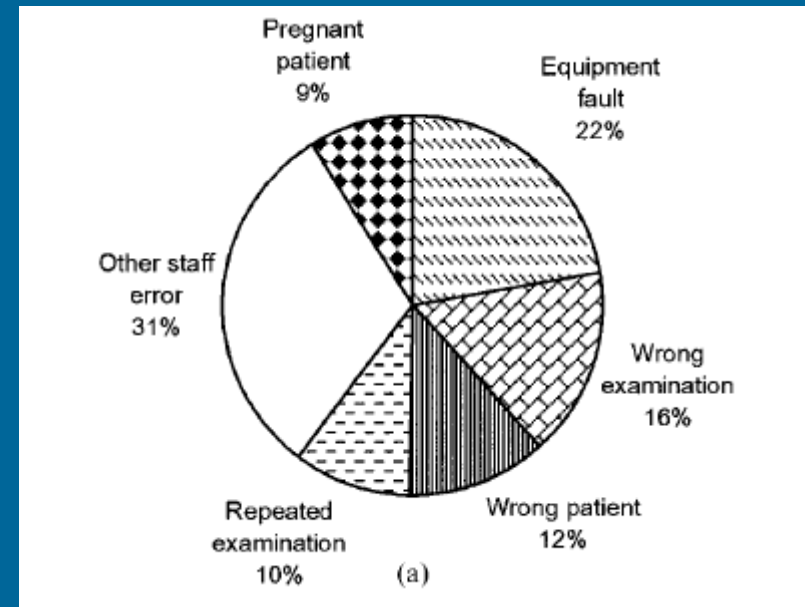
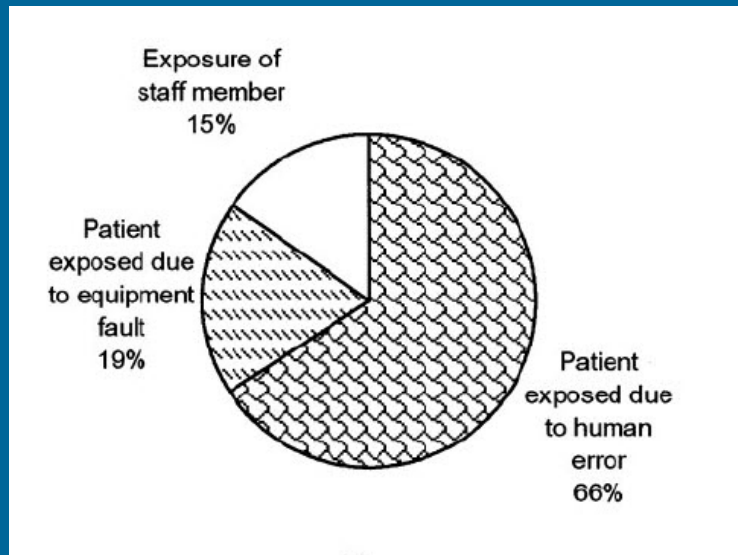
II. General X-Ray Recommendations.

3. X-ray departments should not be situated below ground-floor level.
4. All rooms, including dark-rooms, should be provided with windows affording good natural lighting and ready facilities for admitting sunshine and fresh air whenever possible.
5. All rooms should be provided with adequate exhaust ventilation capable of renewing the air of the room not less than 10 times an hour. Air inlets and outlets should be arranged to afford cross-wise ventilation of the room.
6. All rooms should preferably be decorated in light colours.
7. X-ray rooms should be large enough to permit a convenient lay-out of the equipment. A minimum floor area of 350 sq. feet (25 sq. metres) is recommended for X-ray rooms and 100 sq. feet (10 sq. metres) for dark-rooms. Ceilings should be not less than 11 feet (3.5 metres) high.
8. A working temperature of about 18° C. (65° F.) is desirable in X-ray rooms.
9. Wherever practicable, the X-ray generating apparatus should be placed in a separate room from the X-ray tube.



ΣΗΜΕΡΑ: Υπάρχουν ακόμα προβλήματα?

Αναφορά περιστατικών κακής πρακτικής σε 20 νοσοκομεία της Μεγάλης Βρετανίας σε μία περίοδο 10 ετών

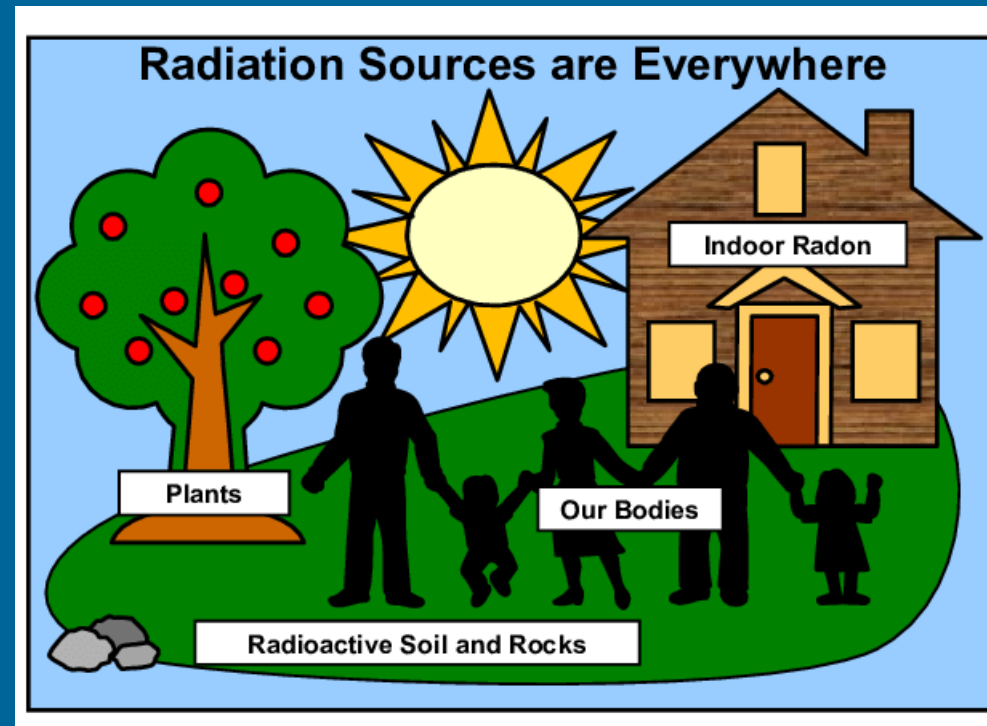


ΣΗΜΕΡΑ: Υπάρχουν ακόμα προβλήματα?



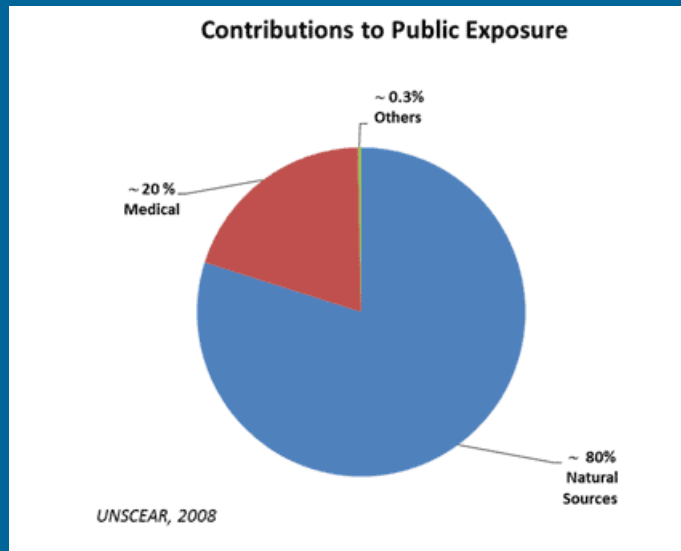
ΠΗΓΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

- Εξωτερικές φυσικές πηγές
 - κοσμική ακτινοβολία
 - ραδιενεργά υλικά στη γη
- Εσωτερικές φυσικές πηγές
Ραδιενεργά υλικά εντός του σώματος (K-40, C-14)
- Τεχνητές πηγές
 - Ιατρική
 - Βιομηχανία
 - Παραγωγή ενέργειας
 - Έρευνα-εκπαίδευση.



ΠΗΓΕΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

Συνεισφορά των πηγών
στην ενεργό δόση του πληθυσμού



Φυσική πηγή	Ενεργός δόση (mSv)
Κοσμική ακτινοβολία	0.39
Γήινη ακτινοβολία	0.48
Εισπνοή	1.16
Κατάποση	0.29



ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΑΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

- *Καθορισμένα αποτελέσματα*

Εμφανίζονται σε σχετικά σύντομο χρονικό διάστημα μετά την έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία και συμβαίνουν μόνο όταν η δόση ακτινοβολίας υπερβεί μία κρίσιμη τιμή γνωστή ως κατώφλι (σύνδρομα ακτινοβολίας, καταρράκτης, ερύθημα δέρματος).

- *Στοχαστικά αποτελέσματα*

Δεν υπάρχει κατώφλι δόσης και μπορεί να συμβούν ή όχι μετά από μεγάλο χρονικό διάστημα στο εκτιθέμενο άτομο ή στους απογόνους του (ανάπτυξη καρκίνου ή λευχαιμίας, κληρονομικές ανωμαλίες).



ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ

- Αντικείμενο ακτινοπροστασίας

Η ακτινοπροστασία έχει ως αντικείμενο την προστασία του ανθρώπου και του περιβάλλοντος από τις ακτινοβολίες με ταυτόχρονη διατήρηση του οφέλους που προκύπτει από τη σωστή χρήση τους σε διάφορους τομείς.

- Σύστημα ακτινοπροστασίας

Πρακτικές ονομάζονται όλες οι ανθρώπινες δραστηριότητες οι οποίες ενδέχεται να αυξήσουν την έκθεση του ατόμου από ιοντίζουσα ακτινοβολία σε τιμή μεγαλύτερη από αυτή που οφείλεται στο φυσικό υπόστρωμα.

Παρεμβάσεις ονομάζονται όλες οι ανθρώπινες δραστηριότητες που αποσκοπούν στη μείωση της έκθεσης των ατόμων από ιοντίζουσα ακτινοβολία.



ΣΚΟΠΟΣ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

Σκοπός
ακτινοπροστασίας

Μη εμφάνιση καθορισμένων
αποτελεσμάτων

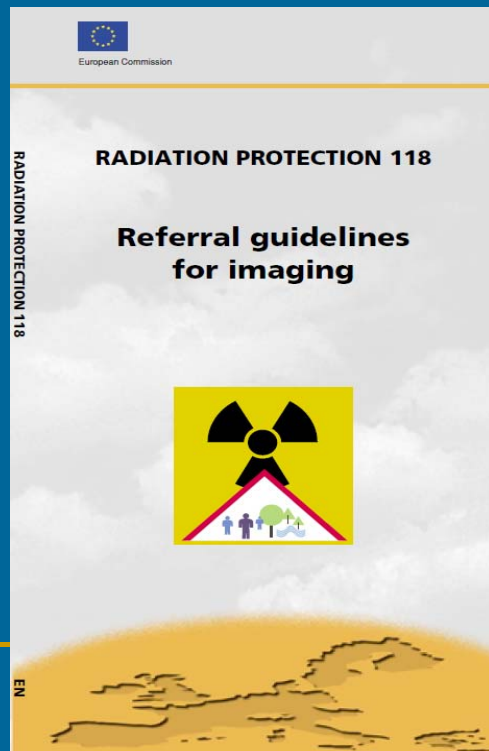
Περιορισμός των
στοχαστικών αποτελεσμάτων
σε αποδεκτά επίπεδα



ΑΡΧΕΣ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

- Αρχή της αιτιολόγησης

Κάθε πρακτική που σχετίζεται με έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία θα πρέπει να αιτιολογείται και να εφαρμόζεται μόνο εάν προσφέρει ικανοποιητικό όφελος στο εκτιθέμενο άτομο ή στο κοινωνικό σύνολο το οποίο να αντισταθμίζει τις βλάβες που μπορεί να προκαλέσει η ακτινοβολία.



CLINICAL PROBLEM	INVESTIGATION (DOSE)	RECOMMENDATION (GRADE)	COMMENT
A. Head (including ENT problems)			
Congenital disorders <i>(for children see Section M)</i> A1	<i>MRI (0)</i>	Indicated (C)	Definitive exam for all malformations and avoids x-irradiation. 3D CT may be needed for bone anomalies. Sedation usually required for young children. Consider US in neonates.
Cerebrovascular accident (CVA); stroke	<i>CT (II)</i>	Indicated (C)	CT adequately assesses most cases and shows haemorrhage.
A2	<i>MRI (0) and NM (II)</i>	Specialised investigation (B)	MRI and NM more sensitive than CT in early infarction and for posterior fossa lesions.
	<i>US carotids(0)</i>	Not indicated routinely (C)	Exceptions for: (a) those with full recovery in whom carotid surgery is contemplated. (b) an evolving CVA where dissection or embolus suspected.
Transient ischaemic attack (TIA) <i>(see also B5)</i> A3	<i>US carotids (0)</i>	Indicated (B)	If doubt about diagnosis or surgery contemplated. Much depends on local policy and available expertise. US (with Colour Doppler) provides functional data about bifurcation disease. Angiography, MRA and CTA are more expensive alternatives to show the vessels. MRI and NM can be used to show function.



ΑΡΧΕΣ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ

- Αρχή της βελτιστοποίησης (ALARA)

Κάθε έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία πρέπει να διατηρείται σε τόσο χαμηλά επίπεδα όσο είναι λογικά εφικτό με βάση τις επικρατούσες οικονομικές και κοινωνικές συνθήκες.

- Αρχή των ορίων δόσης

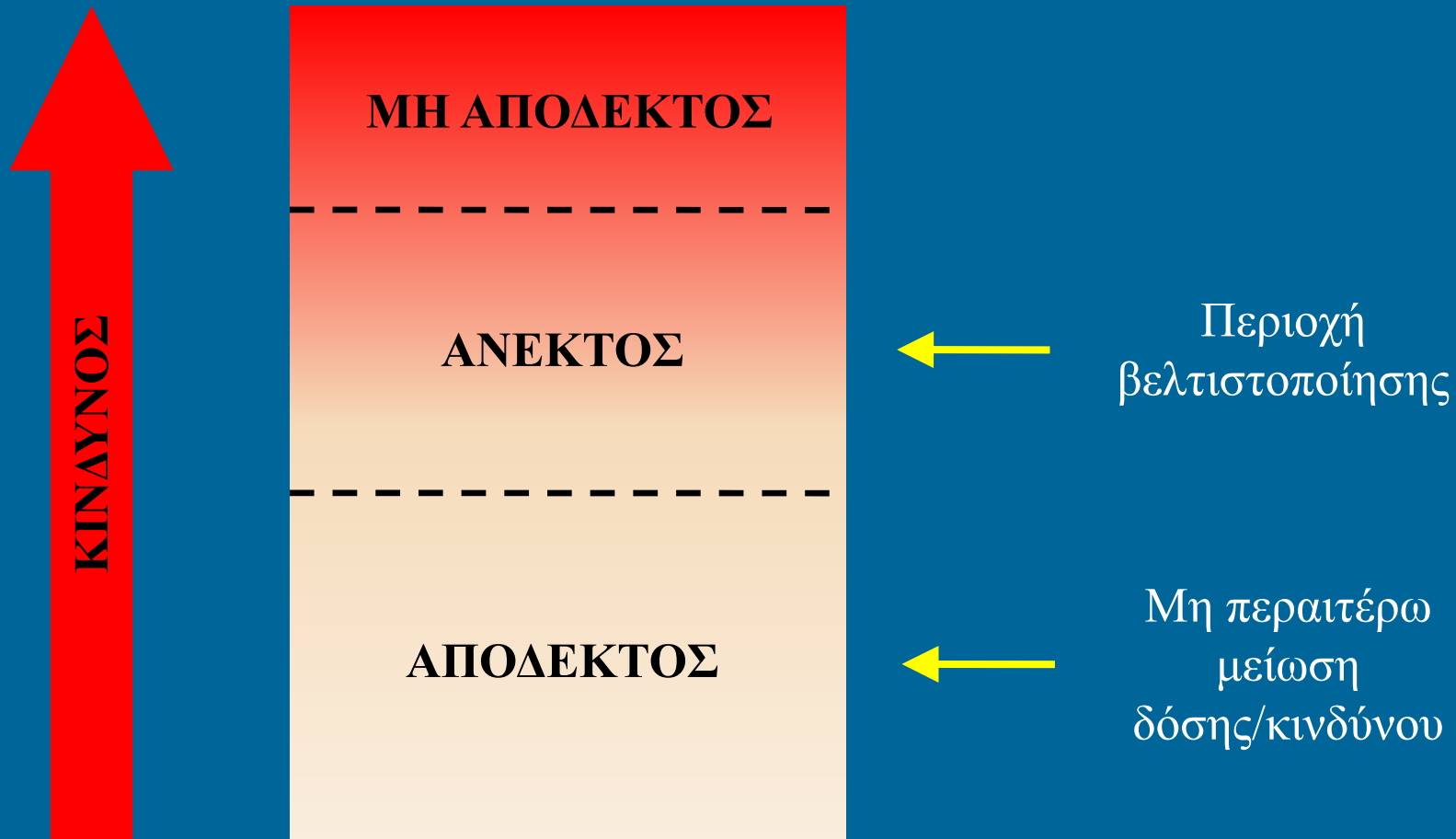
Οι ατομικές εκθέσεις από το σύνολο των πηγών θα πρέπει να υπόκεινται σε όρια δόσεων ή όρια κινδύνων, των οποίων η υπέρβαση θεωρείται μη αποδεκτή. Τα όρια δόσης δεν αφορούν αιτιολογημένες ιατρικές εκθέσεις.

AS
Low
AS
Reasonable
Achievable



ΚΙΝΔΥΝΟΣ ΑΠΟ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ

Ποιοτικός χαρακτηρισμός κινδύνου



ΟΡΙΑ ΔΟΣΗΣ

Είδος ορίου		Επαγγελματικά εκτιθέμενοι	Κοινό
Ετήσια ενεργός δόση		20*	1
	Φακός οφθαλμού	20*	15
Ετήσια ισοδύναμη δόση	Δέρμα	500	50
	Άκρα	500	-

*Είναι η μέση τιμή ενεργού δόσης για πέντε συνεχή έτη (σύνολο 100 mSv) με την προϋπόθεση ότι καμία ετήσια δόση δεν υπερβαίνει τα 50 mSv.

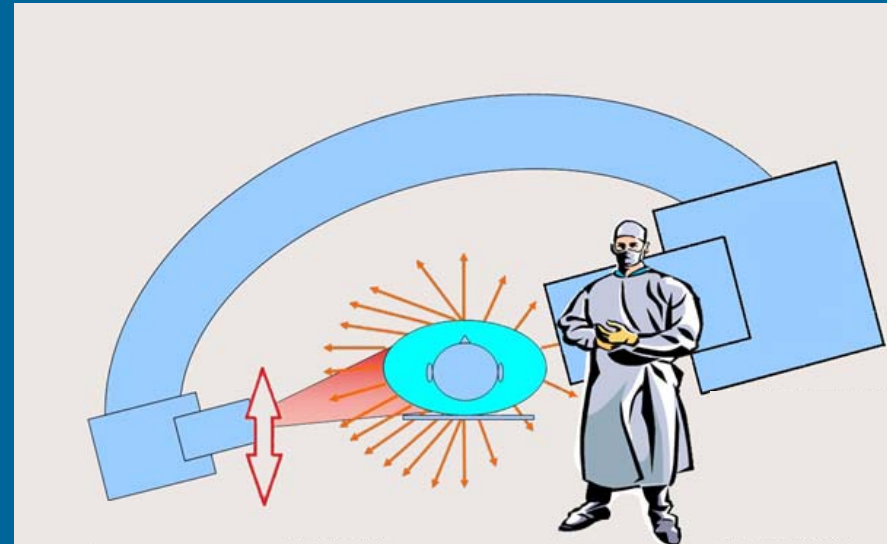
*International Commission
Radiological Protection*



ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΠΡΟΣΩΠΙΚΟΥ

Η αρχή της βελτιστοποίησης της ακτινοπροστασίας πρέπει να εφαρμόζεται σε όλες τις συνθήκες εργασίας.

- Ταξινόμηση χώρων εργασίας
- Ταξινόμηση εργαζομένων
- Εκτίμηση της έκθεσης των εργαζομένων
- Ενημέρωση εργαζομένων για πιθανούς κινδύνους
- Εκπαίδευση εργαζομένων σε θέματα ακτινοπροστασίας



ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΧΩΡΩΝ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

- Ελεγχόμενη περιοχή:
κάθε περιοχή στην οποία ενδέχεται να γίνει υπέρβαση των 6 mSv ανά έτος.
- Επιβλεπόμενη περιοχή:
κάθε περιοχή στην οποία ενδέχεται να γίνει υπέρβαση του 1 mSv ανά έτος και η οποία δε χαρακτηρίζεται ως ελεγχόμενη ζώνη.



ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΕΡΓΑΖΟΜΕΝΩΝ

- Κατηγορία Α:
οι εκτιθέμενοι εργαζόμενοι που ενδέχεται να δεχθούν ενεργό δόση μεγαλύτερη από 6 mSv ανά έτος ή ισοδύναμη δόση μεγαλύτερη από τρία δέκατα των ορίων δόσης για τους φακούς των οφθαλμών, το δέρμα και τα άκρα.
- Κατηγορία Β:
όλοι οι εκτιθέμενοι εργαζόμενοι οι οποίοι δεν κατατάσσονται στους εργαζόμενους της κατηγορίας Α.



ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΗΣ ΕΚΘΕΣΗΣ ΤΩΝ ΕΡΓΑΖΟΜΕΝΩΝ

Ατομική δοσιμέτρηση

- Κατηγορία Α
Η εκτίμηση των δόσεων για τους εργαζόμενους αυτής της κατηγορίας πρέπει να είναι συστηματική.
- Κατηγορία Β
Η παρακολούθηση των εργαζόμενων αυτής της κατηγορίας μπορεί να γίνει είτε με συλλογική είτε με ατομική δοσιμέτρηση.



ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΣΤΗΝ ΚΛΙΝΙΚΗ ΠΡΑΞΗ

Τρίπτυχο προστασίας

- Απόσταση
- Χρόνος
- Θωράκιση

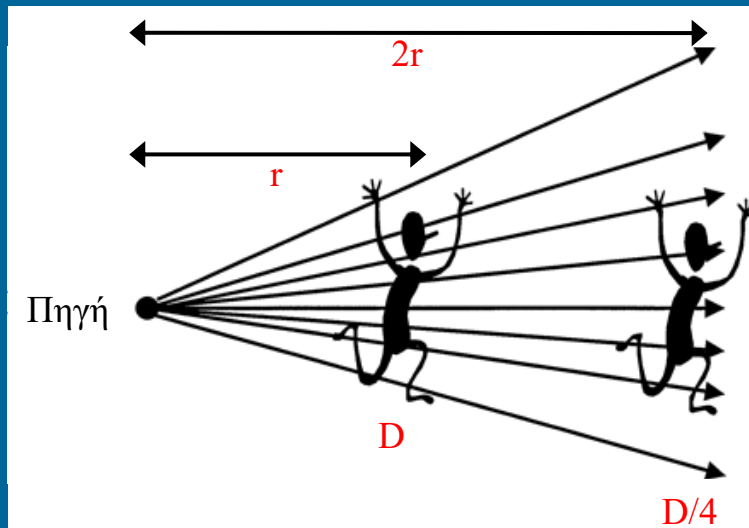
Εφαρμογή όλων των
πρακτικών κανόνων
ασφάλειας και προστασίας



ΧΡΟΝΟΣ – ΑΠΟΣΤΑΣΗ - ΘΩΡΑΚΙΣΗ

■ Απόσταση

Ο ρυθμός δόσης μειώνεται με το τετράγωνο της απόστασης από την πηγή.



■ Χρόνος

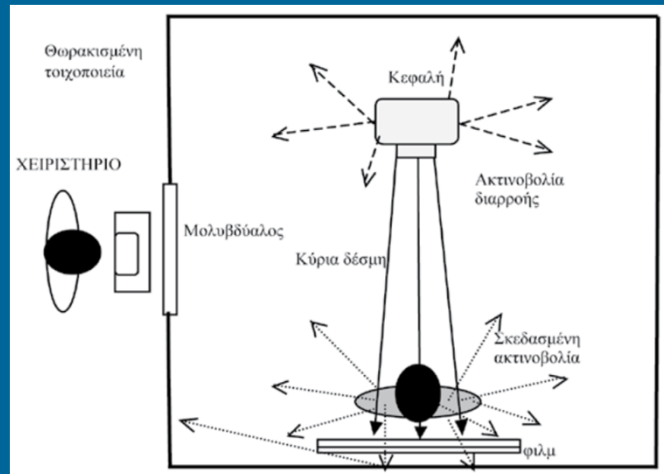
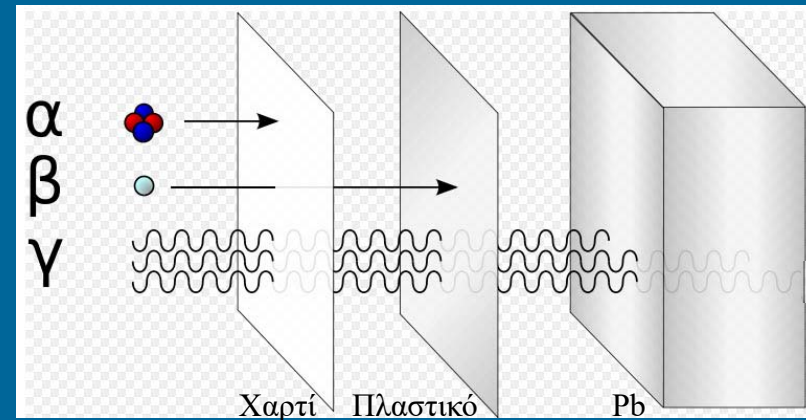
Ο χρόνος έκθεσης θα πρέπει να είναι ο ελάχιστος δυνατός.

Παράδειγμα: Έστω πηγή με ρυθμό δόσης $20 \mu\text{Sv/h}$ στο 1 m

Διάρκεια εργασίας (min)	Δόση στο 1 m (μSv)
60	20
30	10
15	5

ΧΡΟΝΟΣ – ΑΠΟΣΤΑΣΗ - ΘΩΡΑΚΙΣΗ

- Θωράκιση:
Χρήση όλων των κατάλληλων
θωρακίσεων

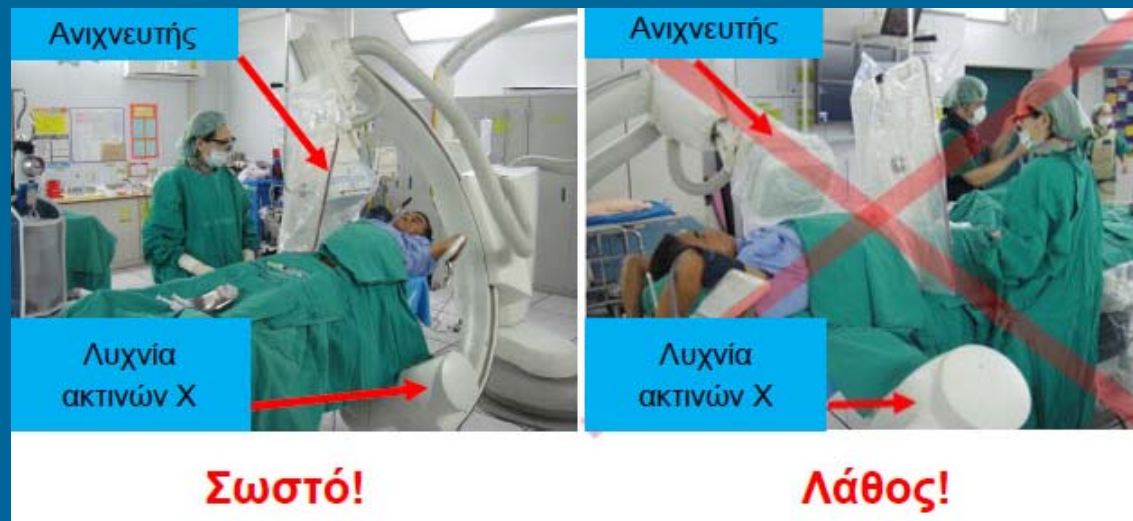


Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής
Πανεπιστήμιο Κρήτης



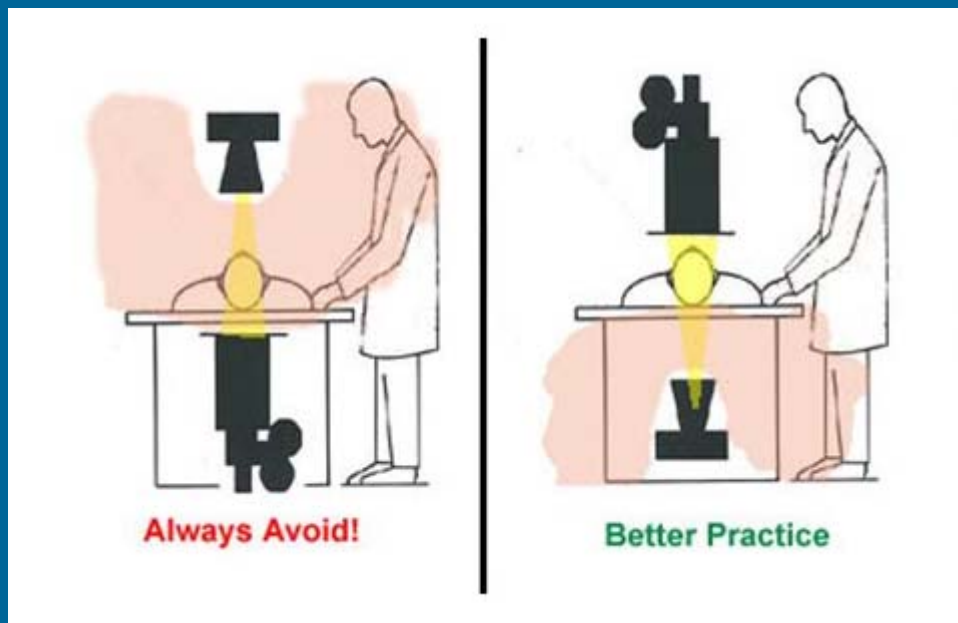
ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΣΤΗΝ ΠΡΑΞΗ

- Ακτινοσκοπικές – επεμβατικές πράξεις με ιοντίζουσα ακτινοβολία
Ενδεικτικά μέτρα προστασίας



ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΣΤΗΝ ΠΡΑΞΗ

- Ακτινοσκοπικές – επεμβατικές πράξεις με ιοντίζουσα ακτινοβολία
Ενδεικτικά μέτρα προστασίας



ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑΣ ΣΤΗΝ ΠΡΑΞΗ

- Πυρηνική Ιατρική
Ενδεικτικά μέτρα προστασίας



Εστία εργασίας



Χρήση καλύπτρας σύριγγας



Tc-99m

270 mCi

560 mSv/h

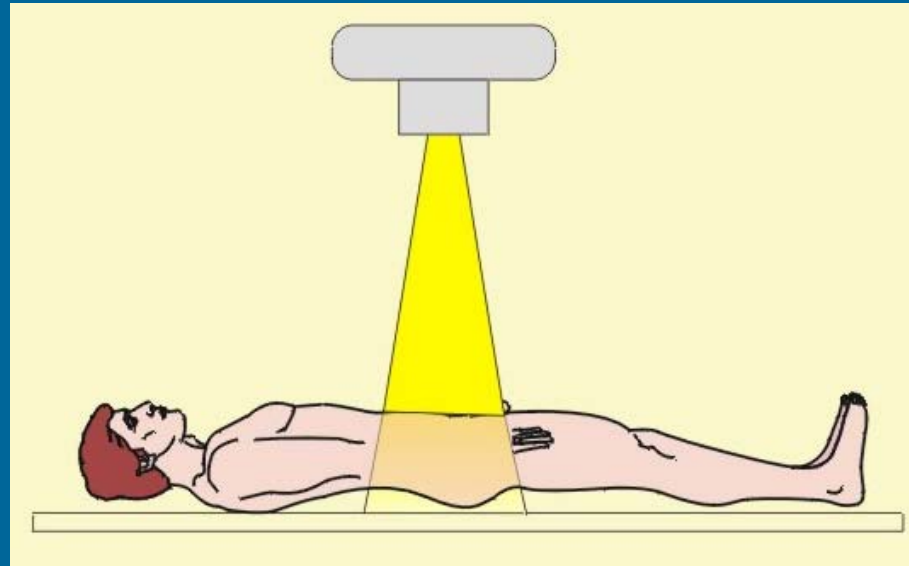
1 mSv/h

Θωράκιση φιαλιδίων
με ρ/δ ουσία



ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΑΣΘΕΝΩΝ-ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΩΝ

- Εφαρμογή της αρχής της αιτιολόγησης
- Εφαρμογή της αρχής της βελτιστοποίησης
 - Επιλογή του κατάλληλου εξοπλισμού
 - Χρήση τυποποιημένων πρωτοκόλλων
 - Χρήση των διαγνωστικών επιπέδων αναφοράς (ΔΕΑ)



ΑΡΧΗ ΤΗΣ ΑΙΤΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

- Όλες οι ιατρικές εκθέσεις θα πρέπει να είναι αιτιολογημένες.
- Ο κάθε εμπλεκόμενος γιατρός θα πρέπει να απαντήσει στα ακόλουθα ερωτήματα πριν την παραπομπή του ασθενούς για έκθεση με ιοντίζουσα ακτινοβολία.



Μήπως έχει επαναληφθεί η εξέταση;

Δόθηκαν όλες οι κλινικές πληροφορίες για το πρόβλημα;

Είναι αναγκαία η εξέταση για την αγωγή του ασθενούς-εξεταζόμενου;

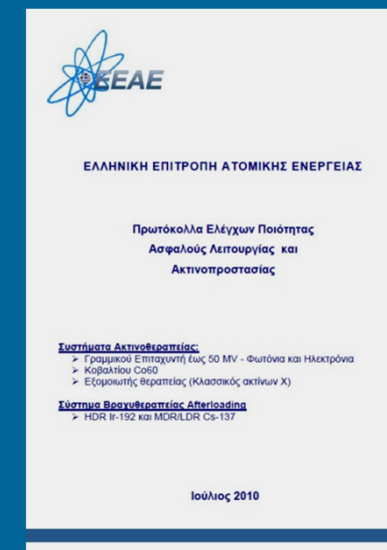
Είναι η βέλτιστη εξέταση;

Μπορεί να γίνει η εξέταση με εναλλακτικό τρόπο (MRI, US);

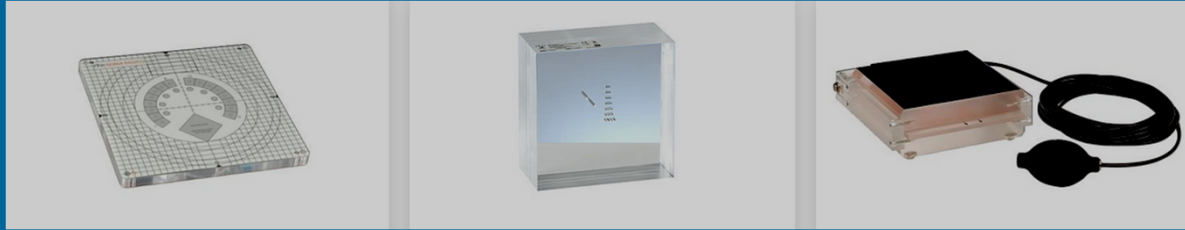
ΕΠΙΛΟΓΗ ΚΑΤΑΛΛΗΛΟΥ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΥ

Εργαστήρια - Μηχανήματα

- Τα εργαστήρια ακτινοβολιών πρέπει να πληρούν όλες τις απαραίτητες προϋποθέσεις, που έχουν τεθεί από τις αρμόδιες αρχές, σε σχέση με τον εξοπλισμό και τη στελέχωση τους.
- Τα μηχανήματα των εργαστηρίων θα πρέπει να είναι σύγχρονα και να υπόκεινται σε όλους τους αναγκαίους περιοδικούς ποιοτικούς ελέγχους για την καλή και ασφαλή λειτουργία τους.



ΕΠΙΛΟΓΗ ΚΑΤΑΛΛΗΛΟΥ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΥ



Ακτινογραφικά μηχανήματα



Μαστογράφος



Σύστημα Υπολογιστικής Τομογραφίας

ΕΠΙΛΟΓΗ ΚΑΤΑΛΛΗΛΟΥ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΥ

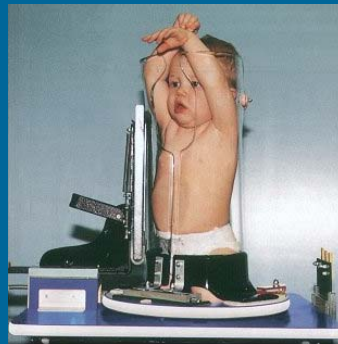
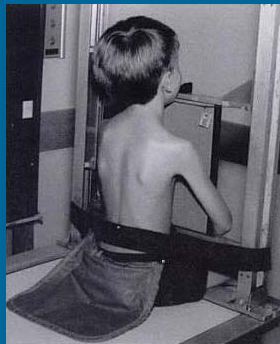
Εξοπλισμός για την ακτινοπροστασία του εξεταζόμενου

- Θωράκιση ακτινοευαίσθητων οργάνων



ΕΠΙΛΟΓΗ ΚΑΤΑΛΛΗΛΟΥ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΥ

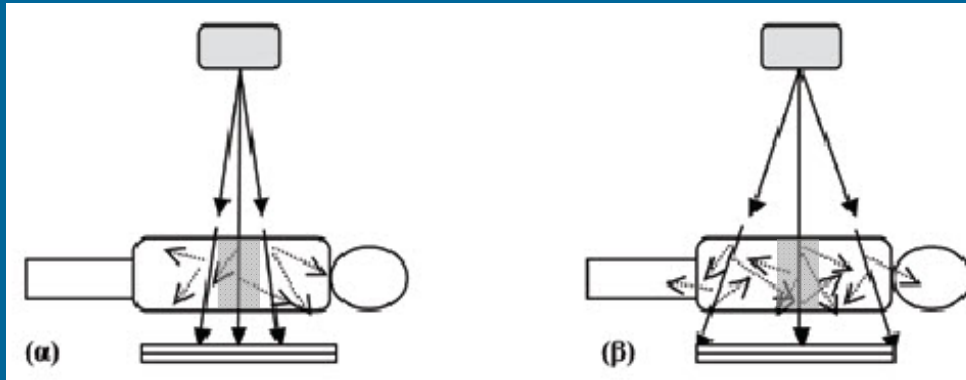
- Ακινητοποίηση εξεταζόμενου



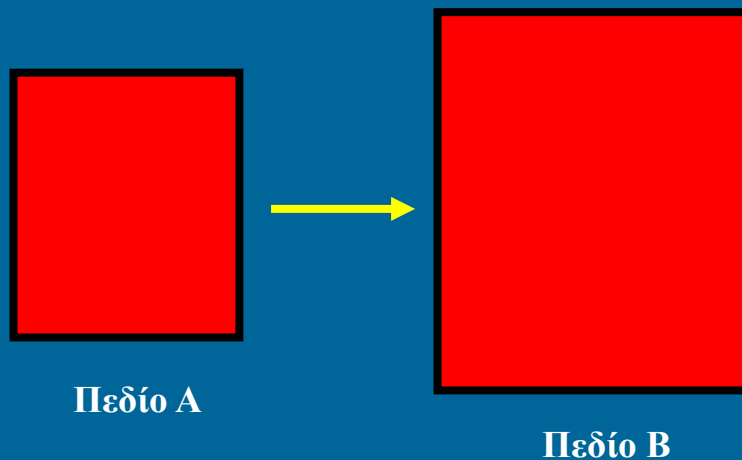
Επαναληπτικές εκθέσεις στα παιδιά
στην κλασική ακτινογράφηση;

$\approx 10\%$

ΔΙΑΣΤΑΣΕΙΣ ΠΕΔΙΟΥ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ



Οι διαστάσεις του πεδίου περιορίζονται πάντα στην περιοχή ενδιαφέροντος.



Το πεδίο Β παράγει 20-25 % περισσότερη σκεδαζόμενη ακτινοβολία σε σύγκριση με το πεδίο Α.

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ

- Χρήση τυποποιημένων πρωτοκόλλων για την εφαρμογή όλων των διαγνωστικών και θεραπευτικών εφαρμογών.
- Χρήση τυποποιημένων πρωτοκόλλων διαγνωστικών και θεραπευτικών εφαρμογών για ακτινοευαίσθητες ομάδες του πληθυσμού όπως παιδιά ή εγκύους.

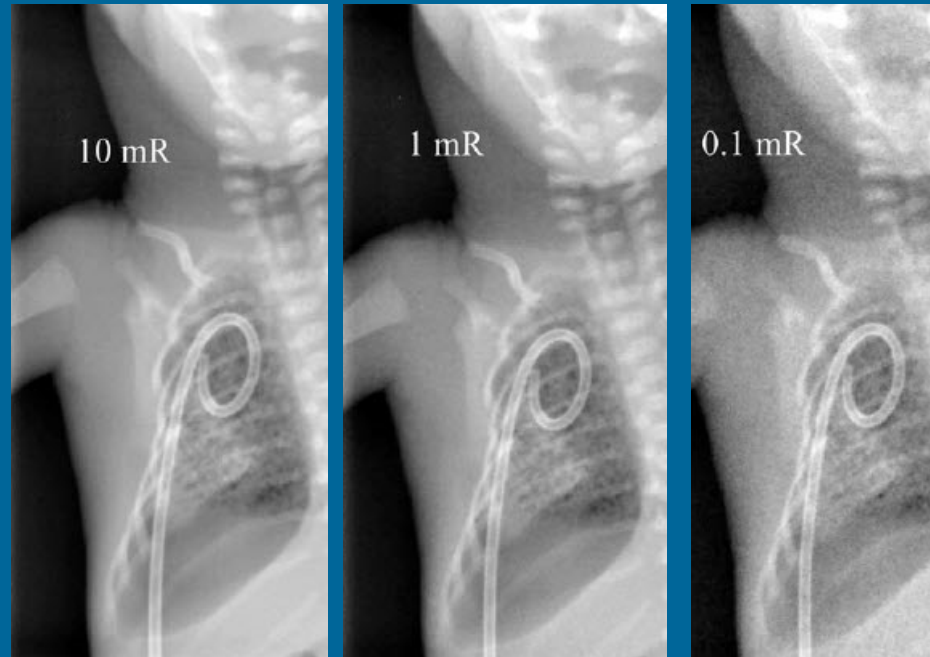
Πρωτόκολλα ΥΤ για παιδιά

Parameter	Brain, sequential	Brain, spiral	Sinuses, spiral	Inner ear, sequential	Inner ear, spiral	Neck, spiral
kV	120	120	120	120	120	120
Effective mAs	90–320	90–320	40–100	40–120	40–120	40–150
Beam collimation (mm)	4×4.5	16×1.5	16×0.75	2×0.6	2×0.6	16×1.5
Slice width (mm)	4.5	4.0	3.0	0.6	0.6	6.0
Feed/rotation (mm)	18	16.2	6.1	1.0	1.2	18.0
Rotation time (s)	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75
Pitch	1	0.675	0.508	0.833	1	0.75

Effective mAs				
Age (years)	Brain, sequential/spiral	Sinuses, spiral	Inner ear, sequential/spiral	Neck, spiral
0	90	40	40	40
1	150	40	40	40
5	220	60	60	60
10	320	100	120	90
15	320	100	120	150



ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ



Τα τυποποιημένα πρωτόκολλα θα πρέπει να εξασφαλίζουν πάντα ένα αποδεκτό διαγνωστικό αποτέλεσμα με τη χαμηλότερη δυνατή ακτινική επιβάρυνση στον εξεταζόμενο

ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΑΝΑΦΟΡΑΣ (ΔΕΑ)

- Τα ΔΕΑ σχετίζονται με τη βελτιστοποίηση της ακτινοπροστασίας του ασθενούς-εξεταζόμενου που υποβάλλεται σε μία αιτιολογημένη έκθεση με ιοντίζουσα ακτινοβολία.
- Τα ΔΕΑ αναφέρονται σε επίπεδα δόσης (mGy) για ακτινολογικές πράξεις ή σε επίπεδα ραδιενέργειας για εξετάσεις Πυρηνικής Ιατρικής που υποβάλλονται άτομα κανονικής διάπλασης με ευρέως χρησιμοποιούμενους τύπους μηχανημάτων.
- Τα ΔΕΑ καθορίζονται σε εθνικό επίπεδο.



ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΑΝΑΦΟΡΑΣ (ΔΕΑ)

Κατηγορία	Τύπος	ΔΕΑ
Ακτινογράφιση	Θώρακος	0.35 mGy (PA), 1.35 mGy (Lat)
	Λεκάνης-Ισχίων	6 mGy
	ΟΜΣΣ	7 mGy (AP), 16 mGy (Lat)
	Κεφαλής	3.7 mGy (PA), 2.8 mGy (Lat)
ΥΤ	Εγκεφάλου	62 mGy
	Α/Κ Κοιλίας	15 mGy
	Θώρακος	13 mGy
Σπινθηρογράφηματα με ^{99m}Tc	Οστών	735 MBq
	Θυρεοειδούς	183 MBq
	Νεφρών (DMSA)	183 MBq
	Πνευμόνων	180 MBq



ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΕΠΙΠΕΔΑ ΑΝΑΦΟΡΑΣ (ΔΕΑ)

- Τα ΔΕΑ δεν πρέπει να υπερβαίνονται κατά την εφαρμογή μίας βελτιστοποιημένης πρακτικής.
- Η συστηματική υπέρβαση των ΔΕΑ θα πρέπει να οδηγήσει στην επανεκτίμηση των μέτρων και των κανόνων της ακτινοπροστασίας που εφαρμόζονται στην καθημερινή κλινική πράξη.
- Τα ΔΕΑ δεν αποτελούν όρια δόσης.



10. Βασικές Αρχές Ραδιοβιολογίας Εκτίμηση Κινδύνου μετά από Ακτινοβόληση



Σκοπός

- Πως επιδρά η ακτινοβολία στην έμβια ύλη;
- Γιατί και ποιες ακτινοβολίες είναι επικίνδυνες;
- Πως εκτιμάται ο κίνδυνος μετά από έκθεση σε ακτινοβολία;

Ιοντίζουσα και μη-ιοντίζουσα ακτινοβολία

• Ιοντίζουσα ακτινοβολία

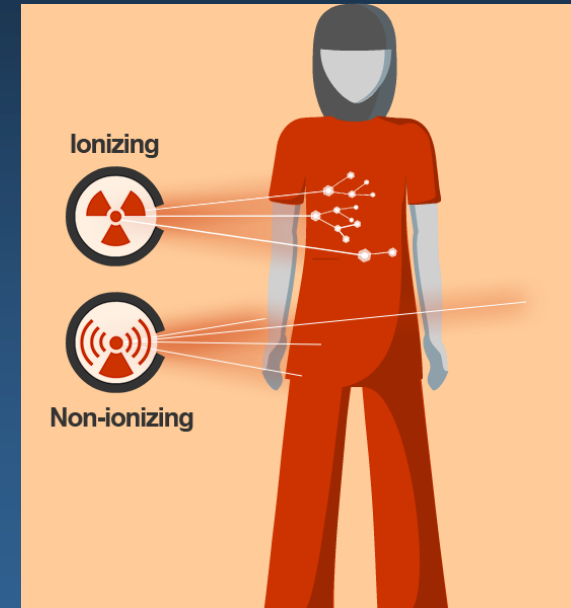
Δύναται να προκαλέσει ιονισμούς στα άτομα του υλικού που προσβάλλει

- Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία υψηλής ενέργειας (ακτίνες X, ακτίνες γ)
- Σωματιδιακή ακτινοβολία
 - Ηλεκτρόνια, ποζιτρόνια
 - νετρόνια
 - σωματίδια α

• Μη-ιοντίζουσα ακτινοβολία

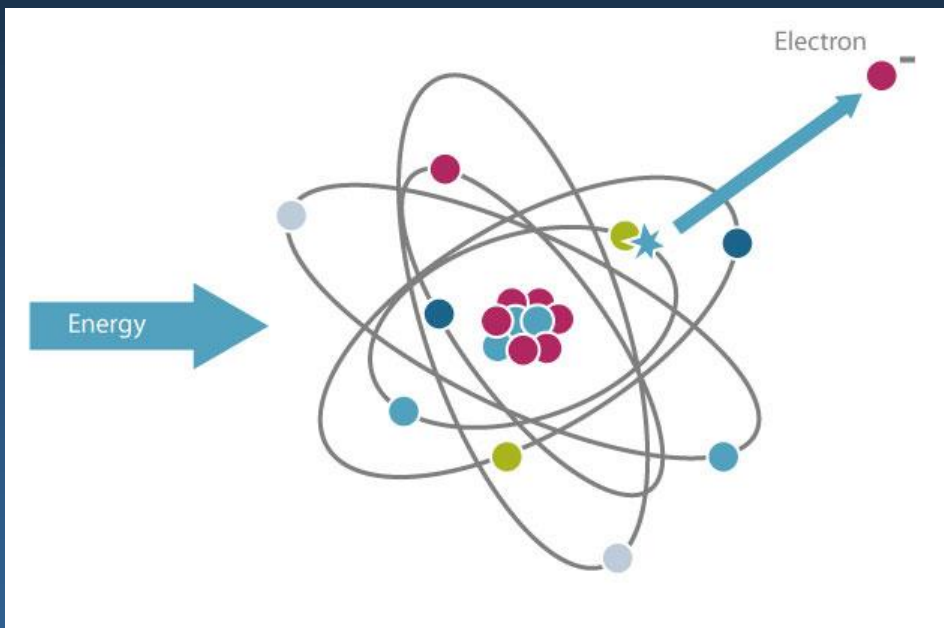
ΔΕΝ δύναται να προκαλέσει ιονισμούς στα άτομα του υλικού που προσβάλλει

- Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία χαμηλής ενέργειας
 - Η/Μ ακτινοβολία από γραμμές μεταφοράς
 - Ραδιο-κύματα
 - Μικροκύματα
 - Υπέρυθρες
 - Ορατό φάσμα
 - Υπεριώδεις



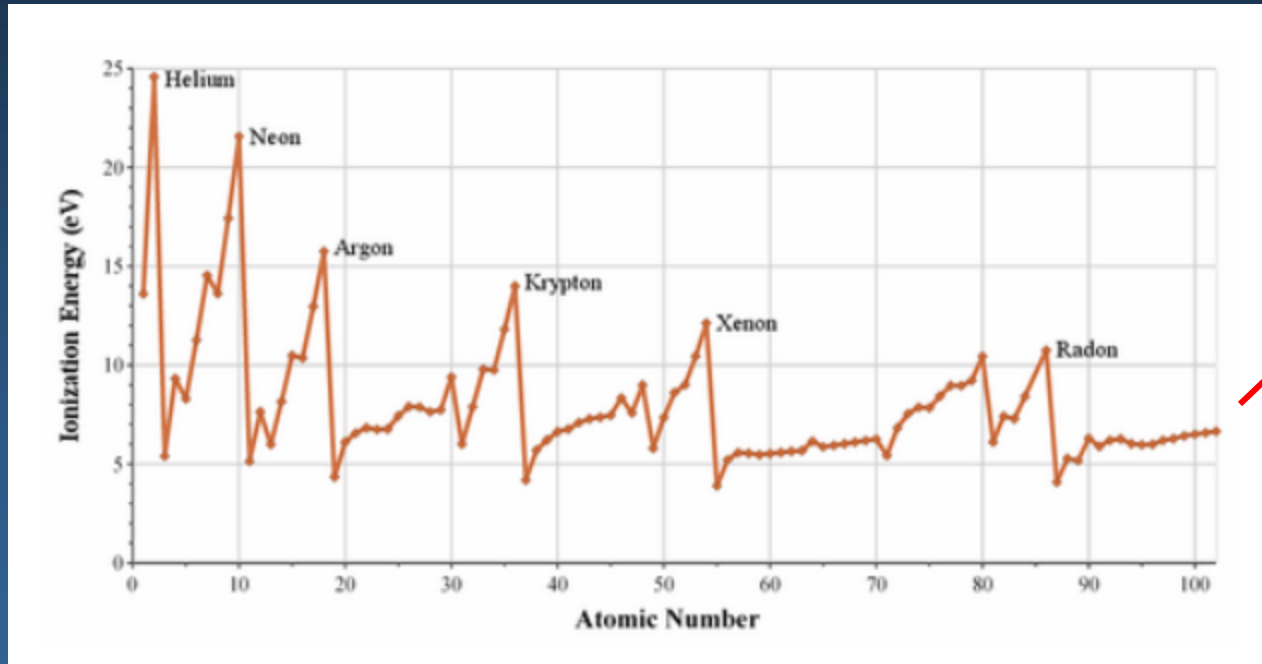
Τι είναι ιοντισμός της ύλης;

Απαιτείται ενέργεια 4-25 eV

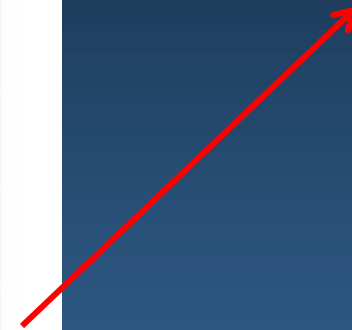


Z	Στοιχείο	Ενέργεια Ιονισμού / eV*							
		I ₁	I ₂	I ₃	I ₄	I ₅	I ₆	I ₇	I ₈
1	H	13,60							
2	He	24,6	54,4						
3	Li	5,4	75,6	121,8					
4	Be	9,3	18,1	153,1	216,6				
5	B	8,3	25,0	37,8	258,1	338,5			
6	C	11,3	24,3	47,6	64,2	390,1	490		
7	N	14,5	29,5	47,4	77,0	97,4	552	666,8	
8	O	13,6	34,0	54,9	77,0	113	137,5	739	871,1
9	F	17,3	34,8	62,4	86,7	113,7	156,4	184,3	953,6
10	Ne	21,6	40,9	63,2	97,2	126,4	158,0	-	-
11	Na	5,1	47,1	70,7	99,1	138,6	172,4	208,4	264,2
12	Mg	7,6	50	79,7	108,9	141,2	187	225	226
13	Al	6,0	38,7	28,3	119,4	153,4	190,4	241,9	258,1
14	Si	8,2	36,3	33,4	44,9	165,6	205,1	246,4	303,1
15	P	11,0	39,6	30,0	51,1	64,7	220,4	263,3	309,3
16	S	10,4	23,3	34,9	47,1	72,5	88,0	281,0	328,8
17	Cl	13,0	23,8	39,9	53,5	67,8	96,7	114,3	348,3
18	Ar	15,8	27,6	40,9	59,8	75,0	91,3	124,0	143,5
19	K	4,3	31,8	46,5	60,9	82,6	99,7	118	155
20	Ca	6,1	11,9	51,2	67	84,4	109	128	143

Απαιτούμενη ενέργεια για ιοντισμό



$$E_{\text{ion}} > 4 \text{ eV}$$



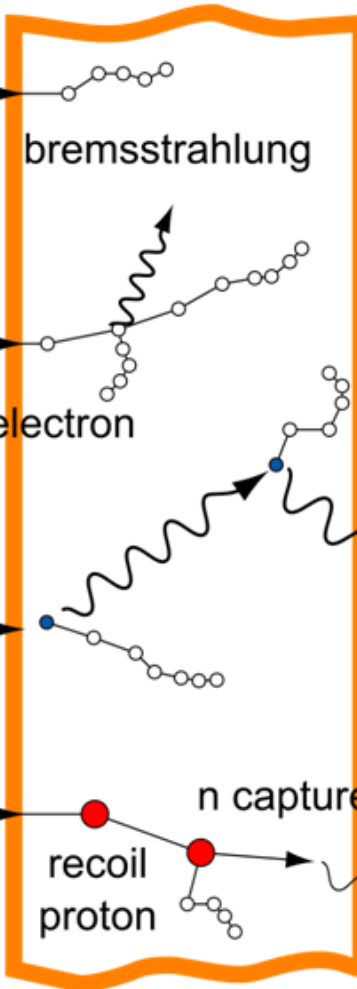
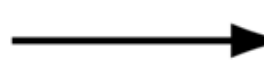
Δόση από ιοντίζουσα ακτινοβολία

- Δόση = ενέργεια/μάζα
 - Μονάδα δόσης Gray (Gy) = 1J/kg
 - 1mGy = 1/1000 Gy = 1mJ/kg
 - 1 J = 6.2×10^{18} eV και 1 mJ = 6.2×10^{15} eV
 - Όταν μάζα 1kg απορροφά 1 mJ η δόση είναι 1 mGy και στην ύλη παράγονται:
(6.2×10^{15} eV)/(απαιτούμενη ενέργεια για έναν ιονισμό) $\approx 10^{14}$ ιονισμοί!!!
- Ενεργός δόση
 - Χρησιμοποιείται για καθορισμό ακτινικής επιβάρυνσης από μη ολόσωμη ακτινοβολία
 - Μονάδα ενεργού δόσης Sievert (Sv)
 - 1 mSv = 1/1000 Sv
 - Όταν όλοι οι ιστοί απορροφούν **1 mGy** (ολόσωμη ομοιογενής έκθεση) η ενεργός δόση είναι **1 mSv**
 - Όταν η μέγιστη δόση σε κάποιο ιστό είναι **1 mGy** με τους υπόλοιπους να απορροφούν μικρότερη δόση (μερική ανομοιογενής έκθεση) η ενεργός δόση είναι **<1 mSv**

Ιοντίζουσες ακτινοβολίες (ΙΑ)

σωμάτιο

α



bremsstrahlung

σωμάτιο

β



δ -electron

ΙΑ

ΙΑ

H/M κύμα

γ



ΙΑ μόνο αν $E_{H/M} \uparrow$

σωμάτιο

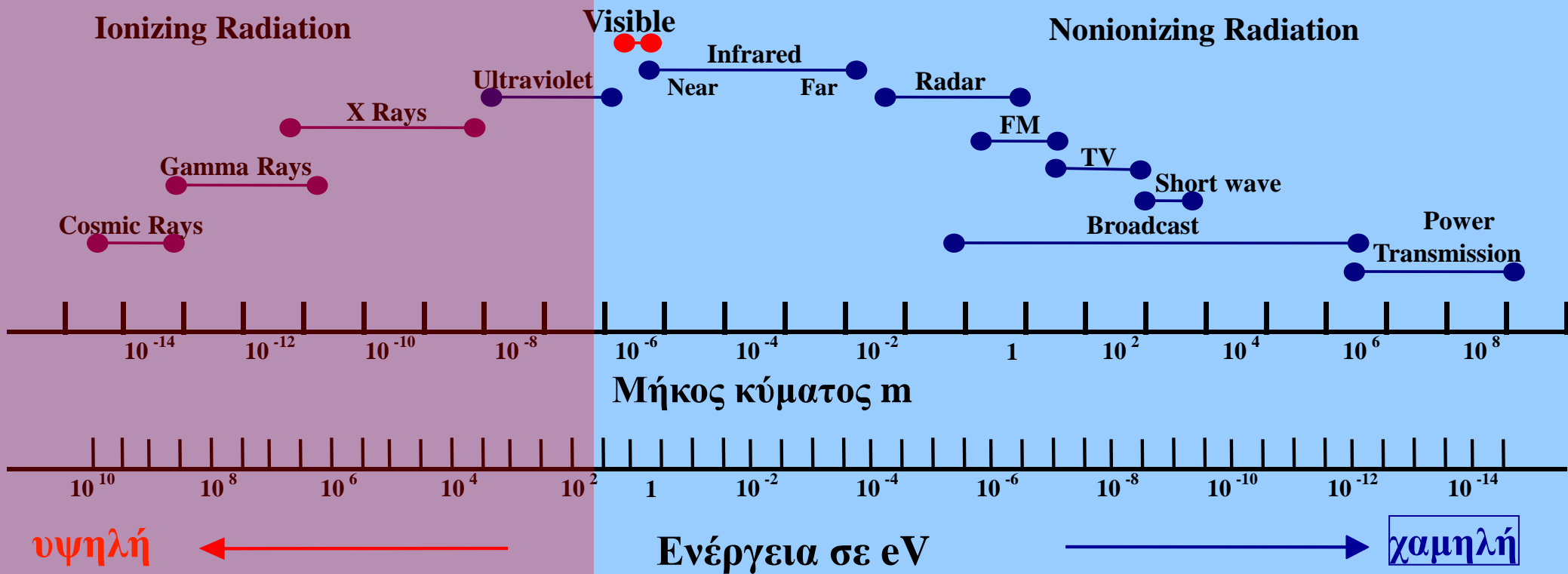
n



n capture photon
recoil proton

ΙΑ

Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα (ιοντίζουσα και μη ιοντίζουσα Η/Μ ακτινοβολία)



Ακτίνες γ και ακτίνες X: είναι ΙΑ



- Roentgen 1895
- Είναι Η/Μ φύσης (φωτόνια)
- Παράγονται
 - Σε αποδιεγέρσεις ατόμων
 - Κατά την επιβράδυνση ταχέως κινούμενων φορτισμένων σωματίων
- Έχουν μεγάλη διεισδυτική ικανότητα στην ύλη
- Ακτινοδιάγνωση/Ακτινοθεραπεία

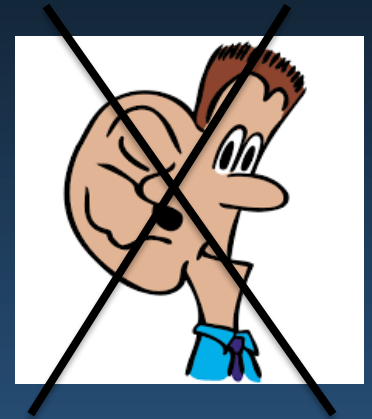
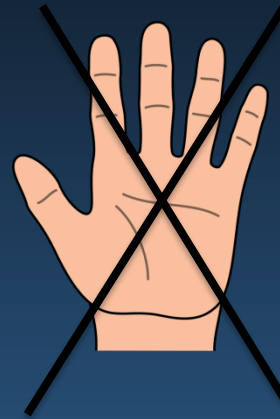
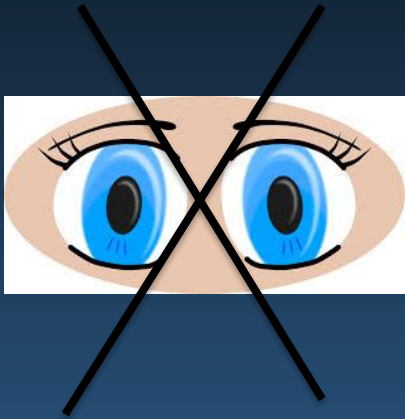


- Becquerel 1896
- Είναι Η/Μ φύσης (φωτόνια)
- Παράγονται
 - Σε αποδιεγέρσεις πυρήνων ατόμων
- Έχουν μεγάλη διεισδυτική ικανότητα στην ύλη
- Πυρηνική ιατρική

Γιατί ενδιαφέρουν οι επιδράσεις της ιοντίζουσας ακτινοβολίας σε βιολογικό ιστό;

- Η έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία:
 - είναι ένας από τους πολλούς βλαπτικούς παράγοντες του περιβάλλοντος
 - είναι αναπόφευκτη
 - χαρακτηρίζεται από μεγάλη βλαπτική ικανότητα σε σχέση με την ενέργεια που μεταφέρει
 - χρησιμοποιείται ευρέως στη διάγνωση και θεραπεία παθήσεων
 - αποτελεί έναν μη-αισθητό κίνδυνο

Ανίχνευση ραδιενέργειας/ακτινοβολίας



Μη αισθητός κίνδυνος ↔ Άγνοια + Φόβος

Βλαπτική ικανότητα ιοντιζουσών ακτινοβολιών

- Ολόσωμη δόση $5 \text{ Gy} = 5 \text{ j/kg}$ προκαλεί το θάνατο σε ποσοστό 50% ενώ πολύ μικρότερη δόση δύναται να προκαλέσει καρκινογέννεση

- Η αντίστοιχη απορροφούμενη ενέργεια είναι:

$$5 \text{ j/kg} \times 70 \text{ kgr} = 350 \text{ j} = 84 \text{ cal}$$

- Η απορρόφηση 84 cal προκαλεί αύξηση της θερμοκρασίας του σώματος κατά:

$$84 \text{ cal} \times 1 \text{ }^\circ\text{C gr/cal} \times 70.000 \text{ gr} = 0.0012 \text{ }^\circ\text{C}$$

Δραστηριότητα

Δίνεται ο παρακάτω πίνακας:

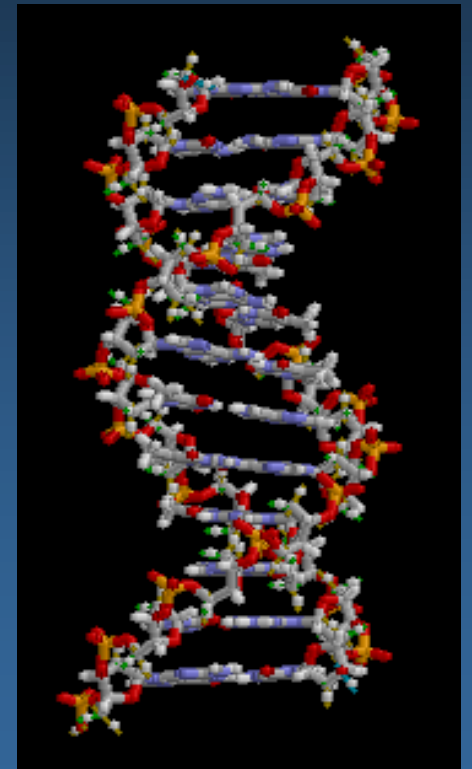
Σώμα	m(kg)	v(m/s)	K(Joule)
Πετρελαιοφόρο	$18 \cdot 10^7$	—	$9 \cdot 10^9$
Αεριοθούμενο Boeing 747	—	200	$7 \cdot 10^9$
Αυτοκίνητο	10^3	30	—
Δρομέας 100m	80	—	$4 \cdot 10^3$
Σφαίρα όπλου	0,02	400	$4 \cdot 10^3$
Σταγόνα βροχής	—	0,4	$4 \cdot 10^{-5}$

Ηλιακή ακτινοβολία και ιοντίζουσες ακτινοβολίες

- Η ένταση του ηλιακού φωτός είναι περίπου $500\text{W}/\text{m}^2$ και η επιφάνεια του σώματος που εκτίθεται όταν κάνουμε ηλιοθεραπεία είναι περίπου 0.5 m^2 , άρα η απορρόφηση ενέργειας από τους ιστούς είναι $250\text{ W} = 250\text{ j}/\text{sec}$
- Επομένως θα αρκούσε ηλιοθεραπεία διάρκειας $350/250\text{ sec} = 1.4\text{ sec}$ για να προσλάβουμε το ίδιο ποσό ενέργειας
- Αν η ηλιακή ακτινοβολία είχε την ίδια βλαπτική ικανότητα με την ιοντίζουσα ακτινοβολία, 1.4 s ηλιοθεραπείας θα προκαλούσαν θάνατο σε 50% των λουόμενων

Ευπάθεια βιο-ύλης στην ιοντίζουσα ακτινοβολία

- Η ερμηνεία της ακτινοευαισθησίας των βιολογικών συστημάτων επιτεύχθηκε με αναζήτηση ευαίσθητων στόχων σε κυτταρικό επίπεδο
- Το μόριο του DNA (πέραν του γενετικού κώδικα περιέχει πληροφορίες για την παραγωγή ενζύμων, πρωτεϊνών και άλλων χημικών ουσιών απαραίτητων για τη λειτουργία του κυττάρου) είναι ο ευαίσθητος στόχος.
- DNA: ένας πολύ μικρός στόχος (μέγεθος 30×10^{-12} m)
 - Σε κάθε μόριο DNA αντιστοιχούν 1.200.000 μόρια H_2O , 700.000 άλλα ανόργανα μόρια, 7.000 μόρια λιπών, 4.000 μόρια οργανικών ουσιών και 700 μόρια πρωτεϊνών



Βιολογικό αποτέλεσμα

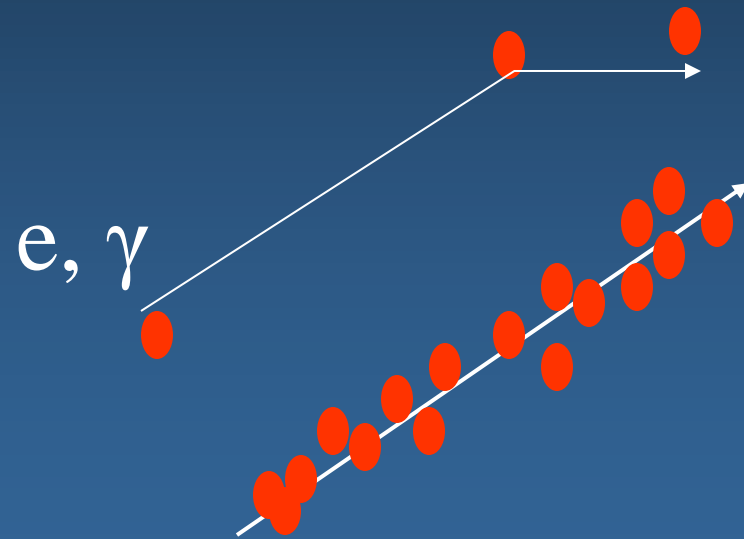
- Αλλοίωση της δομής του DNA ενός κυττάρου δύναται να επιφέρει:
 - Δυσλειτουργία που μπορεί να οδηγήσει στο θάνατο του κυττάρου
 - Καρκινογέννεση
 - Μετάδοση της αλλοίωσης σε επόμενες γενεές αν πρόκειται για γενετικό κύτταρο

Δράση ιοντίζουσας ακτινοβολίας στο DNA

- Θεωρία άμεσης δράσης (Direct action)
- Θεωρία έμμεσης δράσης (Indirect action)
 - Φυσικό στάδιο
 - Φυσικοχημικό στάδιο
 - Βιοχημικό στάδιο
 - Βιολογικό στάδιο

Φυσικό στάδιο (διάρκεια 10^{-12} sec)

- Ιονισμός ύλης
- Η κατανομή ιονισμών εξαρτάται από το είδος της προσπιπτουσας ακτινοβολίας.

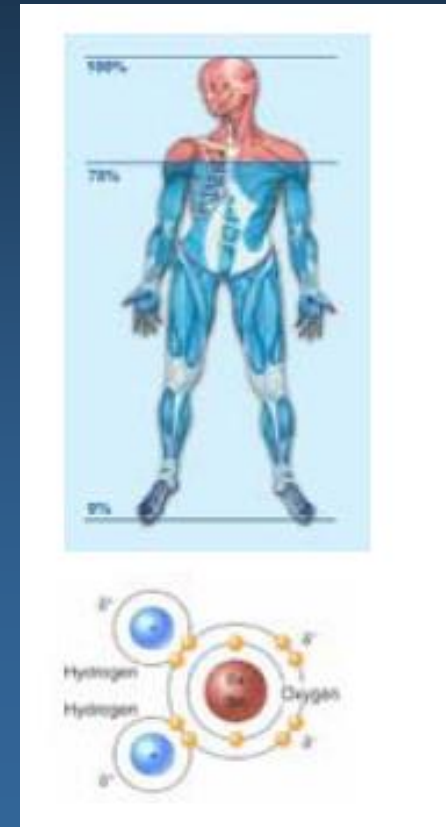
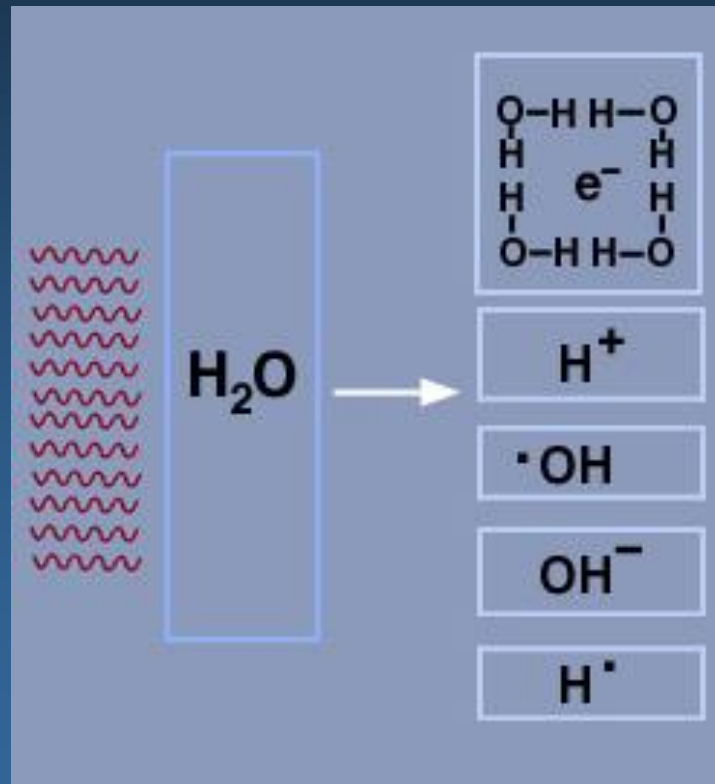


● : ιονισμός ατόμου

α, βαριά φορτισμένα σωμάτια

Φυσικοχημικό στάδιο (διάρκεια 10^{-10} sec)

- Δημιουργία δραστικών ριζών (ραδιόλυση ύδατος)



Βιοχημικό στάδιο (διάρκεια 10^{-6} sec)

- Επίθεση των δραστικών ριζών στην αλυσίδα του DNA:
- Πιθανά αποτελέσματα:

Μονό σπάσιμο αλυσίδας
Single Strand Break: SSB



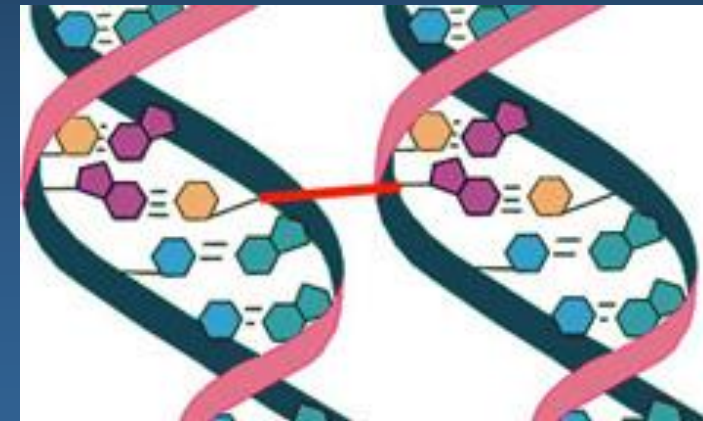
Διπλό σπάσιμο αλυσίδας
Double Strand Break: DSB



Καταστροφή βάσης

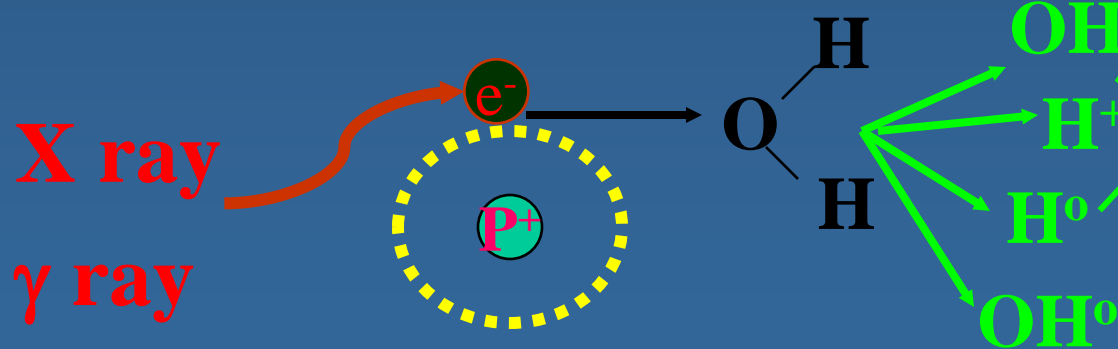
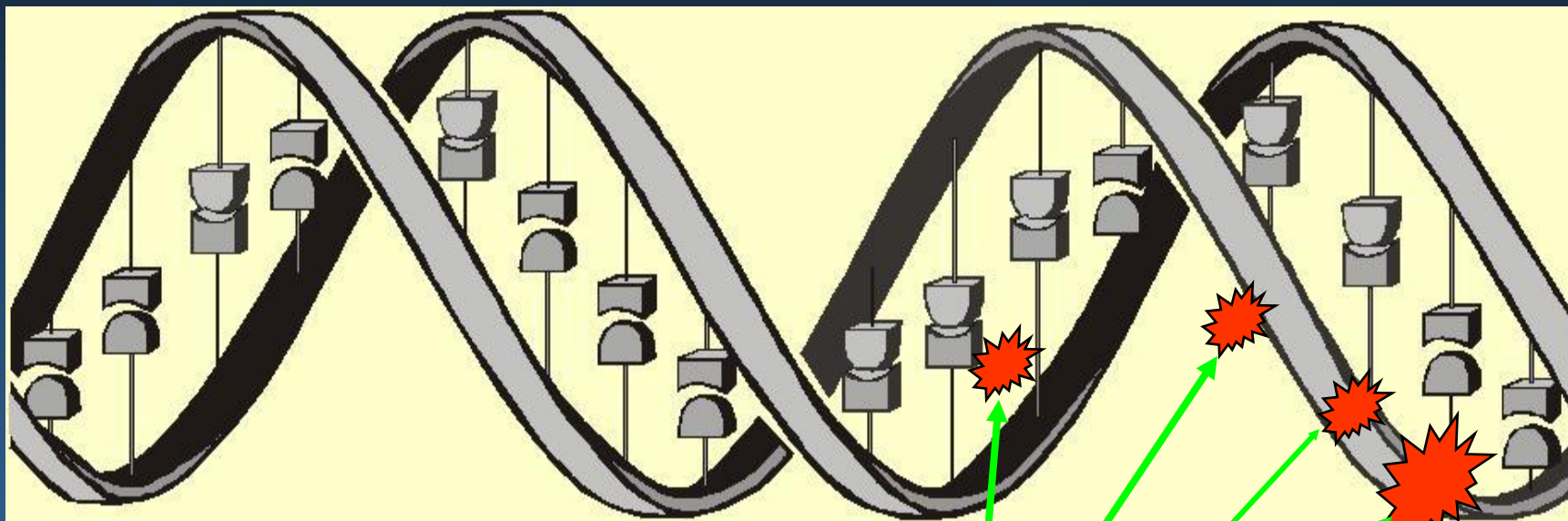


Δεσμός αλυσίδων



Οι παραπάνω βλάβες δύναται να προκληθούν απευθείας από την προσπίπτουσα ακτινοβολία (Θεωρία άμεσης δράσης)

Έμμεση δράση ΙΑ στο μόριο του DNA



Άμεση δράση ΙΑ στο μόριο του DNA



Βιολογικό στάδιο

(διάρκεια μερικά λεπτά ως χρόνια !!!)

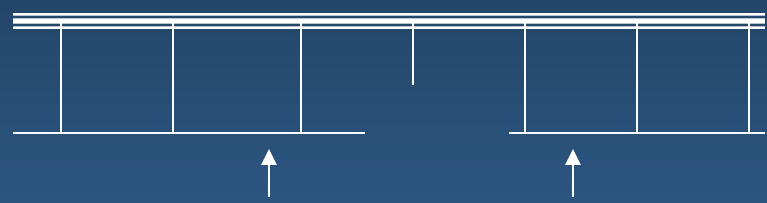
- Φυσιολογικοί επανορθωτικοί μηχανισμοί ενεργοποιούνται προς αποκατάσταση των βλαβών που προκλήθηκαν στο DNA.
- Οι παραμένουσες βλάβες στο DNA ενισχύονται κατά τη διάρκεια μεταβολικών διεργασιών και εκδηλώνονται αργότερα (λανθάνουσα περίοδος)

Επανορθωση με αποκοπή

βλάβη



ενδονουκλεάσες



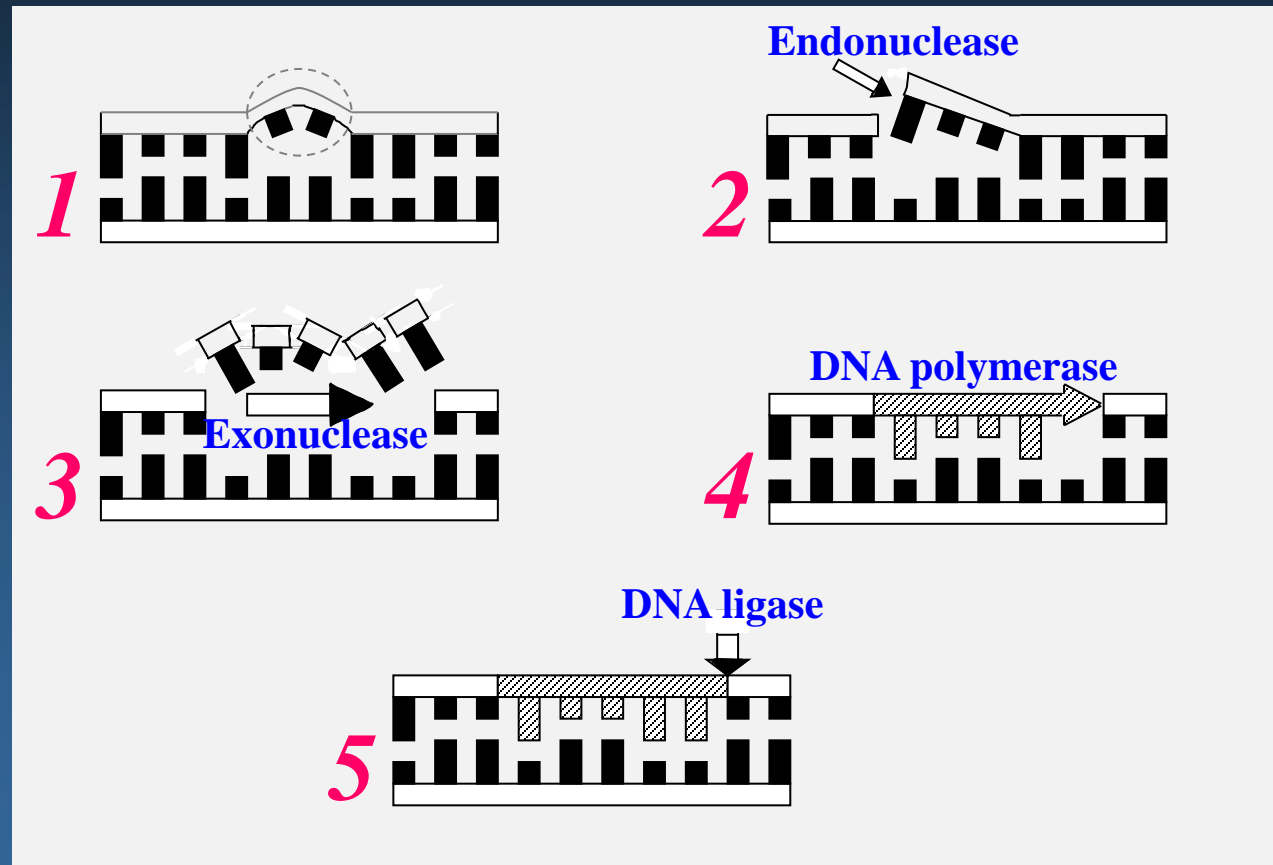
αποκοπή



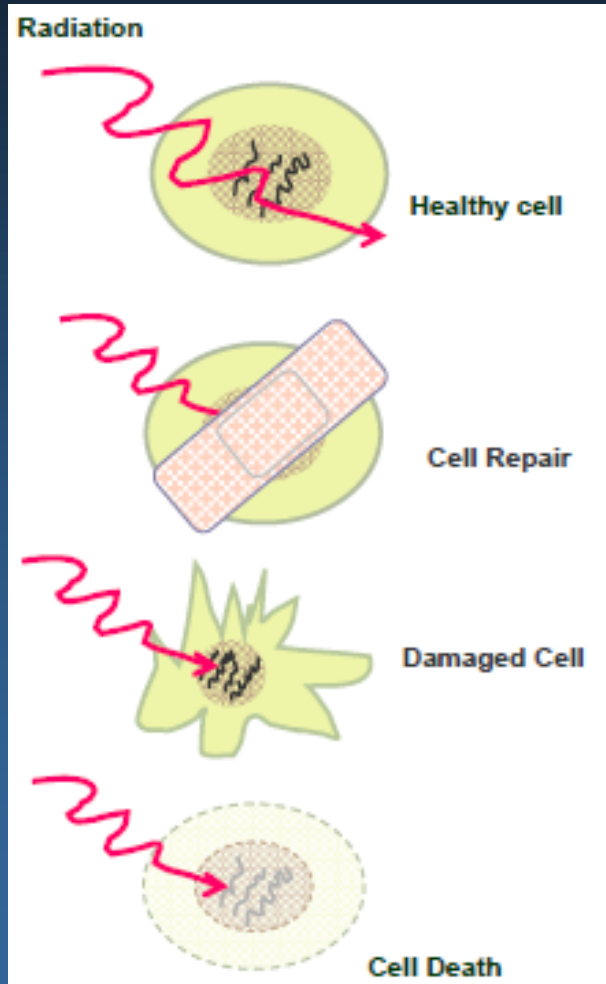
αποκατάσταση



Επανορθωση με αποκοπή



Οι μηχανισμοί επιδιόρθωσης δεν είναι πάντα 100% αποδοτικοί



- Πολύ αποδοτικοί σε
 - SSB
 - καταστροφή βάσης
- Λίγο αποδοτικοί σε
 - DSB
- Καθόλου αποδοτικοί σε
 - δεσμούς αλυσίδων (cross linkage)

Μακροσκοπικά βιολογικά αποτελέσματα

- Τα μακροσκοπικά αποτελέσματα στον ζώντα οργανισμό όφειλονται σε βλάβες που προκαλούνται σε κυτταρικό επίπεδο και χωρίζονται σε:
 - Καθορισμένα (Deterministic effects)
 - Στοχαστικά (Stochastic effects)

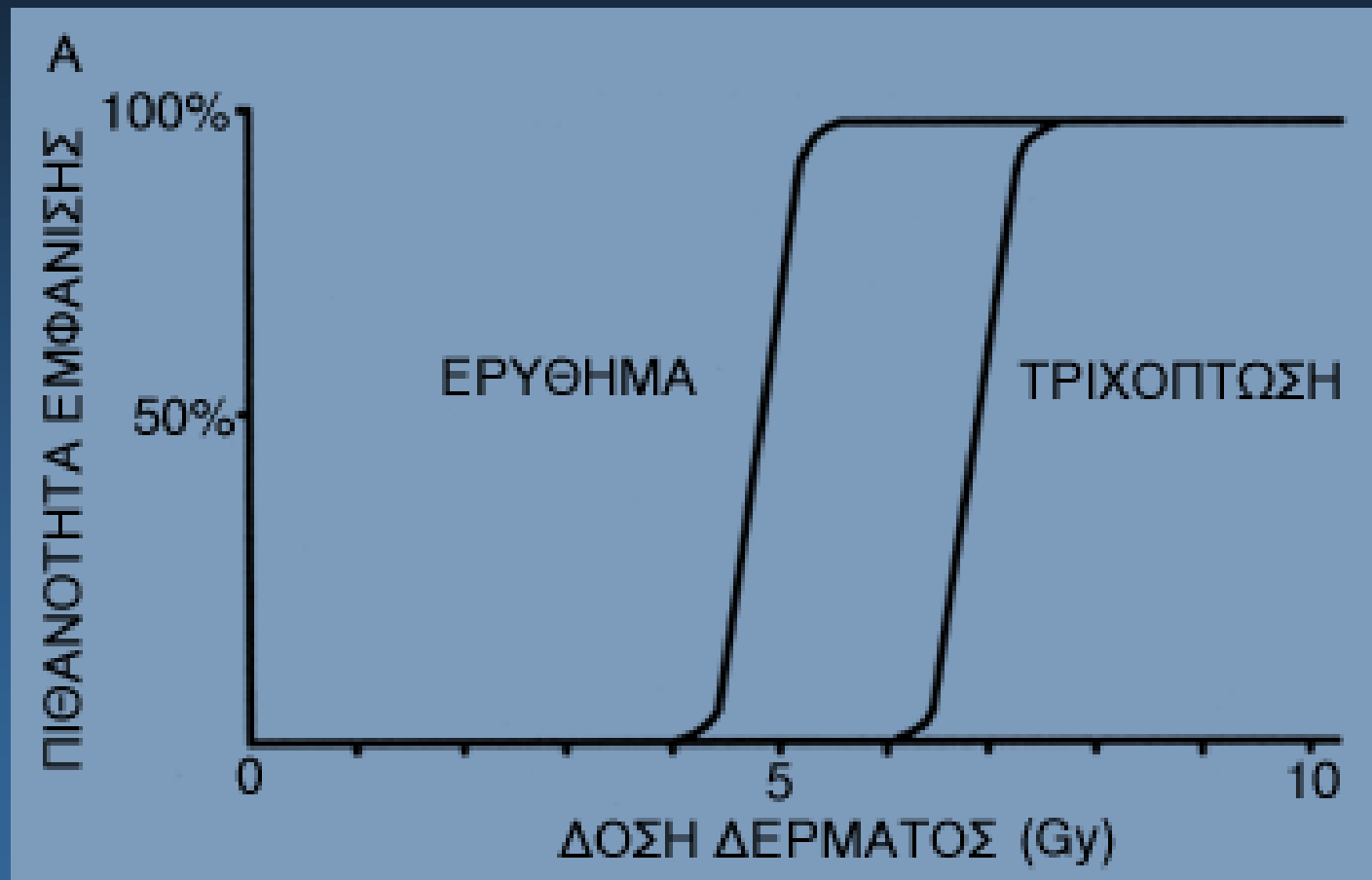
Καθορισμένα αποτελέσματα (deterministic effects)

- Ερύθημα, τριχόπτωση, νέκρωση δέρματος, καταρράκτης,
- Θάνατος λόγω αιμοποιητικού συνδρόμου, θάνατος λόγω γαστρεντερικού συνδρόμου, θάνατος λόγω συνδρόμου κεντρικού νευρικού συστήματος

Χαρακτηριστικά

- Κυτταρικός θάνατος για **σημαντικό αριθμό κυττάρων** ενός ιστού
- **Άμεσα αποτελέσματα** (εμφανίζονται από ώρες μέχρι λίγες μέρες μετά την έκθεση)
- **Υπάρχει κατώφλι δόσης** κάτω από το οποίο δεν εμφανίζονται
- Η βαρύτητα είναι **ανάλογη της απορροφούμενης δόσης**

Πιθανότητα εμφάνισης καθορισμένων αποτελεσμάτων



Δόσεις κατωφλίου για καθορισμένα αποτελέσματα

Καθορισμένα αποτελέσματα	Μόνο εάν ...
Δερματικό ερύθημα	Δόση δέρματος > 2 Gy
Καταρράκτης	Δόση στο φακό > 0.5 Gy
Προσωρινή τριχόπτωση	Δόση δέρματος > 3 Gy
Μόνιμη τριχόπτωση	Δόση δέρματος > 7 Gy
Νέκρωση δέρματος	Δόση δέρματος > 18 Gy
Θάνατος λόγω αιμοποιητικού συνδρόμου	Ολόσωμη δόση >2.5 Gy
Θάνατος λόγω γαστρεντερικού συνδρόμου	Ολόσωμη δόση >5 Gy
Θάνατος λόγω συνδρόμου ΚΝΣ	Ολόσωμη δόση >100 Gy

Θανατηφόρος δόση (Lethal Dose)

- Θανατηφόρος δόση 50% (Lethal Dose 50%: LD50) είναι η δόση που προκαλεί την απώλεια της βιολογικής ιδιότητας στο 50 % των ακτινοβοληθέντων κυττάρων ή οργανισμών.

Θανατηφόρος δόση

	LD _{50%} (Gy)
Άνθρωπος	5
Θηλαστικά	4-8
Έντομα	800
Ιοί, Βακτήρια	3000

Στοχαστικά αποτελέσματα

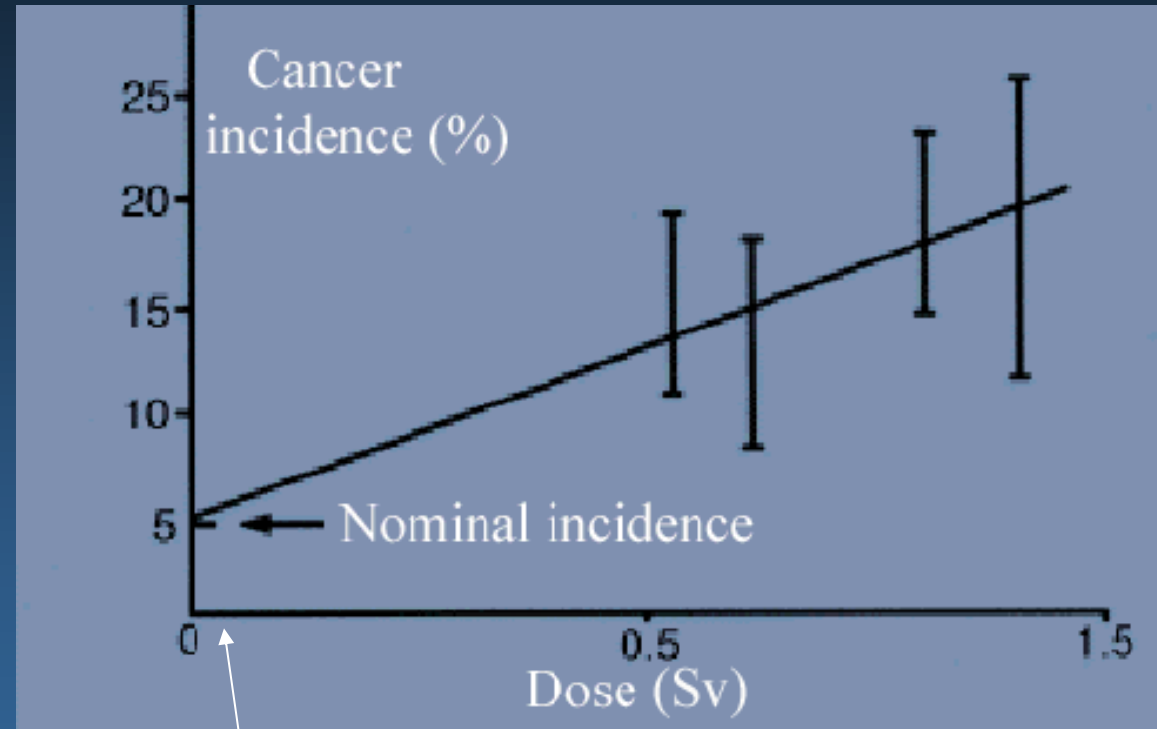
–Καρκινογέννεση, γενετικές ανωμαλίες, βράχυνση χρόνου ζωής

Χαρακτηριστικά

- Εμφανίζονται ακόμα και όταν **ένα κύτταρο** αλλοιωθεί
- **Απώτερα αποτελέσματα** (μπορεί να εμφανιστούν χρόνια μετά την έκθεση)
- **Δεν εμφανίζουν κατώφλι δόσης**
- Η **δριμύτητα** του αποτελέσματος **δεν εξαρτάται από τη δόση**
- Η **πιθανότητα** να συμβούν είναι **ανάλογη της δόσης**

Πιθανότητα εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων

- Δεν υπάρχουν ‘πειραματικά’ δεδομένα για ‘low doses’
- Παρέκταση (extrapolation)



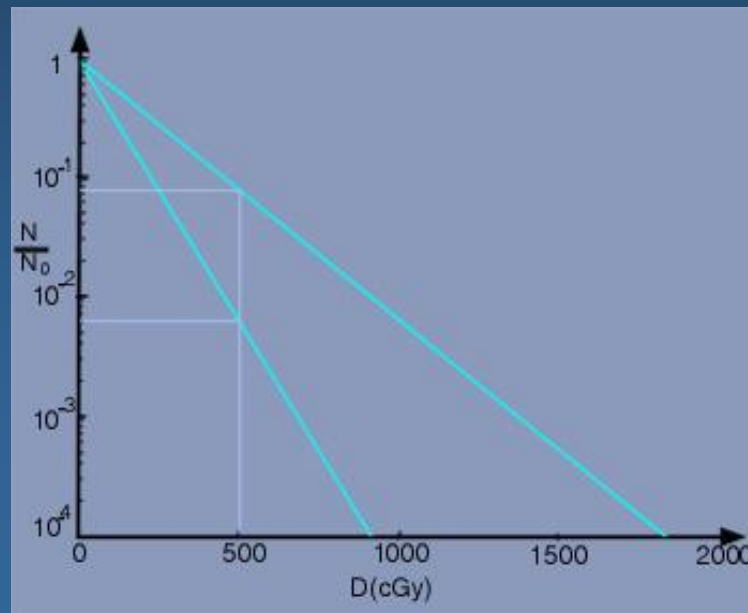
Ιατρικές εκθέσεις

Εκτίμηση Κινδύνου μετά από Ακτινοβόληση

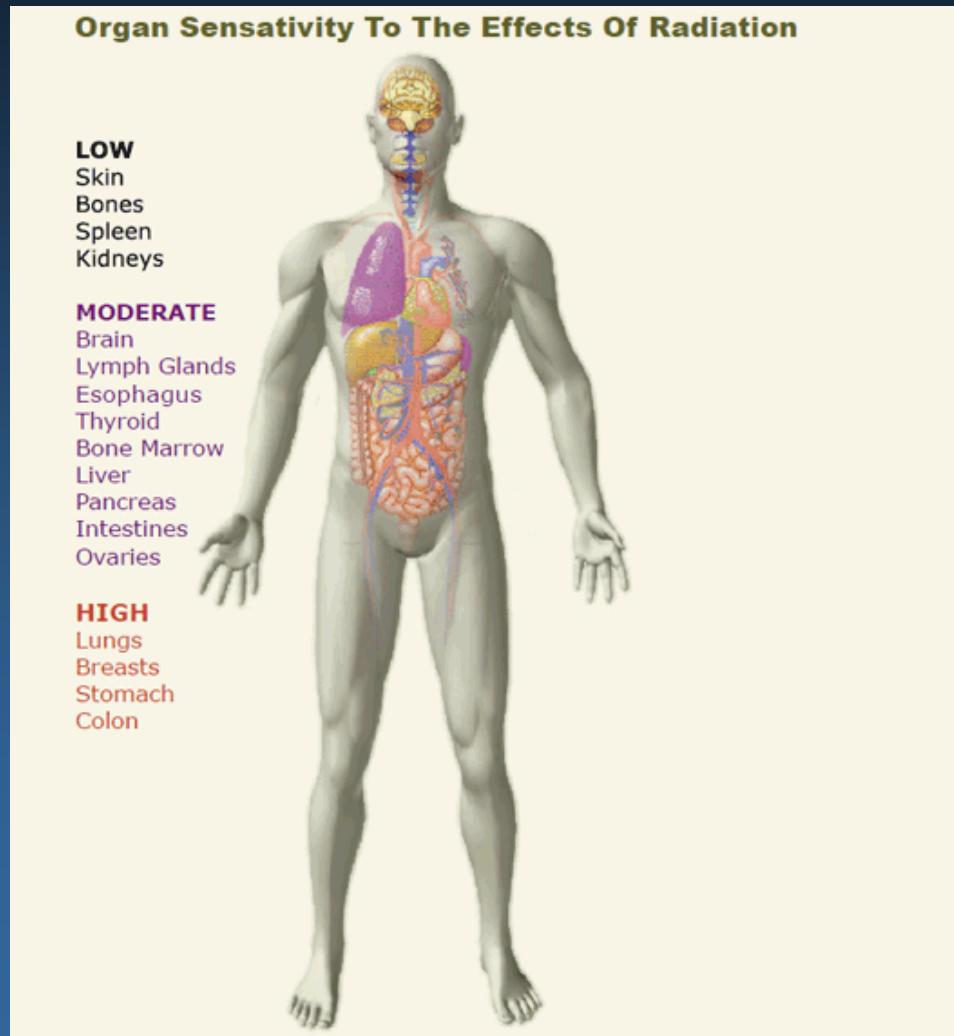
Καμπύλες επιβίωσης

- Αναφέρονται σε διατήρηση κάποιας βιολογικής λειτουργίας σε κύτταρα που ακτινοβολούνται.

- Ποσοστό επιβίωσης (survival fraction): $\frac{\text{Πλήθος κυττάρων που διατηρούν την ιδιότητα}}{\text{Συνολικό πλήθος κυττάρων}}$



Είδος ιστού και ακτινοευαισθησία

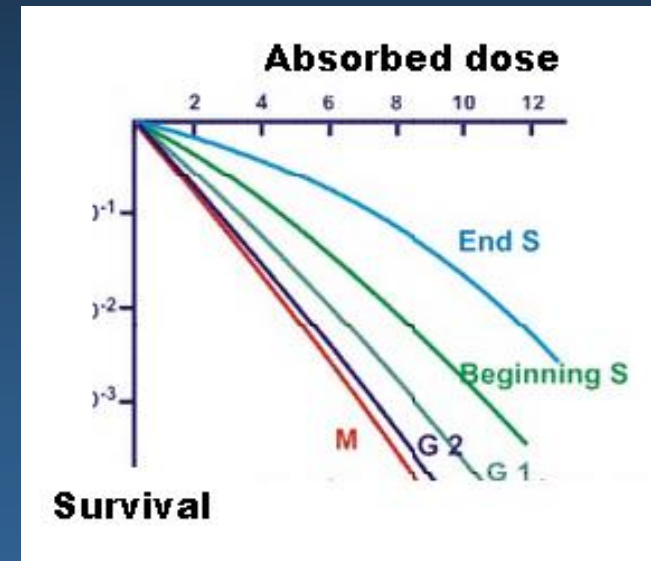
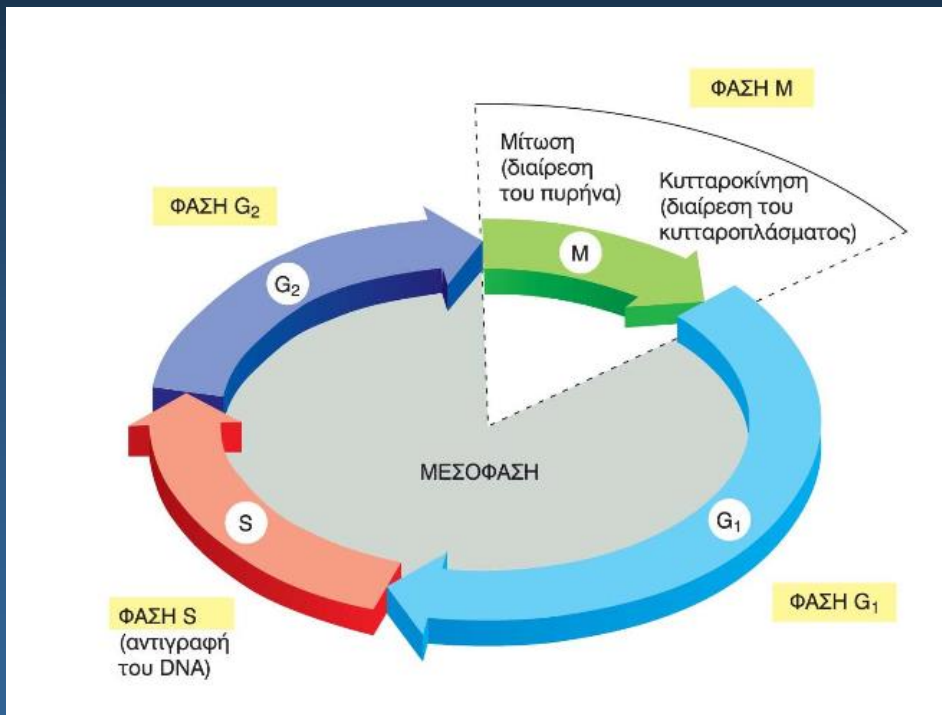


Παράγοντες που επηρεάζουν το βιολογικό αποτέλεσμα της έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία

- Βιολογικοί παράγοντες
 - **Φάση κυτταρικού κύκλου**
 - Φύλο (τα αρσενικά θηλαστικά πιο ευαίσθητα)
 - Μεταβολικοί παράγοντες (αναπαραγωγική δραστηριότητα, χειμερία νάρκη)
 - Ηλικία (νεαρά και ηλικιωμένα άτομα πιο ευαίσθητα)
 - Άλλοι (ώρα ακτινοβολήσης, περιβάλλον, διαίτα κ.α.)
- Φυσικοί παράγοντες
 - **Είδος ακτινοβολίας**
 - Ρυθμός απορροφούμενης δόσης (χαμηλός ρυθμός συνεπάγεται χαμηλή δραστικότητα)
 - **Κατάτμηση δόσης**
 - Θερμοκρασία (αύξηση θερμοκρασίας συνεπάγεται αύξηση ακτινοευαισθησίας)
- Χημικοί παράγοντες
 - **Τάση οξυγόνου**
 - Διάφορες χημικές ουσίες (χημειοευαισθητοποιιές ουσίες)

Κυτταρικός κύκλος και ακτινοευαισθησία

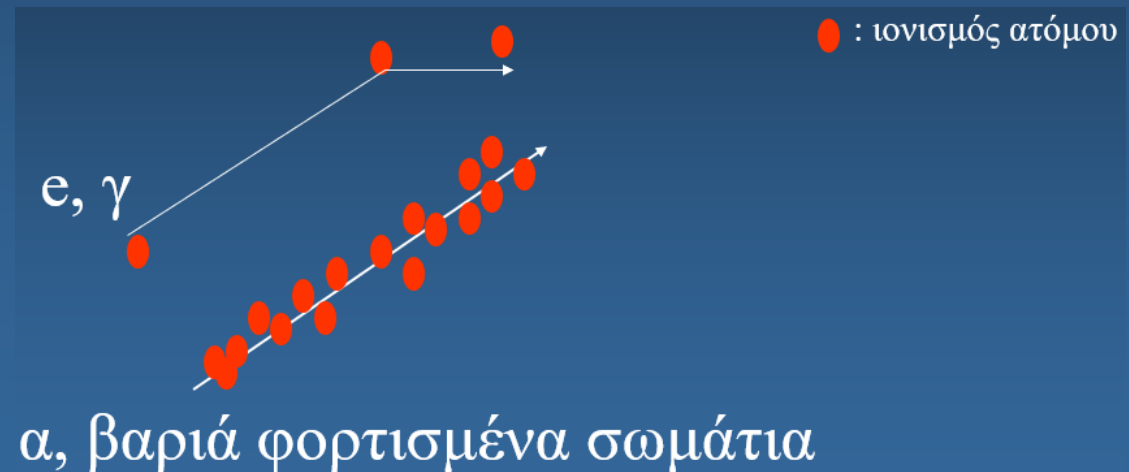
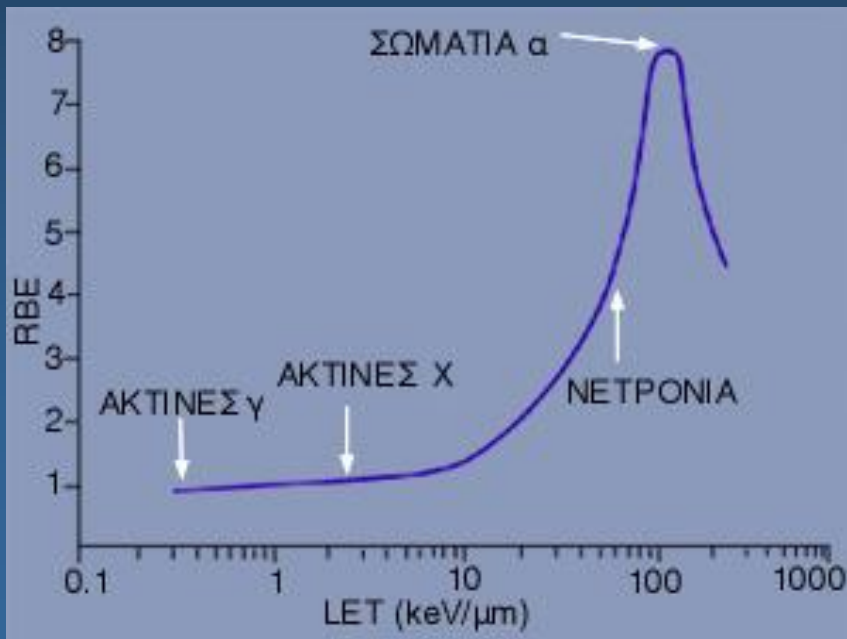
- Κύτταρα σε διαφορετικές φάσεις του κυτταρικού κύκλου παρουσιάζουν διαφορετική ακτινοευαισθησία



Τα κύτταρα είναι πιο ευαίσθητα στην ακτινοβολία όταν βρίσκονται στις φάσεις M και G₂ και πιο ανθεκτικά προς το τέλος της φάσης S

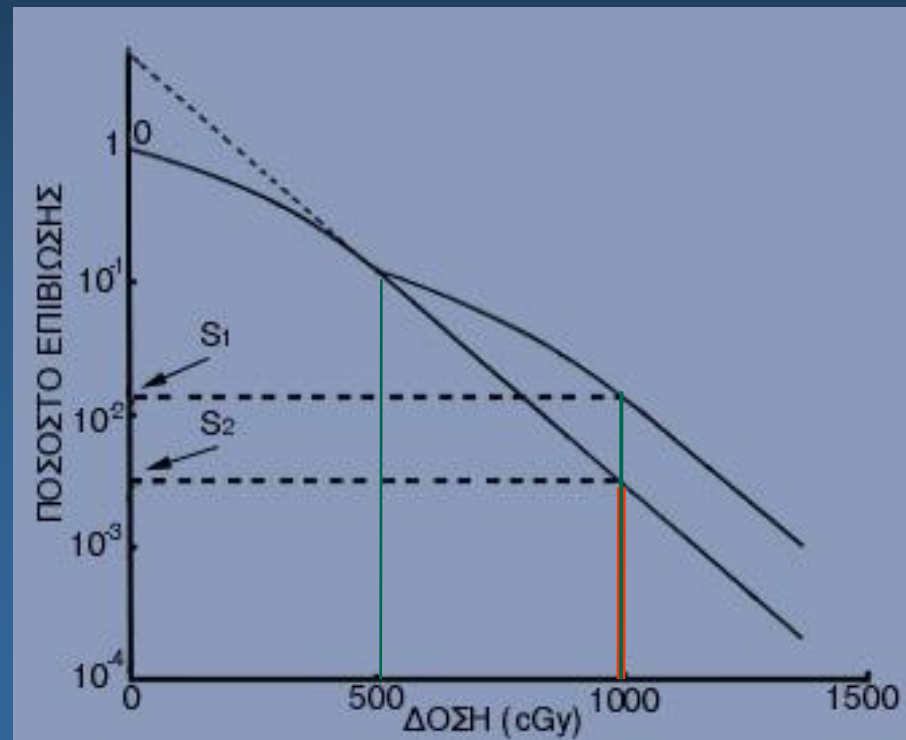
Είδος ακτινοβολίας και ακτινοευαισθησία

- Το βιολογικό αποτέλεσμα εξαρτάται έντονα από την πυκνότητα ιονισμών που προκαλεί η δράση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας
- Η πυκνότητα ιονισμών είναι ανάλογη της γραμμικής μετάδοσης ενέργειας [Linear Energy Transfer: LET(keV/μm)]



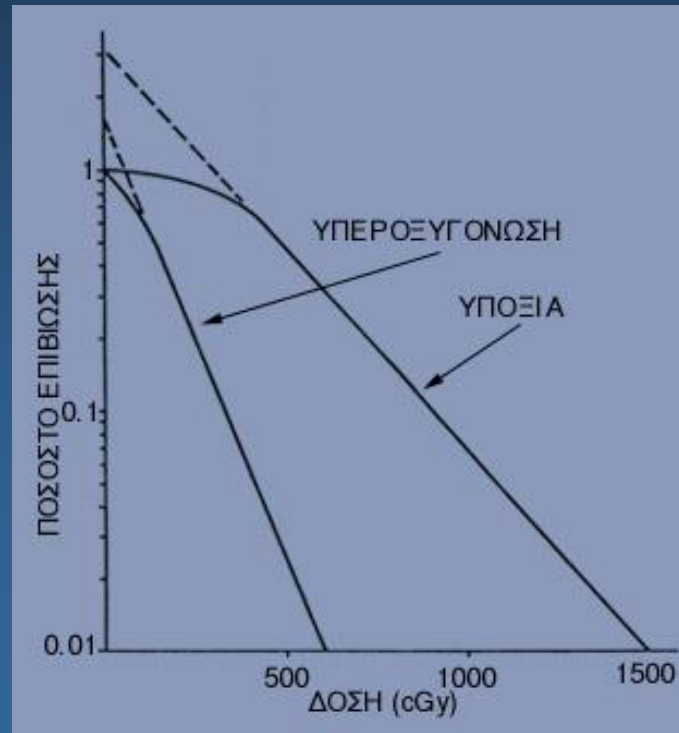
Κατάτμηση δόσης και βιολογικό αποτέλεσμα

- Η κατάτμηση της χορηγούμενης δόσης σε ένα πληθυσμό κυττάρων μειώνει το βιολογικό αποτέλεσμα
- Εξηγείται με βάση την ύπαρξη επανορθωτικών μηχανισμών



Η επίδραση της τάσης του οξυγόνου

- Η περίσσεια οξυγόνου σε κυτταρικό πληθυσμό αυξάνει την δραστικότητα της ιοντίζουσας ακτινοβολίας
- Τα νεοπλασματικά κύτταρα είναι συνήθως σε καθεστώς ανοξίας



Φυσικές πηγές έκθεσης σε ακτινοβολία

- Κοσμική ακτινοβολία 0.3 mSv/year
 - πρωτόνια, νετρόνια, ηλεκτρόνια, ποζιτρόνια, ακτίνες X και γ
- Γήινη ακτινοβολία 0.5 mSv/year
 - ραδιενεργό υπέδαφος, ορυκτά, νερό κ.α.
- Εσωτερικές πηγές ακτινοβολήσης 1.9 mSv/year
 - ραδόνιο, κάλιο, φώσφορος, άνθρακας κ.α.
- **Μέσος όρος** **2.7 mSv/yr**

Τεχνητές πηγές έκθεσης σε ακτινοβολία

- Ιατρικές πράξεις 1.8 mSv/yr
- Κατασκευαστικά υλικά & Καταναλωτικά προϊόντα 0.05 mSv /yr
 - τηλεόραση, φωσφορίζοντα ρολόγια,
 - ανιχνευτές καπνού, μηχανήματα ανίχνευσης με ακτίνες X,
 - φυσικό αέριο,
 - τροφές,
 - καπνός
- Πυρηνικές δοκιμές 0.05 mSv/yr

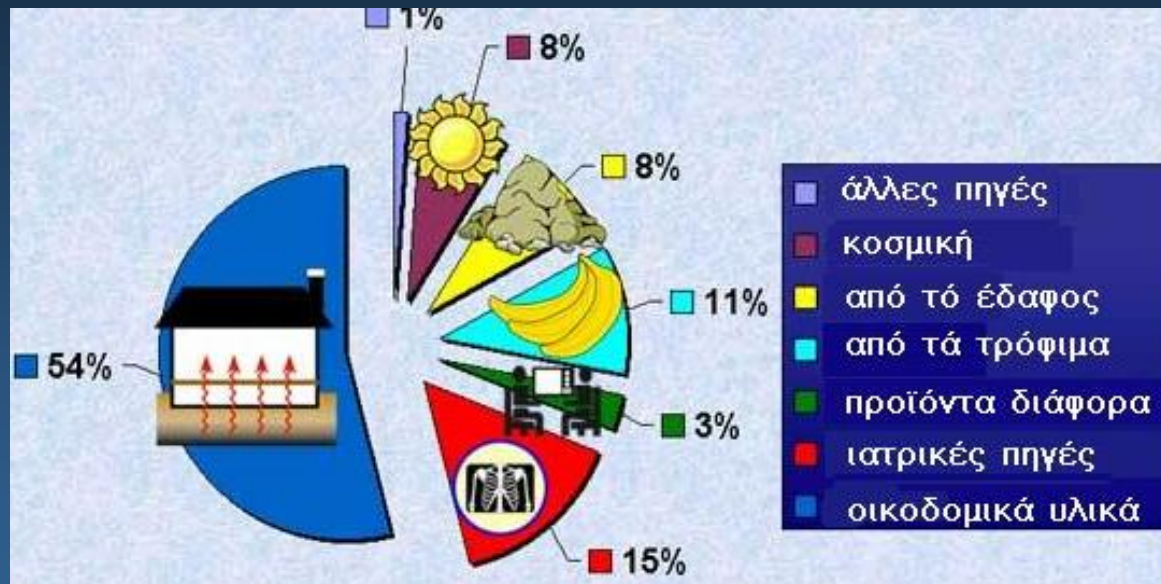
1.9 mSv/yr

Μέση έκθεση γενικού πληθυσμού

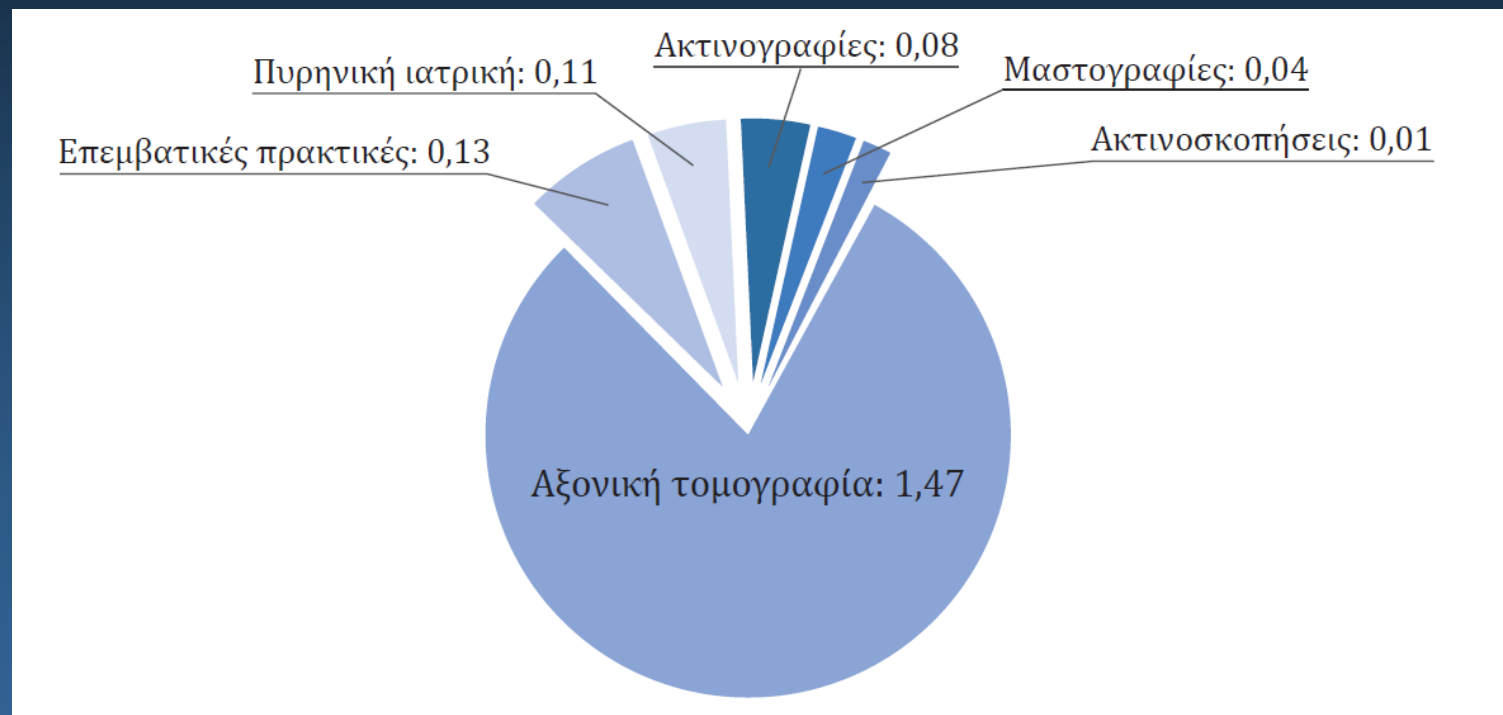
- Φυσικό υπόβαθρο 2.7 mSv/yr
- Τεχνητές πηγές 1.9 mSv/yr

- Μέσος όρος ~ 4.6 mSv/yr

Ιατρικές εκθέσεις συνεισφέρουν 80% στις τεχνητές πηγές έκθεσης σε ΙΑ



Εξετάσεις Υπολογιστικής Τομογραφίας (CT) συνεισφέρουν 80% στην έκθεση από ιατρικές πράξεις



Περιορισμός δόσης από ιοντίζουσες ακτινοβολίες

- ICRP: International Commission on Radiological Protection
 - Δημιουργήθηκε το 1928
 - Σκοπός της είναι να καταγράφει τα επιστημονικά δεδομένα από την έρευνα πάνω στην επίδραση ιοντιζουσών ακτινοβολιών στον άνθρωπο και να προτείνει όρια για τον περιορισμό της έκθεσης από ιοντίζουσες ακτινοβολίες
- NCRP: National Council on Radiation Protection and Measurements
- NRPB: National Radiological Protection Board

Αρχές Ακτινοπροστασίας

Αρχή της αιτιολόγησης	:	Η χρήση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας προσφέρει περισσότερο καλό παρά κακό
Αρχή της βελτιστοποίησης (As Low As Reasonably Achievable: ALARA)	:	Η χρήση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας πρέπει να μεγιστοποιεί τα οφέλη και να μειώνει τις δόσεις όσο είναι λογικά εφικτό
Αρχή των ορίων δόσεων	:	Κανένας δεν πρέπει να εκτίθεται σε απαράδεκτα επίπεδα δόσεων

Μέθοδος θέσπισης ορίων

- Τα όρια πρέπει να είναι πολύ χαμηλότερα της χαμηλότερης δόσης κατωφλίου για εμφάνιση καθορισμένων αποτελεσμάτων (deterministic effects)
- Τα προτεινόμενα όρια περιορίζουν τον κίνδυνο από έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες σε επίπεδο συγκρίσιμο με τους κινδύνους που διατρέχει το άτομο σε μια κοινωνία από άλλους παράγοντες κινδύνου.

Ιστορική αναδρομή

1900: Δόση ερυθήματος 25 Sv

1930: Δόση ανοχής 0.5 Sv

ICRP 1928

1940: Μέγιστη επιτρεπτή δόση 0.25 Sv

NCRP 1932

1980: Όριο Ισοδύναμης δόσης 0.05 Sv

ICRP 1977

1990: Όριο ενεργού δόσης 0.02 Gy

ICRP 1990

2007: Όριο ενεργού δόσης 0.02 Gy

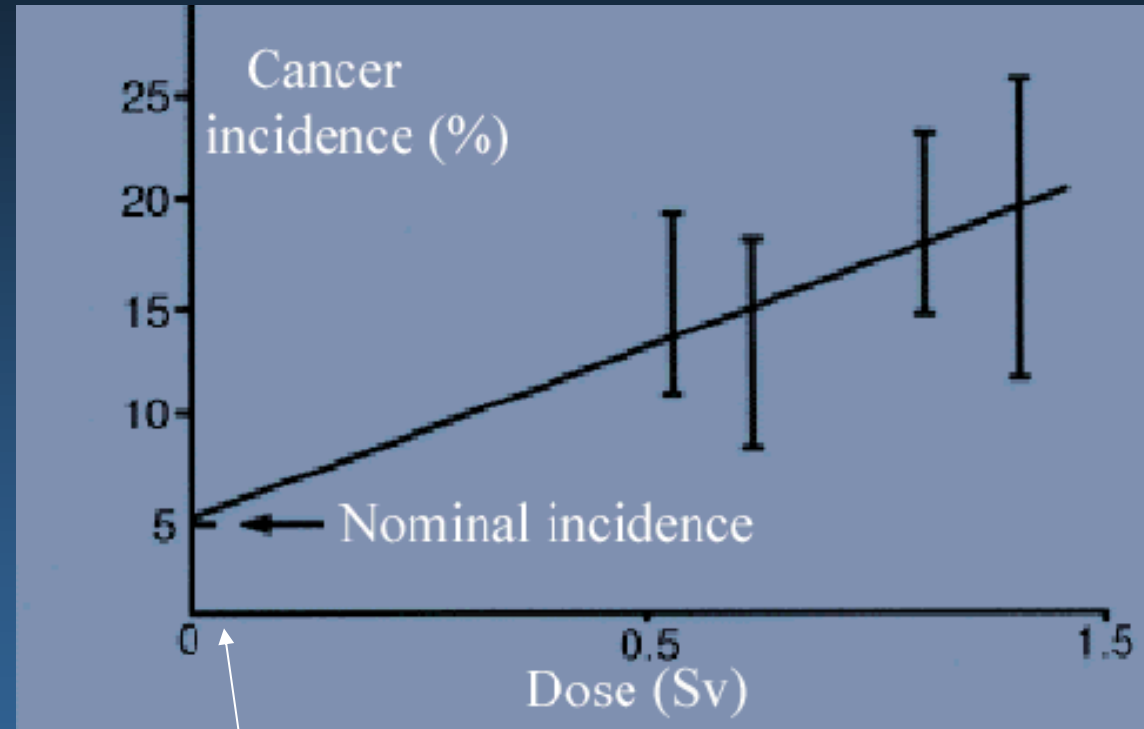
ICRP 2007

Προτεινόμενα όρια (ICRP)

	Επαγγελματικά εκτιθέμενοι	Κοινό
Ενεργός δόση	20 mSv το χρόνο κατά μέσο όρο στην πενταετία με την προϋπόθεση να μην υπερβαίνει τα 50 mSv σε κάθε έτος ξεχωριστά	1 mSv
Ισοδύναμη δόση στο φακό του οφθαλμού	20 mSv	15 mSv
Ισοδύναμη δόση στο δέρμα	500 mSv	50 m Sv
Ισοδύναμη δόση στα χέρια και πόδια	500 mSv	-

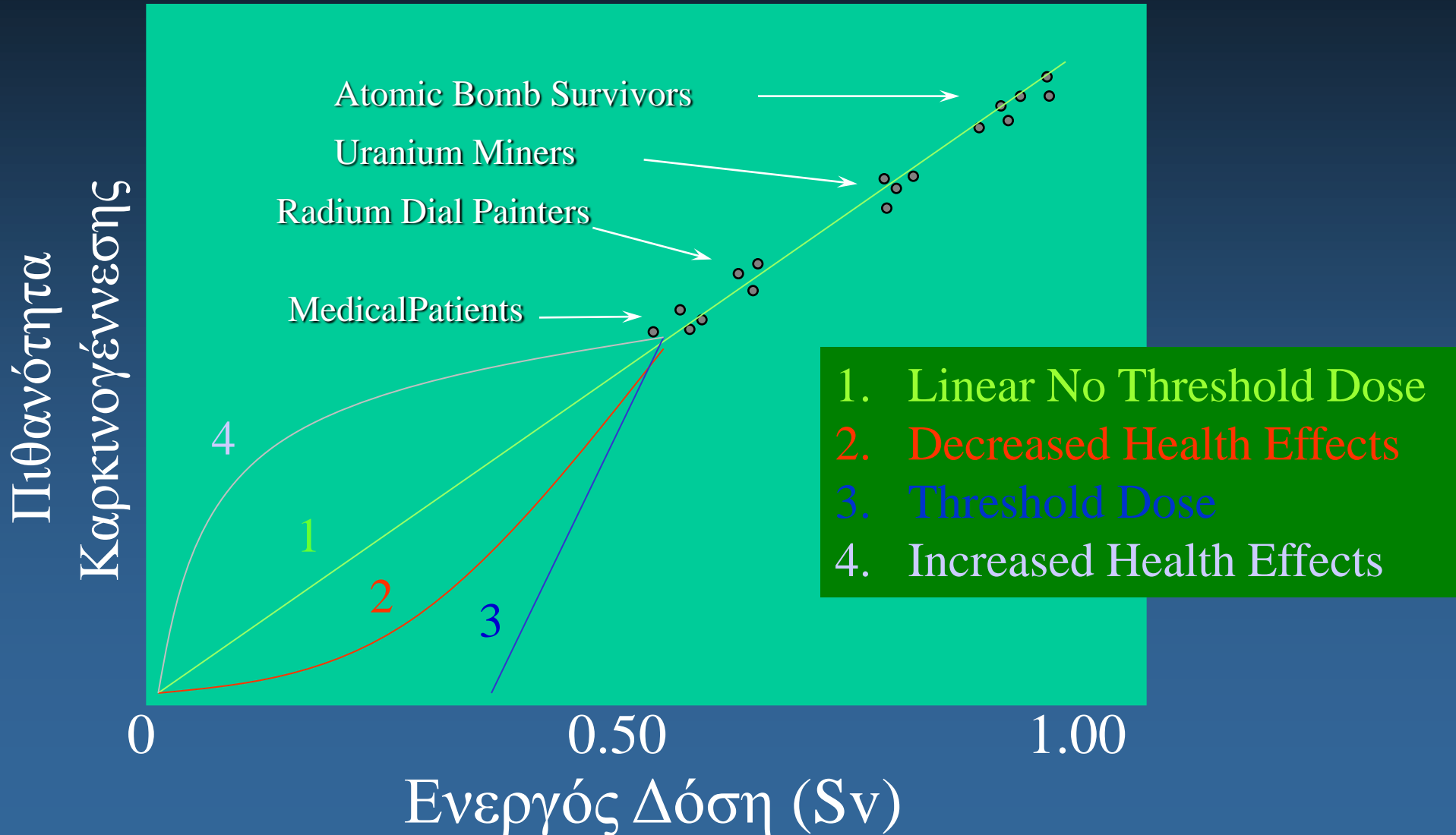
Πιθανότητα εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων

- Δεν υπάρχουν ‘πειραματικά’ δεδομένα για ‘low doses’
- Παρέκταση (extrapolation)



Ιατρικές εκθέσεις

Μοντέλα δόσης-αποτελέσματος



Πιθανότητα πρόκλησης στοχαστικών αποτελεσμάτων λόγω έκθεσης σε ιοντίζουσα ακτινοβολία (ICRP 2007)

	Πιθανότητα βλάβης ($10^{-2} \times Sv^{-1}$)		
	Καρκινογένεση	Γενετικά αποτελέσματα	Σύνολο
Ενήλικες (εργαζόμενοι 18-65y)	4,1	0,1	4,2
Συνολικός πληθυσμός (κοινό)	5,5	0,2	5,7

Υπολογισμός κινδύνου μετά από έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες

- Ο υπολογισμός κινδύνου από έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία βασίζεται
 - a\ ραδιοβιολογικά δεδομένα
(risk factors)
 - b\ δεδομένα του εκτιθέμενου ατόμου
(ηλικία, φύλλο)
 - c\ στον ακριβή υπολογισμό της ενεργού δόσης

Ποσοτικοποίηση της πιθανότητας εμφάνισης στοχαστικού αποτελέσματος

$$\begin{array}{l} \text{Πιθανότητα} \\ \text{Καρκινογένεσης} \end{array} = \begin{array}{l} \text{Ενεργός Δόση} \\ \text{(Sv)} \end{array} \times \begin{array}{l} \text{Παράγοντας} \\ \text{κινδύνου (1/Sv)} \end{array}$$

$$\begin{array}{l} \text{Πιθανότητα} \\ \text{Γενετικής Βλάβης} \end{array} = \begin{array}{l} \text{Δόση Γονάδων} \\ \text{(Sv)} \end{array} \times \begin{array}{l} \text{Παράγοντας} \\ \text{κινδύνου (1/Sv)} \end{array}$$

Δόση ασθενούς από ακτινολογικές εξετάσεις

Ακτινολογική Εξέταση	Ενεργός δόση (mSv)	Κίνδυνος καρκινογένεσης ανά 10.000 εξετάσεις
Ακτινογραφία θώρακα	0,02	0,01
Ακτινογραφία κρανίου	0,1	0,05
Μαστογραφία	0,1	0,05
Ακτινογραφία κοιλίας	1,2	0,6
Ακτινογραφία πυέλου	1,1	0,5
Ακτινογραφία οσφυικής	2,1	1,1
Ενδοφλεβια ουρογραφία	4,2	2,1
Βαριούχος υποκλυσμός	8,7	4,3
ΥΤ εγκεφάλου	1,8	0,9
ΥΤ πυέλου	7,1	3,5
ΥΤ κοιλίας	7,6	3,8
ΥΤ θώρακα	7,8	3,9

Δόση ασθενούς από σπινθηρογραφικές εξετάσεις

Σπινθηρ/κή Εξέταση	Ενεργός δόση (mSv)	Κίνδυνος καρκινογένεσης ανά 10.000 εξετάσεις
Αερισμός πνευμόνων	0,7	0,35
Σπινθηρογράφημα θυροειδούς	2,4	1,2
Αιμάτωση πνευμόνων	2,7	1,3
Σπινθηρογράφημα νεφρών	4,0	2,0
Σπινθηρογράφημα οστών	5,0	2,5
Αιμάτωση μυοκαρδίου (Tl)		
κόπωση	22,0	11,0
ηρεμία	26,0	13,0
επαναχορήγηση	8,5	4,2
Αιμάτωση μυοκαρδίου (Tc)		
κόπωση	4,6	2,3
ηρεμία	15,0	7,5

Ετήσια έκθεση επαγγελματικά εκτιθέμενων στο ΠαΓΝΗ

Όριο επαγγελματικά εκτιθέμενων 20 mSv

- Ακτινολόγοι, τεχνολόγοι, νοσηλευτές ΥΤ < 0,1 mSv
- Ακτινολόγοι, τεχνολόγοι, νοσηλευτές Ακτινοδιάγνωση < 1 mSv
- Πυρηνικοί ιατροί, τεχνολόγοι, νοσηλευτές Πυρηνική Ιατρική < 2 mSv
- Καρδιολόγοι, τεχνολόγοι, νοσηλευτές Στεφανιογραφία < 3 mSv
- Ακτινολόγοι, τεχνολόγοι, νοσηλευτές Επεμβατική Ακτινολογία < 3 mSv

Κίνδυνος σε επαγγελματικά εκτιθέμενο άτομο

- Πιθανότητα εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων: $4 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$
- Μέση δόση επαγγελματικά εκτιθέμενων: $1 \text{ mSv} = 10^{-3} \text{ Sv}$
- Κίνδυνος πρόκλησης ακτινογενούς βλάβης:

$$[4 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}] \times [10^{-3} \text{ Sv}] = 40 \times 10^{-6}$$



40 ανά 1.000.000

Επαγγελματικοί κίνδυνοι

(National Safety Council, Accident Facts 1994)

Επαγγελματική ενασχόληση	Πλήθος θανατηφόρων ατυχημάτων ανά έτος και 1.000.000 εργαζόμενους
Εμπόριο	50
Βιομηχανίες	60
Υπηρεσίες	70
Δημόσιες υπηρεσίες	90
Μεταφορές	270
Κατασκευές	390
Γεωργία	460
Μεταλλεύματα- ορυκτά	600
Μέσος όρος	110

11.

ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΣ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΣ

4.1. ΒΑΣΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ ΤΟΥ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

4.1.1. Γενικά

Ο μαγνητικός συντονισμός είναι φαινόμενο για την εμφάνιση του οποίου είναι απαραίτητη η εφαρμογή στατικού μαγνητικού πεδίου και ραδιοσυχνότητας, η οποία εκπέμπεται στο προς μέτρηση υλικό ή στο ανθρώπινο σώμα κατά παλμούς. Αρχικά οι πυρήνες των ατόμων διεγείρονται απορροφώντας ηλεκτρομαγνητική ενέργεια που εκπέμπεται από πηγίο εκπομπής ραδιοσυχνότητας. Στη συνέχεια, οι πυρήνες αποδιεγείρονται κατά την αλληλεπίδραση τους με το μοριακό περιβάλλον εκπέμποντας ενέργεια που ανιχνεύεται από πηγίο του συστήματος μαγνητικού συντονισμού. Το σήμα του μαγνητικού συντονισμού προέρχεται δηλαδή από τον πυρήνα του ατόμου. Σημαντική διαφορά της απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού από την απεικόνιση με υπολογιστικό τομογράφο ή άλλα συστήματα είναι ότι με τη διαδικασία μαγνητικού συντονισμού είναι δυνατή η επιλεκτική απεικόνιση διαφορετικών χαρακτηριστικών των ιστών του ανθρώπινου σώματος.

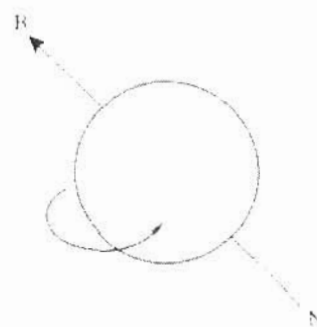
4.1.2. Το μαγνητικό πεδίο των νουκλεονίων

Ως γνωστόν τα άτομα όλων των στοιχείων αποτελούνται από τον πυρήνα και από ηλεκτρόνια που περιστρέφονται γύρω από αυτόν. Ο πυρήνας αποτελείται από τα νουκλεόνια δηλαδή νετρόνια και πρωτόνια. Τα πρωτόνια είναι θετικά φορτισμένα ενώ τα νετρόνια έχουν θετικό και αρνητικό φορτίο, το συνολικό τους όμως φορτίο είναι μηδέν. Τα νουκλεόνια περιστρέφονται γύρω από τον εαυτό τους, έχουν δηλαδή spin. Η περιστροφή των νουκλεονίων έχει ως αποτέλεσμα την κίνηση των ηλεκτρικών τους φορτίων. Κινούμενα ηλεκτρικά φορτία είναι στην πραγματικότητα ηλεκτρικό ρεύμα. Είναι γνωστό ότι το ηλεκτρικό ρεύμα παράγει μαγνητικό πεδίο. Τα νουκλεόνια επομένως παράγουν το δικό τους μαγνητικό πεδίο, είναι δηλαδή μικροί μαγνήτες. Η ένταση και η διεύθυνση του μαγνητικού πεδίου που περιβάλλει τον πυρήνα προσδιορίζεται από τη μαγνητική ροπή

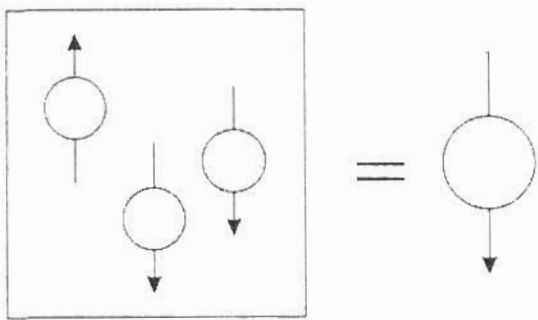
που είναι διανυσματικό μέγεθος και έχει φορά $N \rightarrow S$ (εικόνα 4.1). Ο πυρήνας του ατόμου του υδρογόνου είναι ο απλούστερος στη φύση, αποτελείμενος από ένα πρωτόνιο. Το άτομο του υδρογόνου είναι το πλέον κοινό στοιχείο στο ανθρώπινο σώμα δεδομένου ότι το σώμα ενός ενήλικα αποτελείται κατά 65% από νερό. Γι' αυτό στο μαγνητικό συντονισμό, magnetic resonance (MR) χρησιμοποιούνται τα πρωτόνια του πυρήνα του υδρογόνου για την παραγωγή της εικόνας.

4.1.3. Ποιοι πυρήνες χρησιμοποιούνται στο MR

Τα ζεύγη των πρωτονίων και των νετρονίων τοποθετούν κατά τέτοιο τρόπο τα spin τους ώστε αυτά αλληλοαναιρούνται και έτσι συνολικό spin υφίσταται μόνο αν ο πυρήνας έχει περιττό αριθμό πρωτονίων ή περιττό αριθμό νετρονίων ή και τα δύο (εικόνα 4.2). Ένας από τους πλέον κοινά ευρισκόμενους πυρήνες στους ανθρώπινους ιστούς είναι ο πυρήνας του αζωτογόνου 16. Το ισότοπο αυτό, ο άνθρακας 12 ή ο άνθρακας 16 δεν είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν για απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού. Αντίθετα, ο πυρήνας του υδρογόνου, ο άνθρακας 13 (φωσφόρος 31) είναι ισότοπα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στο μαγνητικό συντονισμό.



Εικόνα 4.1. Τα περιστρεφόμενα νουκλεόνια δημιουργούν μαγνητικό πεδίο όμοιο με αυτό που παράγεται από ηλεκτρικό ρεύμα που διέρχεται από πηγίο και ελόμενος αντίστοιχον σε μικροί μαγνήτες.



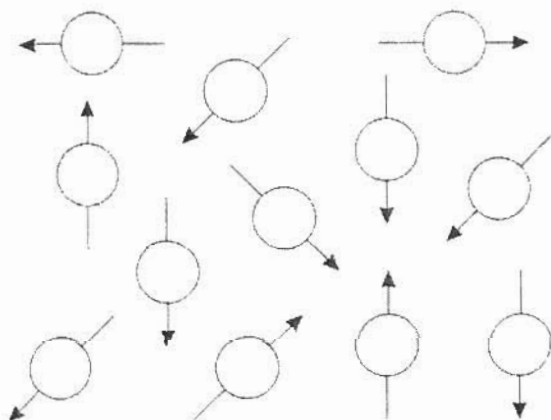
Εικόνα 4.2. Στον πυρήνα, τα spin κάθε ζεύγους πρωτονίων αλληλοαναιρούνται. Ομοίως και τα spin κάθε ζεύγους νετρονίων. Γι' αυτό πυρήνες με περιττό αριθμό πρωτονίων (ή νετρονίων) έχουν spin.

4.1.4. Απουσία εξωτερικού μαγνητικού πεδίου

Χωρίς την επίδραση εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων θα είναι προσανατολισμένες τυχαία, και έτσι το συνολικό -μακροσκοπικό- μαγνητικό πεδίο είναι αδύνατο να μετρηθεί (εικόνα 4.3).

4.1.5. Βασικές γνώσεις

Τα μαγνητικά πεδία ασκούν δυνάμεις στους μαγνήτες, που είναι ανάλογες της έντασης του πεδίου. Μονάδες έντασης μαγνητικού πεδίου είναι το Gauss



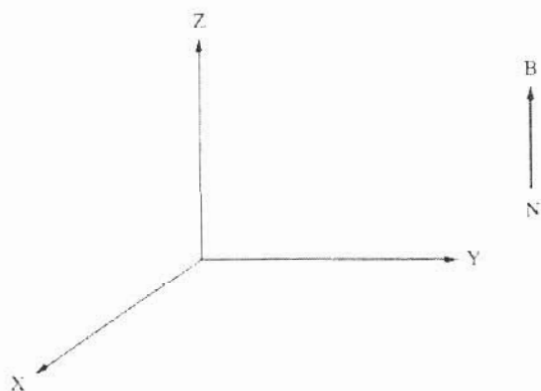
Εικόνα 4.3. Όταν δεν υπάρχει εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων είναι προσανατολισμένες τυχαία.

και το Tesla ($1 \text{ T} = 10^4 \text{ Gauss}$). Εάν εντός ομογενούς μαγνητικού πεδίου εισαχθεί μαγνητική βελόνη, θα εξασκηθούν δυνάμεις υπό την επίδραση των οποίων αυτή θα στραφεί και τελικά θα ισορροπήσει όταν γίνει παράλληλη προς τη διεύθυνση του πεδίου. Στο γνωστό σίστημα συντεταγμένων x, y, z εξ' ορισμού ο άξονας z τοποθετείται στη διεύθυνση του μαγνητικού πεδίου (εικόνα 4.4).

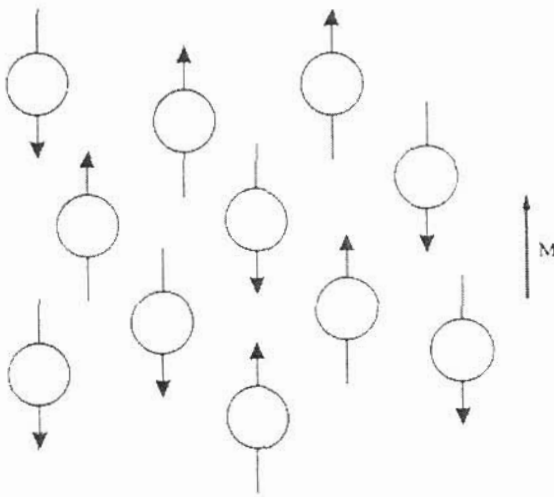
Ο βαθμός στον οποίο ένα υλικό μαγνητίζεται όταν τοποθετείται σε στατικό μαγνητικό πεδίο ~~εξαρτάται~~ ^{σχετίζεται} με την μαγνητική επιδεκτικότητα.

4.1.6. Ασθενής σε μαγνητικό πεδίο

Τι συμβαίνει όταν ένας ασθενής τοποθετείται στον μαγνήτη. Οι πυρήνες του υδρογόνου (H), όντας μικροί μαγνήτες προσανατολιζονται είτε με τη διεύθυνση του πεδίου, είτε αντίθετα με αυτήν. Αντίθετα δηλαδή με την πυξίδα που έχει ένα μόνο τρόπο προσανατολισμού, τα πρωτόνια έχουν δύο. Οι δύο επιτρεπόμενοι προσανατολισμοί αντιστοιχούν σε δύο διαφορετικές καταστάσεις ενέργειας. Οι πυρήνες H που προσανατολιζονται αντιπαράλληλα βρίσκονται σε υψηλότερη ενεργειακή κατάσταση από τους άλλους. Το συνολικό μαγνητικό πεδίο της περισσειας των πρωτονίων συμβολίζεται συνήθως με το γράμμα M (εικόνα 4.5). Η πληθυσμιακή διαφορά των δύο ενεργειακών καταστάσεων είναι πολύ μικρή. Στατιστικά, σε μαγνητικό πεδίο μικρής έντασης, σε ~~1000.000~~ ^{999.993} πρωτόνια, τα ~~1000.005~~ ^{999.993} θα προσανατολισθούν πα-



Εικόνα 4.4. Στο σύστημα συντεταγμένων x, y, z , ο άξονας z τοποθετείται στη διεύθυνση του μαγνητικού πεδίου



Εικόνα 4.5. Όταν εμφανίζεται εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, οι πυρήνες υδρογόνου προσανατολίζονται παράλληλα προς την ένταση του μαγνητικού πεδίου ή αντιπαράλληλα. Στην εικόνα φαίνεται το άνοσμα της μαγνήτισης M που είναι το συνολικό μαγνητικό πεδίο της περιόσειας των πρωτονίων.

ράλληλα με το πεδίο και τα ~~πυρήνες~~ αντίθετα με τη διεύθυνση του πεδίου. Όσο μεγαλύτερο είναι το μαγνητικό πεδίο τόσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά μεταξύ των δύο πληθυσμών. Γι' αυτό το λόγο ένας υψηλού μαγνητικού πεδίου (1,5 T) μαγνήτης έχει υψηλότερο λόγο σήματος προς θόρυβο, signal to noise ratio (SNR), απ' ότι ένας μαγνήτης 0,5 T. Στο μαγνήτη υψηλού μαγνητικού πεδίου υπάρχει μεγαλύτερη περίοσεια πρωτονίων από την οποία θα δημιουργηθεί το σήμα μαγνητικού συντονισμού. Όταν ο εξεταζόμενος τοποθετείται σε μηχανήμα μαγνητικού συντονισμού λειτουργεί ως μαγνήτης.

4.1.7. Συχνότητα Larmor

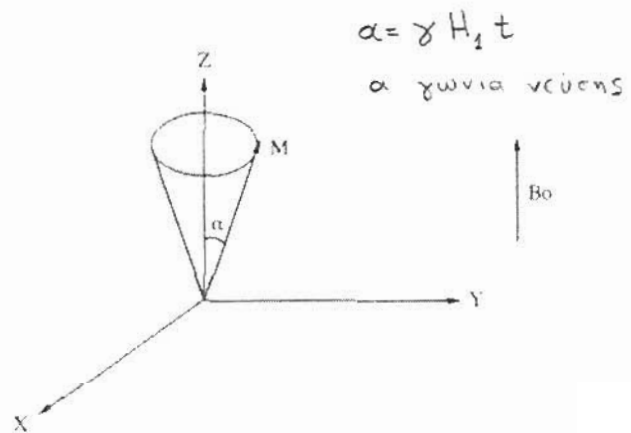
Στην πραγματικότητα οι μαγνητικές ροπές των πρωτονίων δεν είναι παράλληλες (ή αντιπαράλληλες) με το εξωτερικό πεδίο B_0 , αλλά εκτελούν μεταπωτική κίνηση γύρω από αυτό, όπως ακριβώς η σβούρα στο πεδίο βαρύτητας της γης. Όσο το αδύνατο συνολικό μαγνητικό πεδίο της περιόσειας των πρωτονίων M παραμένει παράλληλο στο πολύ ισχυρό B_0 , είναι πολύ δύσκολο να ανιχνευθεί. Η μεταπωτική κίνηση των μαγνητικών ροπών αναφέρεται

ως μετάπτωση Larmor. Η συχνότητα περιστροφής δίνεται από τη σχέση $f_0 = (\gamma/2\pi) B_0$ ή $\omega_0 = \gamma B_0$ όπου ω_0 η γωνιακή συχνότητα. Ο γυρομαγνητικός λόγος (γ) έχει σταθερή τιμή για κάθε άτομο. Όσο μεγαλώνει η ένταση του πεδίου τόσο αυξάνει η συχνότητα Larmor. Η συχνότητα περιστροφής για πεδία 1,0 T ή 1,5 T είναι 42 και 63 MHz, αντίστοιχα, αναφερόμαστε δηλαδή σε ραδιοσυχνότητες.

4.1.8. Διέγερση και συντονισμός

Προκειμένου να ανιχνευθεί η μαγνήτιση M , πρέπει να απομακρυνθεί από το εξωτερικό πεδίο B_0 . Αυτό επιτυγχάνεται όταν παλμός ραδιοσυχνότητας (rf), συχνότητας ίσης με τη συχνότητα Larmor των πρωτονίων, εφαρμοστεί κάθετα στο B_0 . Τότε τα πρωτόνια απορροφούν αυτήν την ενέργεια. Η μαγνήτιση M διαγράφει σπιοσειδή κίνηση και απομακρύνεται σε θέση ανάλογη με τη διάρκεια που εφαρμόζεται ο παλμός ραδιοσυχνότητας ή με την ισχύ της ηλεκτρομαγνητικής (rf) ακτινοβολίας (εικόνα 4.6). Αυτή η συνθήκη για τις συχνότητες είναι απαραίτητη για να γίνει συντονισμός και να περάσουν οι πυρήνες το ενεργειακό κατώφλι ΔE .

Έστω M η μαγνήτιση που αποκλίνει από την αρχική παράλληλη στο B_0 θέση, η οποία αναλύεται σε δύο συνιστώσες: M_z είναι η διαμήκης μαγνήτιση παράλληλη στο B_0 και M_{xy} η εγκάρσια μαγνήτιση κά-

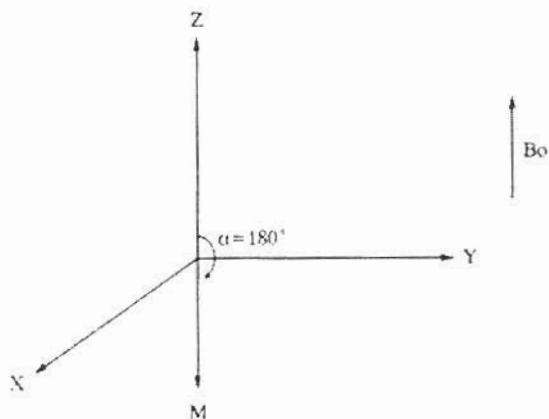


Εικόνα 4.6. Απομάκρυνση της μαγνήτισης M από το εξωτερικό πεδίο B_0 μετά την εφαρμογή παλμού rf συχνότητας ίσης με τη συχνότητα Larmor. Η γωνία α είναι ανάλογη της διάρκειας εφαρμογής του παλμού.

θετη στο B_0 . Μετά από παλμό 90° θα έχουμε μόνο εγκάρσια μαγνήτιση. Ένας παλμός 180° αντιστρέφει το διάνυσμα μαγνήτισης και η εγκάρσια μαγνήτιση M_{xy} μηδενίζεται (εικόνα 4.7).

4.1.9. Χαλάρωση (Μαγνητική Αποκατάσταση) 4.1.10. Κβαντικό επίπεδο

Ο πυρήνας επιστρέφει στην αρχική κατάσταση μεταπτωτικής κίνησης γύρω από το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο μεταφέροντας την περίσσεια της ενέργειας σε άλλους πυρήνες. Αυτή η διαδικασία είναι γνωστή ως χαλάρωση. Η χαλάρωση δεν ακολουθεί πάντα αμέσως μετά τη διέγερση, ενώ δεν μπορεί να συμβεί μέχρι ο πυρήνας να είναι σε θέση να μετα-



Εικόνα 4.7. Η εφαρμογή παλμού 180° ($\alpha = 180^\circ$) αντιστρέφει το άνωμα της μαγνήτισης M με αποτέλεσμα η εγκάρσια συνιστώσα M_{xy} να μηδενίζεται.

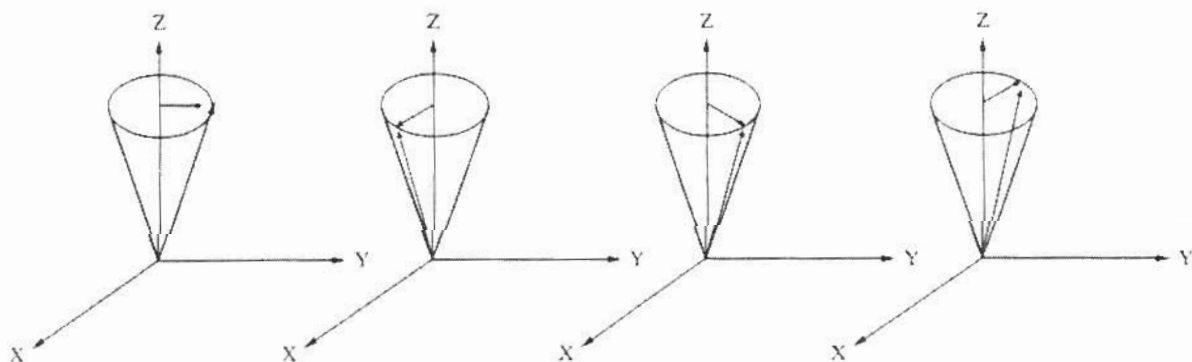
φέρει την περίσσεια της ενέργειας στο περιβάλλον. Ο χρόνος εντός του οποίου λαμβάνει χώρα αυτή η διαδικασία εξαρτάται από τα φυσικά χαρακτηριστικά του ιστού.

Τι συμβαίνει όμως σε κβαντικό επίπεδο; Πριν την εφαρμογή του (rf) παλμού οι μαγνητικές ροπές των πυρήνων βρίσκονται σε τυχαίες φάσεις, με αποτέλεσμα οι συνιστώσες στο xy επίπεδο να αλληλοεξουδετερώνονται. Μαγνήτιση θα υφίσταται μόνο κατά μήκος του άξονα z παράλληλα στο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο (εικόνα 4.8).

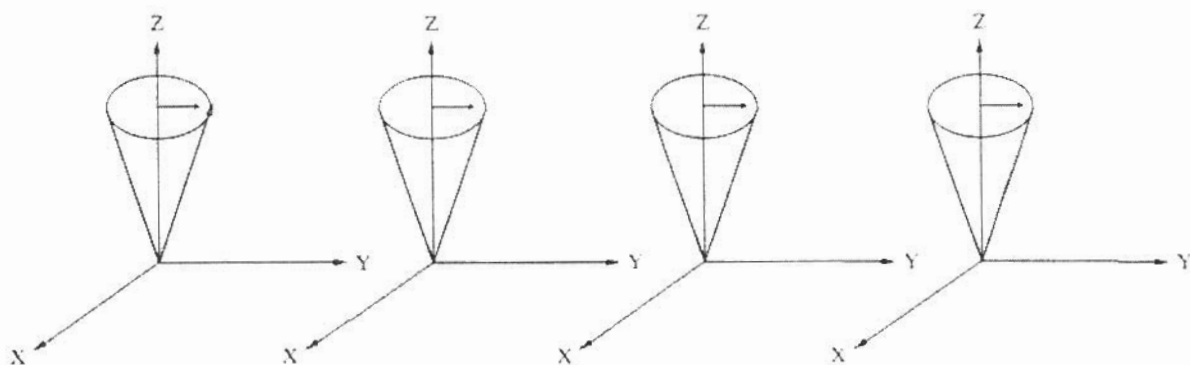
Η εφαρμογή του rf παλμού έχει ως αποτέλεσμα οι μαγνητικές ροπές να περιστρέφονται σε φάση. Εμφανίζεται έτσι συνιστώσα στο xy επίπεδο κάθετη στο B_0 , και η μαγνήτιση αποκλίνει από την αρχική θέση περιστροφής (εικόνα 4.9).

Η κατάσταση είναι δυνατό να παραλληλιστεί με πλοίο πάνω στο οποίο υπάρχουν επιβάτες σε διάφορες τυχαίες θέσεις. Το πλοίο βρίσκεται σε θέση ισορροπίας. Ξαφνικά όλοι οι επιβάτες τρέχουν προς τη μια μεριά του πλοίου το οποίο αποκτά κλίση.

Ένας παλμός 90° μηδενίζει τη συνιστώσα z του ανύσματος M . Η μαγνήτιση περιστρέφεται πλέον στο επίπεδο xy . Το μεταβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο επάγει στα άκρα ενός πηνίου διαφορά δυναμικού. Όπως γνωρίζουμε, κινούμενο μαγνητικό πεδίο παράγει ηλεκτρικό ρεύμα (όπως συμβαίνει στις κεραίες της τηλεόρασης).



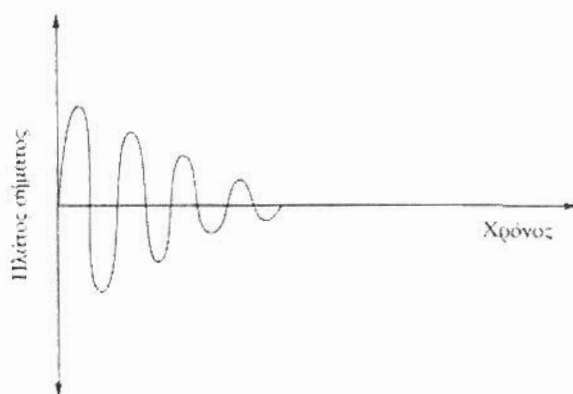
Εικόνα 4.8. Πριν την εφαρμογή του παλμού rf , μαγνήτιση υφίσταται μόνο κατά τον άξονα z (διαμηκής μαγνήτιση).



Εικόνα 4.9. Μετά την εφαρμογή του παλμού rf, οι μαγνητικές ροπές περιστρέφονται σε φάση. Η εμφάνιση εγκάρσιας μαγνήτισης έχει ως αποτέλεσμα την απόκλιση του ανύσματος της μαγνήτισης από την αρχική θέση.

4.1.11. Ελεύθερη επαγωγική απόσβεση Free Induction Decay (FID)

Η μαγνήτιση περιστρέφεται στο επίπεδο xy, όμως πολύ γρήγορα έχουμε απόσβεση της μαγνήτισης αυτής, επειδή οι μαγνητικές ροπές χάνουν τη φάση τους και περιστρέφονται ξανά σε τυχαίες φάσεις. Το γιατί χάνουν τη φάση τους θα εξηγηθεί στη συνέχεια. Αποτέλεσμα είναι η απόσβεση του σήματος. Το MR σήμα που παίρνουμε λέγεται ελεύθερη επαγωγική απόσβεση (FID) (εικόνα 4.10). Η διαμήκης μαγνήτιση επανακάμπτει πολύ γρήγορα. Η rf ενέργεια που απορρόφησαν οι πυρήνες εκπέμπεται μέσω αλληλεπιδράσεων των πυρήνων με το περιβάλλον τους. Με αυτόν τον τρόπο, ξαναγυρίζουν στην αρχική κατάσταση ισορροπίας.



Εικόνα 4.10. Η ημιτονοειδής χυματομορφή του λαμβανόμενου σήματος

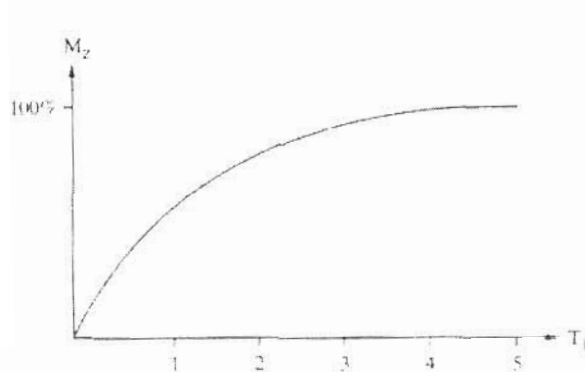
4.2.1. Χρόνος T_1

Όταν η rf ακτινοβολία σταματήσει, η μαγνήτιση επανέρχεται στην αρχική της θέση, παράλληλα προς το αρχικό πεδίο B_0 . Η διαδικασία είναι γνωστή ως χαλάρωση (relaxation) και χαρακτηρίζεται από δύο σταθερές χρόνου, την T_1 και την T_2 . Ο ρυθμός επανάκαμψης της μαγνήτισης M_z χαρακτηρίζεται από τον χρόνο T_1 . Μετά από χρόνο ίσο με $5 \times T_1$, η χαλάρωση έχει πλέον ολοκληρωθεί (εικόνα 4.11). Ο T_1 , που ονομάζεται χρόνος χαλάρωσης spin-πλέγμα προσδιορίζει το χρόνο που απαιτείται ώστε η διαμήκης μαγνήτιση (που στο επίπεδο xy ήταν μηδέν), να επανέλθει στο 63% της αρχικής της τιμής M (εικόνα 4.12). Η μαγνητική ροπή θα φθάσει το 86% της μέγιστης τιμής της σε χρόνο $2 \times T_1$ και το 95% σε χρόνο $3 \times T_1$. Ο χρόνος T_1 αναφέρεται στο ρυθμό μετάδοσης της περισεΐας της ενέργειας του συστήματος των διεγερμένων πυρήνων στο περιβάλλον. Ο χρόνος T_1 είναι διαφορετικός για κάθε τύπο ιστού. Επίσης είναι μεγαλύτερος σε μεγαλύτερα μαγνητικά πεδία. Ο T_1 εξαρτάται από το μέγεθος του μορίου του ιστού και το περιβάλλον εντός του οποίου βρίσκεται το πρωτόνιο. Ένα μικρό μόριο νερού είναι σε θέση να κινηθεί γρήγορα μέσα στο μοριακό του περιβάλλον. Έχει μικρή πιθανότητα να εκλέμψει ενέργεια αλληλεπιδρώντας με γειτονικά μόρια. Καθαρό νερό και

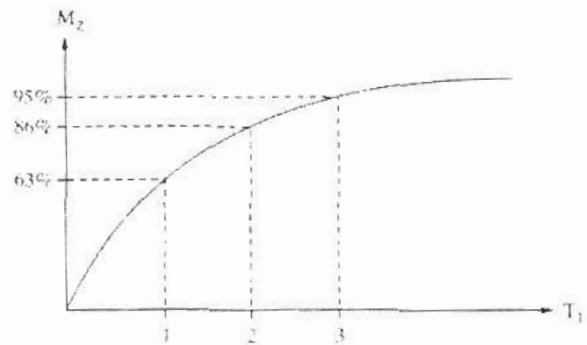
εγκεφαλονωτιαίο υγρό έχουν μεγάλο T_1 . Ένα μεγάλο μόριο λίπους που κινείται αργά μέσα σε πυκνό ατομικό πλέγμα έχει βραχύ χρόνο T_1 .

4.2.2. Χρόνος T_2

Η επανάκαμψη της διαμήκους μαγνήτισης συνοδεύεται από την απόσβεση της εγκάρσιας μαγνήτισης. Όμως, η διαδικασία απόσβεσης της εγκάρσιας μαγνήτισης είναι πολύ γρηγορότερη από τη διαδικασία επανάκαμψης της διαμήκους μαγνήτισης. Εξαιτίας των αλληλεπιδράσεων των μαγνητικών τους πεδίων οι μαγνητικές ροπές χάνουν τη φάση τους. Η περιστρεφόμενη εγκάρσια μαγνήτιση απλώνεται σαν βεντάλια, διασπάται και η διαδικασία της απόσβεσης ξεκινά. Ο T_2 , που ονομάζεται χρόνος χαλάρωσης spin-spin, προσδιορίζει τον χρόνο που απαιτείται ώστε η εγκάρσια μαγνήτιση, που στο επίπεδο xy ήταν μέγιστη, να ελαττωθεί στο 37% της τιμής M_{xy} (εικόνα 4.13). Η T_2 εξαρτάται επίσης από το είδος του ιστού. Στα στερεά, που περιέχουν στέρεο ατομικό πλέγμα, οι μαγνητικές ροπές εκτίθενται σε τοπικά μεταβαλλόμενα μαγνητικά πεδία. Έτσι, ο T_2 είναι βραχύς. Στα ρευστά οι μαγνητικές ροπές κινούνται σε τυχαία μοριακή κίνηση που μειώνει τις μεταβολές των πεδίων. Γι' αυτό ο T_2 είναι μεγαλύτερος στα ρευστά.



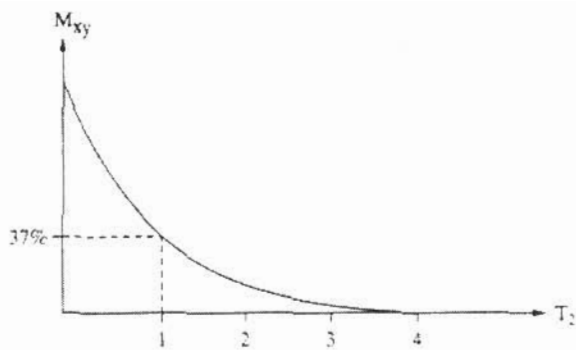
Εικόνα 4.11. Χρόνος χαλάρωσης T_1 . Μετά από χρόνο $5 \times T_1$ έχει αποκτηθεί το σύνολο της αρχικής διαμήκους μαγνήτισης.



Εικόνα 4.12. T_1 είναι ο χρόνος που απαιτείται για να αποκτηθεί το 63% της αρχικής διαμήκους μαγνήτισης. Στην εικόνα φαίνεται ο εκθετικός ρυθμός ανάκτησης της διαμήκους μαγνήτισης σε συνάρτηση με τον χρόνο.

4.2.3. Χρόνος T_2^*

Οι τοπικές ανομοιογένειες του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου επιδρούν στις διαδικασίες της μετρούμενης εγκάρσιας μαγνητικής χαλάρωσης. Η συνολική εγκάρσια μαγνητική χαλάρωση εκφράζεται μέσω του χρόνου T_2^* . Η επίδραση των ανομοιογενειών του στατικού μαγνητικού πεδίου επιφέρει την αύξηση του ρυθμού της μετρούμενης ολικής εγκάρσιας χαλάρωσης. Με άλλα λόγια, η πραγματική διαμήκης μαγνήτιση αποκαθίσταται πολύ γρηγορότερα απ' ό-τι θα ήταν αναμενόμενο με βάση τα χαρακτηριστικά του ιστού. Η τιμή του T_2^* είναι συνήθως πολύ μικρότερη από την τιμή του T_2 .



Εικόνα 4.13. Χρόνος χαλάρωσης T_2 : προσδιορίζει τον χρόνο που απαιτείται, ώστε η εγκάρσια μαγνήτιση να μειωθεί στο 37% της αρχικής της τιμής.

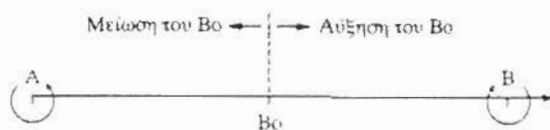
4.3. ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

4.3.1. Βαθμιδωτά πεδία

Ένα απόλυτα ομοιογενές μαγνητικό πεδίο δεν είναι δυνατόν να δώσει χωρικές πληροφορίες γιατί όλοι οι πυρήνες θα έχουν την ίδια συχνότητα και θα δώσουν το ίδιο σήμα. Για να έχουμε απόκριση από τα πρωτόνια ανάλογα με τη θέση στην οποία βρίσκονται, πρέπει να τοποθετήσουμε ένα άλλο μαγνητικό πεδίο, που ονομάζεται βαθμιδωτό, πάνω στο ομοιογενές πεδίο. Το βαθμιδωτό πεδίο είναι η μεταβολή του μαγνητικού πεδίου σε μια καθορισμένη διεύθυνση. Τα βαθμιδωτά πεδία χρησιμοποιούνται για την επιλογή, την προετοιμασία και την ανίχνευση των σημάτων μαγνητικού συντονισμού.

Ένα γραμμικό βαθμιδωτό μαγνητικό πηνίο είναι δυνατό να κατασκευαστεί χρησιμοποιώντας δύο πηνία σε κάποια απόσταση μεταξύ τους. Το ρεύμα που τα διαρρέει έχει αντίθετη φορά και την ίδια ένταση. Έτσι έχουμε τη δημιουργία δύο «ίσων και αντίθετων» πεδίων. Το ένα πηνίο αυξάνει το στατικό μαγνητικό πεδίο ενώ το άλλο το μειώνει. Τα δυο πεδία στο μέσο της απόστασης των πηνίων αλληλοεξουδετερώνονται και έτσι το συνολικό μαγνητικό πεδίο εκεί είναι B_0 , έχουμε δηλαδή επίδραση μόνο του εξωτερικού μαγνητικού πεδίου (εικόνα 4.14).

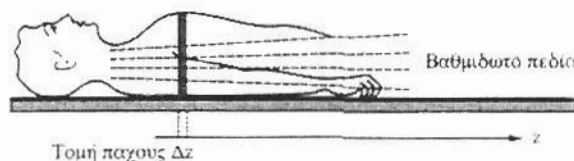
Ένα σύγχρονο σύστημα απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού διαθέτει αγωγία πηνία κατάλληλα τοποθετημένα ώστε όταν διαρρέονται από ηλεκτρικό ρεύμα να είναι δυνατή η δημιουργία βαθμιδωτών πεδίων και στους τρεις ορθογώνιους άξονες. Πρακτικά αυτό σημαίνει ότι είναι δυνατή η επιλογή οποιουδήποτε ανατομικού επιπέδου, στεφανιαίου-εγκάρσιου-πλάγιου ή οβελιαίου, με χρήση των κατάλληλων βαθμιδωτών πεδίων.



Εικόνα 4.14. Μεταβολή της έντασης του στατικού μαγνητικού πεδίου B_0 με τη βοήθεια βαθμιδωτών πεδίων που παράγονται από δύο πηνία.

4.3.2. Επιλογή τομής

Σε ένα μη ομοιογενές μαγνητικό πεδίο, οι πυρήνες συντονίζονται σε διαφορετικές συχνότητες. Όταν εφαρμόζουμε έναν rf παλμό συχνότητας ω_0 , τότε $\omega_0 = \gamma B_0$, και έτσι τα μόνα πρωτόνια που συντονίζονται είναι αυτά που βρίσκονται στο μέσο της απόστασης των πηνίων (εικόνα 4.14). Εάν ο παλμός δεν είναι μονοχρωματικός, αλλά έχει ένα φάσμα συχνοτήτων $\Delta\omega$ τότε θα συντονίσει όχι μόνο ένα επίπεδο αλλά μία τομή Δz . Μεταβάλλοντας το $\Delta\omega$ είναι δυνατόν να καθοριστεί το πάχος της τομής (εικόνα 4.15). Εναλλακτική λύση είναι η μεταβολή της κλίσης του βαθμιδωτού πηνίου έχοντας το $\Delta\omega$ σταθερό.



Εικόνα 4.15. Επιλογή τομής με τη βοήθεια βαθμιδωτού πεδίου και παλμού με εύρος συχνοτήτων $\Delta\omega$

4.4. ΒΑΣΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΣΗΜΑΤΩΝ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ (ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ)

4.4.1. Γενικά

Η ποιότητα εικόνας στη μαγνητική τομογραφία εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τις χρησιμοποιούμενες ακολουθίες παλμών και είναι συνάρτηση πολλών παραμέτρων και κυρίως της πυκνότητας πρωτονίων και των χρόνων T_1 , T_2 και T_2^* των ιστών. Στις ακολουθίες χρησιμοποιούνται ευρέως δύο παράμετροι για να περιγράψουν χρονικά διαστήματα. Ο χρόνος TR (repetition time, χρόνος επανάληψης) είναι το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ δύο συνεχόμενων παλμών. Ο χρόνος TE (echo time, χρόνος ηχούς) είναι το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ της εφαρμογής του παλμού rf και της λήψης του σήματος.

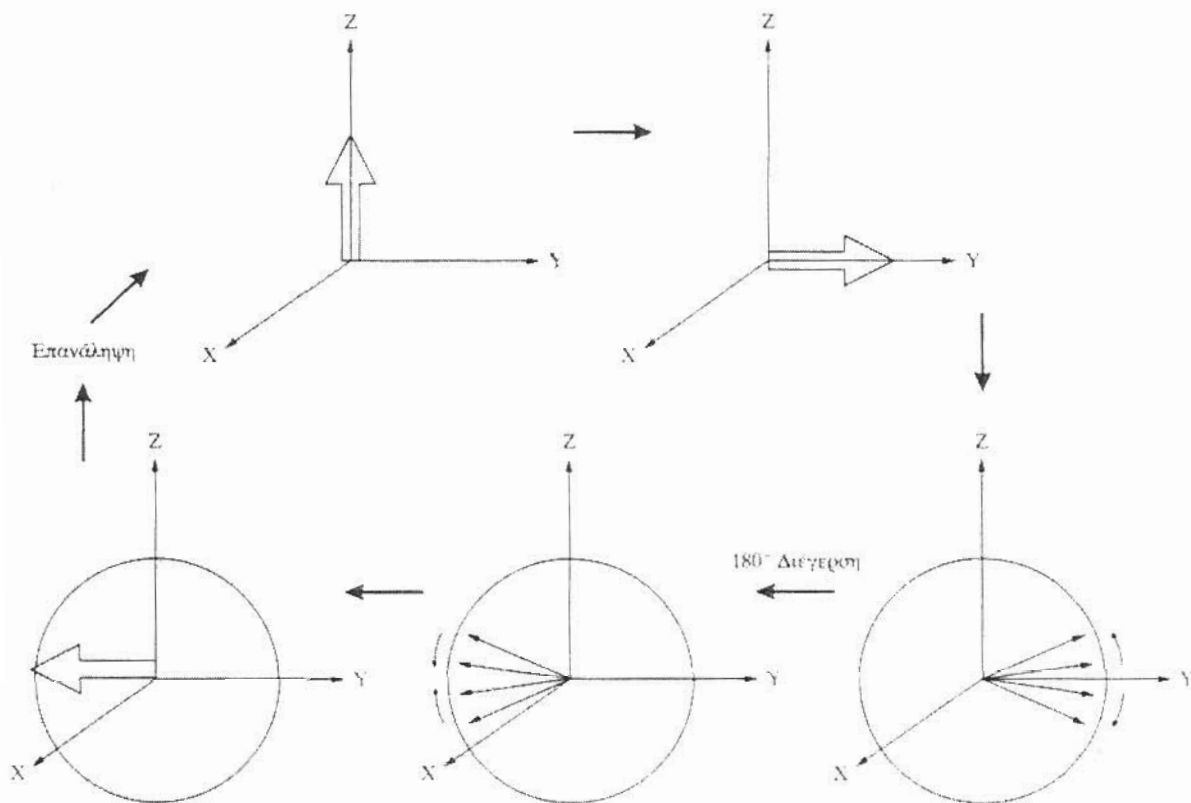
4.4.2. Βασικές ακολουθίες

Ακολουθία παλμών spin-ηχώ (spin echo)

Κατά την ακολουθία spin-ηχώ παλμός διέγερσης 90° περιστρέφει το διάνυσμα της μαγνητικής ροπής στο επίπεδο xy. Η ακολουθία στη συνέχεια περιλαμβάνει ένα ή περισσότερους παλμούς 180° επανείστασης για τη δημιουργία ηχούς. Η ελεύθερη επαγωγική απόσβεση εξαρτάται κυρίως από τον χρόνο T_2 . Στην εικόνα 4.16 φαίνεται η ακολουθία spin-ηχώ.

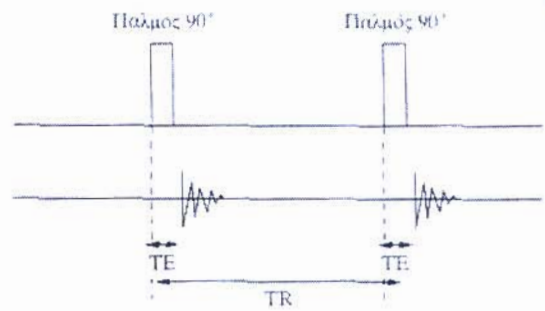
Ακολουθία παλμών ανάκτησης κορεσμού (saturation recovery)

Η ακολουθία αυτή περιλαμβάνει πολλούς επαναλαμβανόμενους παλμούς 90° . Η διαμήκης μαγνήτιση



Εικόνα 4.16. Ακολουθία παλμών spin-ηχώ.

είναι μηδέν αμέσως μετά τον πρώτο παλμό 90° . Αυτό σημαίνει ότι δεν υφίσταται διαμήκης μαγνήτιση προκειμένου να αναστραφεί από τον δεύτερο παλμό 90° , εάν αυτός εφαρμοστεί αμέσως μετά τον πρώτο. Αυτό το φαινόμενο είναι γνωστό ως κορεσμός. Ο επόμενος παλμός 90° εφαρμόζεται μόνο όταν μέρος της διαμήκουσ μαγνήτισης επιστρέψει στην αρχική θέση ανάλογα με τον χρόνο T_1 του ιστού. Στην εικόνα 4.17 φαίνεται η ακολουθία παλμών ανάκτησης κορεσμού.

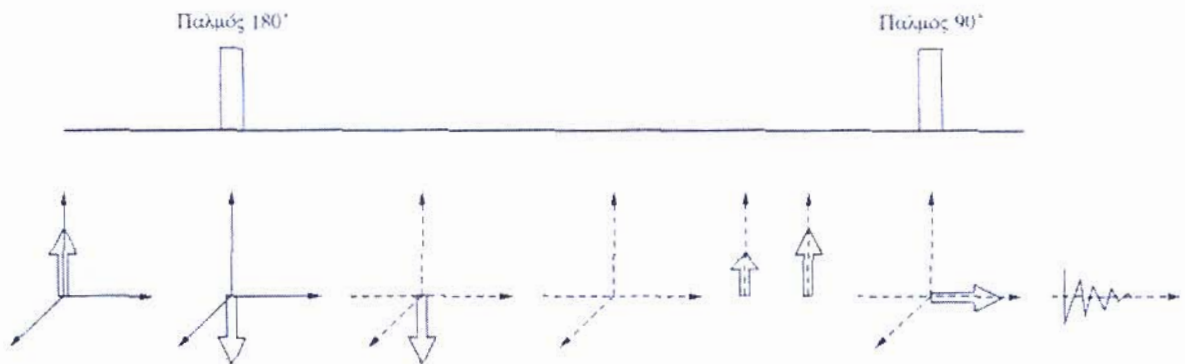


Εικόνα 4.17. Ακολουθία παλμών ανάκτησης κορεσμού.

Ακολουθία παλμών ανάκτησης αναστροφής (inversion recovery)

Κατά την ακολουθία αυτή παλμός 180° αναστρέφει το μαγνητικό διάνυσμα από τον $+z$ στον $-z$ άξονα. Προκειμένου να ανιχνευθεί σήμα μαγνητικού συντονισμού είναι απαραίτητη η εμφάνιση εγκάρσιας μαγνήτισης. Γι' αυτό, προτού συμπληρωθεί η T_1 χαλά-

ρωση, εφαρμόζεται δεύτερος παλμός 90° . Μειονέκτημα της ακολουθίας αυτής είναι ο μεγάλος χρόνος που απαιτείται για την παραγωγή εικόνων μαγνητικού συντονισμού. Στην εικόνα 4.18 φαίνεται η ακολουθία παλμών ανάκτησης αναστροφής.



Εικόνα 4.18. Ακολουθία παλμών ανάκτησης αναστροφής.

4.5. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΗ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑ ΣΤΗΝ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΣΥΝΤΟΝΙΣΜΟΥ

4.5.1 Σήμα και απεικονιστική λεπτομέρεια

Στην τομογραφία μαγνητικού συντονισμού, το σήμα -η διαγνωστική πληροφορία- είναι συνάρτηση πολλών παραμέτρων με κύριους εκπρόσωπους την πυκνότητα πρωτονίων (συγκέντρωση πυρήνων ^1H) και τους χρόνους μαγνητικής αποκατάστασης T1, T2 και T2* των απεικονιζόμενων ιστών. Οι ανθρώπινοι ιστοί αποτελούνται από κύτταρα διαφόρων τύπων που επιτελούν τις μεταβολικές λειτουργίες του ιστού ή του οργάνου στο οποίο ανήκουν. Κάθε κύτταρο στην συνέχεια αποτελείται από διάφορα οργανικά συστατικά (λιπίδια, αμινοξέα, υδατάνθρακες), μοριακά ελεύθερο και μοριακά δεσμευμένο νερό και ανόργανα συστατικά (K, Na, μεταλλικά ιχνοστοιχεία, ηλεκτρολύτες κτλ). Κατά κανόνα το σήμα στην τομογραφία μαγνητικού συντονισμού προέρχεται από τους πυρήνες υδρογόνου των μορίων του μοριακά ελεύθερου και μοριακά δεσμευμένου νερού και των ευκίνητων λιπιδίων (αποθηκευτικό λίπος). Στην παθολογία των ιστών σε γενικές γραμμές παρατηρούνται (α) μορφολογικές αλλαγές των ιστών, (β) μεταβολές στη σύσταση, τη δομή και τη λειτουργία των ιστών και (γ) μεταβολές στη σύσταση και τη συγκέντρωση των διαφόρων ένδο και έξω-κυτταρικών ουσιών.

Η χωρική διακριτική ικανότητα (απεικονιστική λεπτομέρεια) στα κλινικά τομογραφικά συστήματα μαγνητικού συντονισμού (0.5-1mm) είναι ικανοποιητική για τις απαιτήσεις ανίχνευσης μορφολογικών αλλοιώσεων στους ιστούς. Από την άλλη πλευρά, επειδή μεταβολές των τύπων (α) και (β) επηρεάζουν άμεσα ή έμμεσα την πυκνότητα των πρωτονίων και τους χρόνους μαγνητικής αποκατάστασης T1 και T2 των ιστών, η μέθοδος διαθέτει την απαιτούμενη σκιαγραφική αντίθεση και κατ' επέκταση την ευαισθησία και την ειδικότητα που χρειάζονται για την ανίχνευση των δομικών ή/και των λειτουργικών αλλαγών των ιστών.

Η λήψη των σημάτων τομογραφίας μαγνητικού συντονισμού γίνεται πάντοτε με την σύγχρονη παρουσία ηλεκτρομαγνητικού θορύβου διαφόρων τύπων. Η παρουσία ηλεκτρομαγνητικού θορύβου έχει σαν τελικό αποτέλεσμα την υποβάθμιση της ποιότητας και της τελικής διαγνωστικής αξίας των εικόνων. Ο τελικός στόχος είναι πάντοτε ο σχεδιασμός εξεταστικών πρωτοκόλλων με ακολουθίες παλμών που μεγιστοποιούν το πραγματικό χρήσιμο σήμα και ελαχιστοποιούν τον ηλεκτρομαγνητικό θόρυβο. Ο λόγος σήματος προς θόρυβο (σηματοθορυβικός λόγος : S/N) πρέπει πάντοτε να έχει την μεγαλύτερη δυνατή τιμή (> 50) για τις εκάστοτε συνθήκες απεικόνισης.

Μια επίσης σημαντική παράμετρος απεικονιστικής ποιότητας και διαγνωστικής αξίας στην τομογραφία μαγνητικού συντονισμού είναι η σκιαγραφική αντίθεση (Contrast). Στα πλαίσια της λήψης εικόνων με μεγάλους σηματοθορυβικούς λόγους, δεν αρκεί μόνο να υπάρχει σήμα αλλά πρέπει να υπάρχει και ικανοποιητική διαφοροποίηση σημάτων μεταξύ

των γειτονικών ιστών. Ο τελικός στόχος είναι πάντοτε η μεγιστοποίηση της σκιαγραφικής αντίθεσης μεταξύ των απεικονιζόμενων γειτονικών ιστών. Κάτι τέτοιο επιτυγχάνεται με την χρήση αφενός των κατάλληλα διαμορφωμένων ακολουθιών παλμών και αφετέρου με χρήση ειδικών τεχνικών όπως : (α) καταστολή σημάτων λιπώδους ιστού, (β) καταστολή σημάτων φυσιολογικών δομών η οργάνων για την ανάδειξη παθολογιών και (γ) χρήση σκιαγραφικών ουσιών με ενισχυτική η κατασταλτική επίδραση στα λαμβανόμενα σήματα κτλ. Για τις ανάγκες της ελάχιστης διακρισιμότητας μεταξύ δύο απεικονιζόμενων γειτονικών ιστών, η σχετική σκιαγραφική αντίθεση (Relative Contrast) πρέπει πάντοτε να έχει την μεγαλύτερη δυνατή τιμή ($> 10\%$) για τις εκάστοτε συνθήκες απεικόνισης.

Ο σηματοθροβικός λόγος (S/N) στην τομογραφία μαγνητικού συντονισμού είναι :

(α) Ανάλογος με :

- Το τετράγωνο της έντασης του στατικού μαγνητικού πεδίου H_0 . [H_0^2]
- Την πυκνότητα των σηματοφόρων πυρήνων υδρογόνου στα μόρια του νερού και του λίπους. [$\rho(H)$]
- Την πυκνότητα των ενισχυτικών σκιαγραφικών ουσιών στην κατάλληλη κλίμακα συγκέντρωσης παραμαγνητικών η υπερ-παραμαγνητικών υλικών. [$\rho(H_{enh})$]
- Το πάχος της τομής. [Δz]
- Τις διαστάσεις των εικονοστοιχείων (pixel) της εικόνας. [$\Delta x, \Delta y$]
- Την τετραγωνική ρίζα του αριθμού των δειγματοληπτικών επαναλήψεων για την καταγραφή των σημάτων. [$NEX^{1/2}$]
- Την τετραγωνική ρίζα του αριθμού των προβολών κωδικοποίησης φάσης. [$Ny^{1/2}$]
- Την τετραγωνική ρίζα του αριθμού των προβολών κωδικοποίησης συχνότητας. [$Nx^{1/2}$]
- Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των πηνίων εκπομπής και λήψης σχετικά με τους προς απεικόνιση ιστούς. (ποσοστό χωροπλήρωσης των πηνίων λήψης εκπομπής)

(β) Αντίστροφα Ανάλογος με :

- Την τετραγωνική ρίζα του εύρους ζώνης λήψης ραδιοσυχνοτήτων του πηνίου λήψης. [$BW^{1/2}$]
- Την ταχύτητα κίνησης του απεικονιζόμενου ιστού.
- Την πυκνότητα των κατασταλτικών σκιαγραφικών ουσιών στην κατάλληλη κλίμακα συγκέντρωσης υπερ-παραμαγνητικών κυρίως υλικών. [$\rho(H_{sat})$]

(γ) Εξαρτάται μέσω πολύπλοκων μαθηματικών τύπων από τον τύπο της χρησιμοποιούμενης ακολουθίας (spin echo, saturation recovery, inversion recovery, gradient echo κτλ), τις ποσοτικές παραμέτρους της ακολουθίας (TR, TE, Γωνία Νεύσης), τα εγγενή χαρακτηριστικά

των ιστών (T1, T2, T2*, Αιματική διήθηση, Μοριακή διάχυση) και τον τύπο και τις ταχύτητες ροής των ρευστών του ανθρώπινου σώματος (αίμα, εγκεφαλονωτιαίο υγρό, λέμφος κτλ.)

Οι παραπάνω εξαρτήσεις (α), (β) και (γ) ισχύουν αντίστροφα για την χωρική διακριτική ικανότητα. Στην τομογραφία μαγνητικού συντονισμού, όπως και σε κάθε τομογραφική απεικονιστική μέθοδο, ο σηματοθορυβικός λόγος ανταγωνίζεται την χωρική διακριτική ικανότητα. Ότι δηλαδή κερδίζεται σε σήμα χάνεται σε απεικονιστική λεπτομέρεια.

4.5.2 Εντάσεις σήματος και απεικονιστικές συμβάσεις (Ακολουθία Spin Echo)

Στην τεχνική spin echo η πιο απλή εξίσωση που συνδέει την ένταση του σήματος ενός εικονοστοιχείου (S) με τις ποσοτικές απεικονιστικές παραμέτρους της συγκεκριμένης ακολουθίας είναι της μορφής :

$$S_{pixel} = \underbrace{\left[1 - e^{-\frac{TR}{T1}} \right]}_{(a)} \cdot \underbrace{\left[e^{-\frac{TE}{T2}} \right]}_{(\beta)} \cdot \underbrace{\rho(H)}_{(\gamma)} \quad (1)$$

Όπου, TR είναι ο χρόνος επανάληψης, TE είναι ο χρόνος ηχούς, ρ(H) είναι η πυκνότητα των σηματοφόρων πυρήνων υδρογόνου του νερού και του λίπους, T1 και T2 οι χρόνοι μαγνητικής αποκατάστασης των σηματοφόρων πυρήνων υδρογόνου στους ιστούς και στα ρευστά του ανθρώπινου σώματος.

Αξίζει να σημειωθεί ότι λόγω του τύπου της ακολουθίας spin echo, το σήμα στο εικονοστοιχείο δεν εξαρτάται άμεσα από την ποσοτική παράμετρο : Γωνία νεύσης και τα εγγενή χαρακτηριστικά T2*, αιματική διήθηση, μοριακή διάχυση των απεικονιζόμενων ιστών.

Σύμφωνα με την παραπάνω εξίσωση, το τελικό σήμα στο εικονοστοιχείο είναι μια πολυπαραμετρική συνάρτηση που μπορεί να αναλυθεί σε τρεις επιμέρους απλές συναρτήσεις.

(1) : Μία αύξουσα εκθετική συνάρτηση (Εξίσωση 1α) με παράμετρο μεταβολής τον λόγο TR/T1 που εκφράζει την εκθετική αύξηση της διαμήκους μαγνήτισης Mz

(2) : Μία φθίνουσα εκθετική συνάρτηση (Εξίσωση 1β) με παράμετρο μεταβολής τον λόγο TE/T2 που εκφράζει την εκθετική μείωση της εγκάρσιας μαγνήτισης Mxy.

(3) : Μια αύξουσα γραμμική συνάρτηση (Εξίσωση 1γ) με παράμετρο μεταβολής την $\rho(H)$ που εκφράζει την γραμμική αύξηση του συνολικού σήματος (S) σε συνάρτηση με την πυκνότητα των σηματοφόρων πυρήνων υδρογόνου.

Οι τιμές T1 των ιστών εξαρτώνται από την ένταση του στατικού μαγνητικού πεδίου. Παρατηρείται μικρή γραμμική αύξηση των τιμών T1 με την αύξηση του στατικού μαγνητικού πεδίου. Για μαγνητικό πεδίο 1T οι φυσιολογικές τιμές T1 των μαλακών ιστών κυμαίνονται από 400 ms (ήπαρ) μέχρι 800 ms (φαιά ουσία) και 4000 ms για το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (ENY). Αντίθετα οι τιμές T2 των ιστών δεν εξαρτώνται από την ένταση του στατικού μαγνητικού πεδίου. Οι φυσιολογικές τιμές T2 των μαλακών ιστών κυμαίνονται από 40 ms (ήπαρ) μέχρι 100 ms (φαιά ουσία) και 2000 ms για το εγκεφαλονωτιαίο υγρό (ENY).

Δεδομένου ότι οι φυσιολογικές τιμές T1 και T2 των ιστών είναι σχετικά σταθερές και γνωστές, καθίσταται εύκολα δυνατή -ανάλογα με τις ποσοτικές τιμές των παραμέτρων TR, TE και γωνίας νεύσης- η τελική επιλογή της σκιαγραφικής αντίθεσης στις εικόνες μαγνητικού συντονισμού. Ειδικότερα, στην τεχνική spin echo με την κατάλληλη επιλογή των τιμών των παραμέτρων TR και TE (Εξίσωση 1) μπορεί να ελεγχθεί η σκιαγραφική αντίθεση έτσι ώστε οι εικόνες που προκύπτουν να απεικονίζονται με έμφαση στην επιλεγμένη παράμετρο.

Εικόνες έμφασης T1

Στην εξίσωση 1, η επιλογή ενός TR=400 ms και ενός TE=20 ms θα ελαχιστοποιούσε την συνεισφορά του όρου (β), θα ενίσχυε την συνεισφορά του όρου (α) και δεν θα επηρέαζε την συνεισφορά του όρου (γ). Κάτι τέτοιο θα είχε σαν αποτέλεσμα την μεταβολή των σημάτων, άρα και της σκιαγραφικής αντίθεσης, με βάση την παράμετρο TR/T1 δηλαδή τελικά την παράμετρο T1 αφού το TR παραμένει σταθερό. Οι εικόνες που προκύπτουν με αυτόν τον τρόπο απεικονίζουν με έμφαση την παράμετρο T1 των ιστών και ονομάζονται εικόνες έμφασης T1. Η απεικονιστική σύμβαση στις εικόνες έμφασης T1 για μαγνητικό πεδίο 1T έχει ως εξής :

Ιστοί και υγρά με μεγάλο T1 : (T1 > 2000 ms) : [Εγκεφαλονωτιαίο Υγρό (ENY), Οστίτης Ιστός (ΟΣΤ), Ουροδόχος κύστη, Χοληδόχος κύστη] : Απεικόνιση **μαύρου** χρώματος στην κλίμακα του γκρι

Ιστοί με μέσο T1 : (400 ms < T1 < 1000 ms) : [Ήπαρ, Μύες, Λευκή Ουσία (ΛΟ), Φαιά Ουσία (ΦΟ), Ερυθρός Οστικός Μυελός]: Απεικόνιση **γκρι** χρώματος στην κλίμακα του γκρι

Ιστοί με μικρό T1 : ($T1 < 400$ ms) : [Υποδόριο λίπος (ΛΠΣ), Κοιλιακό λίπος, Λιπώδης Οστικός Μυελός]: Απεικόνιση **λευκού** χρώματος στην κλίμακα του γκρι

Μια εικόνα έμφασης T1 του εγκεφαλικού παρεγχύματος σε εγκάρσιο ανατομικό επίπεδο παρουσιάζεται στην Εικόνα 1. Παρατηρείστε τα σήματα των ιστών με βάση τις παραπάνω απεικονιστικές συμβάσεις. Παρατηρείστε επίσης τις μεταβολές των σημάτων με βάση τους όρους (α) και (β) της εξίσωσης 1. Η σκιαγραφική αντίθεση ορίζεται από τον όρο (α) της εξίσωσης 1. (αύξουσα εκθετική συνάρτηση)

Εικόνες έμφασης T2

Στην εξίσωση 1, η επιλογή ενός TR=3000 ms και ενός TE=100 ms θα ελαχιστοποιούσε την συνεισφορά του όρου (α), θα ενίσχυε την συνεισφορά του όρου (β) και δεν θα επηρέαζε την συνεισφορά του όρου (γ). Κάτι τέτοιο θα είχε σαν αποτέλεσμα την μεταβολή των σημάτων, άρα και της σκιαγραφικής αντίθεσης, με βάση την παράμετρο TE/T2 δηλαδή τελικά την παράμετρο T2 αφού το TE παραμένει σταθερό. Οι εικόνες που προκύπτουν με αυτόν τον τρόπο απεικονίζουν με έμφαση την παράμετρο T2 των ιστών και ονομάζονται εικόνες έμφασης T2. Η απεικονιστική σύμβαση στις εικόνες έμφασης T2 έχει ως εξής :

Ιστοί και υγρά με μεγάλο T2 : ($T2 > 500$ ms) : [Εγκεφαλονωτιαίο Υγρό (ΕΝΥ), Ουροδόχος κύστη, Χοληδόχος κύστη] : Απεικόνιση **άσπρου** χρώματος στην κλίμακα του γκρι

Ιστοί με μέσο T2 : (40 ms $< T2 < 150$ ms) : [Ήπαρ, Μύες Λευκή Ουσία (ΛΟ), Φαία Ουσία (ΦΟ), Ερυθρός Οστικός Μυελός, Υποδόριο λίπος (ΛΠΣ), Κοιλιακό λίπος, Λιπώδης Οστικός Μυελός]: Απεικόνιση **γκρι** χρώματος στην κλίμακα του γκρι

Ιστοί με μικρό T2 : ($T1 < 20$ ms) : [Οστίτης Ιστός (ΟΣΤ)]: Απεικόνιση **μαύρου** χρώματος στην κλίμακα του γκρι

Μια εικόνα έμφασης T2 του εγκεφαλικού παρεγχύματος σε εγκάρσιο ανατομικό επίπεδο παρουσιάζεται στην Εικόνα 2. Παρατηρείστε τα σήματα των ιστών με βάση τις παραπάνω απεικονιστικές συμβάσεις. Παρατηρείστε επίσης τις μεταβολές των σημάτων με βάση τους όρους (α) και (β) της εξίσωσης 1. Η σκιαγραφική αντίθεση ορίζεται από τον όρο (β) της εξίσωσης 1. (φθίνουσα εκθετική συνάρτηση)

Εικόνες έμφασης Πυκνότητας Πρωτονίων (ΠΠ)

Στην εξίσωση 1, η επιλογή ενός TR=6000 ms και ενός TE=20 ms θα ελαχιστοποιούσε την συνεισφορά του όρου (α), θα ελαχιστοποιούσε την συνεισφορά του

όρου (β) και θα ενίσχυε την συνεισφορά του όρου (γ). Κάτι τέτοιο θα είχε σαν αποτέλεσμα την μεταβολή των σημάτων, άρα και της σκιαγραφικής αντίθεσης, με βάση την παράμετρο $\rho(H)$ δηλαδή την πυκνότητα των σηματοφόρων πυρήνων υδρογόνου. Οι εικόνες που προκύπτουν με αυτόν τον τρόπο απεικονίζουν με έμφαση την παράμετρο πυκνότητα πρωτονίων (ΠΠ) των ιστών και ονομάζονται εικόνες έμφασης Πυκνότητας Πρωτονίων (ΠΠ). Η απεικονιστική σύμβαση στις εικόνες έμφασης ΠΠ έχει ως εξής :

Ιστοί και υγρά με μεγάλη τιμή ΠΠ : (Ένταση σήματος > 3000) : [Εγκεφαλονωτιαίο Υγρό (ΕΝΥ), Ουροδόχος κύστη, Χοληδόχος κύστη, Υποδόριο λίπος (ΛΠΣ), Κοιλιακό λίπος, Λιπώδης Οστικός Μυελός] : Απεικόνιση **άσπρου** χρώματος στην κλίμακα του γκρι

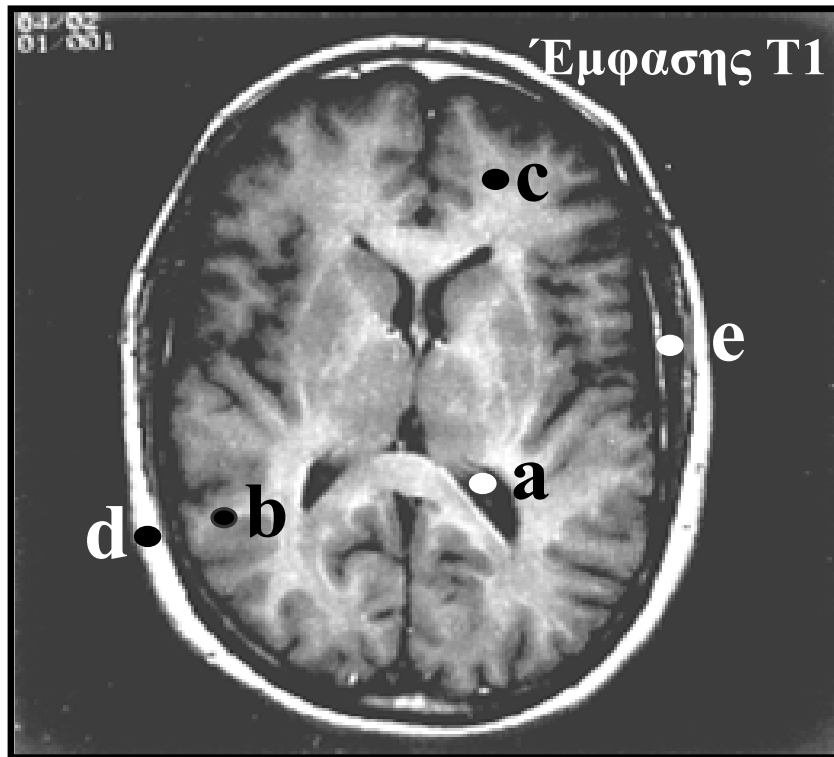
Ιστοί με μέση τιμή ΠΠ : ($500 < \text{Ένταση σήματος} < 2000$ ms) : [Ήπαρ, Μύες Λευκή ουσία (ΛΟ), Φαία Ουσία (ΦΟ) Ερυθρός Οστικός Μυελός] : Απεικόνιση **γκρι** χρώματος στην κλίμακα του γκρι

Ιστοί με μικρή τιμή ΠΠ : (Ένταση σήματος < 100) : [Οστίτης Ιστός (ΟΣΤ)]: Απεικόνιση **μαύρου** χρώματος στην κλίμακα του γκρι

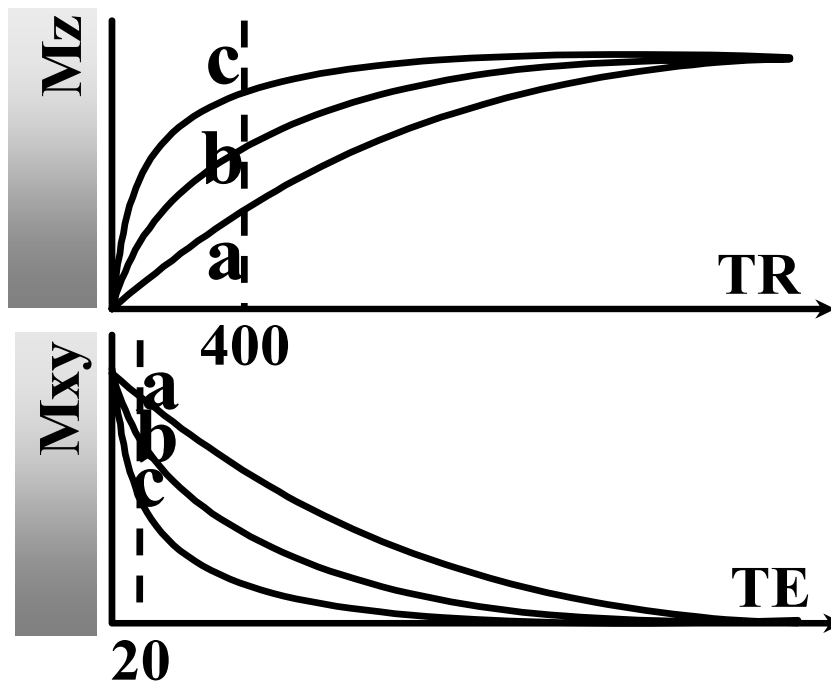
Μια εικόνα έμφασης Πυκνότητας Πρωτονίων του εγκεφαλικού παρεγχύματος σε εγκάρσιο ανατομικό επίπεδο παρουσιάζεται στην Εικόνα 3. Παρατηρήστε τα σήματα των ιστών με βάση τις παραπάνω απεικονιστικές συμβάσεις. Παρατηρήστε επίσης τις μεταβολές των σημάτων με βάση τους όρους (α), (β) και (γ) της εξίσωσης 1. Η σκιαγραφική αντίθεση ορίζεται από τον όρο (γ) της εξίσωσης 1. (αύξουσα γραμμική συνάρτηση)

Εικόνα 1 :

Εικόνα έμφασης T1 του εγκεφαλικού παρεγχύματος σε εγκάρσιο ανατομικό επίπεδο

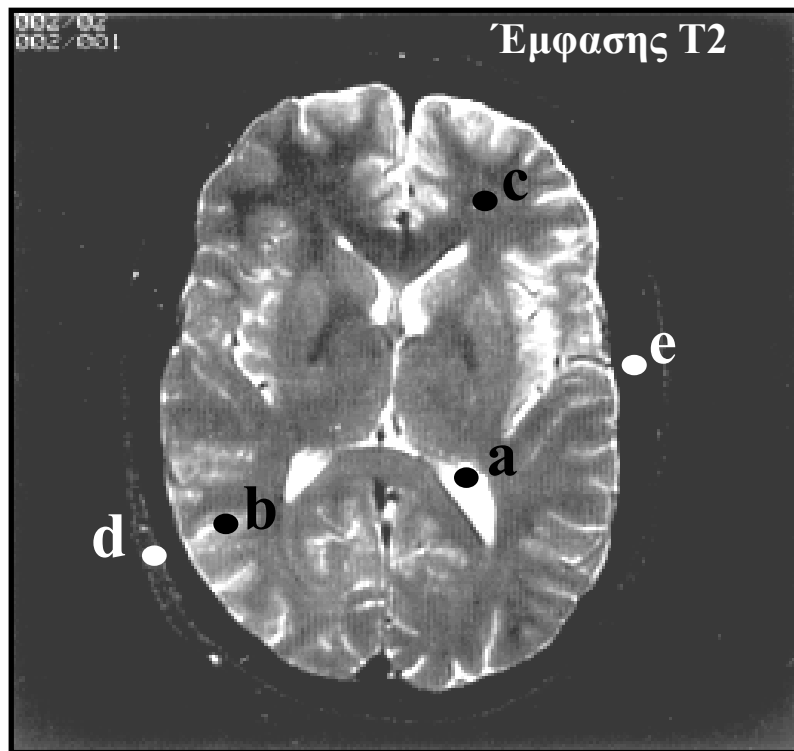


$S : a = e < b < c < d$
 $S : \text{ΕΝΥ} = \text{ΟΣΤ} < \text{ΦΟ} < \text{ΛΟ} < \text{ΛΠΣ}$



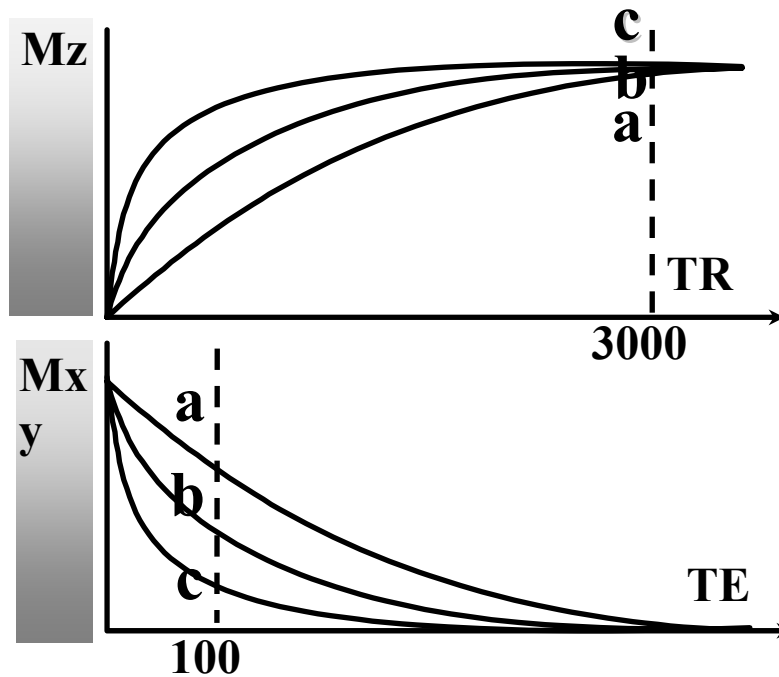
Εικόνα 2 :

Εικόνα έμφασης T2 του εγκεφαλικού παρεγχύματος σε εγκάρσιο ανατομικό επίπεδο



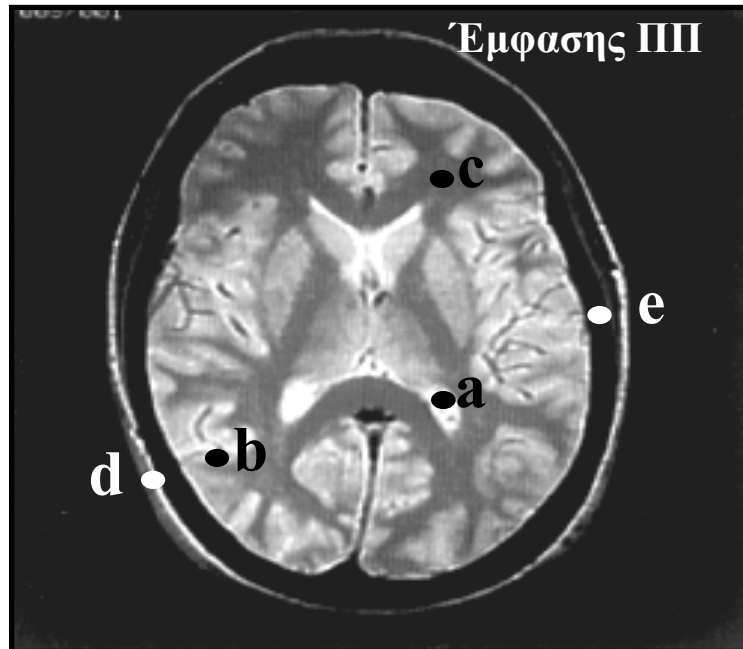
S : a > b > c > d > e

S : ΕΝΥ > ΦΟ > ΛΟ > ΛΠΣ > ΟΣΤ

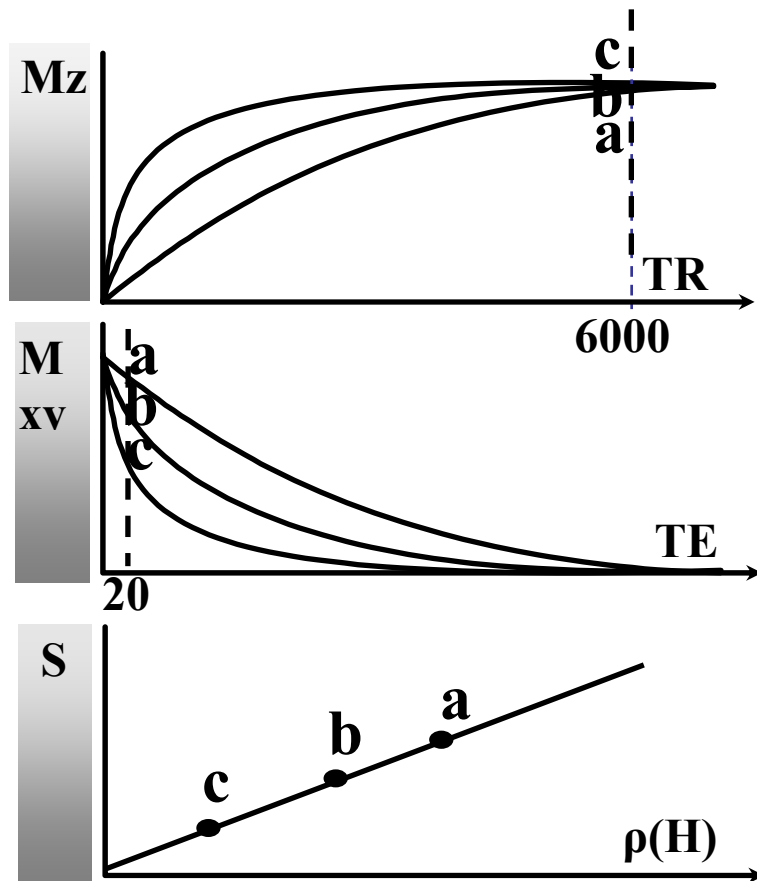


Εικόνα 3 :

Εικόνα έμφασης Πυκνότητας Προτονίων (ΠΠ) του εγκεφαλικού παρεγχύματος σε εγκάρσιο ανατομικό επίπεδο



$S : a > b = d > c > e$
 $S : \text{ΕΝΥ} > \text{ΦΟ} = \text{ΛΠΣ} > \text{ΛΟ} > \text{ΟΣΤ}$





ΦΥΣΙΚΗ ΤΟΥ ΗΧΟΥ

Μ. Μαζωνάκης

Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

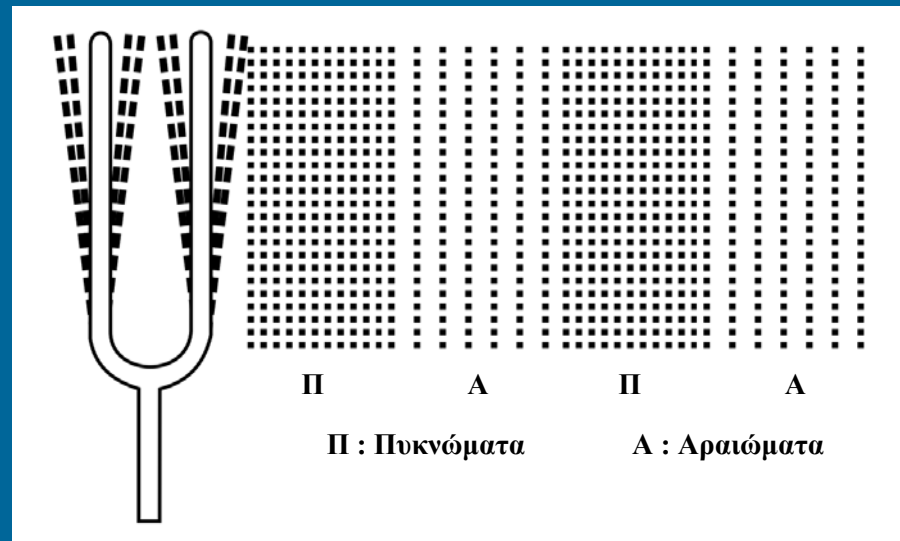
Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής

Τμήμα Ιατρικής

Πανεπιστήμιο Κρήτης

ΗΧΟΣ

- Ο ήχος είναι μία μηχανική διαταραχή που διαδίδεται σε ένα στερεό, υγρό ή αέριο μέσο και διεγείρει το αισθητήριο όργανο της ακοής.
- Ο ήχος διαδίδεται μέσω των ηχητικών κυμάτων.
- Ο ήχος εκφράζεται από τις μεταβολές της ακουστικής πίεσης που προκαλούν πυκνώματα και αραιώματα των σωματιδίων του υλικού μέσου διάδοσης.

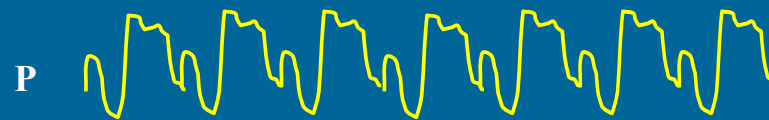


ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ-ΕΙΔΗ ΗΧΩΝ

- Απλός ήχος



- Σύνθετος ήχος



- Θόρυβος



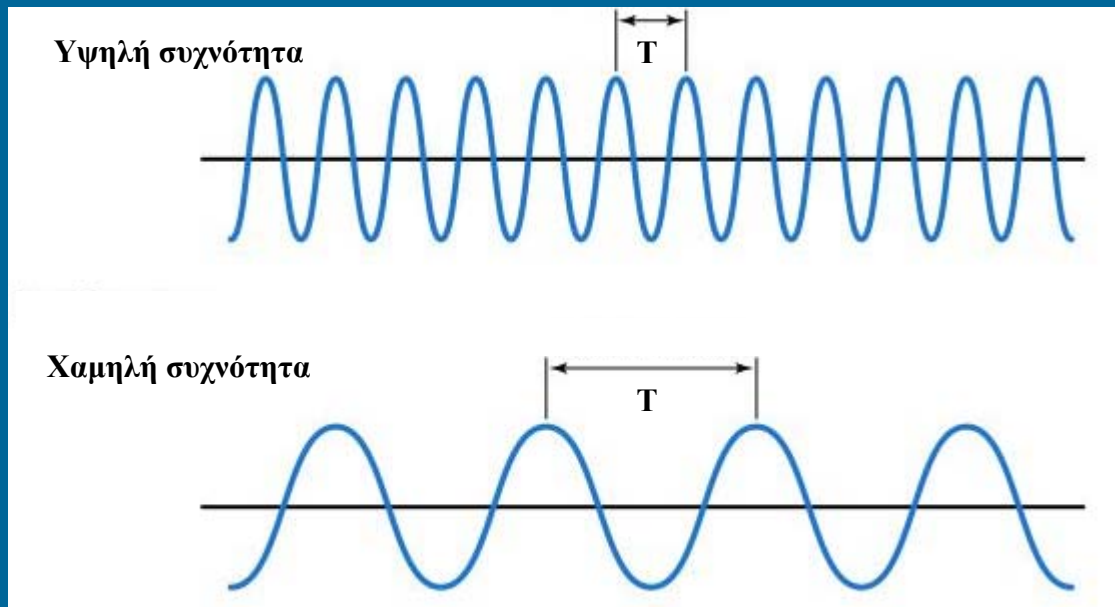
- Κρότος



ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΗΧΩΝ

Αντικειμενικά χαρακτηριστικά ηχητικών κυμάτων

- Συχνότητα (f)
- Περίοδος
- Πλάτος
- Μήκος κύματος (λ)
- Ταχύτητα
($v = f \lambda$)



ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΗΧΩΝ

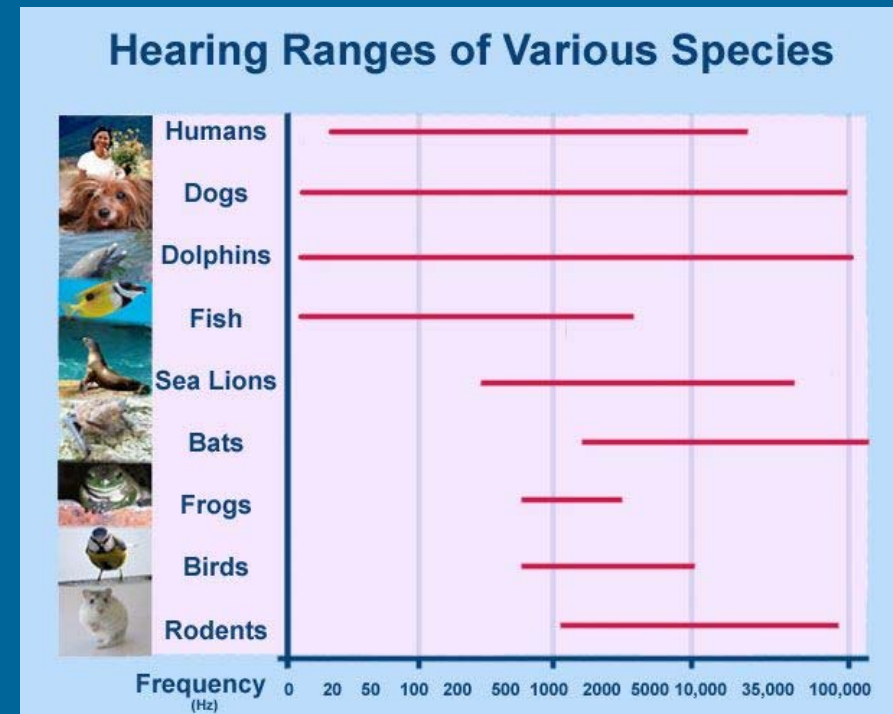
Υποκειμενικά χαρακτηριστικά ηχητικών κυμάτων

- Ύψος ήχου
 - Διάκριση ήχων ανάλογα με την οξύτητα τους
 - Συνδέεται άμεσα με τη συχνότητα του ήχου (η υψηλή συχνότητα συνήθως χαρακτηρίζει τους οξείς ήχους).
- Ακουστότητα
 - Συνδέεται με την ένταση του υποκειμενικού αισθήματος που προκαλεί ο κάθε ήχος.
 - Επηρεάζεται από την ένταση και συχνότητα του ήχου.
- Χροιά ήχου
 - Διάκριση ήχων ίδιου ύψους και ακουστότητας
 - Η χροιά επηρεάζεται από το πλήθος και τη στάθμη των αρμονικών ως προς τη θεμελιώδη συχνότητα.



ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΗΧΗΤΙΚΩΝ ΚΥΜΑΤΩΝ

- $f < 20$ Hz: υποηχητικά κύματα-υπόηχοι
- $20 < f < 20000$ Hz: ακουστική περιοχή για τον άνθρωπο
- $f > 20000$ Hz: υπερηχητικά κύματα-υπέρηχοι



ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΗΧΟΥ

$$v = \sqrt{\frac{B}{d}}$$

- v : ταχύτητα διάδοσης
- B : μέτρο ελαστικότητας όγκου του υλικού μέσου, $B = - \frac{\Delta P}{\Delta V / V}$
- d : πυκνότητα του μέσου

Για αέρια μέσα, η ταχύτητα δίνεται από τη σχέση:

$$v = \sqrt{\frac{\gamma R T}{W}}$$

- γ : λόγος ειδικών θερμοτήτων του αερίου
- T : απόλυτη θερμοκρασία
- R : παγκόσμια σταθερά αερίων
- W : μοριακό βάρος



ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΗΧΟΥ

ΥΛΙΚΟ	v (m/sec)
Αέρας (0 °C)	331
Αέρας (20 °C)	343
Οξυγόνο	317
Υδρογόνο	1286
Νερό	1450
Χαλκός	3560
Σίδηρος	5130



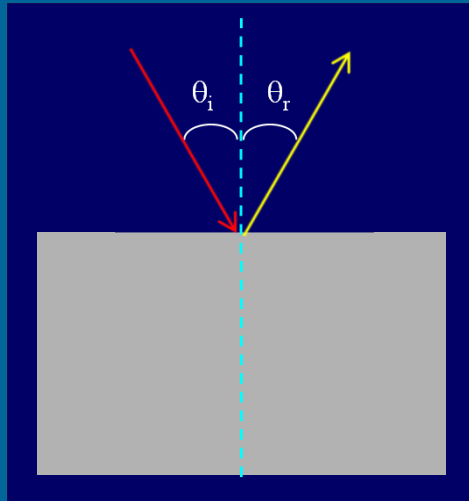
Στερεά

Υγρά

Αέρια

ΚΥΜΑΤΙΚΑ ΦΑΙΝΟΜΕΝΑ ΗΧΟΥ

- Ανάκλαση



Η γωνία που σχηματίζει η προσπίπτουσα ακτίνα (θ_i) με την κάθετο στην επιφάνεια ισούται με εκείνη που σχηματίζει η ανακλώμενη ακτίνα με την κάθετο (θ_r).

$$\theta_i = \theta_r$$

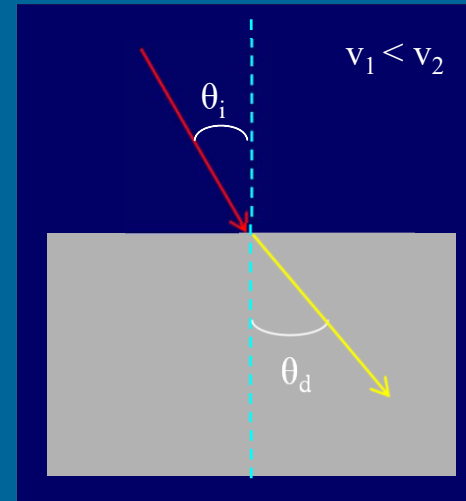
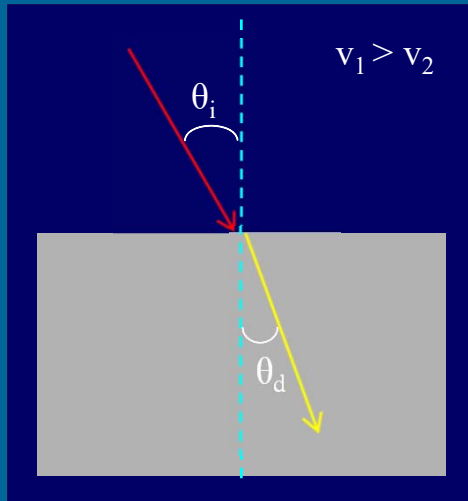
Ανακλώμενοι ήχοι που παράγονται σε διάστημα μικρότερο από 0.1 sec δεν ανιχνεύονται ως ξεχωριστοί. Η ελάχιστη απόσταση (d) μεταξύ παρατηρητή και ανακλώμενης επιφάνειας για τη δημιουργία ηχούς είναι:

$$v = \frac{2d}{t} \Rightarrow 2d = 340 \frac{\text{m}}{\text{sec}} \times 0.1 \text{ sec} \Rightarrow d = 17 \text{ m}$$



ΚΥΜΑΤΙΚΑ ΦΑΙΝΟΜΕΝΑ ΗΧΟΥ

- Διάθλαση



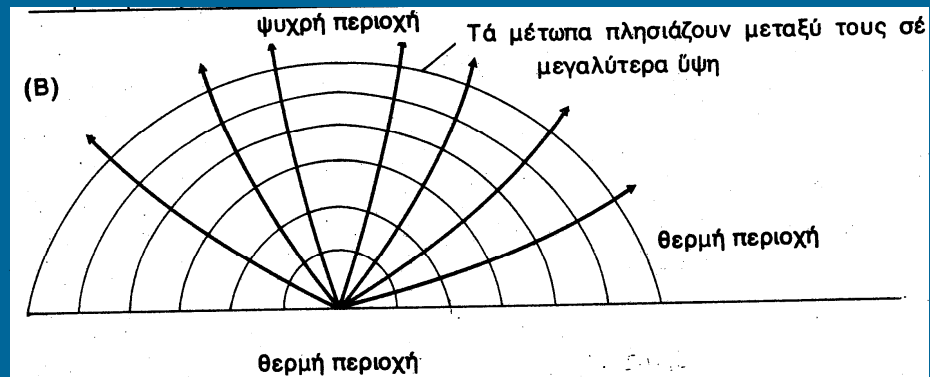
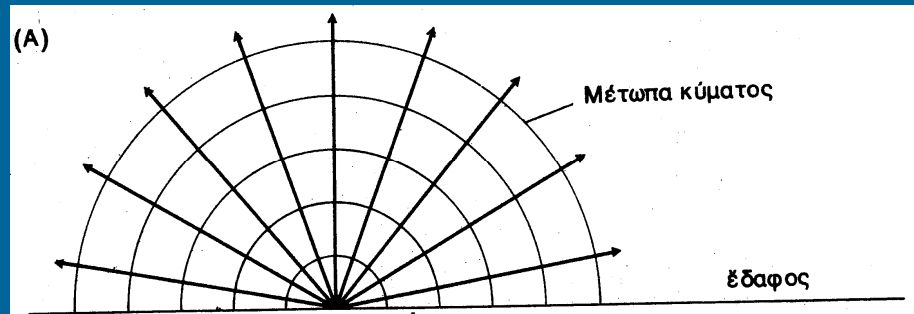
Η μετάβαση ενός ηχητικού κύματος μεταξύ δύο μέσων με διαφορετικές ταχύτητες διάδοσης προκαλεί την αλλαγή στη διεύθυνση διάδοσης του κύματος.

$$\frac{\sin(\theta_i)}{\sin(\theta_d)} = \frac{v_1}{v_2}$$



ΚΥΜΑΤΙΚΑ ΦΑΙΝΟΜΕΝΑ ΗΧΟΥ

- Διάθλαση



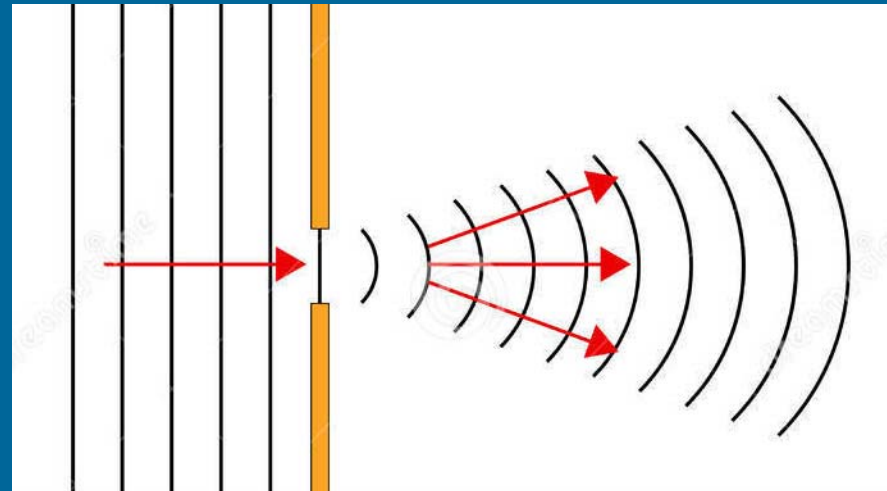
Μη ευθύγραμμη διάδοση των ηχητικών κυμάτων εντός του ατμοσφαιρικού αέρα λόγω του φαινομένου της διάθλασης.



ΚΥΜΑΤΙΚΑ ΦΑΙΝΟΜΕΝΑ ΗΧΟΥ

■ Περίθλαση

- Παρατηρείται όταν το κύμα προσπέσει σε οπές ή εμπόδια με διαστάσεις μικρότερες ή ίσες με το μήκος κύματος.
- Λήψη ηχητικών κυμάτων ακόμα και όταν ο παρατηρητής δε βρίσκεται στην ευθεία διάδοσης τους.

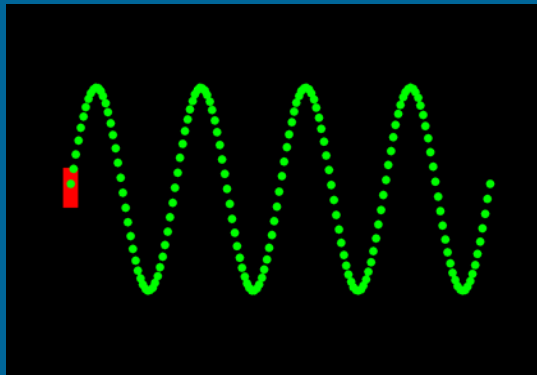


ΑΚΟΗ

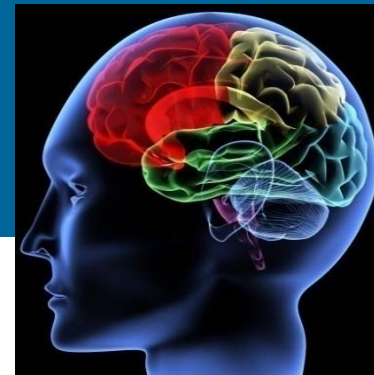
Ακοή

Λήψη ηχητικών κυμάτων από τον άνθρωπο

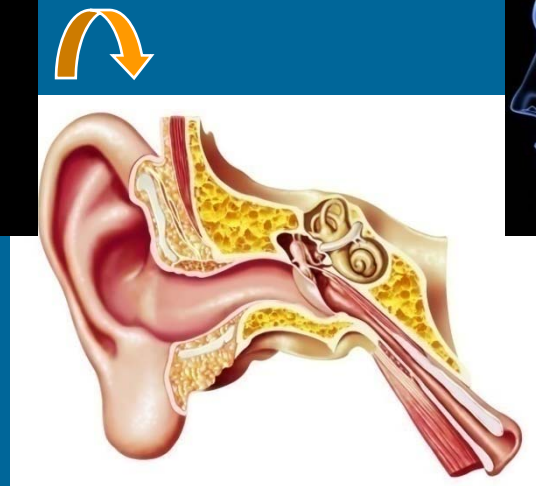
Φυσική



Φυσιολογία



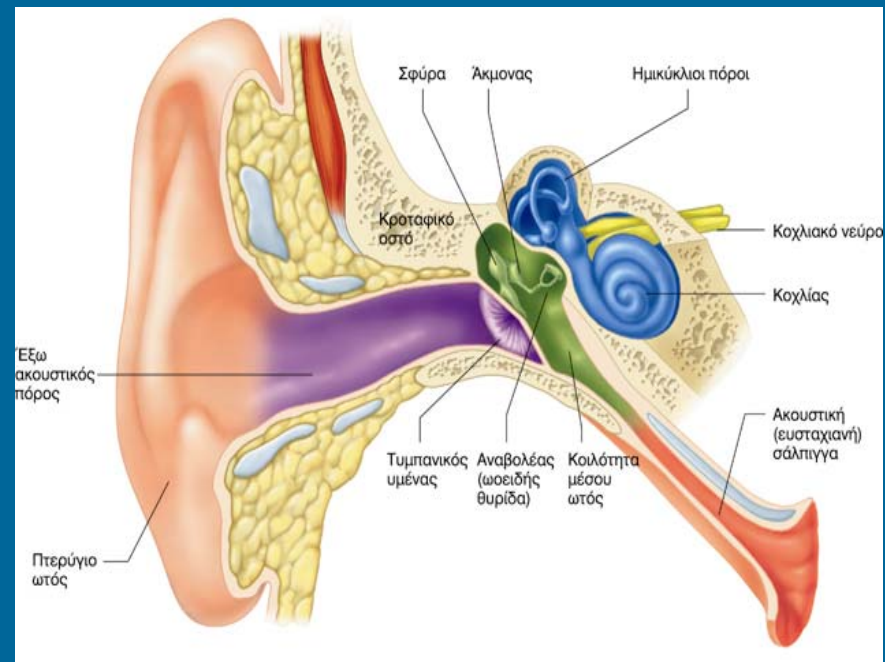
Αντίληψη
ήχου



ΑΚΟΗ

Εξωτερικό αυτί (έξω ους)

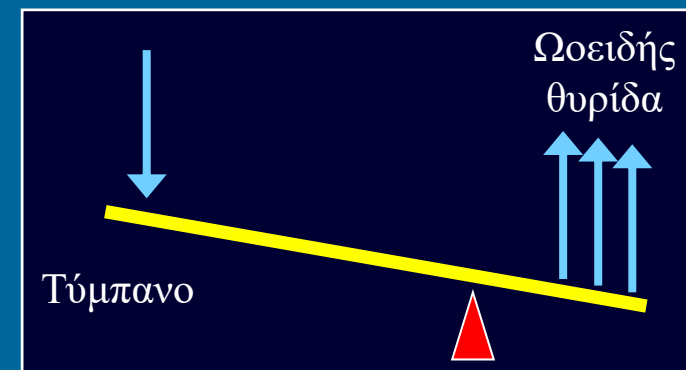
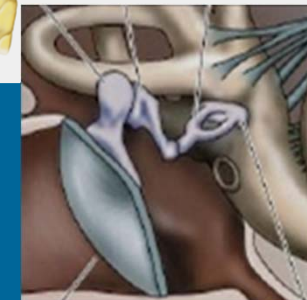
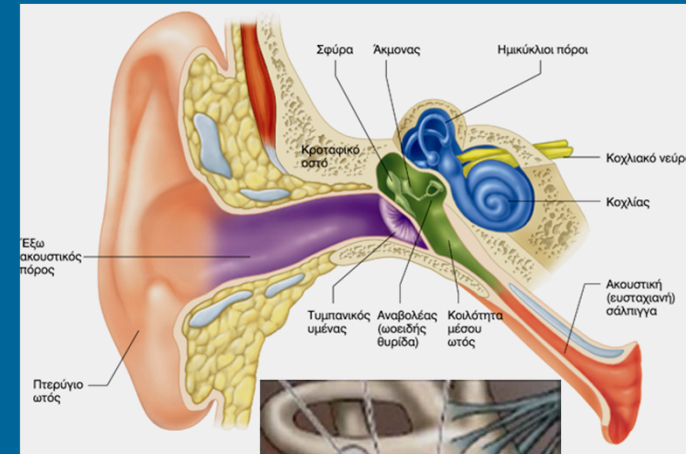
- Το εξωτερικό αυτί αποτελείται από το πτερύγιο και τον έξω ακουστικό πόρο.
- Ο έξω ακουστικός πόρος έχει μήκος 2.5 cm.
- Το έσω στόμιο του έξω ακουστικού πόρου κλείνεται από μία λεπτή μεμβράνη, γνωστή ως τύμπανο.
- Τα ηχητικά κύματα ταξιδεύουν μέσα στον ακουστικό πόρο και θέτουν σε παλμική κίνηση το τύμπανο.



ΑΚΟΗ

Μέσο αυτί

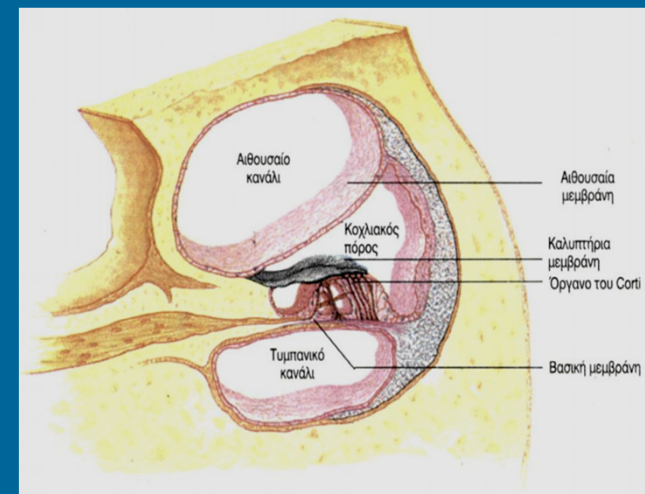
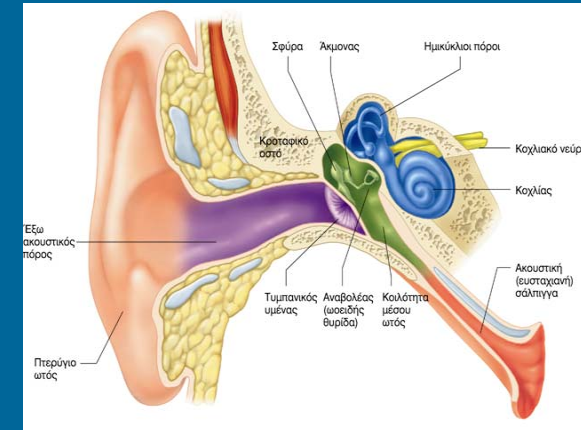
- Είναι αεροφόρος κοιλότητα γνωστή ως κοίλο του τυμπάνου. Επικοινωνεί με την ευσταχιανή σάλπιγγα και συνεπώς με το ρινοφάρυγγα και τον εξωτερικό αέρα.
- Αποτελείται από τα τρία οστά: σφύρα, άκμων και αναβολέα. Ο αναβολέας συνδέεται με την ωοειδή θυρίδα στο τοίχωμα του εσωτερικού αυτιού.
- Το τύμπανο μεταδίδει την παλμική κίνηση στα τρία οστά.
- Η ηχητική πίεση αυξάνεται με δύο τρόπους:
α. τα οστά λειτουργούν ως μοχλός αυξάνοντας την πίεση στην ωοειδή θυρίδα,
β. η επιφάνεια της ωοειδούς θυρίδας είναι πολύ μικρότερη από αυτή του τυμπάνου.



ΑΚΟΗ

Έσω αυτί

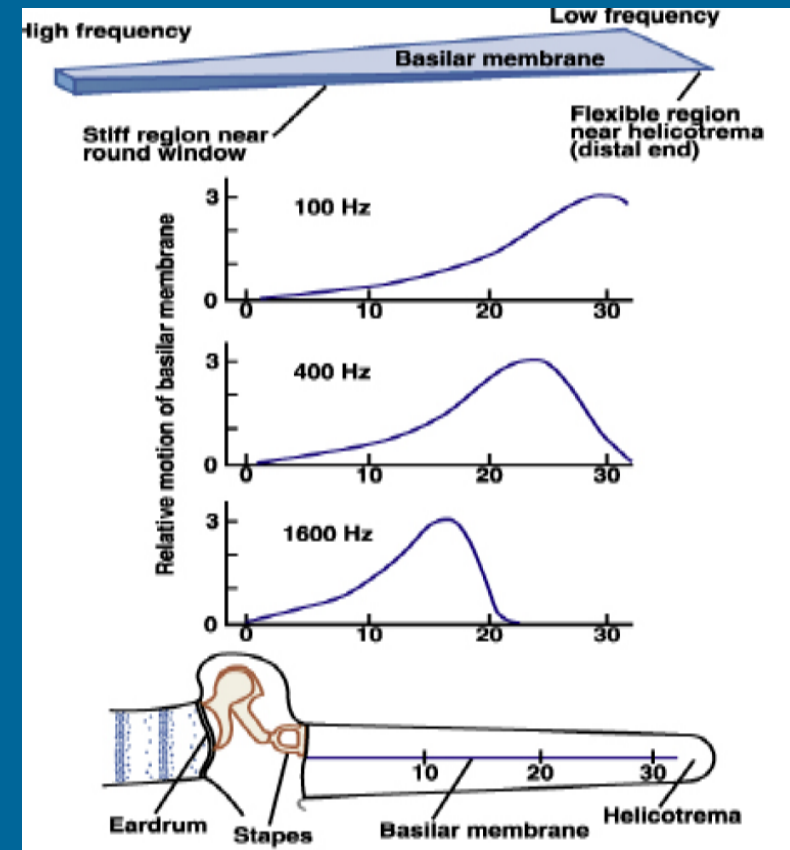
- Στο έσω αυτί ή λαβύρινθος υπάρχει υγρό γνωστό ως λέμφος.
- Το ακουστικό νεύρο ξεκινά από το έσω αυτί και καταλήγει στον εγκέφαλο.
- Ο κοχλίας είναι ένας ελικοειδής σωλήνας και στο τοίχωμα του βρίσκεται το όργανο Corti.
- Το όργανο Corti τοποθετείται κατά μήκος της βασικής μεμβράνης. Περιέχει τριχωτά κύτταρα τα οποία είναι υποδοχείς της ακοής.
- Οι παλμικές κινήσεις της λέμφου φθάνουν στον κοχλία και στο όργανο Corti.



ΑΚΟΗ

Έσω αυτί

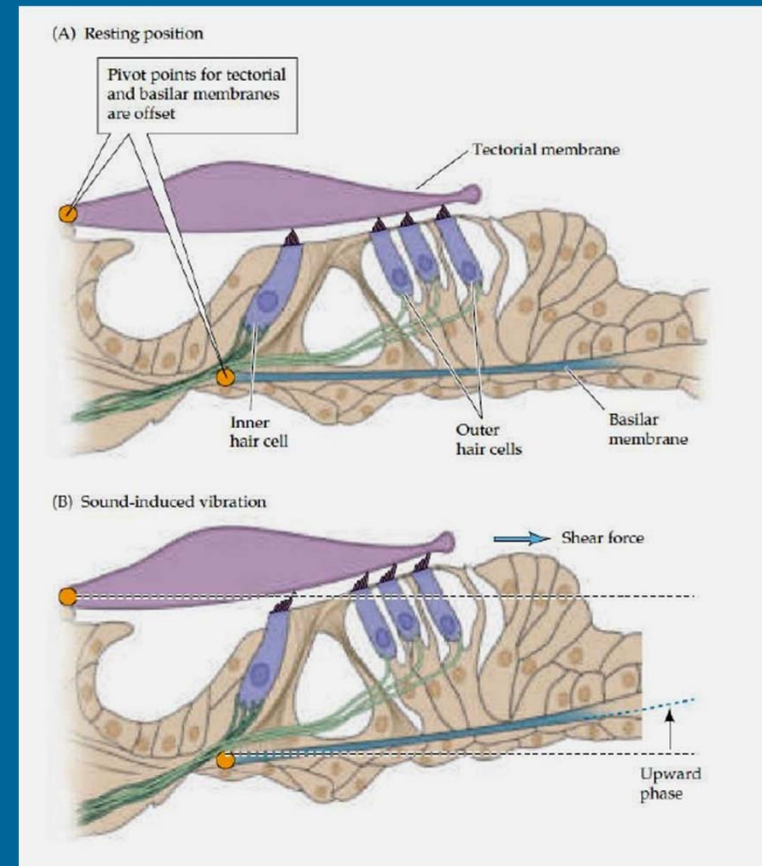
- Η βασική μεμβράνη είναι σφιχτή στο άκρο προς τον αναβολέα ενώ είναι χαλαρή και πλατιά στο αντίθετο άκρο προς τον κοχλία.
- Το πλάτος κύμανσης της βασικής μεμβράνης σχετίζεται με το μέγεθος του ερεθίσματος.
- Η θέση του μέγιστου κύμανσης στη βασική μεμβράνη εξαρτάται από τη συχνότητα του ήχου.
- Η θέση του μέγιστου κύμανσης θα καθορίσει ποιες νευρικές ίνες θα διεγερθούν μεταφέροντας το σήμα στον εγκέφαλο.



ΑΚΟΗ

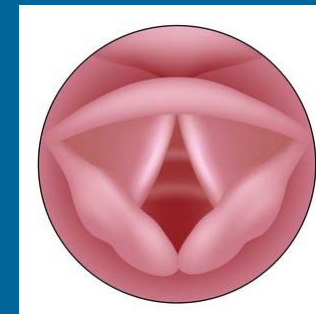
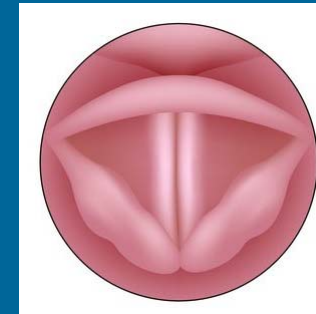
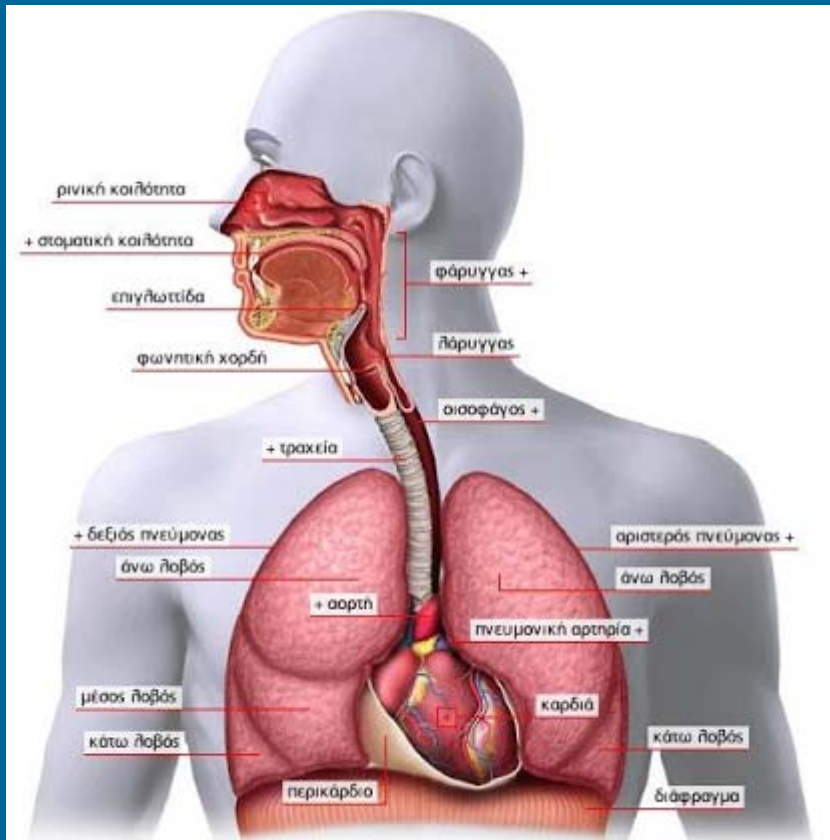
Έσω αυτί

- Παρατηρούνται μικρές μετακινήσεις στις προεκβολές των τριχωτών κυττάρων.
- Η μηχανική μετακίνηση αυτών των προεκβολών διεγείρει το ακουστικό νεύρο.
- Η παραπάνω διέγερση μεταδίδεται στο φλοιό του εγκεφάλου δημιουργώντας την αίσθηση της ακοής.



ΟΜΙΛΙΑ

Παραγωγή ηχητικών κυμάτων

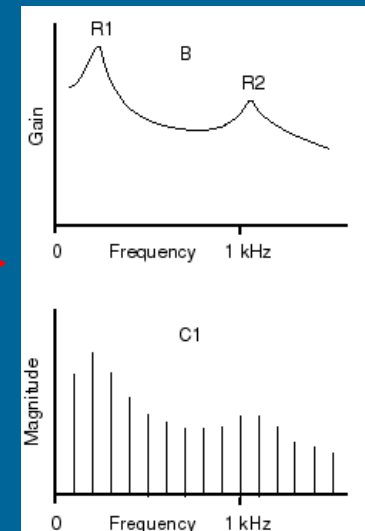
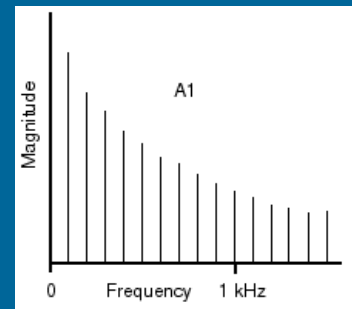
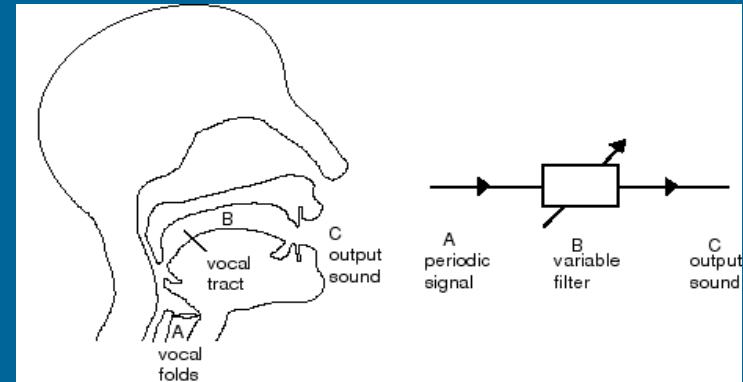


Φωνητικές χορδές



ΟΜΙΛΙΑ

- Οι φωνητικές χορδές παράγουν ένα σύνθετο ήχο αποτελούμενο από πολλές αρμονικές.
- Ο σύνθετος ήχος μπορεί επιλεκτικά να τροποποιηθεί κατά τη διέλευση του από το φάρυγγα, τη στοματική κοιλότητα και τη ρινική κοιλότητα.
- Το σχήμα των παραπάνω περιοχών είναι ξεχωριστό για κάθε άτομο και επηρεάζει τη φωνή του.



ΕΝΤΑΣΗ ΗΧΟΥ – ΠΙΕΣΗ ΗΧΟΥ

- Η ένταση του ήχου (I) εκφράζει την ισχύ που μεταφέρεται από τον ήχο σε μία δεδομένη επιφάνεια (S).
- Η ένταση του ήχου δίνεται σε Watts / m² ή Watts / cm².
- Η ένταση του ήχου (I) σε ένα συγκεκριμένο μέσο μεταβάλλεται με το τετράγωνο της πίεσης της ήχου (P).

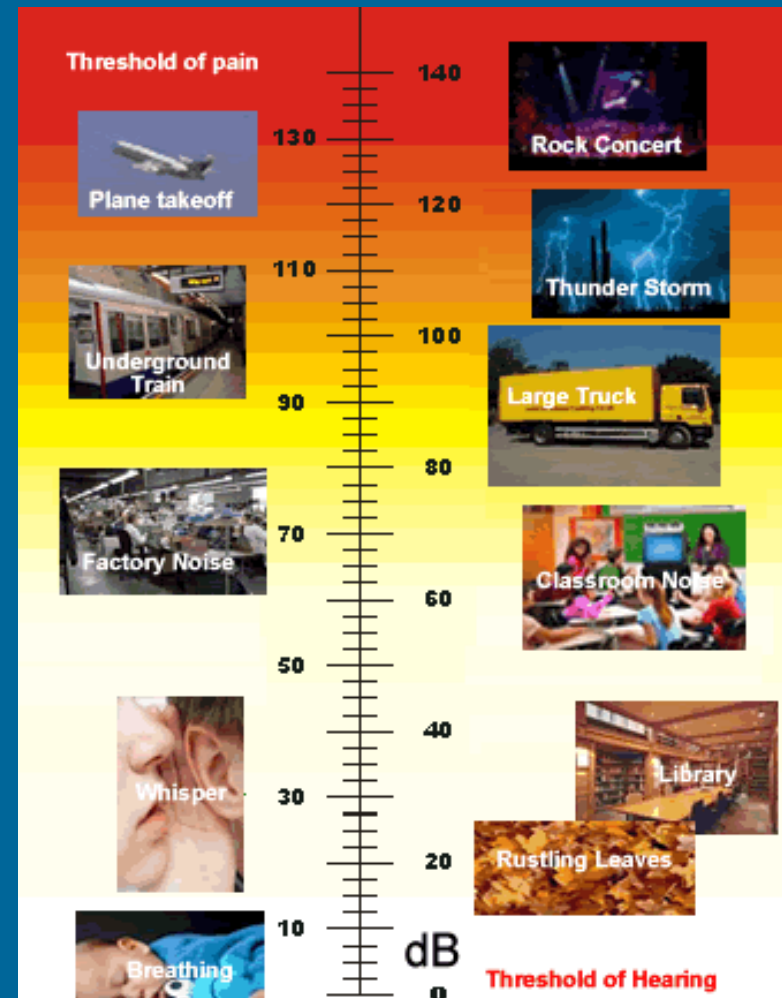
$$I \propto P^2$$



ΕΝΤΑΣΗ ΗΧΟΥ – ΠΙΕΣΗ ΗΧΟΥ

$$A = 10 \log \frac{I}{I_0}$$

- A: στάθμη έντασης του ήχου σε decibel (dB),
- I: ένταση του εξεταζόμενου ήχου σε Watt cm^{-2} ,
- I_0 : ένταση ήχου μηδενικού επιπέδου ($10^{-16} \text{ Watt cm}^{-2}$) που αντιστοιχεί στην ένταση του ασθενέστερου ήχου ο οποίος γίνεται ακουστός από το αισθητήριο όργανο της ακοής.



ΕΝΤΑΣΗ ΗΧΟΥ – ΠΙΕΣΗ ΗΧΟΥ

$$A = 10 \log \frac{I}{I_0}$$

$$A_p = 10 \log \frac{P^2}{(P_0)^2} \rightarrow A_p = 20 \log \frac{P}{P_0}$$

- A_p : στάθμη πίεσης του ήχου σε decibel (dB),
- P : πίεση του εξεταζόμενου ήχου σε Pa ή $N \times m^{-2}$,
- P_0 : πίεση που αντιστοιχεί σε ήχο μηδενικού επιπέδου ($P_0 = 2 \times 10^{-5}$ Pa).

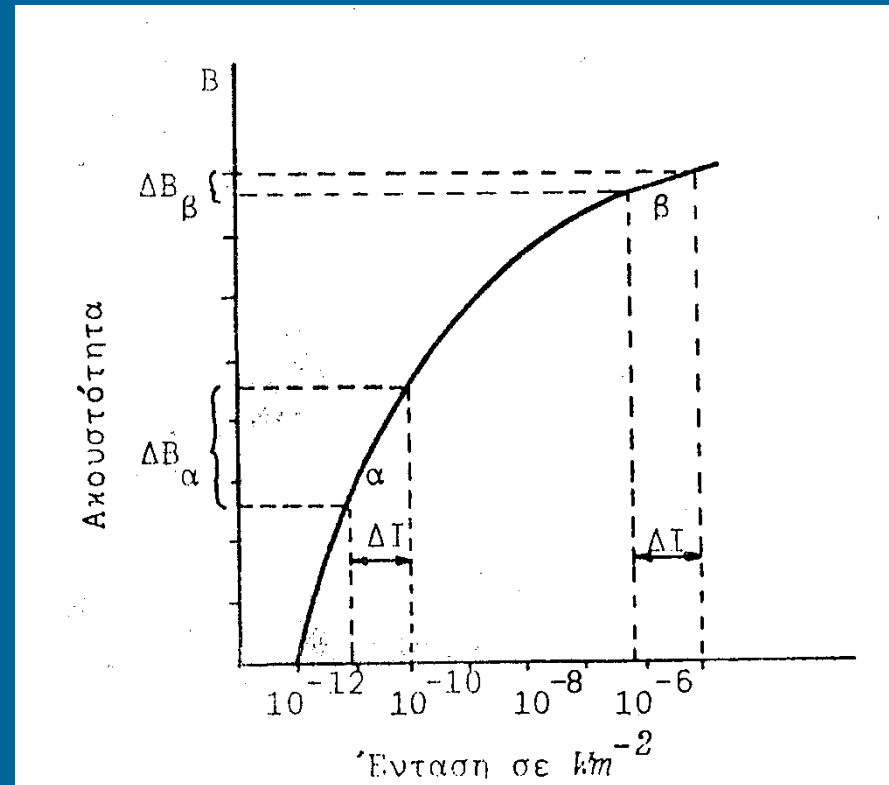


ΕΝΤΑΣΗ ΗΧΟΥ – ΑΚΟΥΣΤΟΤΗΤΑ

Νόμος Weber-Fechner

$$B = c \log I$$

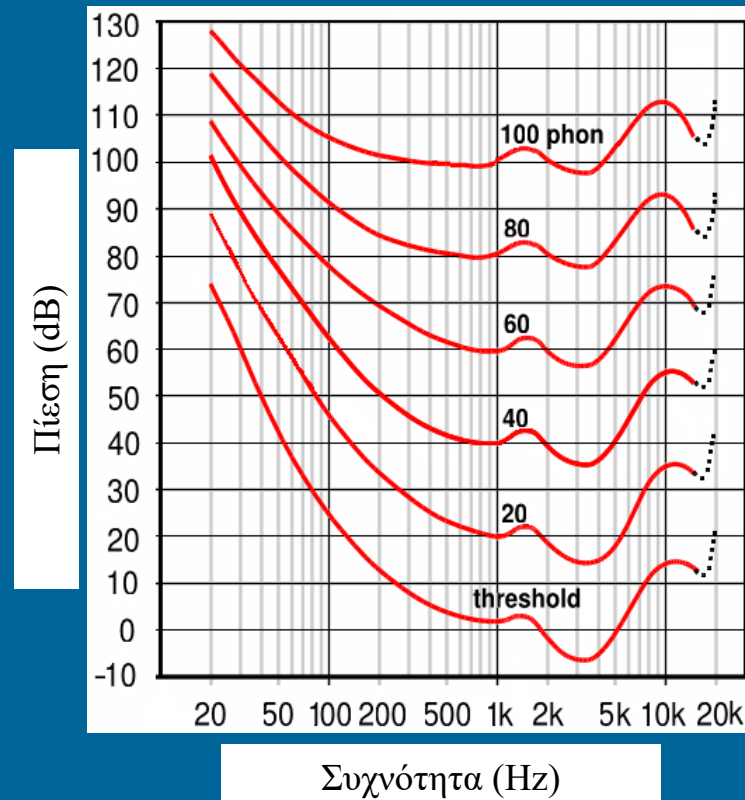
- B: ακουστότητα
- I: ένταση ήχου
- c: σταθερά



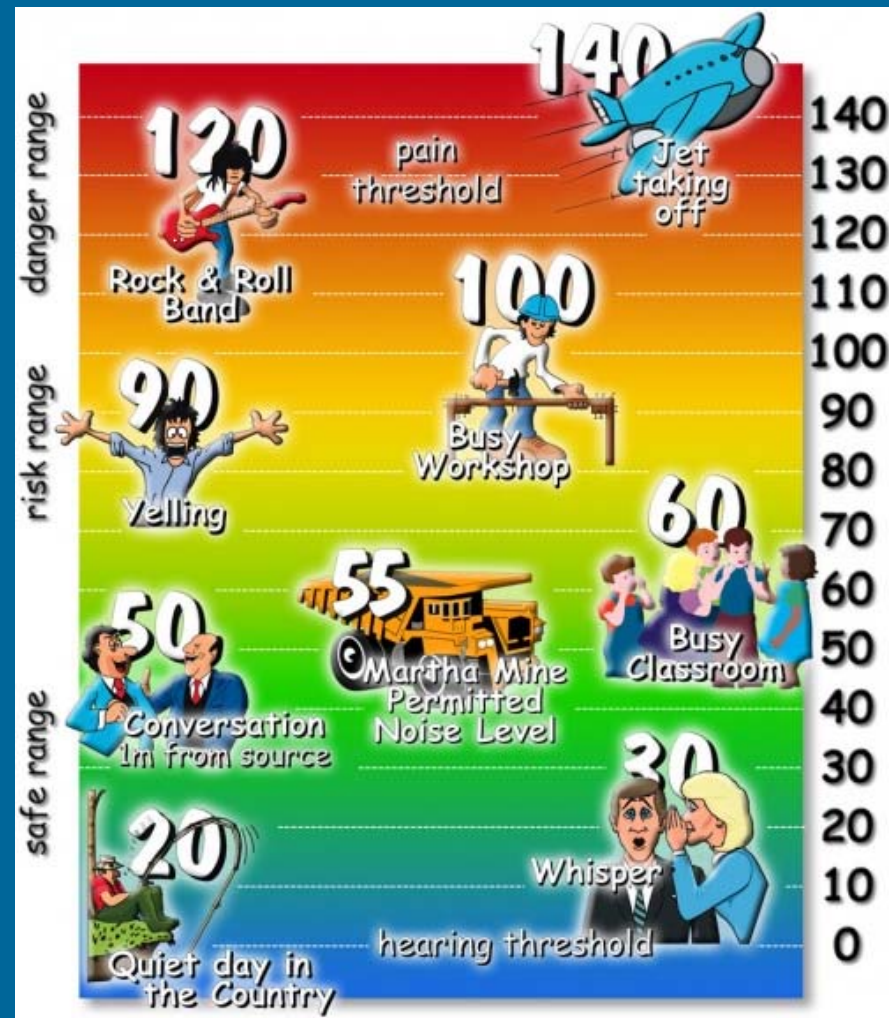
ΑΚΟΥΣΤΟΤΗΤΑ

- Η μονάδα phon χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της ακουστότητας.
- Η ακουστότητα ενός ήχου σε phons ισούται με τη στάθμη πίεσης ενός ήχου συχνότητας 1000 Hz ο οποίος είναι εξίσου ακουστός με τον υπό εξέταση ήχο.
- Κάθε ισοακουστική καμπύλη ενώνει σημεία που αντιστοιχούν σε ήχους με το ίδιο επίπεδο ακουστότητας ακόμα και αν τα φυσικά τους μεγέθη (ένταση, συχνότητα) διαφέρουν.

Ισοακουστικές καμπύλες



ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΗΧΩΝ



ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΗΧΩΝ

Ακουστικές επιδράσεις

- Ακουστική κόπωση
 - Είναι η μείωση της ακουστικής οξύτητας μετά από συμπτωματική μικρής διάρκειας έκθεση.
 - Εξαρτάται από την ένταση του θορύβου.
 - Η βλάβη είναι παροδική.
- Επαγγελματική βαρηκοΐα
 - Εμφανίζεται μετά από μακροχρόνια έκθεση σε θόρυβο.
 - Η πάθηση αναπτύσσεται αργά και επιδεινώνεται βαθμιαία.
 - Ενδέχεται να προκαλέσει μόνιμες βλάβες στην ακουστική λειτουργία.



ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΗΧΩΝ

Μη ακουστικές επιδράσεις

- Ψυχικές λειτουργίες
- Καρδιαγγειακό σύστημα
- Νευρικό σύστημα



ΗΧΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ

- Κορυφοτιμή της ηχητικής πίεση (P_{peak}): μέγιστη τιμή της στιγμιαίας πίεσης θορύβου.
- Ημερήσια στάθμη έκθεσης σε θόρυβο ($L_{\text{EX},8\text{h}}$): χρονικά σταθμισμένη μέση τιμή των σταθμών έκθεσης σε θόρυβο για οκτάωρη ημέρα εργασίας (καλύπτει όλα τα είδη θορύβου στο εργασιακό περιβάλλον).
- Οι οριακές τιμές σύμφωνα με την υπάρχουσα Ελληνική νομοθεσία είναι οι ακόλουθες:

$$L_{\text{EX},8\text{h}} = 87 \text{ dB και } P_{\text{peak}} = 200 \text{ Pa}$$

- Οι κατώτερες τιμές για την ανάληψη δράσης είναι οι ακόλουθες:

$$L_{\text{EX},8\text{h}} = 80 \text{ dB και } P_{\text{peak}} = 112 \text{ Pa}$$

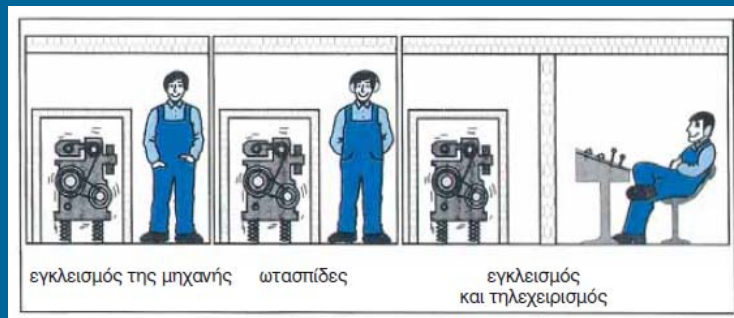
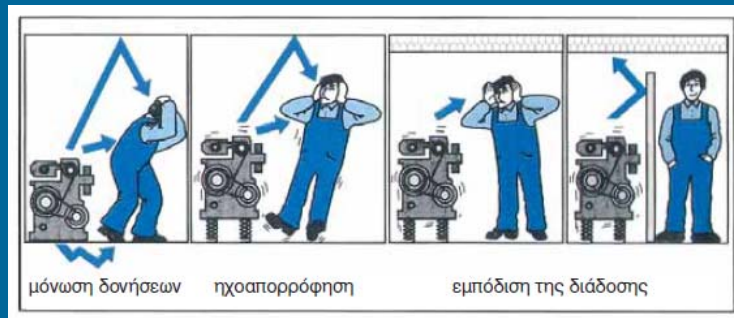


ΗΧΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ - ΜΕΤΡΑ

- Μέτρα στην πηγή του θορύβου
(απόσβεση κραδασμών, τοποθέτηση ηχοαπορροφητικών υλικών στο εσωτερικό των μηχανών, εγκιβωτισμός θορυβώδους εξοπλισμού, απομάκρυνση θορυβώδους εξοπλισμού, τακτική προληπτική συντήρηση μηχανής, κ.α.)
- Μέτρα στη διαδρομή διάδοσης του θορύβου
(τοποθέτηση ηχομονωτικών διαχωριστικών πετασμάτων μεταξύ πηγής και περιοχής προστασίας, χρήση ηχομονωτικών καλυμμάτων)
- Μέτρα στο δέκτη (ατομικά μέτρα προστασίας όπως ωτοασπίδες και ωτοβύσματα, ενημέρωση εργαζομένων για σχετικούς κινδύνους, οριοθέτηση χώρου εργασίας, επίβλεψη υγείας εργαζομένων, κ.α.)



ΗΧΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ - ΜΕΤΡΑ



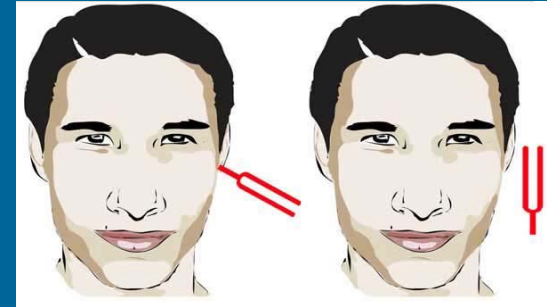
ΜΕΤΡΗΣΗ ΗΧΟΥ - ΘΟΡΥΒΟΥ

- **Ηχόμετρο**
Επιτρέπει την άμεση μέτρηση των επιπέδων θορύβου σε ένα σημείο μία δεδομένη χρονική στιγμή.
- **Ηχοδοσίμετρο**
Επιτρέπει την καταγραφή της συνολικής έκθεσης σε θόρυβο για ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα.



ΑΚΟΟΜΕΤΡΙΑ

- Τονική ακοομετρία
Εξετάσεις με τονοδότες
(διαπασών)



- Ουδική τονική ακοομετρία

Αέρινη αγωγή

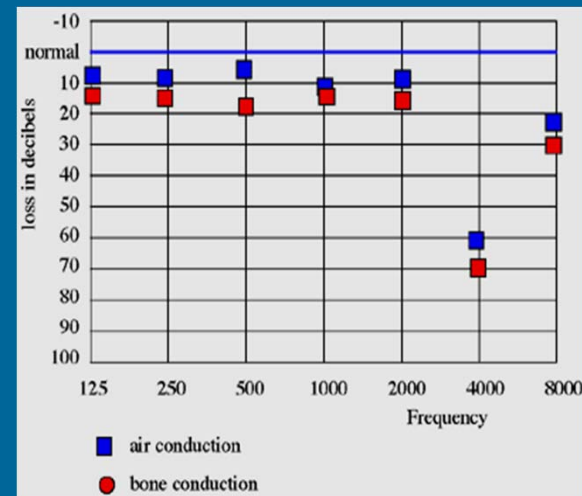
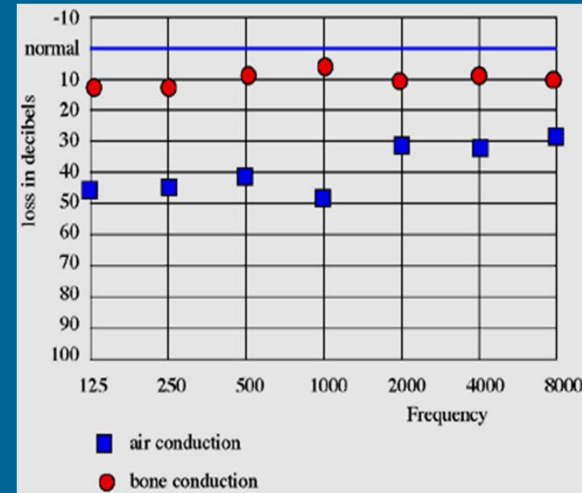
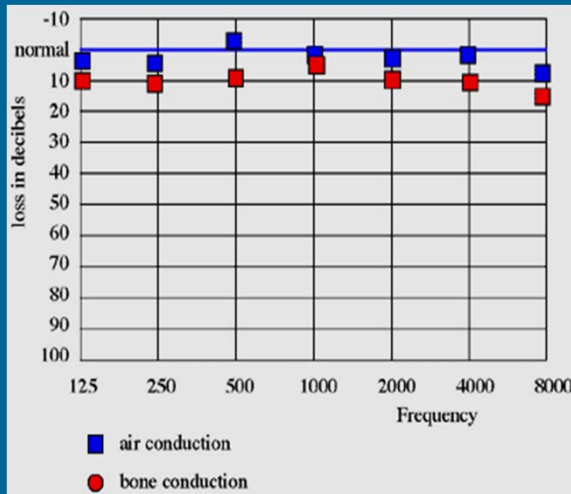


Οστέινη αγωγή



ΑΚΟΟΜΕΤΡΙΑ

Ακοογράμματα



13.

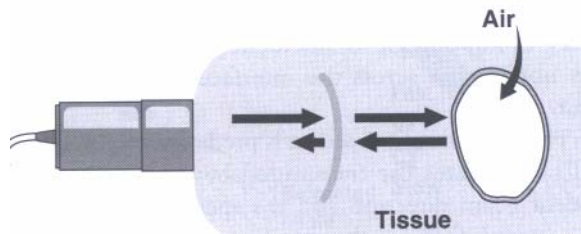
ΙΑΤΡΙΚΗ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ:

Φυσική και Τεχνολογία

A. ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

1. Εισαγωγή

- Υπέρηχοι είναι ακουστικά κύματα συχνότητας άνω των 20 kHz.
- Οι υπέρηχοι που χρησιμοποιούνται στην ιατρική απεικόνιση έχουν συχνότητα από 1 έως 15 MHz περίπου.
- Οι υπέρηχοι, όπως όλα τα κύματα, χαρακτηρίζονται από την συχνότητα, το μήκος κύματος, την περίοδο και την ταχύτητα διάδοσης.
- Η μέση ταχύτητα διάδοσης των υπερήχων στους μαλακούς ιστούς είναι 1540 m/sec.
- Στην ιατρική υπερηχογραφία, με εξαίρεση, όπως θα δούμε παρακάτω, μια από τις τεχνικές Doppler, δεν γίνεται χρήση συνεχούς δέσμης υπερήχων αλλά εκπέμπονται παλμοί υπερήχων.
- Περίοδος επανάληψης παλμού είναι ο χρόνος που μεσολαβεί από την αρχή ενός παλμού μέχρι την αρχή του αμέσως επόμενου.
- Συχνότητα επανάληψης παλμού είναι ο αριθμός των υφιστάμενων παλμών ανά δευτερόλεπτο.
- Μήκος παλμού είναι το μήκος πάνω στο οποίο υφίσταται ο παλμός. Ισχύει ο τύπος $L = n \lambda$ όπου L είναι το μήκος του παλμού, n ο αριθμός των κύκλων στον παλμό και λ το μήκος κύματος.
- Η απεικόνιση με υπερήχους επιτυγχάνεται με την τεχνική παλμός – ηχώ. Παλμός υπερήχων που διαδίδεται μέσα σε ιστούς στέλνει ηχώ πίσω στην συσκευή εκπομπής και ανίχνευσης των υπερήχων (ακουστική κεφαλή) από την οποία εκπέμφθηκε όταν συναντήσει την επιφάνεια κάποιου οργάνου. (Σχήμα). Η ηχώ ανιχνεύεται από την ακουστική κεφαλή η οποία είναι πομπός και ανιχνευτής.

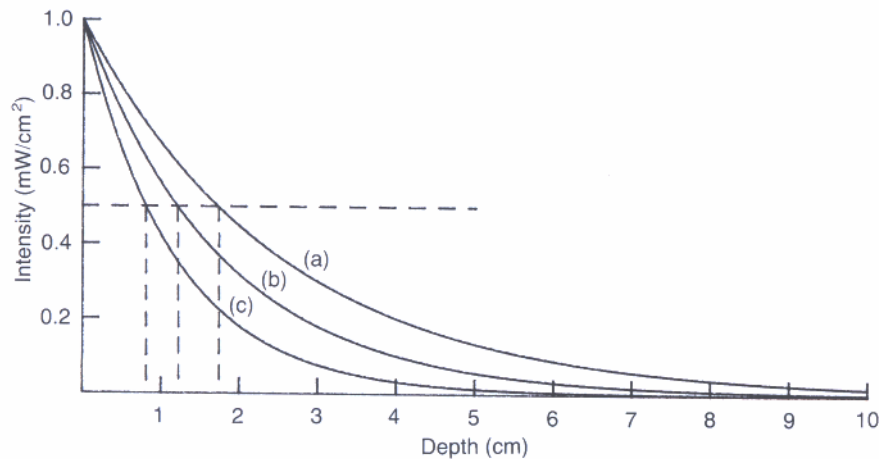


- Η υπερηχογραφική απεικόνιση βασίζεται στον υπολογισμό της χρονικής διάρκειας t της διαδρομής παλμού υπερήχων από την στιγμή της εκπομπής του μέχρι την ανίχνευση. Η δομή επί της οποίας ανακλάστηκε η δέσμη απεικονίζεται σε βάθος $s = c (t/2)$ όπου c η ταχύτητα των υπερήχων στους μαλακούς ιστούς.

2. Αλληλεπιδράσεις Υπερήχων και Ύλης

- Καθώς η δέσμη των υπερήχων διαδίδεται στους ιστούς εξασθενεί δηλαδή το πλάτος και η ένταση της μειώνονται σε συνάρτηση με την απόσταση.
- Οι υπέρηχοι εξασθενούν καθώς διαδίδονται μέσα στους ιστούς λόγω των φαινομένων της (1) ανάκλασης, (2) σκέδασης και (3) απορρόφησης.
- Ο βαθμός της εξασθένησης των υπερήχων στους ιστούς καλείται συντελεστής εξασθένησης και δίδεται συνήθως σε dB/cm.

- Ισχύει η σχέση $I = I_0 e^{-\alpha x}$ όπου I_0 η αρχική ένταση της δέσμης, I η ένταση της δέσμης μετά την διάδοσή της σε απόσταση x , και α ο συντελεστής εξασθένησης.
- Στο σχήμα φαίνεται η σχέση έντασης – βάθους στους μαλακούς ιστούς για 3 συχνότητες.



- Η σχέση εξασθένησης – συχνότητας είναι γραμμική στην περίπτωση της διάδοσης των υπερήχων στους μαλακούς ιστούς. Για τους μαλακούς ιστούς ο συντελεστής εξασθένησης είναι περίπου 0,5 έως 1 dB/cm στο 1 MHz.
- Συνέπεια της εξασθένησης είναι ο περιορισμός του βάθους μέσα στο οποίο είναι δυνατόν να διαδοθούν οι υπέρηχοι και συνεπώς του 'βάθους' των εικόνων που λαμβάνονται.
- Για την περιγραφή του φαινομένου της ανάκλασης είναι αναγκαίος ο ορισμός μιας φυσικής παραμέτρου που ονομάζεται ακουστική εμπέδηση.
- Η ακουστική εμπέδηση Z εκφράζει την δυσκολία διέλευσης των ηχητικών κυμάτων μέσα στους ιστούς και ορίζεται ως το γινόμενο της πυκνότητας ρ του ιστού μέσα στον οποίο διαδίδονται οι υπέρηχοι επί την ταχύτητα c του ήχου μέσα στον ιστό: $Z = \rho c$. Μονάδα της ακουστικής εμπέδησης είναι το rayl ($1 \text{ rayl} = 1 \text{ kg/m}^2/\text{s}$).
- Ο αέρας και δομές ή όργανα που περιέχουν αέρα όπως οι πνεύμονες έχουν πολύ χαμηλή ακουστική εμπέδηση ($Z_{\text{αέρα}} = 400 \text{ Rayls}$) σε σύγκριση με τους μαλακούς ιστούς ($Z_{\text{μαλ.ιστών}} \sim 1,6 \times 10^6 \text{ Rayls}$). Αντίθετα τα οστά έχουν υψηλή ακουστική εμπέδηση ($Z_{\text{οστών}} \sim 7 \times 10^6 \text{ Rayls}$).
- Ανάκλαση συμβαίνει όταν κύμα υπερήχων προσπίπτει στην διαχωριστική επιφάνεια δύο ιστών διαφορετικής ακουστικής εμπέδησης.
- Στην περίπτωση της πλάγιας πρόσπτωσης, ένα μέρος της δέσμης των υπερήχων ανακλάται ενώ το υπόλοιπο υφίσταται διάθλαση. Η γωνία προσπτώσεως είναι ίση με την γωνία ανακλάσεως. Το ημίτονο των γωνιών πρόσπτωσης και διαθλάσεως είναι ίσο με το ημίτονο των ταχυτήτων των υπερήχων μέσα στους δύο ιστούς (Νόμος Snell).
- Εάν η πρόσπτωση του υπερηχητικού κύματος γίνει κάθετα στην διαχωριστική επιφάνεια, το ανακλώμενο κύμα ακολουθεί ίδια διεύθυνση αλλά αντίθετη φορά και κατευθύνεται προς την πηγή εκπομπής. Το

ποσοστό της ανάκλασης σε αυτήν την περίπτωση καθορίζεται από τον τύπο $I_R/I_0 = [(Z_2 - Z_1)/(Z_2 + Z_1)]^2$ όπου I_R η ένταση του ανακλώμενου κύματος, I_0 η ένταση του προσπίπτοντος κύματος και Z_1, Z_2 οι ακουστικές εμπεδήσεις των δύο ιστών.

- Από τον παραπάνω τύπο γίνεται φανερό ότι όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά στην ακουστική εμπίδηση δύο ιστών τόσο εντονότερο είναι το φαινόμενο της ανάκλασης. Οι διαχωριστικές επιφάνειες αέρα / μαλακών ιστών ανακλούν το 99% περίπου της έντασης των υπερήχων. Επίσης σε επιφάνεια μαλακού ιστού / οστού ανακλάται το 70% περίπου της έντασης των υπερήχων.
- Η μερική ανάκλαση μετά από κάθετη πρόσπτωση υπερήχων σε διαχωριστική επιφάνεια είναι το φαινόμενο στο οποίο βασίζεται η υπερηχογραφική απεικόνιση του περιγράμματος των οργάνων του σώματος.
- Η σκέδαση είναι φαινόμενο που λαμβάνει χώρα όταν τα κύματα υπερήχων έχουν μήκος κύματος συγκρίσιμο ή μικρότερο από τις διαστάσεις των επιφανειών πάνω στις οποίες προσπίπτουν. Στην σκέδαση τα προσπίπτοντα ηχητικά κύματα αλλάζουν προσανατολισμό ακολουθώντας τυχαίες διαστάσεις. Μικρό ποσοστό της δέσμης οπισθοσκεδάζεται και κατευθύνεται στην ακουστική κεφαλή από την οποία ανιχνεύεται.
- Μικρές ανομοιογένειες που παρατηρούνται στο παρέγχυμα διαφόρων οργάνων αποτελούν κέντρα σκέδασης της δέσμης. Η σκέδαση είναι το φαινόμενο που συμβάλλει στην απεικόνιση του παρεγχύματος των οργάνων του σώματος.
- Όταν τα κέντρα σκέδασης έχουν διαστάσεις πολύ μικρότερες από το μήκος κύματος της δέσμης των υπερήχων, η ένταση των ήχων που σκεδάζονται είναι ανάλογη της τέταρτης δύναμης της συχνότητας $I \sim f^4$ όπου f η συχνότητα του κύματος των υπερήχων. Στην περίπτωση αυτή η σκέδαση λέγεται σκέδαση Rayleigh.
- Τα ερυθρά κύτταρα λέγονται 'σκεδαστές Rayleigh' γιατί, κατά την πρόσπτωση δέσμης υπερήχων σε αιμοφόρο αγγείο, αποτελούν την μεγαλύτερη πηγή σκέδασης. Η σκέδαση των υπερήχων στο αίμα και η επακόλουθη μεταβολή στη συχνότητα του σκεδαζόμενου κύματος (φαινόμενο Doppler) δίδουν πολύτιμες πληροφορίες για τη ροή του αίματος. Για το φαινόμενο Doppler και τις εφαρμογές του στην ιατρική υπερηχογραφία θα γίνει ιδιαίτερη αναφορά στις επόμενες σελίδες.
- Κατά την διάδοση των υπερήχων μέσα στους ιστούς ένα μέρος της ακουστικής ενέργειας απορροφάται από τους ιστούς και μετατρέπεται σε θερμότητα. Το φαινόμενο της απορρόφησης δεν συμβάλλει στην απεικόνιση.

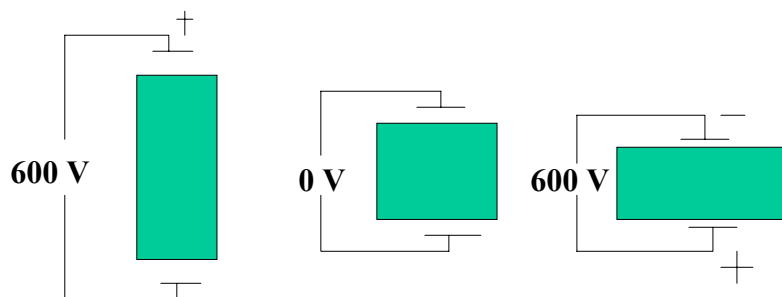
B. ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

1. ΓΕΝΙΚΑ - ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ

- Η παραγωγή και η ανίχνευση των υπερήχων βασίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Όταν εφαρμόζεται δύναμη κάθετη στις απέναντι πλευρές κρυστάλλου με πιεζοηλεκτρικές ιδιότητες, αναπτύσσεται ηλεκτρικό δυναμικό. Το δυναμικό αυτό είναι ευθέως ανάλογο της εφαρμοζόμενης πίεσης.

- Στην ιδιότητα αυτή βασίζεται η ανίχνευση των υπερήχων. Κύμα υπερήχων που κατευθύνεται στον πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο προσκρούει στην επιφάνειά του με αποτέλεσμα την ανάπτυξη ηλεκτρικού δυναμικού εξ' αιτίας της εφαρμοζόμενης πίεσης.
- Αντίστροφα, όταν στις πλευρές κρυστάλλου με πιεζοηλεκτρικές ιδιότητες εφαρμόζεται ηλεκτρικό δυναμικό, ο κρύσταλλος εκτείνεται ή συμπιέζεται ανάλογα με την πολικότητα του ηλεκτρικού ρεύματος.
- Στην ιδιότητα αυτή βασίζεται η ανίχνευση των υπερήχων. Εφαρμογή εναλλασσόμενης τάσης έχει ως αποτέλεσμα την δόνηση δηλαδή την συνεχή αυξομείωση των διαστάσεων του πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου. Οι δονήσεις αυτές μεταδίδονται υπό μορφή αυξομειώσεων της ακουστικής πίεσης και παράγουν ήχους.
- Ένας πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος μετατρέπει την ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική και αντίστροφα. Αυτός είναι ο λόγος που η συσκευή εκπομπής και ανίχνευσης υπερήχων σε ένα μηχάνημα υπερήχων καλείται μετατροπέας ή μεταλλάκτης ενέργειας.

ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ



ΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΤΑΣΗ → ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ (ΔΙΟΓΚΩΣΗ – ΣΥΜΠΙΕΣΗ)

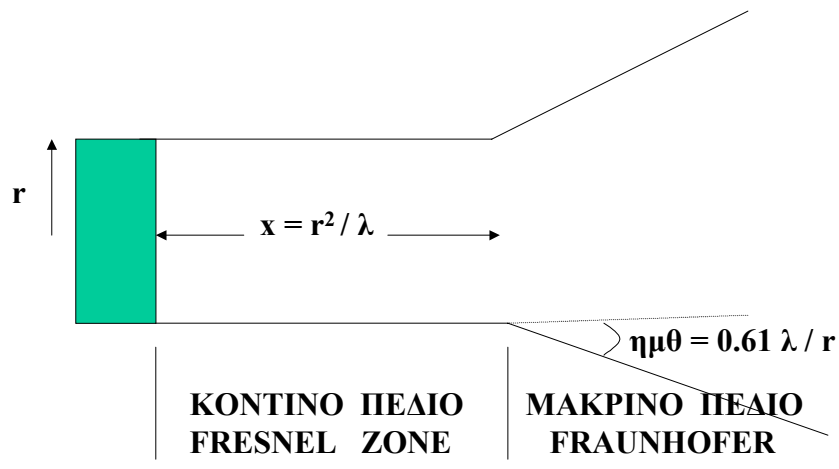
ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΔΟΝΗΣΕΙΣ → ΕΜΦΑΝΙΣΗ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΥ ΔΥΝΑΜΙΚΟΥ

- Φυσικοί κρύσταλλοι όπως ο χαλαζίας (quartz) διαθέτουν πιεζοηλεκτρικές ιδιότητες. Στα σύγχρονα συστήματα υπερήχων χρησιμοποιούνται τεχνητοί κρύσταλλοι από κράματα διαφόρων υλικών όπως των μολύβδου – ζirkονίου – τιτανίου (PZT).
- ‘Στοιχείο’ ενός μεταλλάκτη είναι ο πιεζοηλεκτρικός του κρύσταλλος. Στους μεταλλάκτες ενέργειας ενός στοιχείου ο κρύσταλλος έχει κυλινδρικό σχήμα διαμέτρου 6-19 χιλιοστών και πάχους 0,2-2 χιλιοστά.
- Κάθε πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος έχει μια συχνότητα συντονισμού στην οποία εμφανίζει την μεγαλύτερη απόδοση στην μετατροπή της ηλεκτρικής ενέργειας σε ακουστική και αντίστροφα.
- Το πάχος του πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου καθορίζει την συχνότητα συντονισμού f_0 του κρυστάλλου. Ισχύει η σχέση $f_0 = c/(2d)$ όπου c η ταχύτητα του ήχου και d το πάχος του κρυστάλλου.

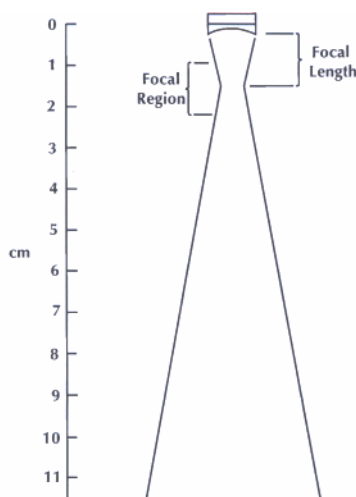
- Όπως στις χορδές μιας κιθάρας, λεπτοί κρύσταλλοι έχουν υψηλές συχνότητες συντονισμού ενώ συμβαίνει το αντίστροφο για κρυστάλλους μεγάλου πάχους.

2. ΜΕΤΑΛΛΑΚΤΕΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΗΣ ΠΑΡΑΓΟΜΕΝΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

- Οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι που εκπέμπουν παλμούς υπερήχων διεγείρονται από βραχείς ηλεκτρικούς παλμούς. Αποτέλεσμα αυτής της διέγερσης είναι η ταλάντωση του κρυστάλλου και η εκπομπή παλμού υπερήχων.
- Πίσω από τον κρύσταλλο υπάρχει απορροφητικό υλικό για την μείωση του χρόνου δόνησης του κρυστάλλου κατά την εκπομπή. Έτσι μειώνεται η διάρκεια και το μήκος του παλμού. Όπως αναλύεται στη συνέχεια, η μείωση του μήκους του παλμού έχει θετική επίπτωση στην ποιότητα της εικόνας.
- Στην εξωτερική επιφάνεια του κρυστάλλου τοποθετείται στρώμα υλικού ακουστικής εμπέδησης μεταξύ αυτής του κρυστάλλου και του μαλακού ιστού για την μείωση των ανακλάσεων στην διαχωριστική επιφάνεια κρυστάλλου-ιστού. Με αυτόν τον τρόπο διευκολύνεται η διάδοση των ηχητικών κυμάτων από το υλικό του κρυστάλλου στους μαλακούς ιστούς και αντίστροφα. Επιπλέον, το υλικό αυτό προστατεύει τον κρύσταλλο από την φθορά.
- Το εγγύς πεδίο ή ζώνη Fresnel έχει σχήμα κυλίνδρου διαμέτρου ίσης με τη διάμετρο του κρυστάλλου. Το εγγύς πεδίο εκτείνεται από την επιφάνεια εκπομπής του μεταλλάκτη μέχρι απόσταση x που εξαρτάται από την ακτίνα του κρυστάλλου r και το μήκος κύματος της δέσμης των υπερήχων: $x = r^2/\lambda$.
- Στο εγγύς πεδίο η ένταση του υπερηχητικού πεδίου παρουσιάζει σημαντικές μεταβολές από σημείο σε σημείο.
- Το απόμακρο πεδίο ή ζώνη Fraunhofer έχει κωνικό σχήμα. Η περιοχή παρουσιάζει απόκλιση κατά γωνία θ που εξαρτάται από την ακτίνα r του μεταλλάκτη και το μήκος κύματος των υπερήχων λ : $\eta\mu\theta = 0,61 \lambda/r$.



- Η διάμετρος της δέσμης των υπερήχων είναι σημαντική παράμετρος γιατί όπως αναλύεται στη συνέχεια, η μείωση του πλάτους του παλμού έχει θετική επίπτωση στην ποιότητα της εικόνας.
- Για τον έλεγχο της διαμέτρου της δέσμης είναι απαραίτητη η εφαρμογή τεχνικών εστίασης. Μια από τις τεχνικές αυτές βασίζεται στη χρήση ακουστικών φακών.
- Οι ακουστικοί φακοί τοποθετούνται στην πρόσθια επιφάνεια του πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου και είναι κατασκευασμένοι από πλαστικό υλικό και η μία τους επιφάνεια είναι κοίλη.



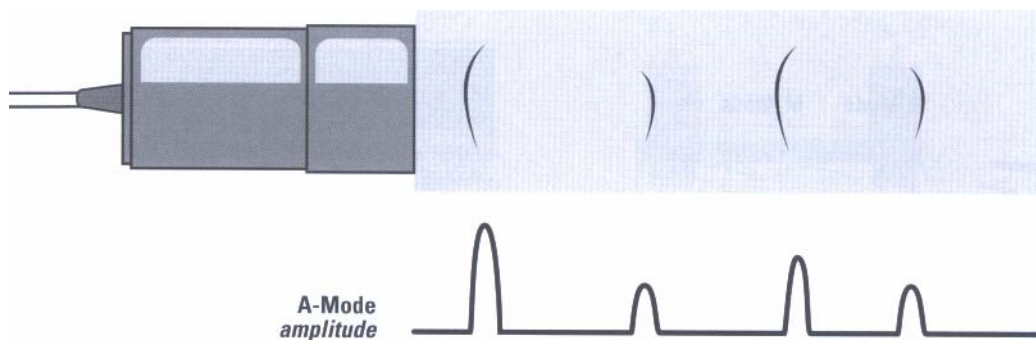
- Οι ακουστικοί φακοί τροποποιούν τις διευθύνσεις διάδοσης των υπερηχητικών κυμάτων μέσω του φαινομένου της διάθλασης. Με αυτόν τον τρόπο η δέσμη συγκλίνει και επιτυγχάνεται η ελάττωση της διαμέτρου της μέσα σε περιοχή που ονομάζεται εστιακή ζώνη.
- Εστιακή απόσταση είναι η απόσταση του φακού από το επίπεδο στο οποίο το πλάτος της δέσμης είναι ελάχιστο.

- Η εστιακή ζώνη αντιστοιχεί στην περιοχή στην οποία το πλάτος της δέσμης είναι λιγότερο από το διπλάσιο του πλάτους της δέσμης στην εστιακή απόσταση. Μετά την εστιακή ζώνη η δέσμη αποκλίνει ξανά και η διάμετρος αυξάνει.
- Εστίαση της υπερηχητικής δέσμης επιτυγχάνεται και ηλεκτρονικά. Αναφορά στην τεχνική αυτή γίνεται στην συνέχεια.
- Μερικές φορές ποσότητες ακουστικής ενέργειας κατευθύνονται προς πλάγιες διευθύνσεις διαφορετικές από αυτήν της κύριας δέσμης των υπερήχων, συνιστούν δηλαδή μικρές ανεξάρτητες δέσμες. Οι δέσμες αυτές λέγονται πλευρικοί λοβοί.
- Η ύπαρξη πλευρικών λοβών είναι ανεπιθύμητη αφού προκαλούν ψευδείς ενδείξεις (artifacts).

Γ. ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΠΑΛΜΟΥ-ΗΧΩ

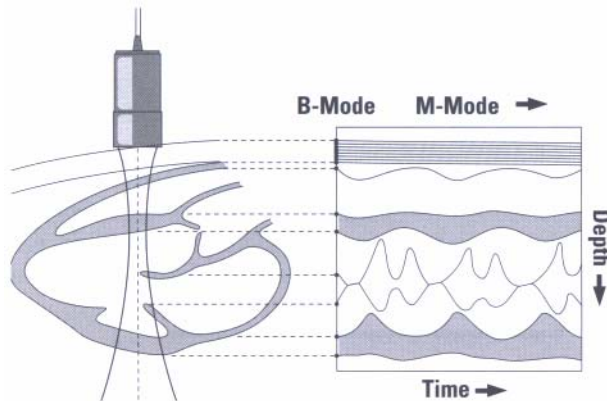
1. Γενικά

- Αυτή η ενότητα περιγράφει τεχνικές υπερήχων που βασίζονται στην αρχή παλμός – ηχώ για την απεικόνιση δομών του σώματος.
- Οι κυριότερες τεχνικές (modes) που έχουν αναπτυχθεί είναι: A-mode, B-mode και M-mode. Το B-mode με απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο (real time imaging) είναι η ευρύτερα χρησιμοποιούμενη τεχνική στα συστήματα υπερήχων παλμού - ηχώ.
- A-mode (amplitude mode): Η πληροφορία παρουσιάζεται σε οθόνη με την μορφή επαρμάτων. Το ύψος κάθε επάρματος είναι ανάλογο του πλάτους της ηχούς. Η απόσταση δύο διαδοχικών επαρμάτων αντιστοιχεί στην απόσταση των επιφανειών που έδωσαν την ανάκλαση καθώς ο χρόνος επιστροφής κάθε ήχου είναι ανάλογος του βάθους της επιφάνειας που έδωσε την ανάκλαση.



- Η εφαρμογές της τεχνικής A-mode είναι πολύ περιορισμένες και αναφέρονται σε ακριβείς μετρήσεις αποστάσεων, κυρίως στην οφθαλμολογία.
- B-mode (brightness mode): Στο B-mode κάθε ηχώ μετατρέπεται ηλεκτρονικά σε κηλίδα η ένταση της οποίας είναι ανάλογη του πλάτους της ηχούς.
- Τα συστήματα υπερηχογραφικής απεικόνισης πραγματικού χρόνου χρησιμοποιούνται ευρέως τα τελευταία χρόνια και βασίζονται στην τεχνική B-mode. Αναλύονται ιδιαίτερα στην παράγραφο 2.

- Στο M-mode (motion mode) παράγονται καμπύλες σε σύστημα ορθογωνίων αξόνων στο οποίο ο ένας άξονας αντιπροσωπεύει την απόσταση δομής από τον μεταλλάκτη (βάθος) και ο άλλος άξονας τον χρόνο. Κινούμενες επιφάνειες παράγουν καμπύλες γραμμές ενώ ακίνητες δομές παράγουν ευθείες γραμμές.

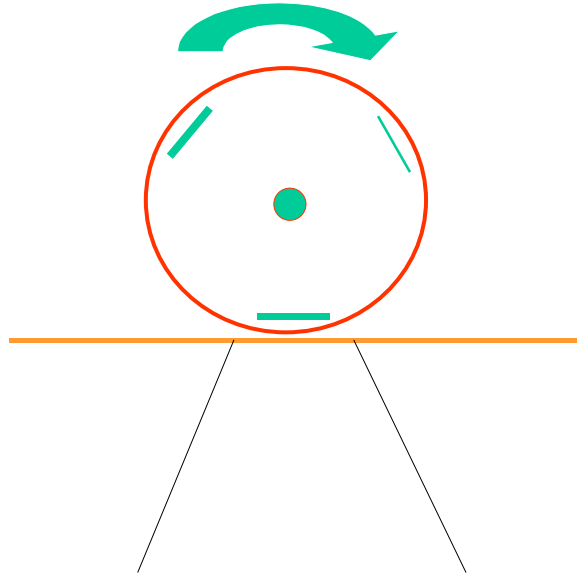


- Το M-mode χρησιμοποιείται για την μελέτη της κίνησης δομών του σώματος, κυρίως των τοιχωμάτων και των βαλβίδων της καρδιάς. Η ταχύτητα κίνησης δομής υπολογίζεται από την κλίση της καμπύλης (μεταβολή της θέσης ανά μονάδα χρόνου).

2. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΥ ΧΡΟΝΟΥ

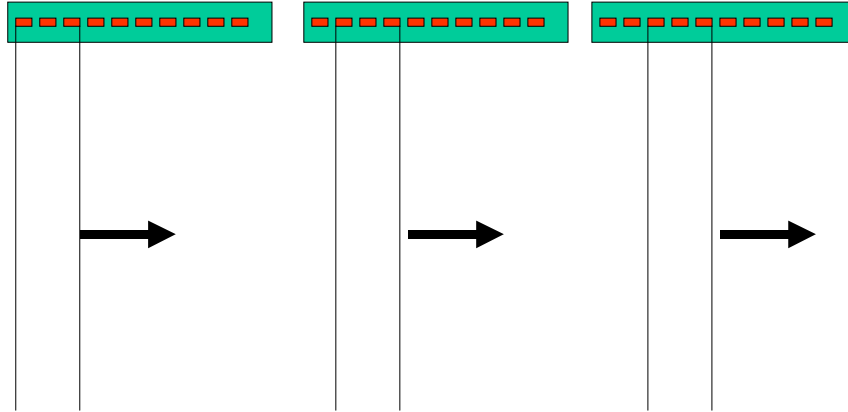
- Στα συστήματα αυτά τομή του ανθρώπινου σώματος σαρώνεται από δέσμη υπερήχων. Η σάρωση γίνεται με μηχανικό ή ηλεκτρονικό τρόπο.
- Όταν η κίνηση του μεταλλάκτη που σαρώνει την ανατομική περιοχή είναι μηχανική, η σάρωση λέγεται μηχανική. Παράδειγμα μηχανικής σάρωσης είναι αυτή που πραγματοποιείται με τη βοήθεια τροχού πάνω στον οποίο είναι προσαρμοσμένοι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι. Ο τροχός στρέφεται γύρω από τον κύριο άξονά του. Κάθε μεταλλάκτης βρίσκεται για ορισμένο χρονικό διάστημα σε θέση τέτοια ώστε να είναι δυνατή η σάρωση γωνιακού τομέα της ανατομικής περιοχής ενδιαφέροντος.
- Στον τροχό είναι συνήθως προσαρμοσμένοι περισσότεροι του ενός κρύσταλλοι που κάθε ένας εκπέμπει παλμούς υπερήχων σε διαφορετική συχνότητα. Ο χρήστης ενεργοποιεί ένα κρύσταλλο κάθε φορά με κριτήριο την συχνότητα του υπερηχητικού κύματος που επιθυμεί να παραχθεί.

ΜΗΧΑΝΙΚΟΙ ΜΕΤΑΛΛΑΚΤΕΣ



- Εκτός από την τεχνική του παραπάνω παραδείγματος έχουν αναπτυχθεί και άλλες τεχνικές όπως αυτή της στροφικής ταλάντωσης του μεταλλάκτη. Η ταλάντωση μεταβάλλει την διεύθυνση εκπομπής με αποτέλεσμα την ταχύτατη σάρωση γωνιακού τομέα της ανατομικής περιοχής που θα απεικονισθεί.
- Η ηλεκτρονική σάρωση δεν γίνεται με την βοήθεια κινούμενων πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων αλλά με διατάξεις (arrays) κρυστάλλων. Στις ακουστικές κεφαλές των σύγχρονων μηχανημάτων η σάρωση γίνεται συνήθως με διατάξεις κρυστάλλων και σπανιότερα με μεταλλάκτη ενός στοιχείου.
- Μια διάταξη πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων αποτελείται από ομάδα πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων που βρίσκονται ο ένας δίπλα στον άλλο και κάθε ένας έχει την δική του ανεξάρτητη ηλεκτρική σύνδεση με το μηχάνημα. Αυτό επιτρέπει την ενεργοποίηση κάθε στοιχείου ξεχωριστά ή την ενεργοποίηση κρυστάλλων κατά ομάδες. Στο παρακάτω σχήμα φαίνεται γραμμική διάταξη και ενεργοποίηση κρυστάλλων κατά ομάδες.

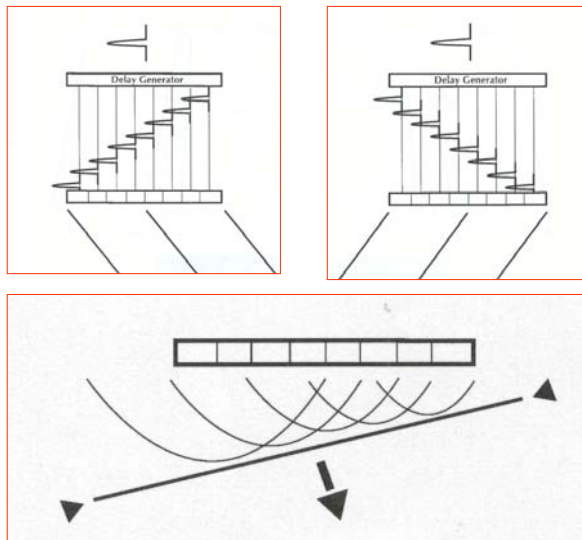
ΓΡΑΜΜΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ (LINEAR ARRAYS)



- Ηλεκτρονική σάρωση επιτυγχάνεται και με τις γραμμικές διατάξεις φάσης (linear phased arrays). Στις διατάξεις αυτές η σάρωση επιτυγχάνεται με διέγερση των πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων από ηλεκτρικούς παλμούς που εφαρμόζονται σε κάθε κρύσταλλο με κατάλληλη χρονική καθυστέρηση. Η διεύθυνση στην οποία κατευθύνεται η δέσμη καθορίζεται από την ακολουθία χρονικής καθυστέρησης που εφαρμόζεται στους κρυστάλλους.

P
H
A
S
E
D

A
R
R
A
Y
S



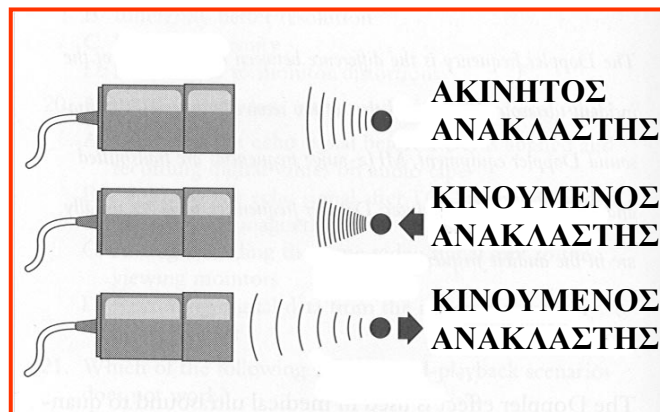
- Στις ακουστικές κεφαλές ηλεκτρονικής σάρωσης είναι δυνατός ο έλεγχος της εστίασης με ηλεκτρονικό τρόπο. Όπως στην ηλεκτρονική σάρωση,

ηλεκτρονική εστίαση επιτυγχάνεται με εφαρμογή χρονικής διαφοράς στην διέγερση των κρυστάλλων η οποία προκαλεί φαινόμενα συμβολής που εστιάζουν την δέσμη σε μια περιοχή.

Ε. ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ DOPPLER

1. Φυσικές Αρχές

- Όταν υπάρχει σχετική κίνηση ανάμεσα στον δέκτη (ανιχνευτή) κύματος και την πηγή εκπομπής του κύματος η συχνότητα που ανιχνεύεται από τον δέκτη διαφέρει από αυτήν που παράγεται από την πηγή (φαινόμενο Doppler). Η συχνότητα αυξάνει όταν πηγή και ανιχνευτής πλησιάζουν μεταξύ τους και μειώνεται όταν απομακρύνονται.
- Το φαινόμενο Doppler αξιοποιείται στην Ιατρική για την ποιοτική και ποσοτική εκτίμηση της λειτουργίας του κυκλοφορικού συστήματος.



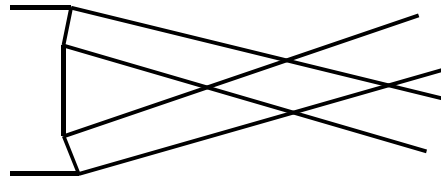
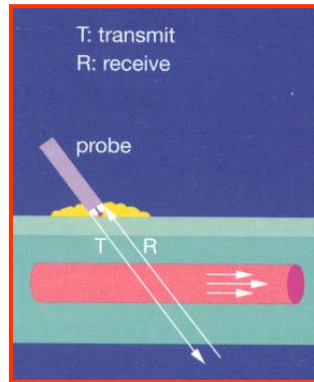
- Όταν κύμα υπερήχων συχνότητας f_1 κατευθυνθεί προς αιμοφόρο αγγείο, οπισθοσκεδάζεται από τα ερυθρά κύτταρα. Ο ήχος που ανιχνεύεται από τον μεταλλάκτη δεν έχει την αρχική συχνότητα f_1 αλλά νέα f_2 . Ισχύει η σχέση $f_D = (2fv\sin\alpha)/c$ όπου f_D (Hz) η μεταβολή συχνότητας $f_2 - f_1$, v η σχετική ταχύτητα μεταλλάκτη – ερυθρών κυττάρων, α η γωνία μεταξύ δέσμης υπερήχων και διεύθυνσης κίνησης των ερυθρών κυττάρων και c η ταχύτητα του ήχου στους ιστούς.
- Η συχνότητα του κύματος που σκεδάζεται μειώνεται ή αυξάνεται κατά f_D ανάλογα με τη φορά της ροής του αίματος. Όταν $\alpha > 90^\circ$, $\sin\alpha < 0$ δηλαδή $f_2 < f_1$ (απομάκρυνση του αίματος από τον μεταλλάκτη).
- Η συχνότητα f_D λέγεται συχνότητα Doppler και, για τις συχνότητες των υπερήχων που χρησιμοποιούνται στην ιατρική υπερηχογραφία Doppler (MHz), βρίσκεται συνήθως στο εύρος των ακουστικών συχνοτήτων (< 20.000 Hz).

- Με τις τεχνικές Doppler είναι δυνατός ο προσδιορισμός της f_D και ακολούθως ο υπολογισμός της ταχύτητας ροής που είναι ζητούμενη πληροφορία κατά τη διερεύνηση του κυκλοφορικού συστήματος.
- Θεωρητικά, τόσο το κύμα των υπερήχων που εκπέμπεται όσο και αυτό που ανιχνεύεται έχουν συγκεκριμένες συχνότητες f_1 και f_2 . Στην πράξη αυτό δεν συμβαίνει γιατί τα ερυθρά κύτταρα δεν κινούνται όλα με την ίδια ταχύτητα. Επομένως ο μεταλλάκτης δεν λαμβάνει μία συχνότητα f_2 αλλά πολλές. Επίσης τα κύματα υπερήχων που παράγονται από τους πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους δεν είναι μονοχρωματικά αλλά έχουν ευρύ φάσμα συχνοτήτων. Η f_1 στον τύπο Doppler είναι η κεντρική συχνότητα ενός φάσματος συχνοτήτων.
- Φασματική ανάλυση του σήματος Doppler επιτρέπει την καταγραφή της πληροφορίας σαν κατανομή συχνοτήτων ή ταχυτήτων σε συνάρτηση με το χρόνο. Η πληροφορία αυτή λέγεται 'σήμα Doppler'.
- Όταν το αίμα κατευθύνεται προς τον μεταλλάκτη ($f_D > 0$) οι ταχύτητες καταγράφονται πάνω από την βασική γραμμή του φάσματος. Το αντίθετο συμβαίνει όταν το αίμα απομακρύνεται από τον μεταλλάκτη.
- Το σήμα Doppler μεταβάλλεται με τον χρόνο ανάλογα με τη φάση του καρδιακού κύκλου.

2. Τεχνολογικές Αρχές

- Στην ιατρική υπερηχογραφία Doppler έχουν αναπτυχθεί 3 κυρίως τεχνικές: α. Συνεχούς κύματος, β. Παλμικού κύματος και γ. Έγχρωμης απεικόνισης.
- Τα συστήματα συνεχούς κύματος (continuous wave) διαθέτουν δύο πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους. Ο ένας παράγει συνεχώς κύματα υπερήχων ενώ ταυτόχρονα ο άλλος ανιχνεύει τους ήχους που προέρχονται από την σκέδαση.
- Οι κρύσταλλοι είναι τοποθετημένοι με μικρή κλίση ώστε η εκπεμπόμενη δέσμη να διασταυρώνεται με την δέσμη που επιστρέφει στον ανιχνευτή. Η περιοχή επικάλυψης είναι η περιοχή λήψης της πληροφορίας (πεδίο αντίχτυσης).

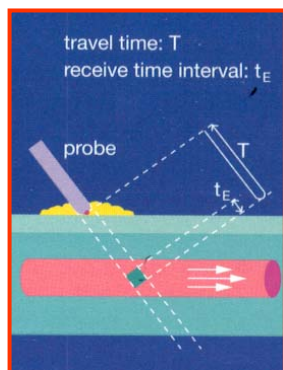
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ DOPPLER



ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΣΥΝΕΧΟΥΣ ΚΥΜΑΤΟΣ (CW):
ΠΑΡΕΧΟΥΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑ ΓΙΑ ΤΗΝ
ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΟΧΙ ΓΙΑ ΤΟ ΒΑΘΟΣ

- Στα συστήματα συνεχούς κύματος δεν είναι δυνατή η χωρική εντόπιση της πηγής της σκέδασης δηλαδή δεν είναι δυνατός ο διαχωρισμός σημάτων που προέρχονται από διαφορετικά αγγεία που βρίσκονται στο ίδιο πεδίο ανίχνευσης.
- Τα συστήματα παλμικού κύματος (pulsed wave) δίδουν την δυνατότητα επιλογής του βάθους από το οποίο λαμβάνεται το σήμα Doppler. Τα συστήματα αυτά διαθέτουν ένα μεταλλάκτη ο οποίος λειτουργεί ως πομπός και δέκτης.
- Ο μεταλλάκτης παράγει παλμούς υπερήχων μικρής διάρκειας. Μετά την λειτουργία του ως πομπός, ο μεταλλάκτης δεν ανιχνεύει σήμα πριν εξαντληθεί χρονικό διάστημα $t = s/v$ όπου s το βάθος περιοχής αγγείου από την οποία είναι επιθυμητή η λήψη σήματος και v η ταχύτητα του ήχου στους ιστούς. Με κριτήριο τον χρόνο άφιξης, ανιχνεύονται μόνο κύματα που προέρχονται από σκεδαστές που βρίσκονται σε βάθος προεπιλεγμένο από τον χειριστή.

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ DOPPLER



ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΑΛΜΙΚΟΥ ΚΥΜΑΤΟΣ (PW):

ΠΑΡΕΧΟΥΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑ ΓΙΑ ΤΗΝ

ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΚΑΙ ΓΙΑ ΤΟ ΒΑΘΟΣ



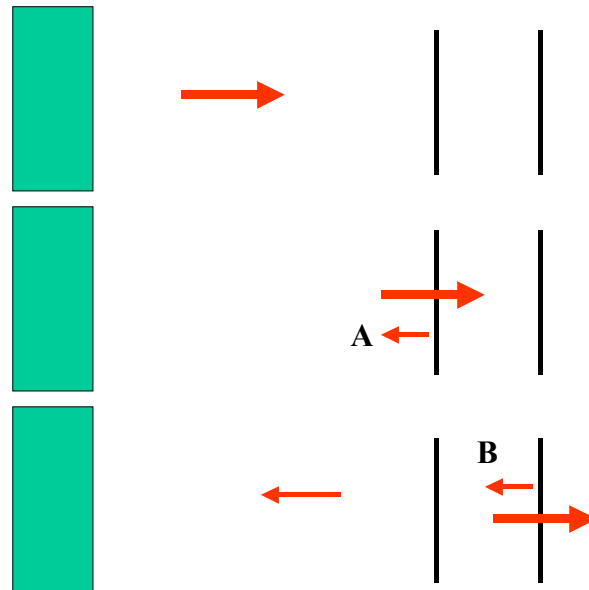
- Ο ρυθμός λήψης των παλμών καθορίζεται από την συχνότητα επανάληψης παλμού. Το σήμα Doppler λαμβάνεται μετά από ανασύνθεση των παλμών.
- Τα απεικονιστικά συστήματα υπερήχων πραγματικού χρόνου και τα συστήματα παλμικού κύματος Doppler παρέχουν συμπληρωματικές πληροφορίες αφού τα απεικονιστικά συστήματα δίδουν ανατομικές λεπτομέρειες ενώ με τα συστήματα Doppler είναι δυνατή η λήψη ποιοτικών και ποσοτικών δεδομένων που σχετίζονται με τη ροή του αίματος.
- Στις εξετάσεις Doppler η δυνατότητα απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο χρησιμοποιείται για τον εντοπισμό του πεδίου ανίχνευσης. Η θέση του πεδίου ανίχνευσης καθορίζεται από τον χειριστή στο υπερηχογράφημα. Ακολούθως λαμβάνεται το σήμα Doppler από την περιοχή αυτή. Οι εξετάσεις αυτές λέγονται Duplex γιατί αποτελούν συνδυασμό εικόνας και σήματος Doppler.
- Η έγχρωμη τεχνική Doppler απεικονίζει πληροφορίες που σχετίζονται με την ταχύτητα ροής ταυτόχρονα σε πολλές περιοχές καταναμημένες σε ολόκληρη την εικόνα του υπερηχογραφήματος πραγματικού χρόνου ή σε μέρος αυτής. Οι περιοχές αυτές δεν επιλέγονται από τον χειριστή αλλά είναι καταναμημένες και στις δύο διαστάσεις του υπερηχογραφήματος ώστε να παρέχουν αυτόματα τις πληροφορίες του σήματος Doppler κωδικοποιημένες σε χρώμα.

Δ. ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

- Η χωρική διακριτική ικανότητα αναφέρεται στην δυνατότητα διάκρισης των ήχων που προέρχονται από δύο γειτονικές ανατομικές δομές. Δύο δείκτες της χωρικής διακριτικής ικανότητας είναι η αξονική διακριτική ικανότητα και η εγκάρσια διακριτική ικανότητα.
- Αξονική διακριτική ικανότητα είναι η ελάχιστη απόσταση δύο ανατομικών δομών που βρίσκονται κατά μήκος της διάδοσης της δέσμης στην οποία αποδίδονται δύο ξεχωριστές σκεδάσεις με αποτέλεσμα οι δύο δομές να

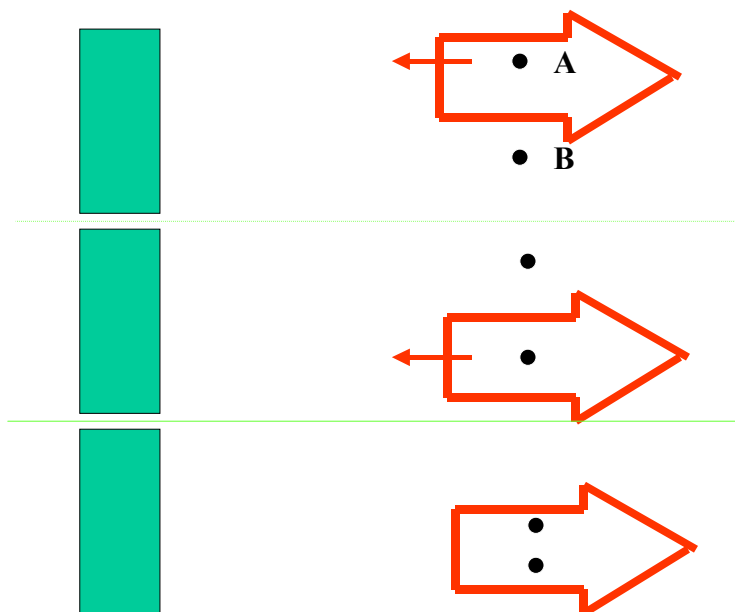
διακρίνονται και να απεικονίζονται από το σύστημα ως δύο ξεχωριστές δομές.

ΑΞΟΝΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ



- Ο κύριος παράγων που καθορίζει την αξονική διακριτική ικανότητα είναι το μήκος του παλμού. Ισχύει ο τύπος $A\Delta I = L/2$ όπου $A\Delta I$ = αξονική διακριτική ικανότητα και L = το μήκος του παλμού. Αφού $L = n \lambda$ για $n = 1$ η αξονική διακριτική ικανότητα ισούται με το ήμισυ του μήκους κύματος.
- Το μήκος κύματος δέσμης υπερήχων συχνότητας 3 MHz είναι 0,5 mm και συχνότητας 10 MHz είναι 0,15 mm. Επομένως η χρήση δέσμης υπερήχων υψηλής συχνότητας έχει θετικές επιπτώσεις στην ποιότητα της εικόνας αφού βελτιώνει την αξονική διακριτική ικανότητα. Όμως, αύξηση της συχνότητας σημαίνει αύξηση της εξασθένησης της δέσμης των υπερήχων και αδυναμία απεικόνισης σε μεγάλα βάθη.
- Εγκάρσια διακριτική ικανότητα είναι η ελάχιστη απόσταση δύο ανατομικών δομών που βρίσκονται κάθετα στον άξονα της δέσμης στην οποία αποδίδονται δύο ξεχωριστές σκεδάσεις με αποτέλεσμα οι δύο δομές να διακρίνονται και να απεικονίζονται από το σύστημα ως δύο ξεχωριστές δομές.

ΕΓΚΑΡΣΙΑ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ



- Η εγκάρσια διακριτική ικανότητα εξαρτάται από το πλάτος της δέσμης των υπερήχων. Όταν οι δύο δομές βρίσκονται σε πολύ μικρή απόσταση ή μία από την άλλη σε σχέση με το πλάτος της δέσμης, θα δώσουν ένα κοινό παλμό με αποτέλεσμα οι δύο δομές να απεικονισθούν ως μία.
- Οι τεχνικές εστίασης (μείωσης του πλάτους) της δέσμης έχουν αναπτυχθεί για την βελτίωση της εγκάρσιας διακριτικής ικανότητας.

Ε. ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΑΣΦΑΛΕΙΑ

- Ποτέ δεν έχουν αναφερθεί επιβεβαιωμένα βιολογικά αποτελέσματα σε ασθενείς ή χειριστές υπερηχογραφικών μηχανημάτων από έκθεση σε δέσμη υπερήχων που χρησιμοποιείται για διαγνωστικούς σκοπούς.
- Σε υψηλές εντάσεις και για μεγάλους χρόνους έκθεσης, είναι δυνατόν να προκληθούν βιολογικά αποτελέσματα στους ιστούς από έκθεση σε δέσμη υπερήχων.
- Οι κύριοι μηχανισμοί μέσω των οποίων είναι δυνατόν οι υπέρηχοι να προκαλέσουν βιολογικά αποτελέσματα στους ιστούς είναι ο θερμικός μηχανισμός και η σπηλαιοποίηση.
- Ο θερμικός μηχανισμός αναφέρεται στην απορρόφηση της ενέργειας των υπερήχων από τους ιστούς και στην συνεπαγόμενη αύξηση της θερμοκρασίας τους.
- Η σπηλαιοποίηση αναφέρεται στην δημιουργία και κατάρρευση μικροσκοπικών φυσαλίδων σε ρευστό που είναι δυνατόν να προκαλέσουν βιολογικά αποτελέσματα.
- Η γνώση στο θέμα των βιολογικών επιδράσεων των υπερήχων είναι σχετικά περιορισμένη. Γι' αυτό κάθε έκθεση πρέπει να είναι αιτιολογημένη και βελτιστοποιημένη.
- Στην ιατρική υπερηχογραφία ισχύει, όπως στην ιατρική απεικόνιση με ακτίνες X, η αρχή ALARA (λήψη διαγνωστικής πληροφορίας με όσο το δυνατόν μικρότερη έκθεση του εξεταζόμενου).

14.

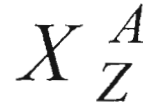
ΟΠΤΙΚΗ – ΦΑΚΟΙ – ΦΥΣΙΚΗ ΤΗΣ ΟΡΑΣΗΣ

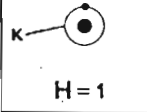
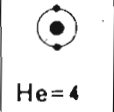
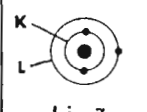



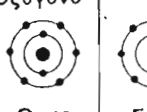






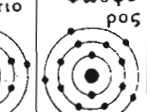
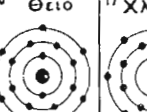
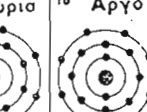




ΟΠΤΙΚΗ

1. Μηχανισμοί Παραγωγής Φωτός
Φωτεινές Πηγές
Φωτομετρία
2. Γεωμετρική Οπτική
3. Φυσικός Μηχανισμός Όρασης
4. Μικροσκόπια

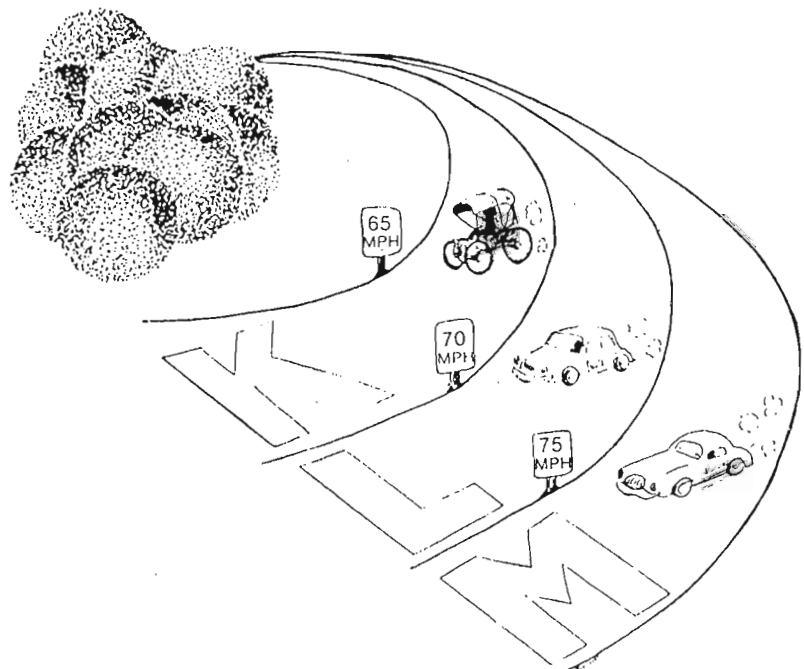
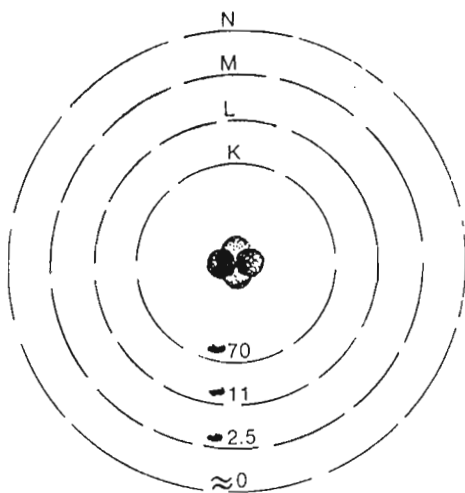
Δομή της ύλης

- Η ύλη αποτελείται από άτομα



1 Υδρογόνο  H=1							2 Ήλιο  He=4
3 Λίθιο  Li=7	4 Βηρύλλιο  Be=9	5 Βόριο  B=11	6 Άνθραξ  C=12	7 Άζωτο  N=14	8 Οξυγόνο  O=16	9 Φθόριο  F=19	10 Νέο  Ne=20
11 Νάτριο  Na=23	12 Μαγνήσιο  Mg=24	13 Αργίλλιο  Al=27	14 Πυρίτιο  Si=28	15 Φωσφόρος  P=31	16 Θείο  S=32	17 Χλώριο  Cl=35.5	18 Αργό  A=40
19 Κάλιο  K=39	20 Ασβέστιο  Ca=40						

- Τα ηλεκτρόνια που βρίσκονται κοντά στον πυρήνα έχουν μικρή ενέργεια

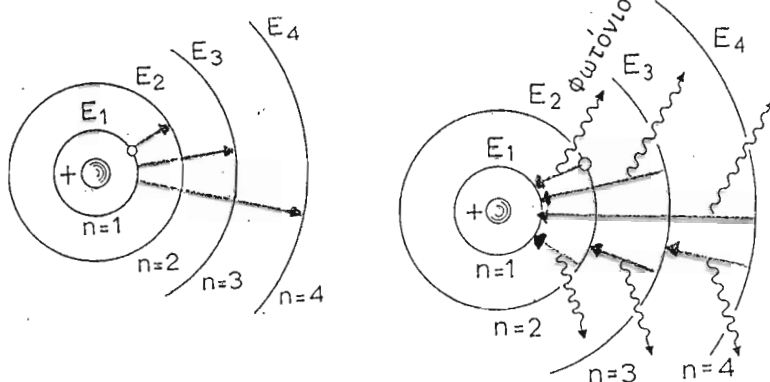


1.1 Μηχανισμοί Παραγωγής Φωτός

- Το φως είναι ηλεκτρομαγνητικό (H/M) κύμα που μεταφέρει ενέργεια και παράγεται κατά την αποδιέγερση ατόμων ή μορίων σε κατάσταση διέγερσης.
- Τα άτομα εκπέμπουν ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία (ενέργεια) ασυνεχώς δηλαδή σε διάκριτες ποσότητες που ονομάζονται κβάντα ή φωτόνια που κάθε ένα μεταφέρει ενέργεια $E=h \nu$

ν η συχνότητα της H/M ακτινοβολίας

h η σταθερά Planck



Διέγερση και αποδιέγερση ατόμου H

Το φωτόνιο που εκπέμπεται έχει ενέργεια: $h \nu = E_{\text{αρχ}} - E_{\text{τελ}}$

- Οι κύριοι μηχανισμοί διέγερσης των ατόμων ή μορίων ενός σώματος είναι:

(α) θέρμανση σε υψηλή θερμοκρασία

(βίαιες κρούσεις μεταξύ των δομικών λίθων οδηγούν σε διέγερση)

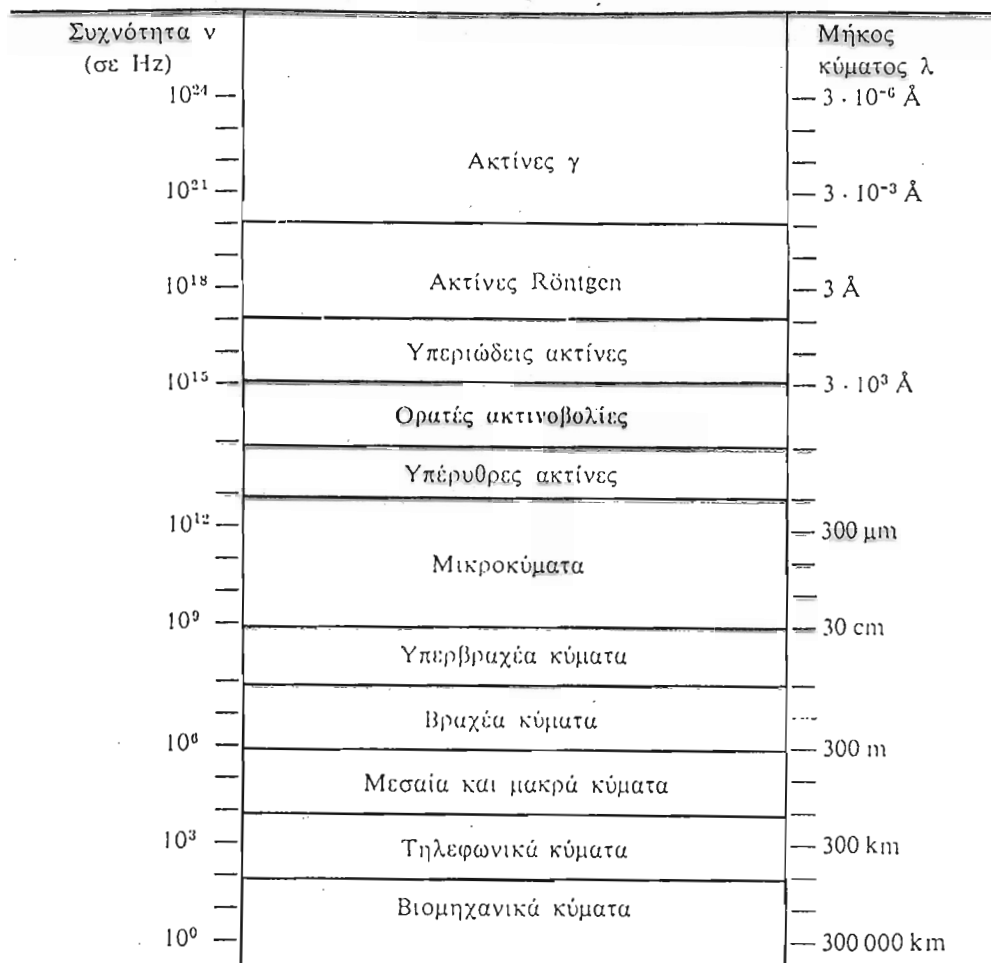
(β) ηλεκτρική εκκένωση

(κρούσεις μεταξύ των κινούμενων ιόντων και ατόμων ή μορίων)

(γ) απορρόφηση φωτός

1.1.1 Φάσμα Η/Μ ακτινοβολίας

Το φάσμα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας



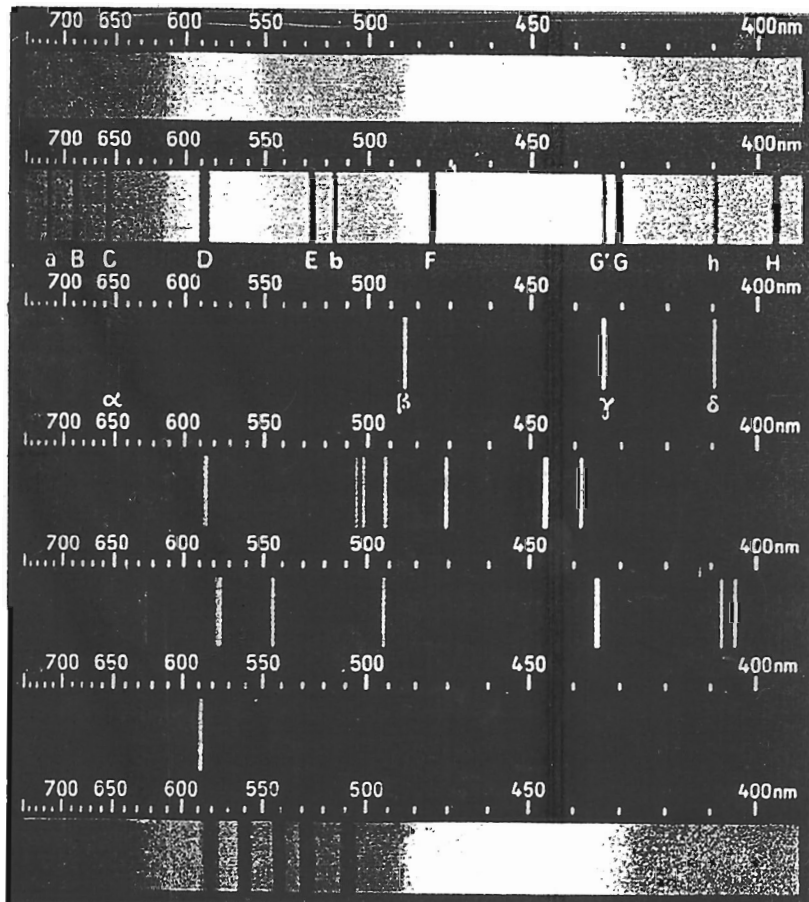
Φάσματα εκπομπής

- *Γραμμικά φάσματα* εκπομπής παρατηρούνται σε μονοατομικά αέρια όπου οι ενεργειακές στάθμες των ατόμων άρα και οι διαφορές τους είναι κβαντισμένες.
- *Φάσματα ταινιών ή (λωρίδων)* παρατηρούνται σε πολυατομικά αέρια όπου παρατηρούνται πολύ περισσότερα ενεργειακά επίπεδα και έτσι πολλές φασματικές γραμμές συναθροίζονται.
- *Συνεχή φάσματα* παρατηρούνται σε θερμά υγρά ή στερεά όπου οι αλληλεπιδράσεις μεταξύ των μορίων είναι ισχυρές και δεν υπάρχουν σαφή ενεργειακά επίπεδα.

1.1.1 Φάσματα εκπομπής και απορροφήσεως

- Ένα υλικό απορροφά τα μήκη κύματος τα οποία εκπέμπει (αντιστροφή των φασματικών γραμμών)

Φάσμα που δίνει το πρίσμα



Λαμπτήρας πυρακτώσεως

Ηλιακό φάσμα

Υδρογόνο
H

Ήλιο
He

Υδράργυρος
Hg

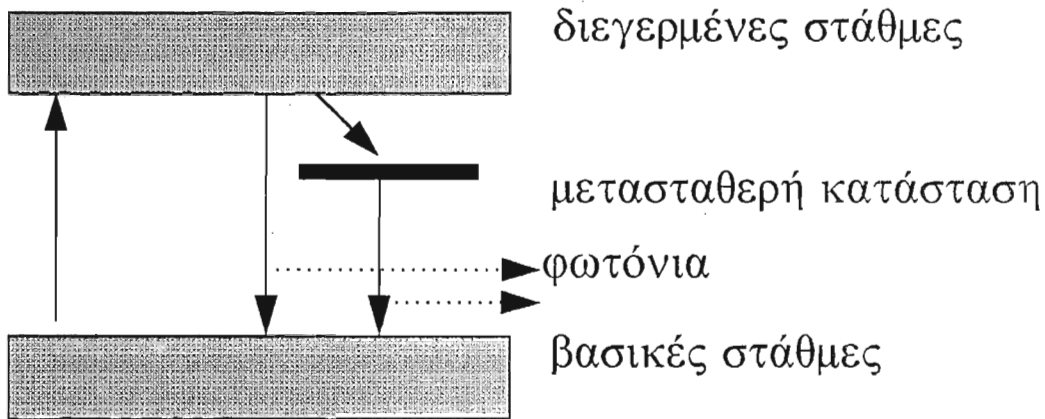
Νάτριο
Na

Φάσμα απορροφήσεως από υπερμαγνητικό κάλιο

1.1.2 Φθορισμός - Φωσφορισμός

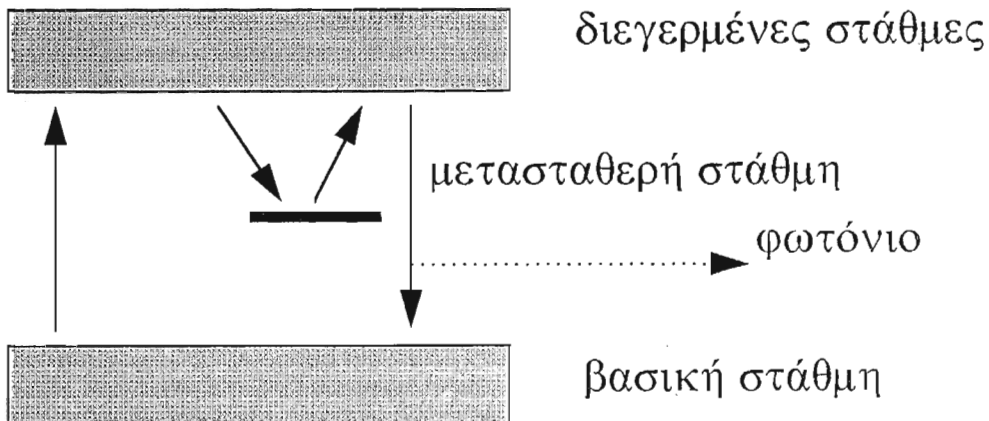
Φθορισμός

- Παραγωγή φωτός (φωτονίων) από άμεση επαναφορά του διεγερμένου ατόμου στη βασική στάθμη είτε απευθείας είτε μέσω μιας ενδιάμεσης μετασταθερής στάθμης (χρόνος αποδιέγερσης $< 10\text{ns}$)



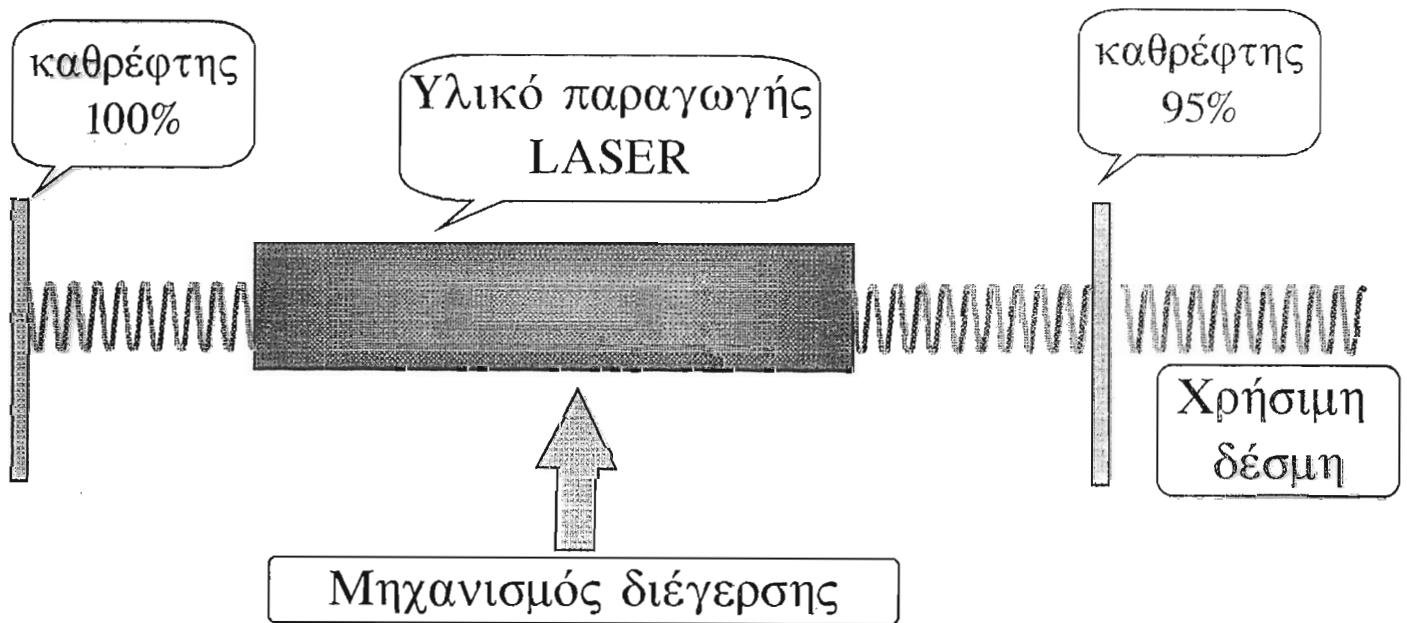
Φωσφορισμός

- Παραγωγή φωτός (φωτονίων) από καθυστερημένη επαναφορά του διεγερμένου ατόμου στην βασική στάθμη μέσω μιας μετασταθερής κατάστασης (χρόνος αποδιέγερσης $> 1\text{ms}$)



1.1.3 Εξαναγκασμένη εκπομπή - LASER

- Διεγερμένα άτομα που έχουν εγκλωβιστεί σε μετασταθερή κατάσταση μπορούν να αποδιεγερθούν αν αλληλεπιδράσουν με φωτόνιο ίδιας ακριβώς ενέργειας με το φωτόνιο που παράγεται κατά την αποδιέγερσή τους.



LASER

Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

Χαρακτηριστικά δέσμης LASER

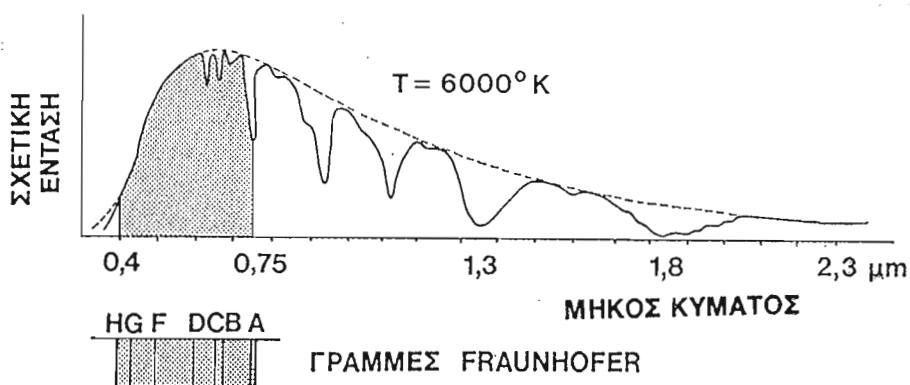
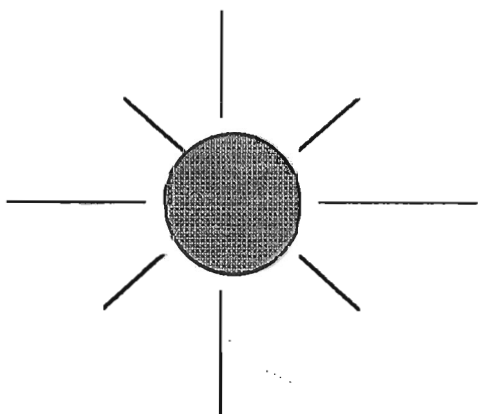
- (α) καθαρά μονοχρωματική (μονοενεργειακή) δέσμη
- (β) αποτελείται από φωτόνια σε συμφωνία φάσεως
- (γ) διαδίδεται ευθύγραμμα χωρίς να αποκλίνει
- (δ) προκαλεί συγκέντρωση μεγάλης ενέργειας σε μικρή επιφάνεια

1.2.1 Θερμές πηγές φωτός

– Θερμές πηγές

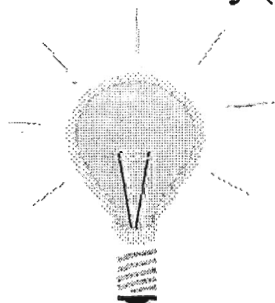
Το φως παράγεται από αποδιέγερση ατόμων τα οποία διεγέρθηκαν από βίαιες αλληλεπιδράσεις (συγκρούσεις) λόγω υψηλής θερμοκρασίας και έχει συνεχές φάσμα.

(α) ήλιος ($\theta=6000^{\circ}\text{C}$)



Το ηλιακό φάσμα και οι γραμμές Fraunhofer

(β) λαμπτήρας πυρακτώσεως ($\theta=2800^{\circ}\text{C}$)



– Ψυχρές Πηγές

Στις ψυχρές πηγές φωτός το φως παράγεται κατά τις βίαιες αλληλεπιδράσεις μεταξύ ιόντων και ατόμων κατά την διέλευση ηλεκτρικού ρεύματος από μίγμα αερίων.

1.3 Φωτομετρία

- Ο οφθαλμός είναι όργανο ευαίσθητο στην ανίχνευση φωτός όμως δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για αντικειμενική σύγκριση δύο πηγών φωτός

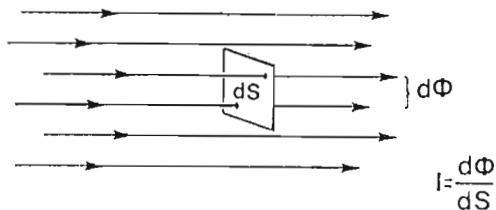
Φωτεινή ροή (lm)

$$I = \frac{dE}{dt} = \frac{\text{ενέργεια σε μορφή φωτός που εκπέμπεται προς όλες τις διευθύνσεις}}{\text{σε χρόνο } dt}$$

Φωτοβολία (cd)

$$I = \frac{d\Phi}{d\Omega} \quad \text{για σημειακή πηγή } I = \Phi/\Omega = \Phi/4\pi$$

- Φωτεινές δέσμες



Ένταση φωτεινής δέσμης (lm/m^2)

$$I = \frac{d\Phi}{dS}$$

- Φωτιζόμενες επιφάνειες

φωτισμός (lux)

$$I = \frac{d\Phi_E}{dS_E} = \frac{\text{ροή } d\Phi_E \text{ που προσπίπτει στην επιφάνεια } dS_E}{\text{επιφάνεια } dS_E}$$

1.3.1 Όργανα φωτομετρίας

– Φωτογραφικές πλάκες

Η αμαύρωση είναι ανάλογη της έκθεσης στο φως
(έκθεση = φωτισμός \times χρόνος)

– Φωτοπολλαπλασιαστές

Το παραγόμενο ρεύμα στην έξοδο είναι ανάλογο του φωτισμού στην είσοδο.

– Φωτοστοιχεία

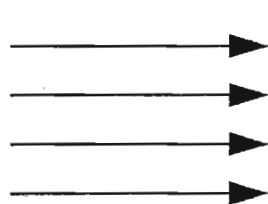
Είναι κρυσταλλοδίοδοι (pn ή np) ή κρυσταλλοτρίοδοι (pnp ή npn). Το ηλεκτρικό ρεύμα που παράγεται είναι ανάλογο του φωτισμού τον οποίο δέχονται.

– Φωτοαντιστάσεις

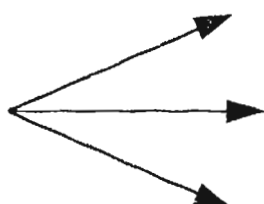
Η μεταβολή στην αντίσταση είναι ανάλογη του φωτισμού

2. Γεωμετρική οπτική

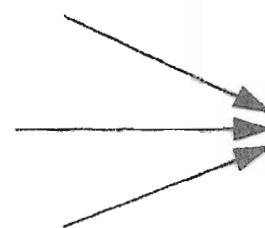
- Η γεωμετρική οπτική (ΓΟ) εξετάζει τη διάδοση, ανάκλαση, διάχυση και διάθλαση του φωτός μέσα στα διάφορα υλικά σώματα
- Στη ΓΟ χρησιμοποιούμε την έννοια της ακτίνας, που είναι η ευθεία διαδόσεως του Η/Μ κύματος. Πολλές οπτικές ακτίνες αποτελούν μία δέσμη.



(α)



(β)



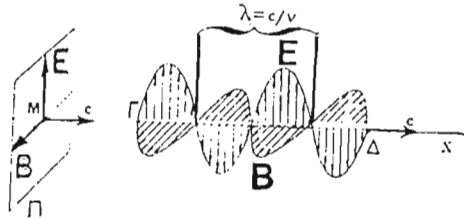
(γ)

Τα τρία είδη οπτικών δεσμών

(α) παράλληλη (β) αποκλίνουσα (γ) συγκλίνουσα

2.1 Διάδοση φωτός

- Το φώς διαδίδεται ευθύγραμμα
- Η ταχύτητα διάδοσης του φωτός στο κενό είναι $c=300.000 \text{ km/s}=3 \times 10^8 \text{ m/s}$



- Νόμος της κυματικής : $c = \lambda * \nu$

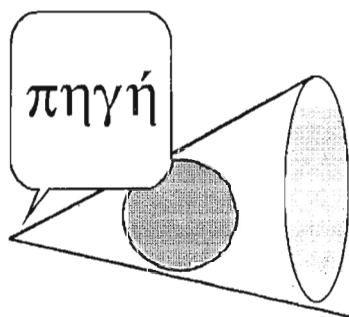
λ : μήκος κύματος ν : συχνότητα

- Η ταχύτητα διάδοσης του φωτός μέσα σε (διαφανή) σώματα είναι μικρότερη από ότι στο κενό.

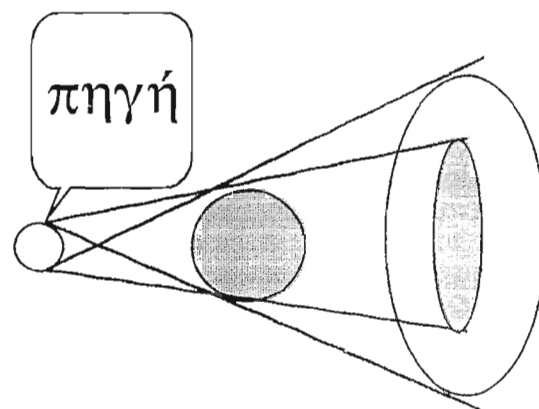
- Δείκτης διαθλάσεως (n) : $n = c_0 / c$

c_0 : ταχύτητα στο κενό c : ταχύτητα στο υλικό

- Η εμφάνιση σκιάς και παρασκιάς πίσω από αδιαφανή σώματα είναι αποτέλεσμα της ευθύγραμμης διάδοσης του φωτός



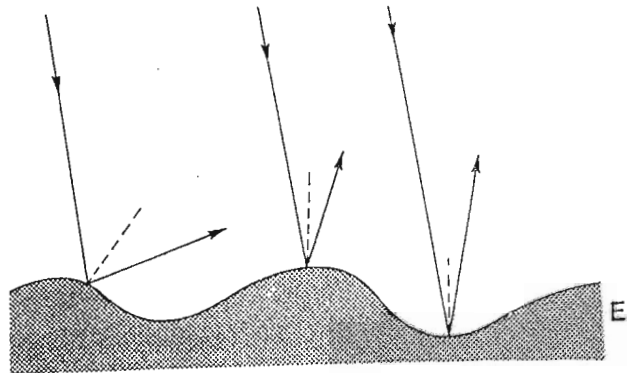
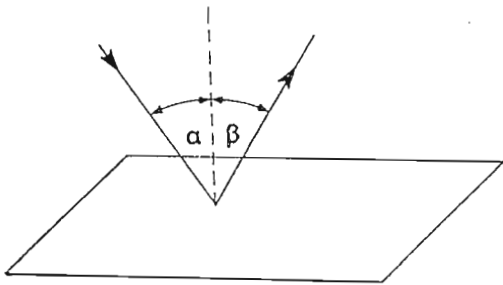
σκιά



παρασκιά

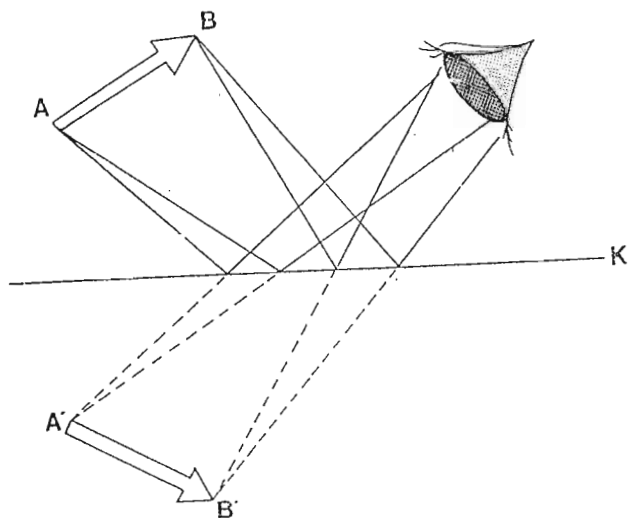
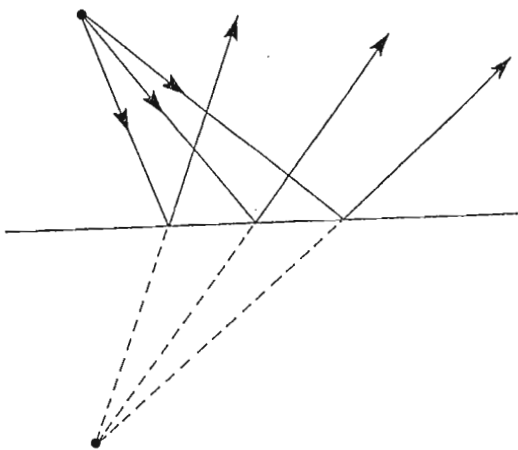
2.2 Ανάκλαση

- Ανάκλαση είναι η αλλαγή διεύθυνσης και φοράς μιας φωτεινής ακτίνας που προσπίπτει πάνω σε κάποια επιφάνεια η οποία χαρακτηρίζεται ανακλαστική επιφάνεια ή κάτοπτρο
- Ανάκλαση σε επίπεδο κάτοπτρο

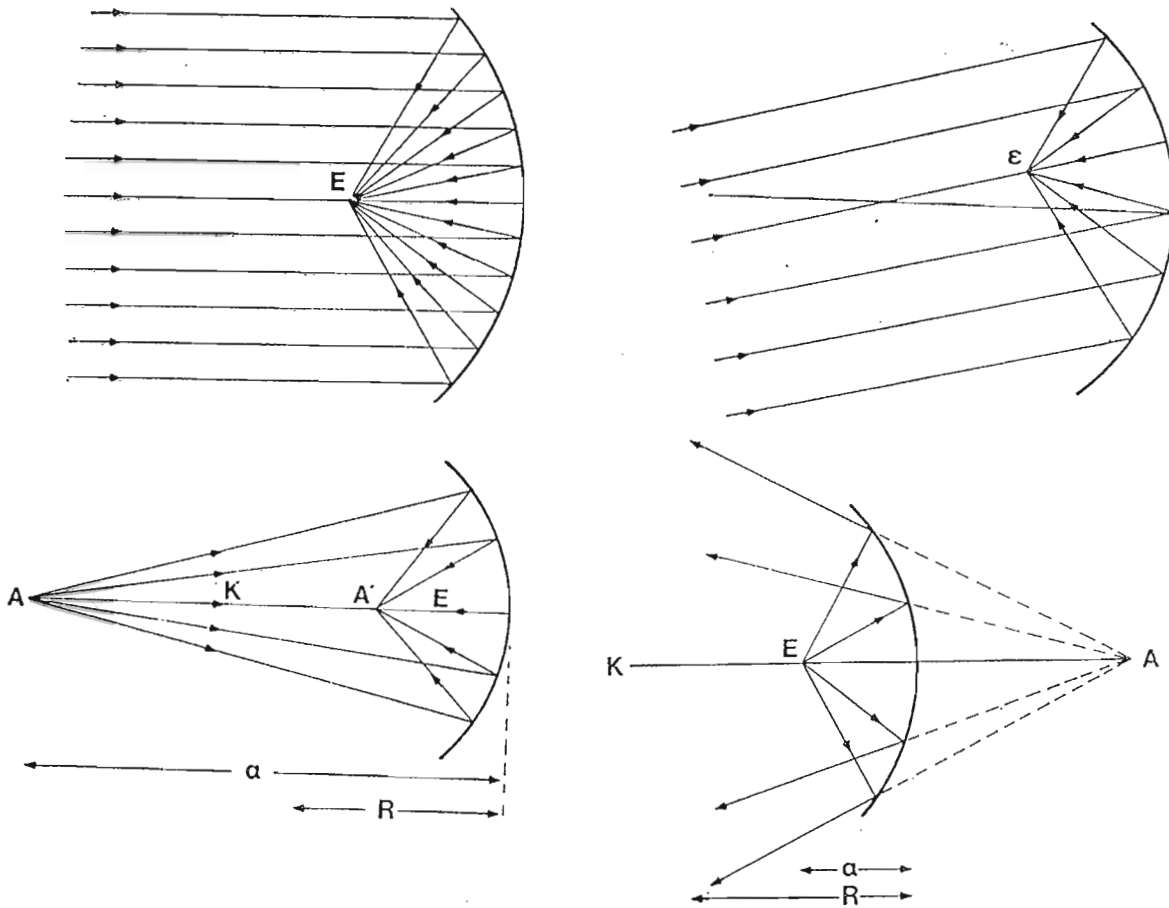


(1) προσπίπτουσα, ανακλώμενη και κάθετος στο σημείο πρόσπτωσης στο ίδιο επίπεδο

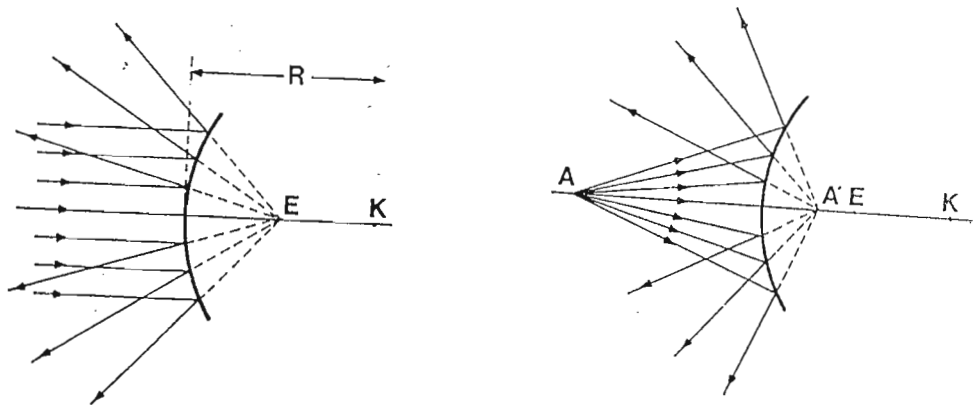
(2) γωνία προσπτώσεως (α) = γωνία ανακλάσεως (β)



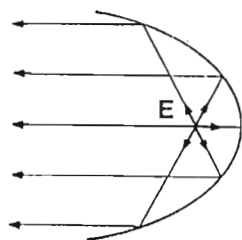
– Ανάκλαση σε σφαιρικά κοίλα κάτοπτρα

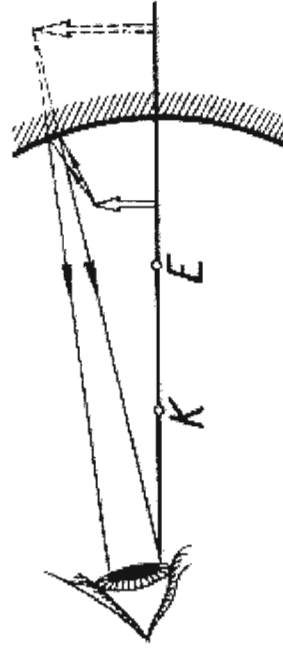
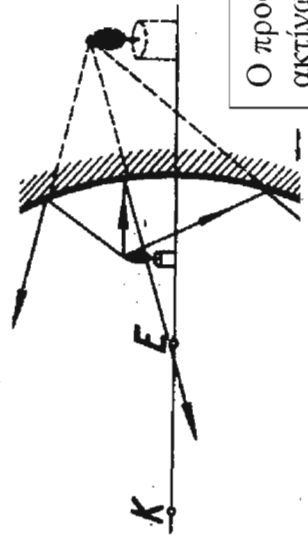
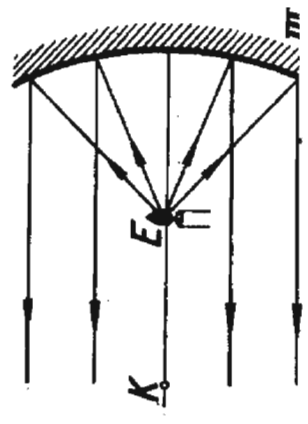
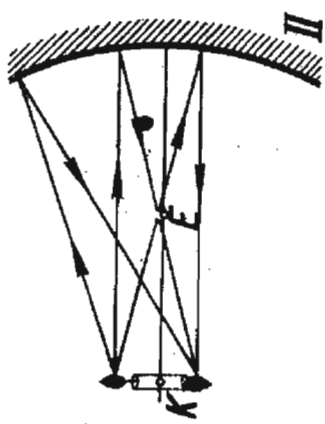
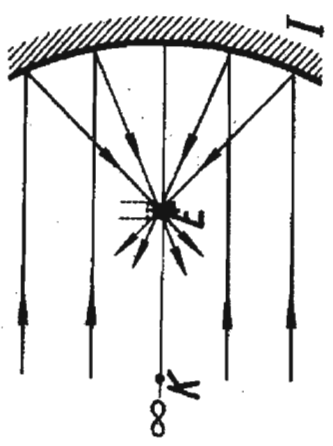
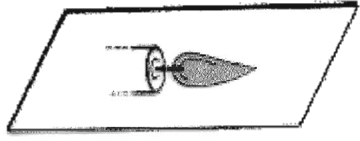


– Ανάκλαση σε σφαιρικά κυρτά κάτοπτρα



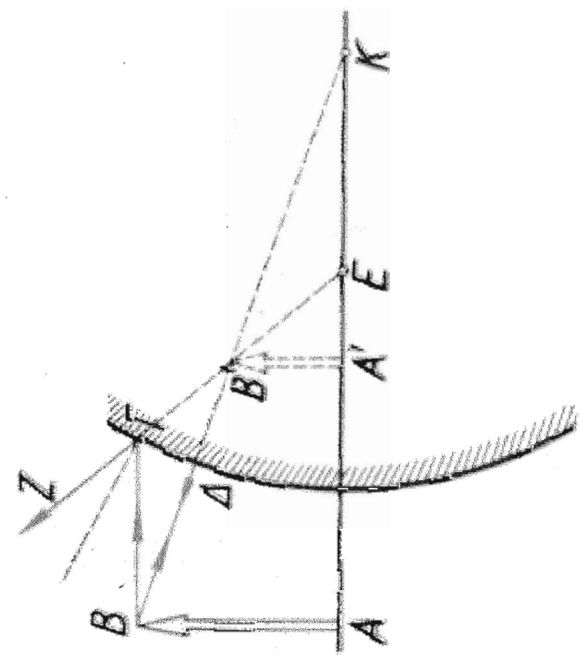
– Παραβολικό κάτοπτρο





Ο προσδιορισμός του ειδώλου βασίζεται στη σχεδίαση τεσσάρων ακτίνων, οι οποίες με καλή προσέγγιση περνούν από το ίδιο σημείο. Οι ακτίνες αυτές ονομάζονται **κύριες ακτίνες**. Στην πράξη αρκούν μόνο δύο.

- Μία ακτίνα παράλληλη προς τον οπτικό άξονα, μετά από ανάκλαση σε κοίλο κάτοπτρο, διέρχεται πάντα από το εστιακό σημείο E. Προκειμένου για κυρτό κάτοπτρο παίρνουμε την προέκταση της ανακλώμενης ακτίνας.
- Μία ακτίνα που διέρχεται από το εστιακό σημείο ανακλάται παράλληλα προς τον οπτικό άξονα για κοίλο κάτοπτρο, ενώ για κυρτό κάτοπτρο ανακλάται η προέκτασή της.
- Μία ακτίνα που διέρχεται από το κέντρο καμπυλότητας C ακολουθεί ανακλώμενη την ίδια πορεία.
- Μία ακτίνα που συναντά την κορυφή του κατόπτρου ανακλάται υπό γωνία ίση με την προσπίπτουσα ως προς τον οπτικό άξονα.

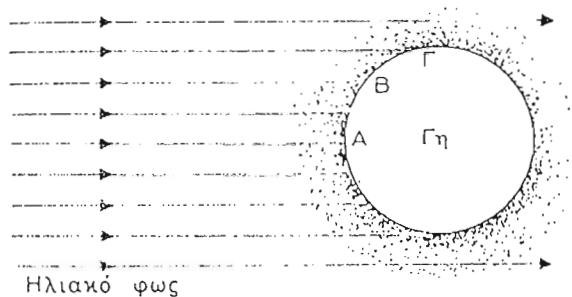


2.3 Διάχυση

- Διάχυση παρατηρείται όταν φως προσπίπτει σε μη κατοπτρικές επιφάνειες (π.χ. σε τραχεία επιφάνεια, σε κόκκους σκόνης, υδρατμούς κτλ)
- Όταν οι διαστάσεις των σωματιδίων σκέδασης είναι μεγαλύτερες από το μήκος κύματος λ της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, το σκεδαζόμενο φως είναι λευκό ενώ όταν είναι μικρότερες η σκέδαση είναι εντονότερη για την ακτινοβολία μικρού μήκους κύματος (Νόμος Rayleigh)

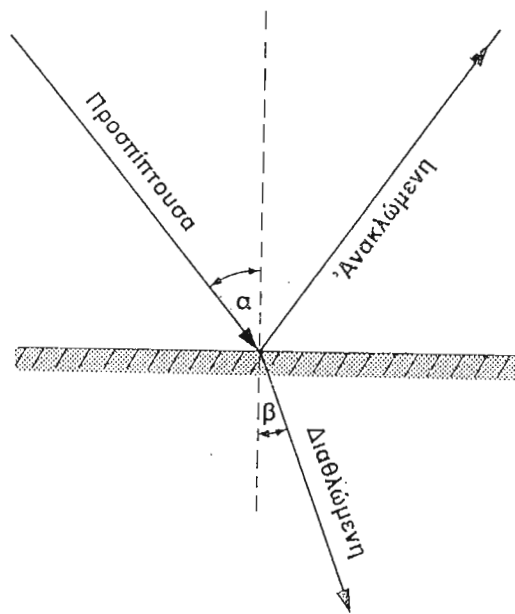
$$I = A \frac{1}{\lambda^4}$$

- Πως εξηγείται το χρώμα του ουρανού;



2.4 Διάθλαση

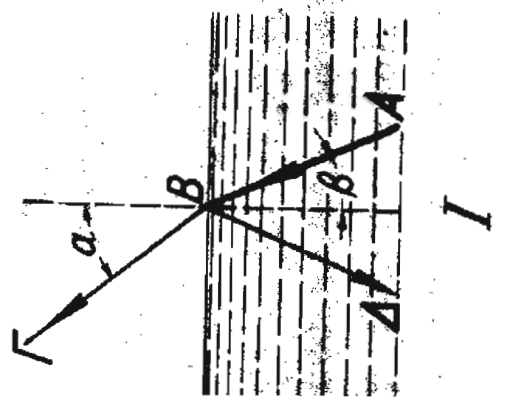
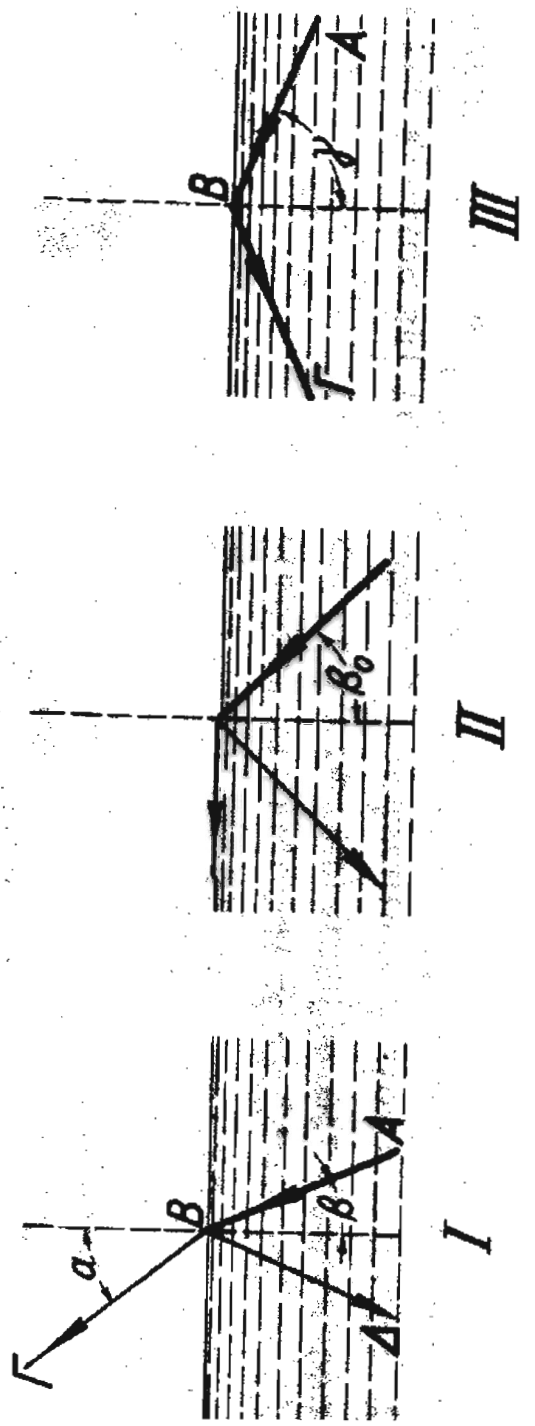
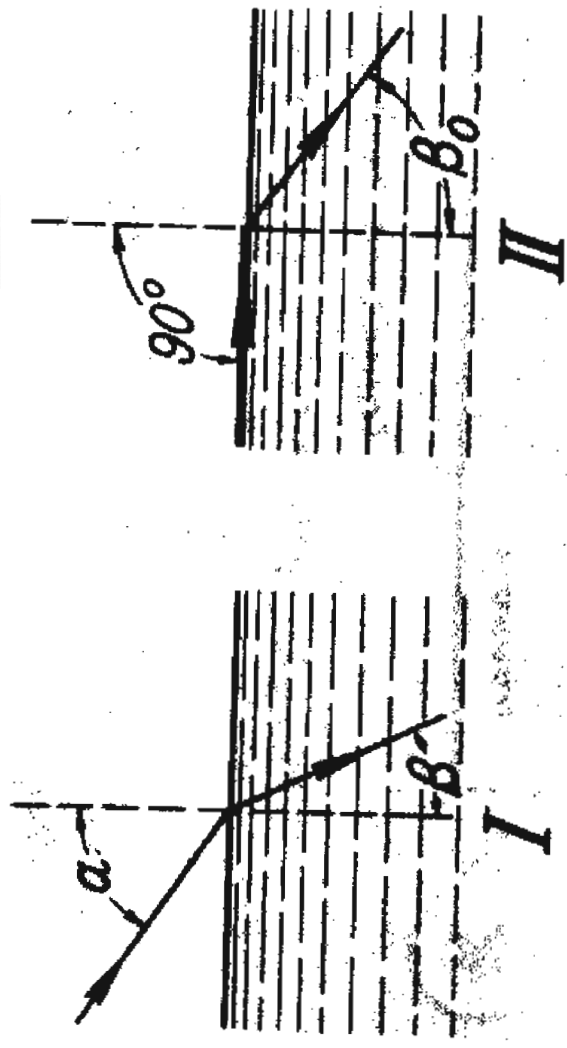
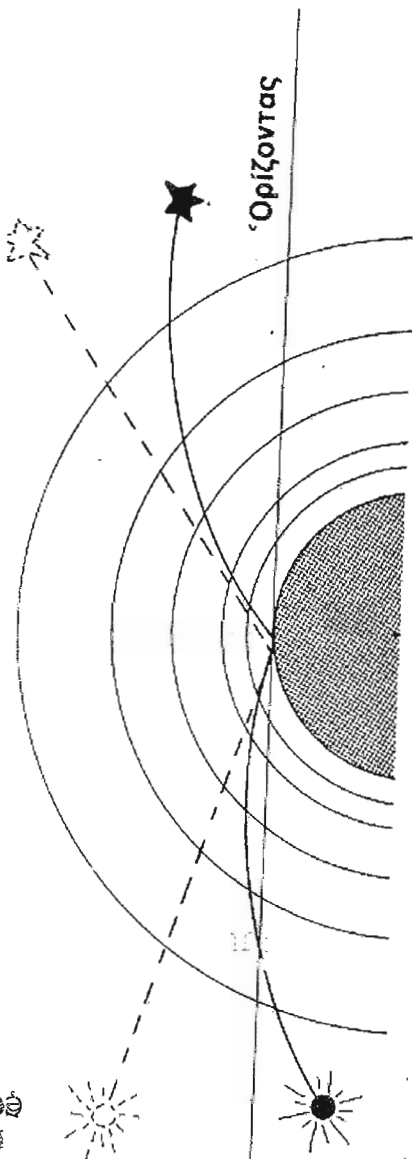
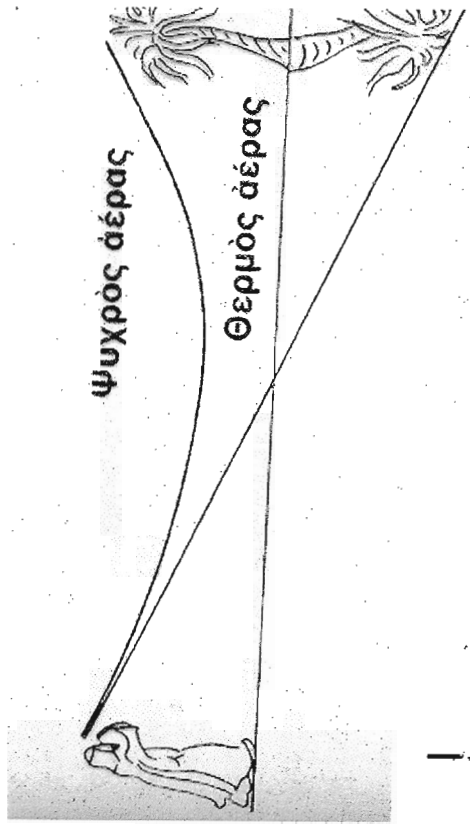
- Κατά την πρόσπτωσή δέσμης μονοχρωματικού φωτός στην επιφάνεια διαχωρισμού δύο μέσων η δέσμη εκτρέπεται από την αρχική της πορεία.
- Οι γραμμές διάδοσης του φωτός είναι ευθείες και στα δύο μέσα σχηματίζοντας γωνία με κορυφή πάνω στη διαχωριστική επιφάνεια.



Νόμοι Διαθλάσεως:

1. Η προσπίπτουσα και η διαθλώμενη ακτίνα βρίσκονται στο ίδιο επίπεδο (επίπεδο διαθλάσεως) που είναι κάθετο στη διαθλαστική επιφάνεια.
2. Το πηλίκο των ημιτόνων των γωνιών προσπτώσεως και διαθλάσεως είναι σταθερό (ανεξάρτητο της γωνίας προσπτώσεως) και ισούται με το πηλίκο των δεικτών διάθλασης.

$$\text{Νόμος Snell : } \frac{\eta \mu \alpha}{\eta \mu \beta} = \frac{n_2}{n_1}$$



2.4.1 Πρίσματα

- Η γωνία εκτροπής διαθλώμενης δέσμης εξαρτάται από τους δείκτες διαθλάσεως (n_1, n_2) των δύο μέσων και από την γωνία πρόσπτωσης (α). Οι δείκτες διαθλάσεως εξαρτώνται από τη συχνότητα του προσπίπτοντος φωτός.

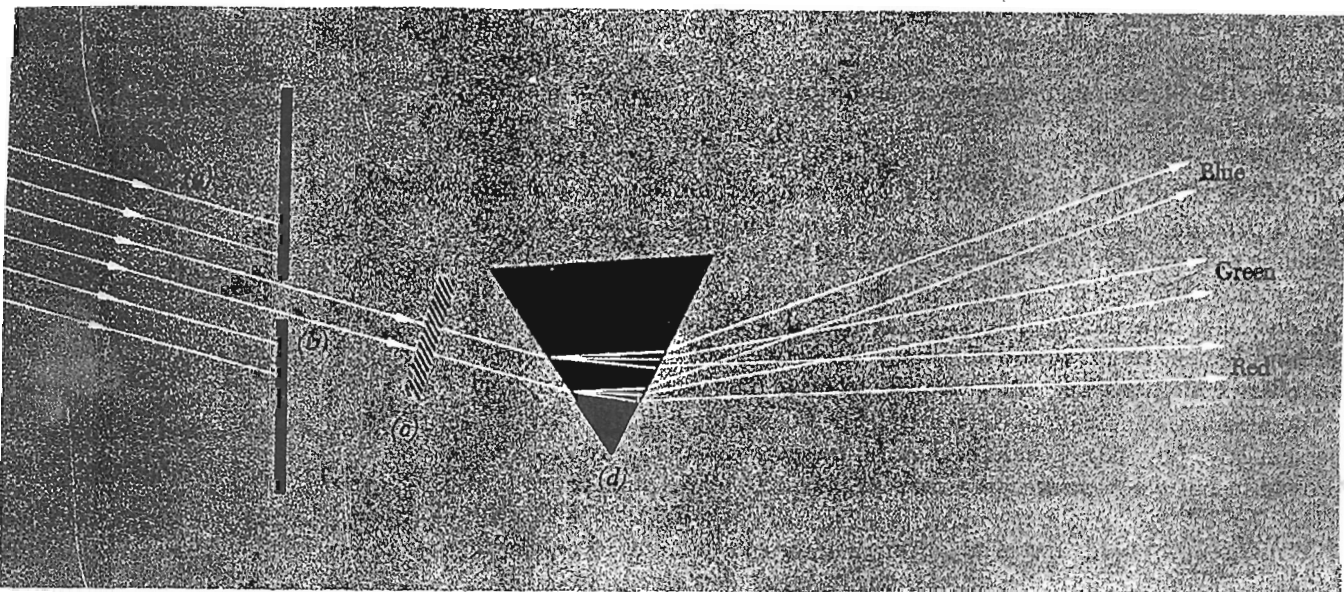
Υλικό	Δείκτης, 5893 Å
Αέρας (Σ.θ.Π.)	1,0002926
Νερό (20°C)	1,33
Γυαλί Crown φευδαργύρου	1,52
Γυαλί με μόλυβδο	1,90
Λουσίτης	1,50
Διαφανές Scotch tape	1,50

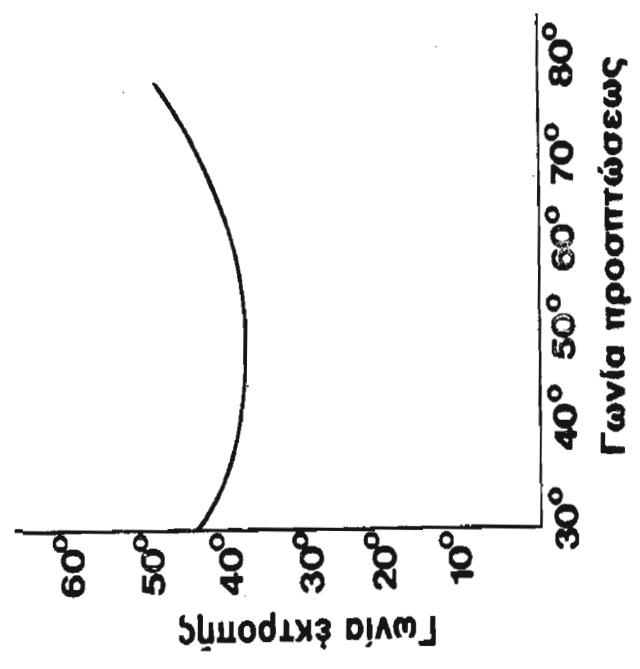
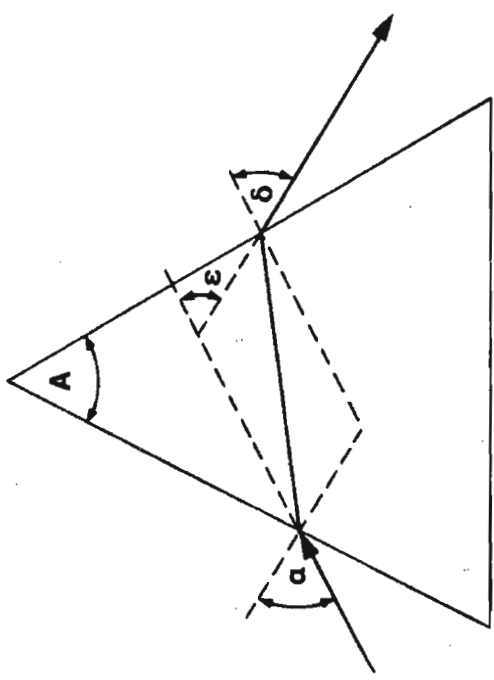
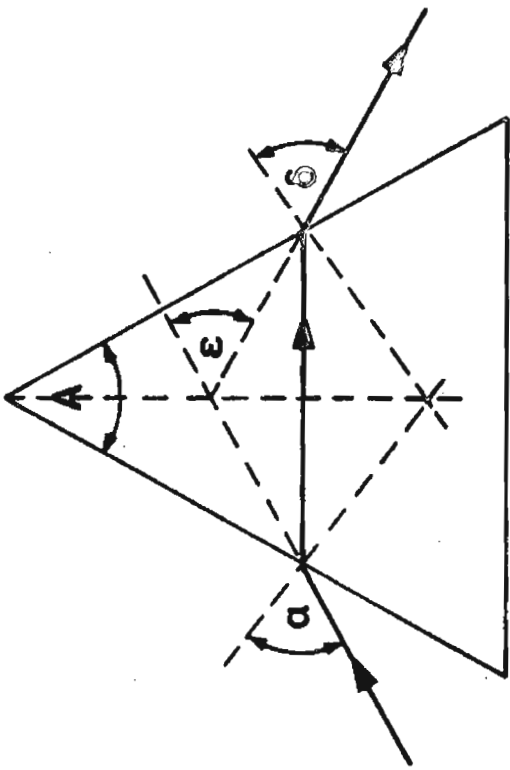
Δείκτης διάθλασης
για διάφορα υλικά

Χρώμα	λ (Å)	λ (μ)	ν (10^{14} Hz)	n
Έγγυς υπεριώδες	3610	0,361	8,31	1,539
Σκούρο γαλάζιο	4340	0,434	6,92	1,528
Γαλαξοπράσινο	4860	0,486	6,18	1,523
Κίτρινο	5890	0,589	5,10	1,517
Κόκκινο	6560	0,656	4,57	1,514
Πολύ σκούρο κόκκινο	7680	0,768	3,91	1,511
Υπέρυθρο	12.000	1,20	2,50	1,505
Μακρινό υπέρυθρο	20.000	2,00	1,50	1,497

Μεταβολή δείκτη διάθλασης
του γυαλιού με τη συχνότητα

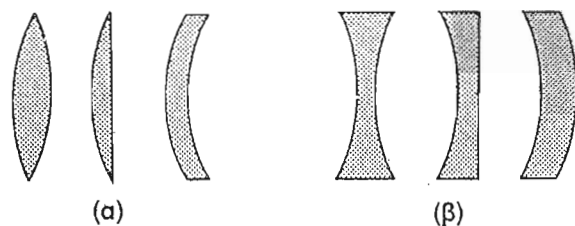
- Πρίσμα είναι ένα διαφανές σώμα που αποτελείται από δύο ή περισσότερες μη παράλληλες επίπεδες επιφάνειες που σχηματίζουν μεταξύ τους μια γωνία που λέγεται θλαστική γωνία.





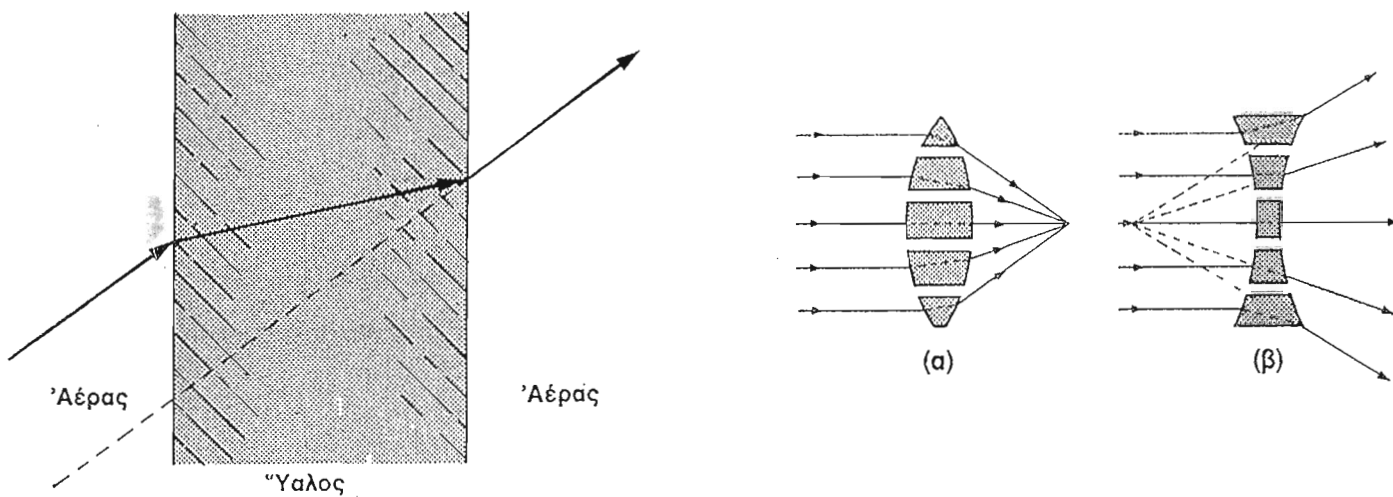
2.4.2 Φακοί

- Φακοί είναι διαφανή σώματα μικρού πάχους που ορίζονται από δύο σφαιρικές επιφάνειες ή μια σφαιρική και μια επίπεδη.
- Οι φακοί χωρίζονται σε δύο κατηγορίες:
 - Συγκλίνοντες : λεπτά άκρα-παχιά μέση
 - Αποκλίνοντες : παχιά άκρα-λεπτή μέση



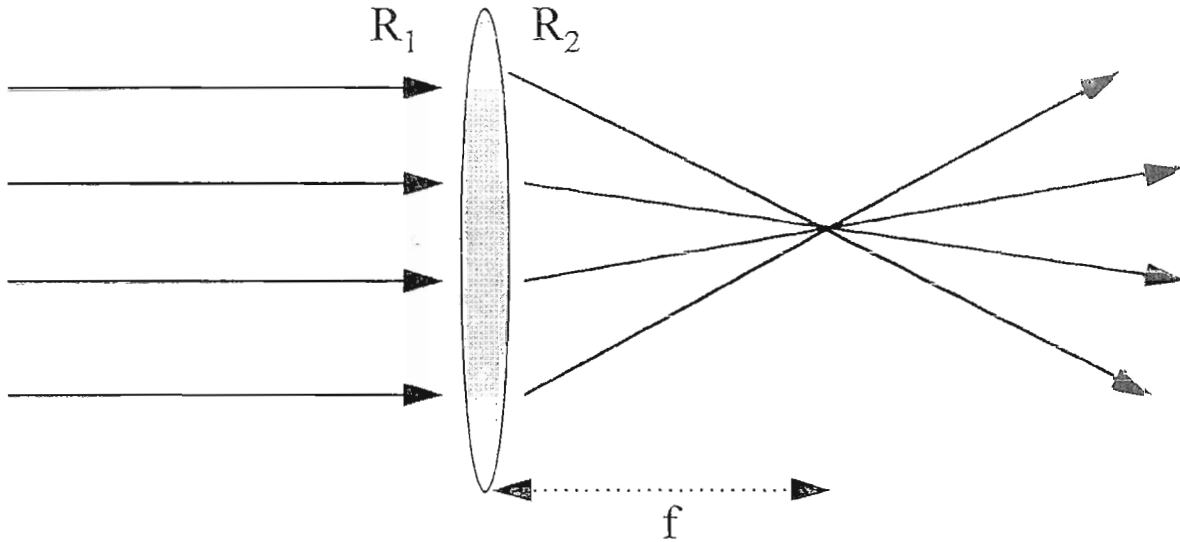
Συγκλίνοντες (α) και αποκλίνοντες (β) φακοί

- Μια παράλληλη δέσμη που προσπίπτει σε συγκλίνοντα φακό εξέρχεται συγλίνουσα ενώ αν προσπέσει σε αποκλίνοντα φακό εξέρχεται αποκλίνουσα.

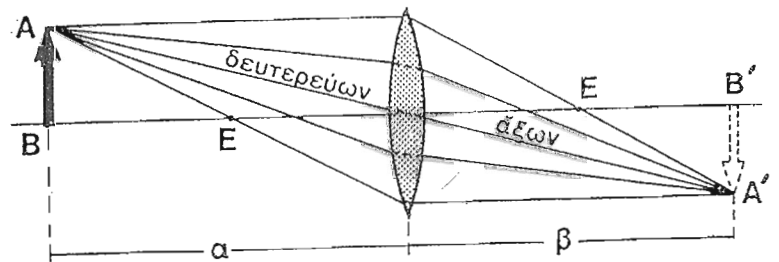
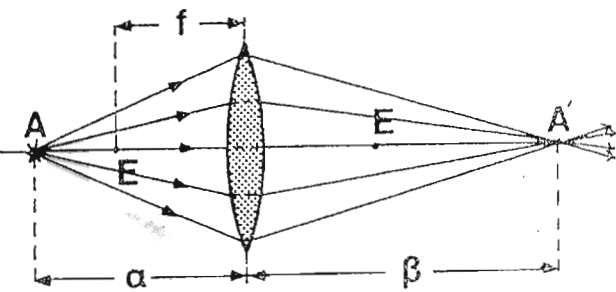


2.4.3 Συγκλίνοντες & αποκλίνοντες φακοί

– Για συγκλίνων φακό από υλικό με δείκτη διάθλασης n :

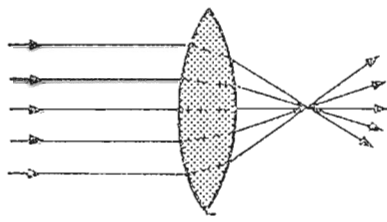


$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)$$

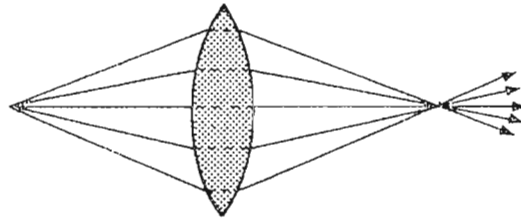


$$\frac{1}{f} = \frac{1}{\alpha} + \frac{1}{\beta}$$

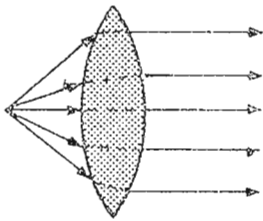
$$m = \frac{A'B'}{AB} = \frac{\beta}{\alpha}$$



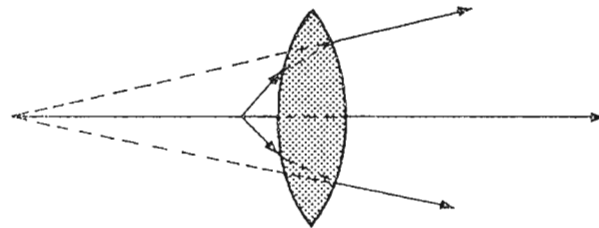
(α)



(β)

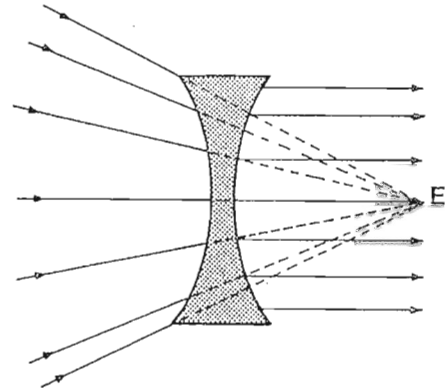
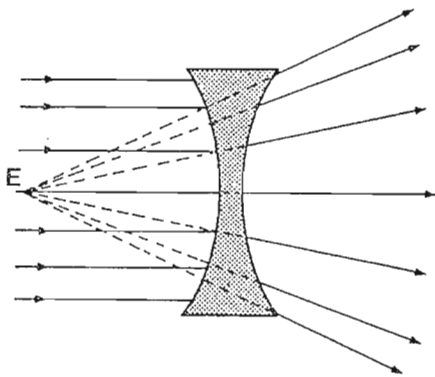


(γ)

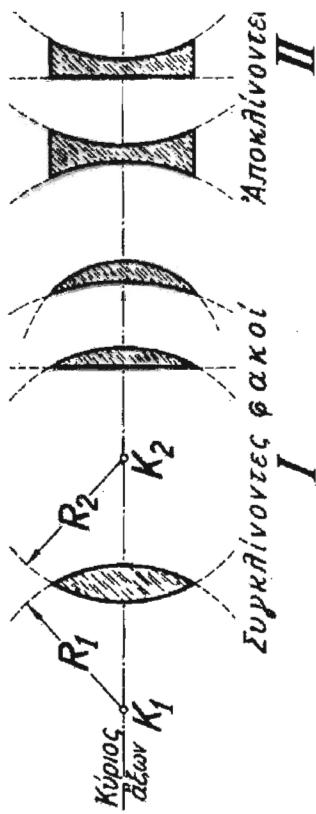


(δ)

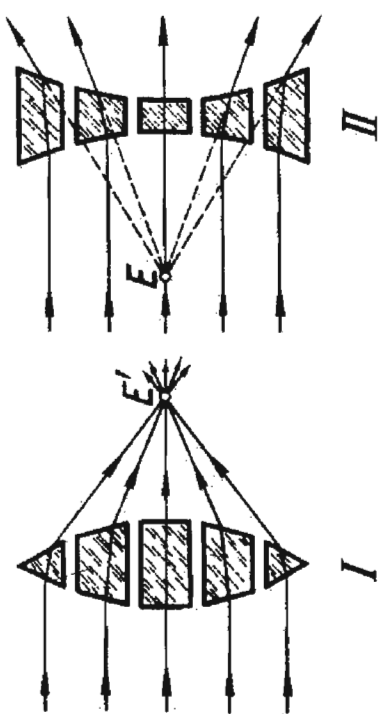
Σχηματισμός ειδώλου από συγκλίνοντες φακούς



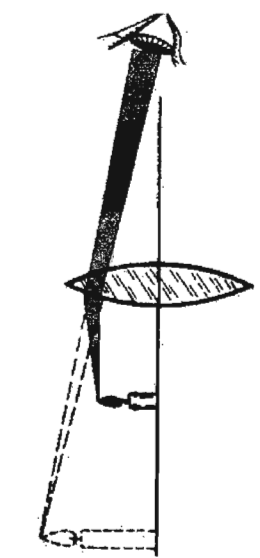
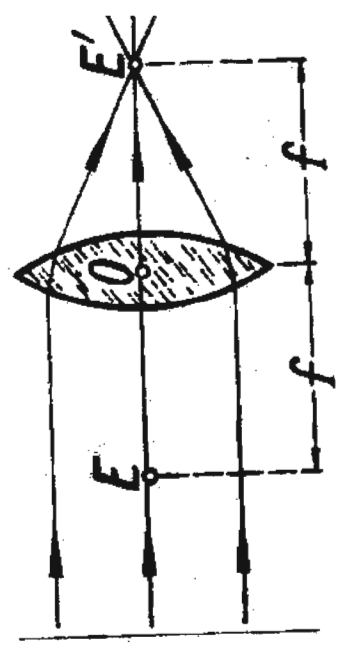
Σχηματισμός ειδώλου από αποκλίνοντες φακούς



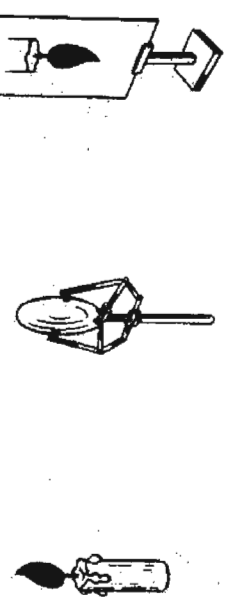
(I) 1) Αμφίκυρτος, 2) επίπεδοκυρτος, 3) συγκλίνου-
σκος. (II) 1) άμφίκυλλος, 2) επίπεδοκυλλος, 3) άποκλίνων μη



Σύνθεσις φακῶν ἀπὸ σύνολον μικρῶν πρισματίων.



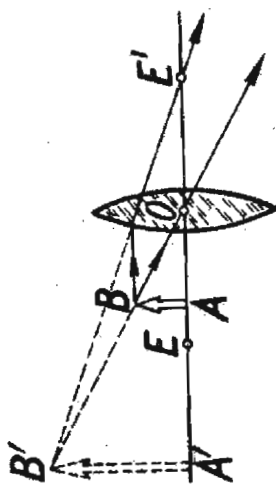
Σχηματισμὸς φανταστικοῦ εἰ-
δώλου διὰ συγκλίνοντος φακοῦ.



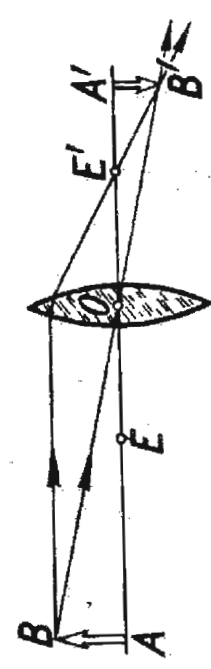
Σχηματισμὸς πραγματικοῦ εἰ-
δώλου διὰ συγκλίνοντος φακοῦ.

Σχεδιάζουμε τις τρεις **κύριες ακτίνες**:

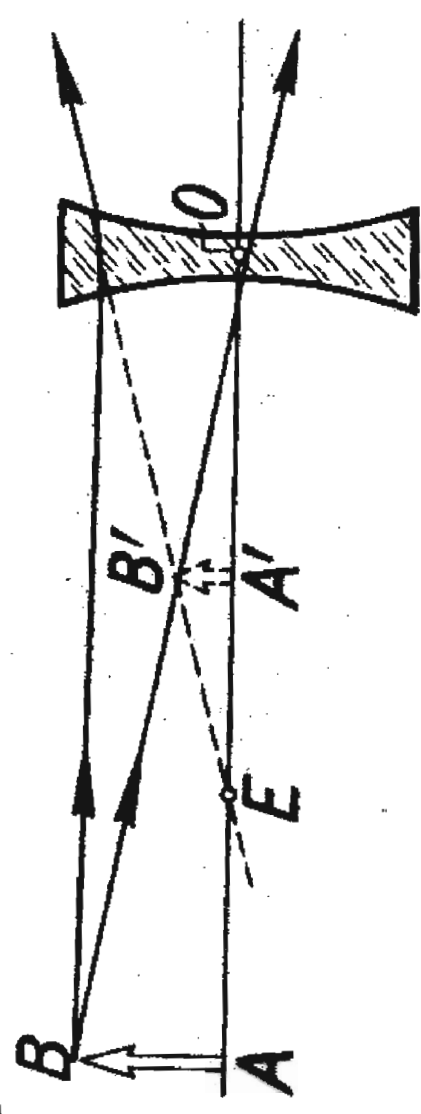
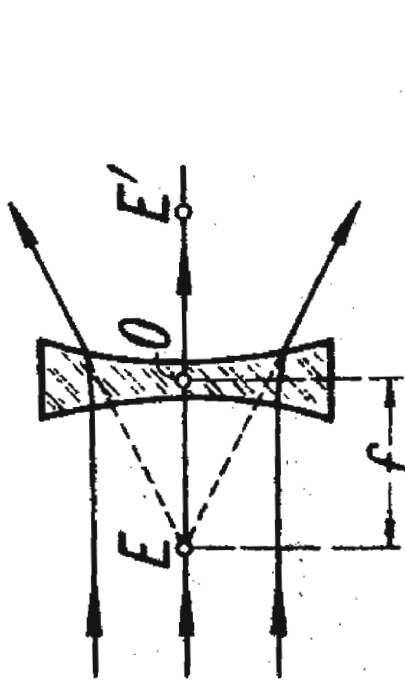
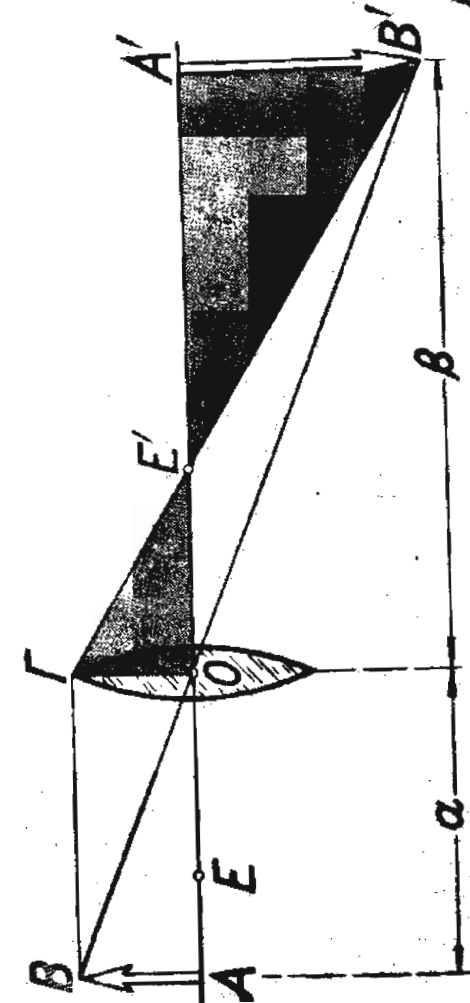
- Μία ακτίνα παράλληλη προς τον οπτικό άξονα, μετά από διάθλασή της στο λεπτό φακό, διέρχεται πάντα από την εστία ενός συγκλίνοντος φακού. Προκειμένου για αποκλίνοντα παίρνουμε την προέκτασή της διαθλώμενη ακτίνας.
- Μία ακτίνα που διέρχεται από το κέντρο του φακού δ αποκλίνει από την ευθύγραμμη πορεία της, γιατί στην περιοχή του κέντρου οι δύο επιφάνειες είναι παράλληλες, αφού ο φακός είναι λεπτός.
- Μία ακτίνα που διέρχεται από την πρώτη εστία, αφού συναντήσει το φακό, διαθλάται παράλληλα προς τον κύριο άξονα.



Γεωμετρική εστίαση του ειδώλου, όταν το αντικείμενον εφίσταται μεταξύ των σημείων O και E .



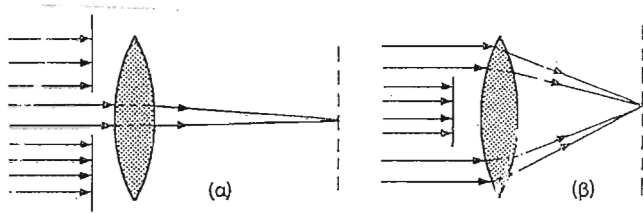
Γεωμετρική εστίαση του ειδώλου, πέραν της κυρίας εστίας E .



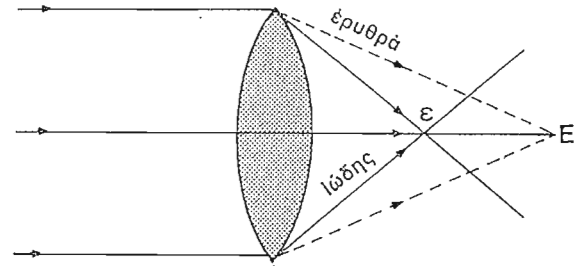
2.5 Σφάλματα Φακών

- Τα προηγούμενα ισχύουν για λεπτούς φακούς στους οποίους προσπίπτουν μονοχρωματικές ακτίνες με διευθύνσεις κοντά στον κύριο άξονα των φακών. Αν κάτι από αυτά δεν ισχύει παρατηρούνται εκτροπές γνωστές ως σφάλματα.

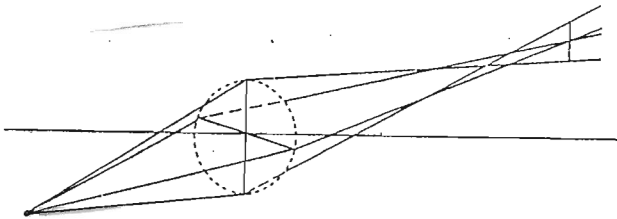
1. Σφάλμα σφαιρικότητας



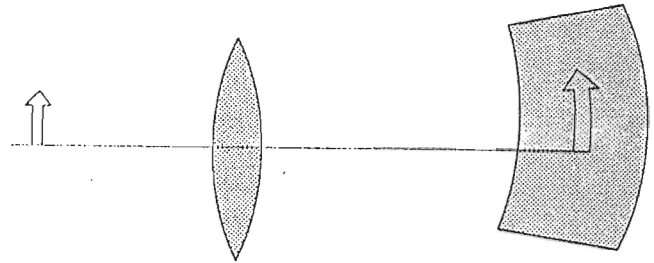
2. Χρωματικό σφάλμα



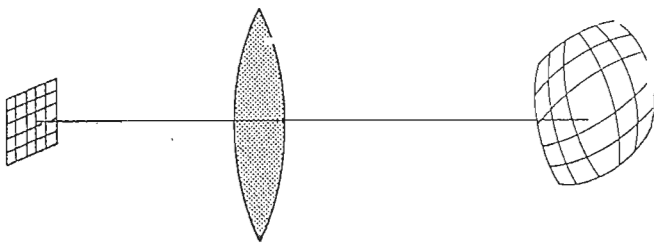
3. Αστιγματικό σφάλμα



4. Καμπύλωση ειδώλου



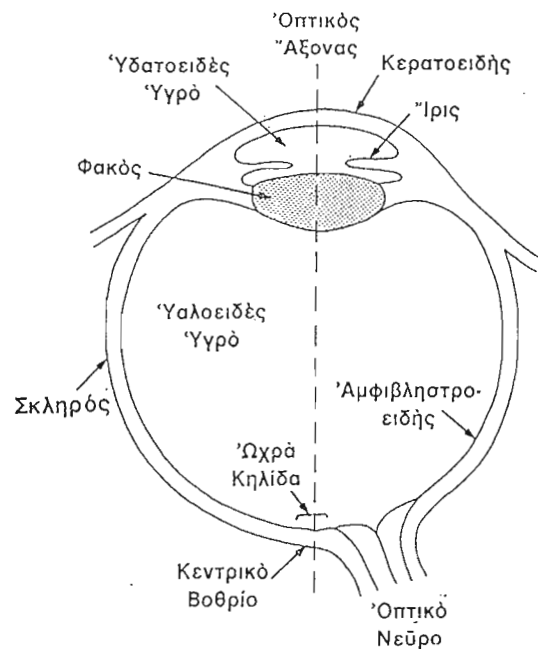
5. Παραμόρφωση ειδώλου



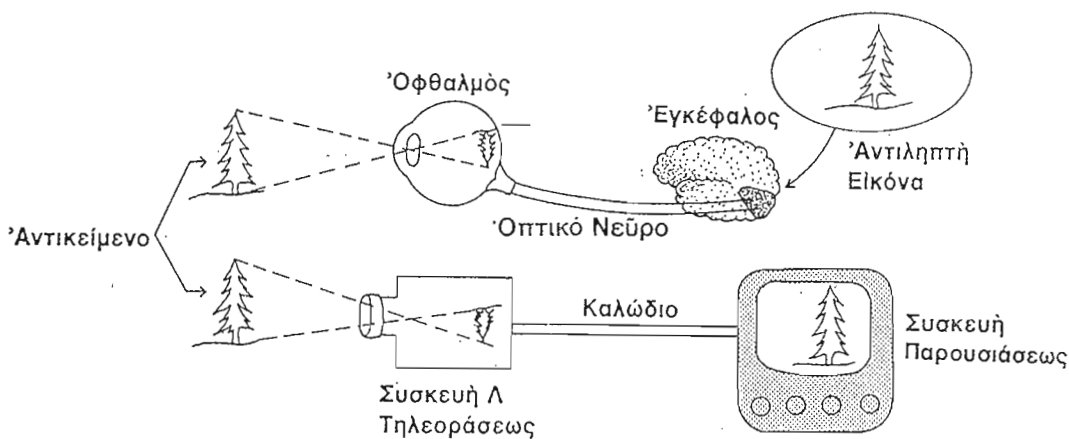
6. Σφάλμα κόμης

3 Φυσικός μηχανισμός όρασης

- Η όραση πραγματοποιείται σε τρία στάδια:
- 1. ο οφθαλμός εστιάζει την εξωτερική εικόνα στον αμφιβληστροειδή
- 2. ειδικά κύτταρα δημιουργούν (φωτουποδοχείς) και μεταφέρουν (οπτικό νεύρο) το ερέθισμα στον εγκέφαλο
- 3. η οπτική χώρα του ινιακού λοβού επεξεργάζεται τα ερεθίσματα και “αντιλαμβάνεται” την εικόνα



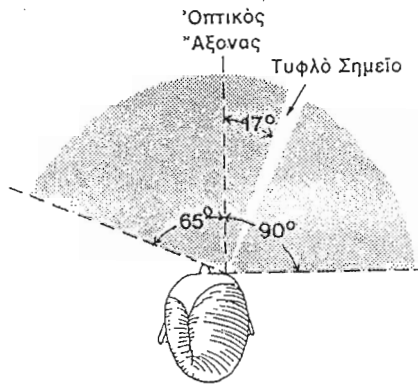
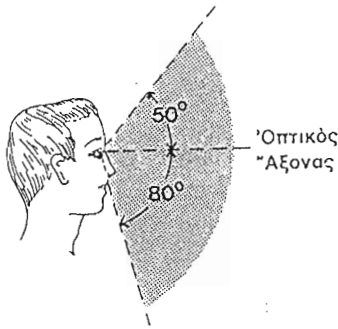
Ο οφθαλμός



Ο οφθαλμός σα συσκευή τηλεόρασης

3.1 Δυνατότητες οφθαλμού

1. έχει εντονα ευρυγώνιο φακό



2. έχει εξαιρετικά αποδοτικό σύστημα εστίασης (20cm-άπειρο)

3. έχει ευαίσθητο και αυτόματα ρυθμιζόμενο διάφραγμα

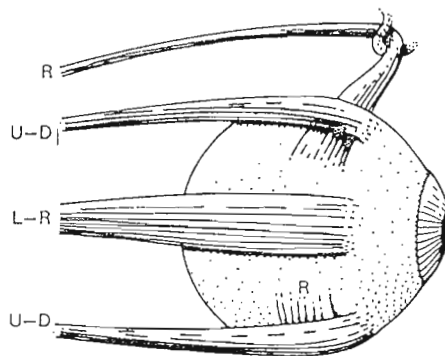
4. λειτουργεί ικανοποιητικά σε μια μεγάλη περιοχή φωτισμών (φωτισμός ηλιόλουστης μέρας/φωτισμός σκοτεινής μέρας = 10^{10})

5. εικόνα λαμβάνεται από δύο οφθαλμούς και έτσι δημιουργείται αίσθηση του βάθους (τρισδιάστατες απεικονίσεις)

6. έχει μηχανισμό αυτόματου ελέγχου της ενδοφθαλμίου πίεσης και διατήρησης του σχήματος του οφθαλμού

7. προστατεύεται από οστό και λίπος που απορροφά κραδασμούς

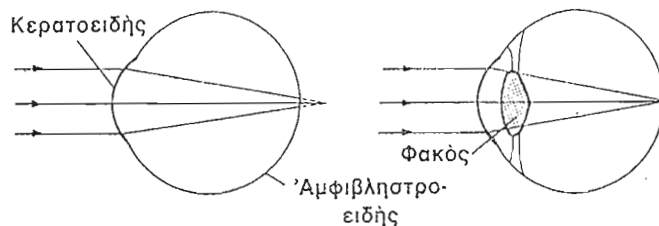
8. οι μύες του οφθαλμού δίνουν τη δυνατότητα προσανατολισμού του οφθαλμού σε κάθε διεύθυνση μέσα στο οπτικό πεδίο



9. έχει αυτόματο σύστημα καθαρισμού και γυαλίσματος του κερατοειδή φακού που τον απαλλάσει από γδαρσίματα και χαρακιές (ανοιγοκλείσιμο ματοτσινόρων) το οποίο μπορεί να δουλεύει ανεξάρτητα για κάθε οφθαλμό για επικοινωνία με το άλλο φύλο

3.2 Μηχανισμός εστίασης του οφθαλμού

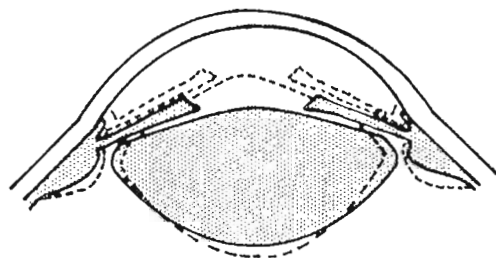
- Ο κερατοειδής και ο φακός του οφθαλμού είναι υπεύθυνοι για την εστίαση των εξωτερικών εικόνων πάνω στον αμφιβληστροειδή.



- Οι δείκτες διαθλάσεως όλων των μερών του οφθαλμού καθώς και η καμπυλότητα του κερατοειδούς είναι σταθερή για ένα συγκεκριμένο άτομο (ο δδ του φακού και η καμπυλότητα του κερατοειδούς μπορεί να διαφέρει από άτομο σε άτομο)

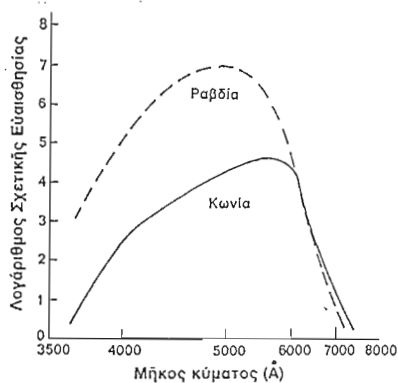
Μέρος οφθαλμού Δείκτης διάθλασης	
κερατοειδής	1,37
υδατοειδές υγρό	1,33
επιφάνεια φακού	1,38
κέντρο φακού	1,41
υαλώδες υγρό	1,33

- Η ικανότητα του ματιού να εστιάζει (προσαρμογή) οφείλεται στη δυνατότητα του φακού του ματιού να αλλάζει καμπυλότητα.

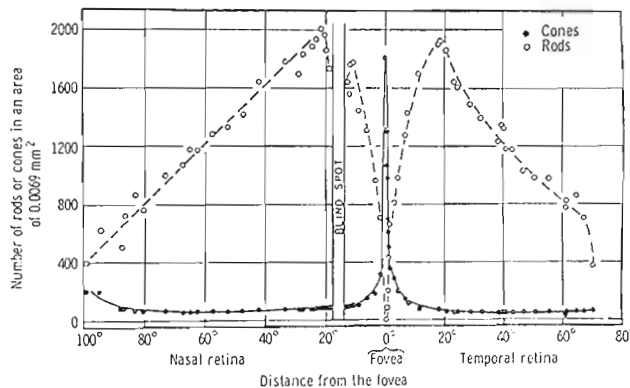


3.3 Δημιουργία ερεθίσματος

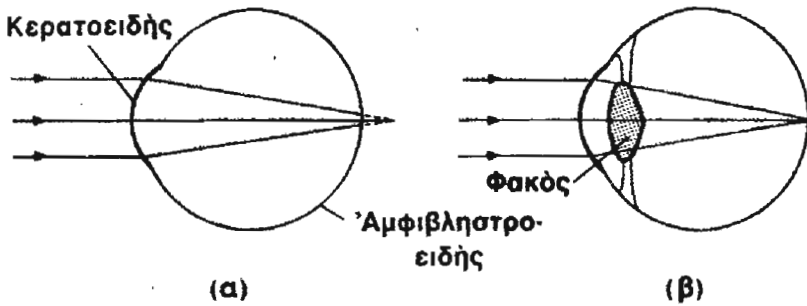
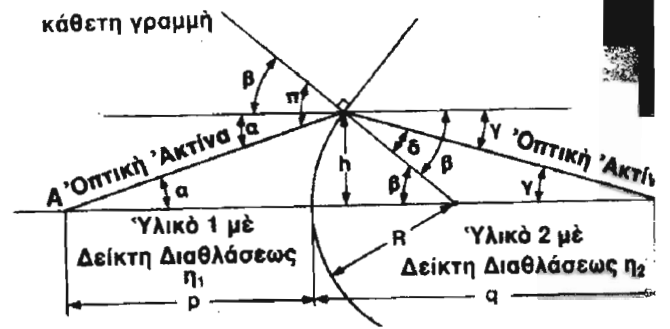
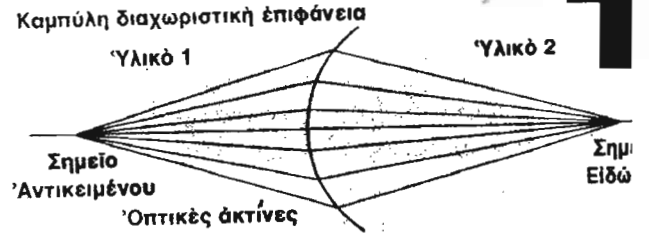
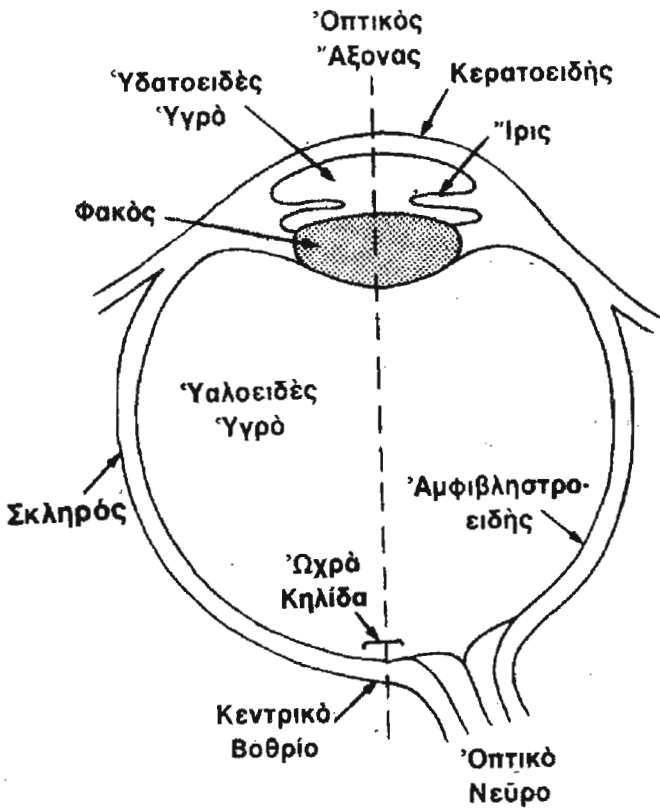
- Οι φωτουποδοχείς (ραβδία και κωνία) είναι ειδικά κύτταρα υπευθυνα για τη δημιουργία του ερεθίσματος. Το ερέθισμα είναι ένα δυναμικό δράσης που παραγεται μέσω φωτοχημικών διεργασιών.
- Φωτόνια μικρής συχνότητας (υπέρυθρο) δεν έχουν αρκετή ενέργεια για να οδηγήσουν σε δυναμικό δράσης, ενώ τα φωτόνια υψηλής συχνότητας (υπεριώδες) απορροφούνται πριν φτάσουν στον αμφιβληστροειδή.
- Κωνία και ραβδία υπάρχουν σε όλη την επιφάνεια του αμφιβληστροειδούς (εκτός από το τυφλό σημείο) όμως η διαδικασία της όρασης γίνεται κυρίως σε μια μικρή περιοχή το κεντρικό βοθρίο της ωχράς κηλίδας.
- Τα κωνία είναι 6.5×10^6 ανά οφθαλμό και χρησιμοποιούνται για όραση σε φωτεινό περιβάλλον
στο κεντρικό βοθρίο : 1 κωνίο \longrightarrow 1 οπτικό ινίδιο
αλλου : πολλά κωνία \longrightarrow 1 οπτικό ινίδιο
- Τα ραβδία είναι 120×10^6 ανά οφθαλμό και χρησιμοποιούνται για όραση στο σκοτάδι
παντού : πολλά ραβδία \longrightarrow 1 οπτικό ινίδιο



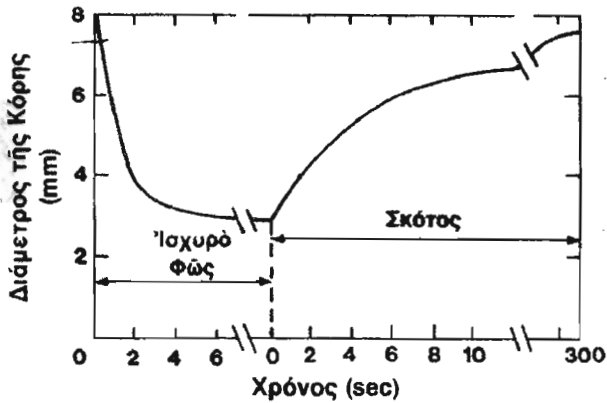
Φωτοευαισθησία



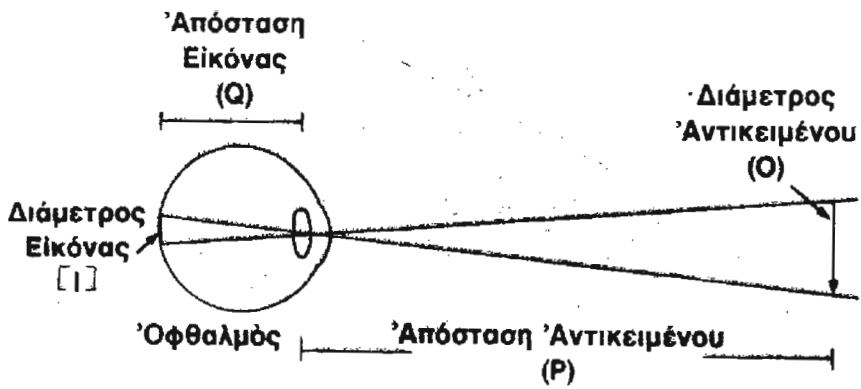
Χωρική κατανομή



Ένα μακρινό αντικείμενο εστιάζεται 30,6 mm από τον κερατοειδή. Ο βολβός έχει μήκος 24 mm. Η εστίαση γίνεται από τον φακό.

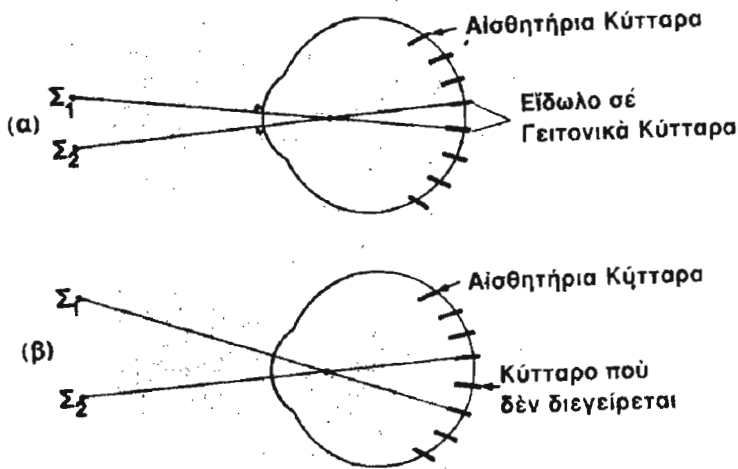
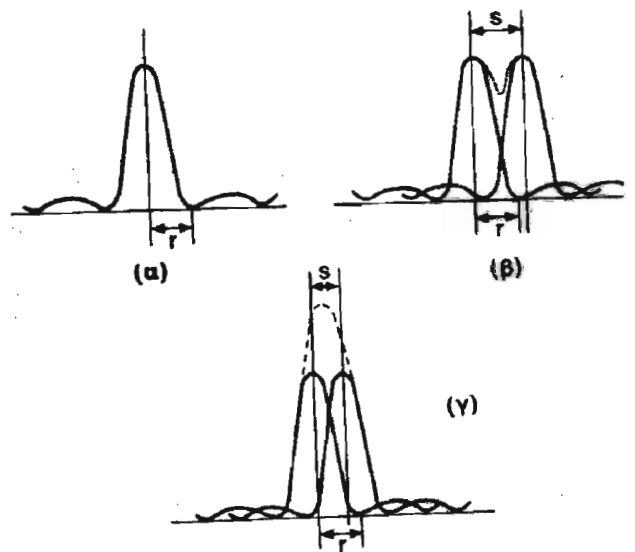
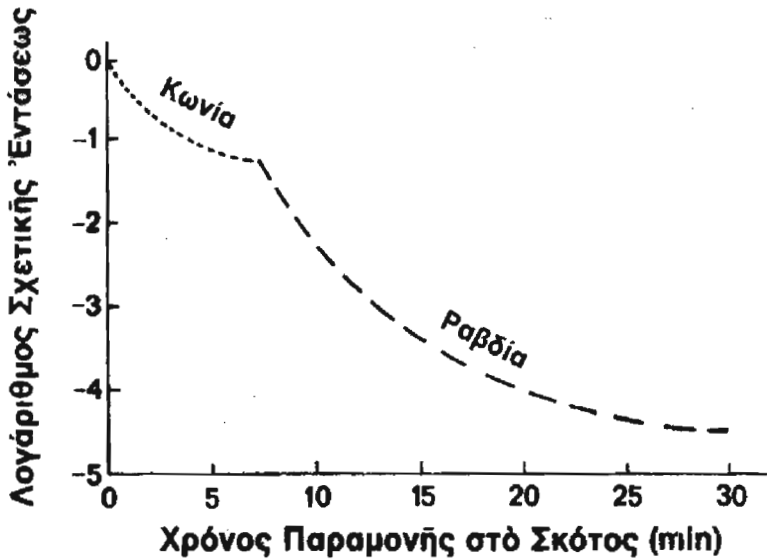


Διάμετρος κόρης ίριδας 3-8 mm. (16-114 mm²).
 Λόγος επιφανειών 7. Λόγος έντασης φωτός 10¹⁰
 Χρόνος προσαρμογής: 5 sec σε μεγάλη ένταση και 300 στο σκότος.



$$\frac{O}{I} = \frac{P}{Q}, \quad \eta \quad I = \frac{QO}{P}$$

Ωχρή κηλίδα – Κεντρικό Βοθρίο (0,3 mm διάμετρος) : Ευκρινής όραση
 Ένα αντικείμενο με κάθετη διάμετρο 0,3 cm σε απόσταση 10 μ σχηματίζει στον αμφιβληστροειδή εικόνα ύψους 0,6 mm



$$r = 1,22 \lambda_m \frac{l}{a}$$

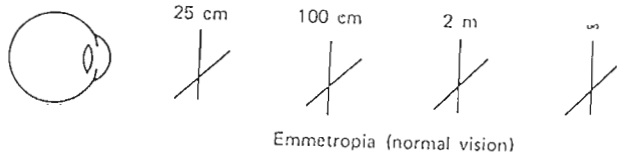
Διαφορετικά σημεία γίνονται αντιληπτά ως ένα όταν τα είδωλά τους σχηματίζονται στο ίδιο ή γειτονικά κύτταρα του αμφιβληστροειδούς. Ο οφθαλμός δεν μπορεί να διακρίνει αντικείμενα που τα είδωλά τους στο κεντρικό βοθρίο απέχουν λιγότερο από 2 μm

Κριτήριο περιθλαστικού δίσκου:
 λ_m : μήκος κύματος στον οφθαλμό
 l : απόσταση ίριδας-αμφιβληστροειδή
 a : διάμετρος ίριδας
 για $\lambda_0 = 0,55 \mu\text{m}$
 $r = 2 \mu\text{m}$

3.4 Διαθλαστικές ανωμαλίες οφθαλμού

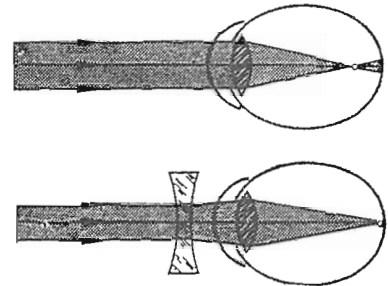
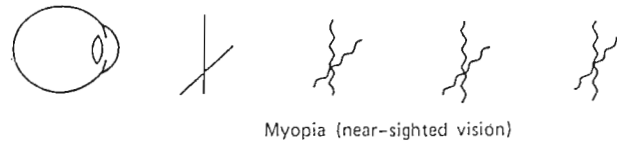
Εμμετροπία:

κανονική όραση (το είδωλο επάνω στον αμφιβληστροειδή)



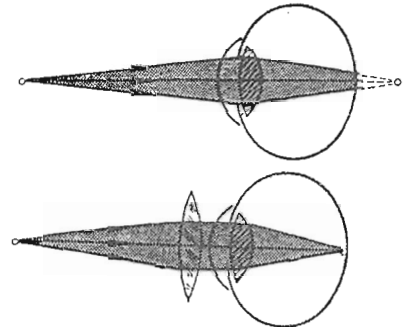
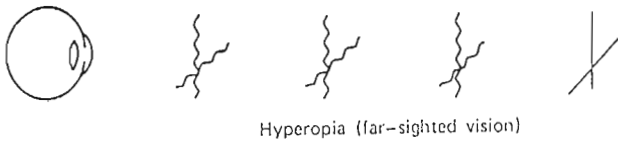
Μυωπία:

οφθαλμός με μακρύ άξονα ή κερατοειδή μεγάλης καμπυλότητας (το είδωλο μπροστά από τον αμφιβληστροειδή)



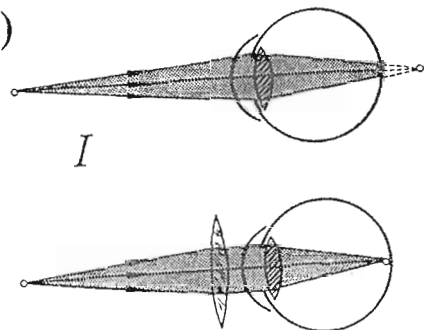
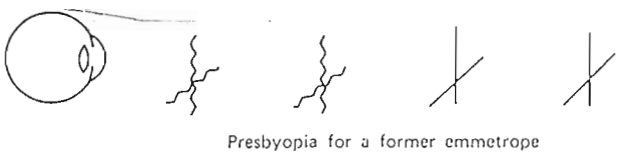
Υπερμετροπία:

οφθαλμός με βραχύ άξονα ή κερατοειδή μικρής καμπυλότητας (το είδωλο πίσω από τον αμφιβληστροειδή)



Πρεσβυωπία:

μείωση της ικανότητας προσαρμογής (εστίασης) του οφθαλμού (το είδωλο μπροστά από τον αμφιβληστροειδή)



Αστιγματισμός:

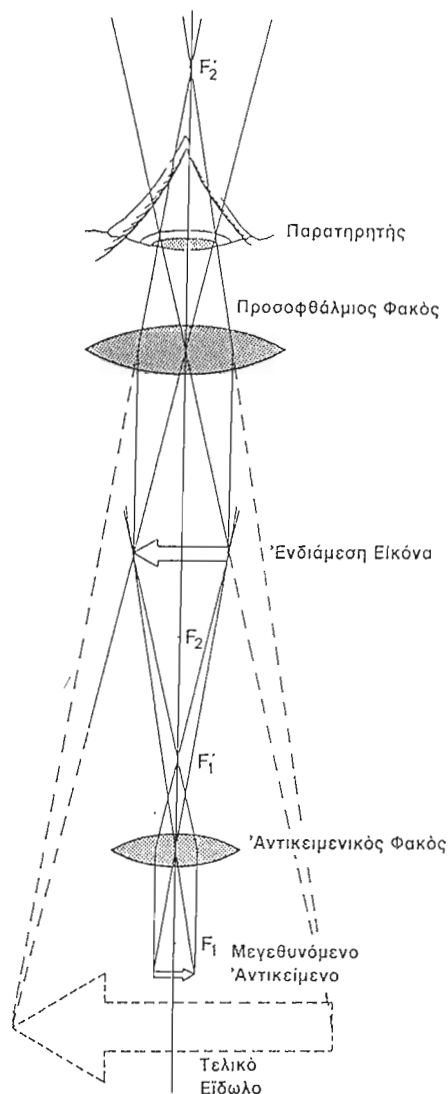
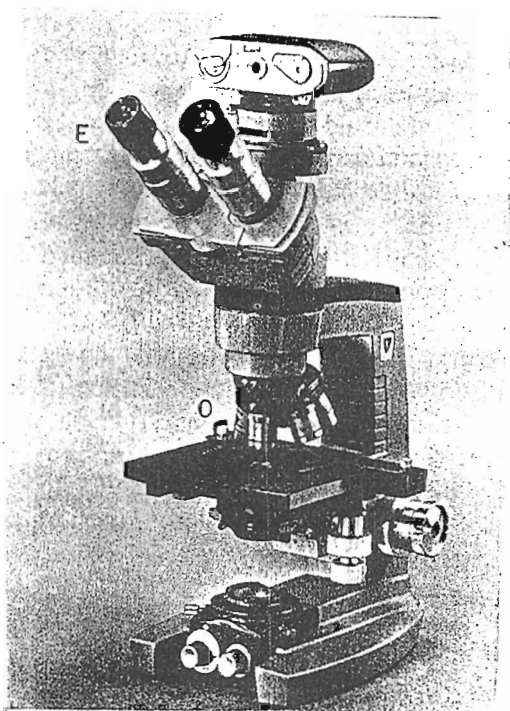
ανομοιόμορφη καμπυλότητα κερατοειδή στις διάφορες διευθύνσεις

4.1 Το κοινό μικροσκόπιο

- Ικανότητα μεγέθυνσης μικροσκοπίου M ορίζεται ο λόγος της γωνίας οράσεως (θ) με την οποία φαίνεται το φανταστικό είδωλο προς τη γωνία οράσεως θ' με την οποία φαίνεται το πραγματικό αντικείμενο στην ελάχιστη απόσταση ευκρινούς οράσεως. (25cm)

$$M = \theta / \theta'$$

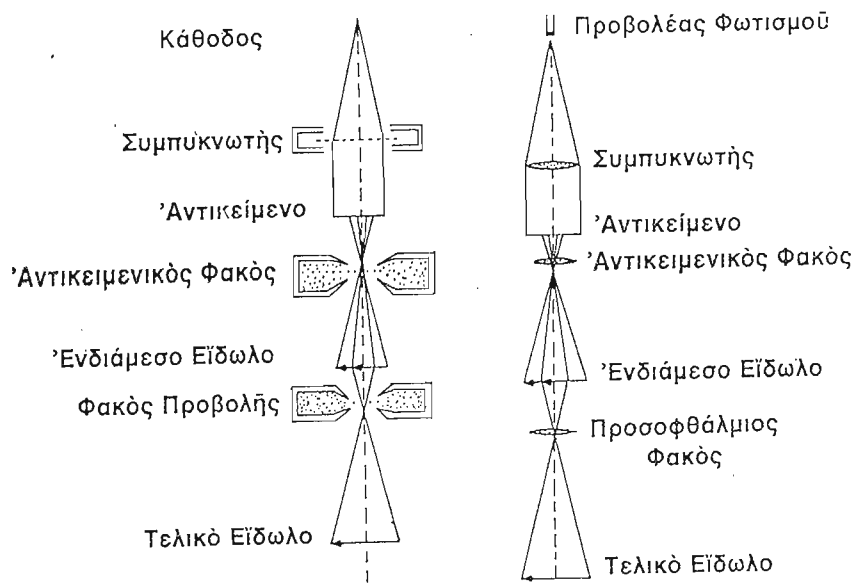
($M < 1000$)



Λειτουργία κοινού μικροσκοπίου

4.2 Ηλεκτρονικό μικροσκόπιο

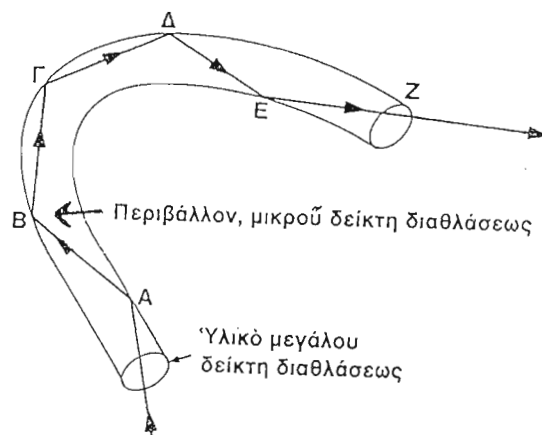
- Η εικόνα παράγεται από ηλεκτρόνια που βομβαρδίζουν το προς απεικόνιση είδωλο. Οι διάφορες περιοχές του απεικονιζόμενου αντικειμένου προκαλούν διαφορετική εξασθένιση. Οι διαφορές αυτές απεικονίζονται πάνω σε φθορίζουσα οθόνη. Η μεγέθυνση μπορεί να φτάσει μέχρι και 400.000.



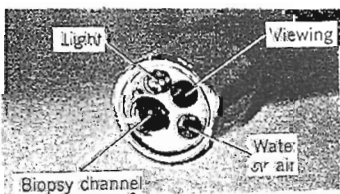
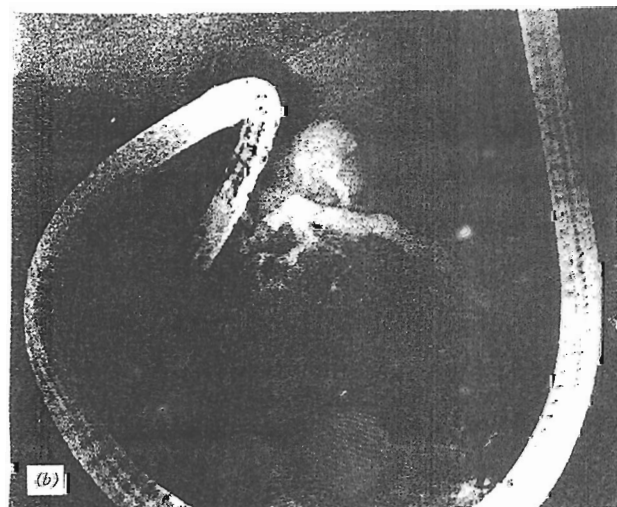
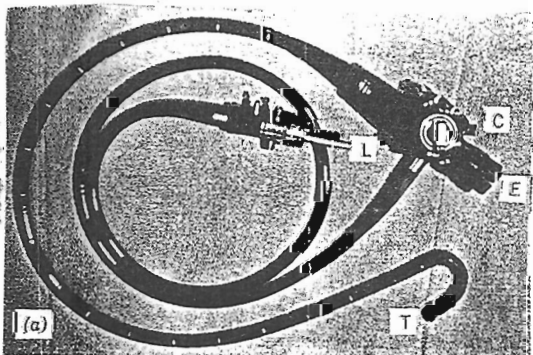
Ομοιότητες κοινού και ηλεκτρονικού μικροσκοπίου

4.3 Φωτοαγωγοί-Ενδοσκόπηση

- Τα οπτικά ινίδια αποτελούνται από ένα διαφανές υλικό μικρού δείκτη διάθλασης που περιβάλλεται από υλικό με μεγάλο δείκτη διάθλασης.



- Ένας φωτοαγωγός αποτελείται συνήθως από πολλά οπτικά ινίδια και μπορεί να κάμπτεται.
- Φωτοαγωγοί χρησιμοποιούνται στην ιατρική για την εξέταση εσωτερικών κοιλότητων του σώματος όπως π.χ. της περιτοναϊκής κοιλότητας (λαπαροσκόπηση), της ουροδόχου κύστεως (κυστεοσκόπηση), του στομάχου (γαστροσκόπηση) κτλ.





ΦΥΣΙΚΗ ΤΩΝ LASER

Μιχάλης Μαζωνάκης

Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

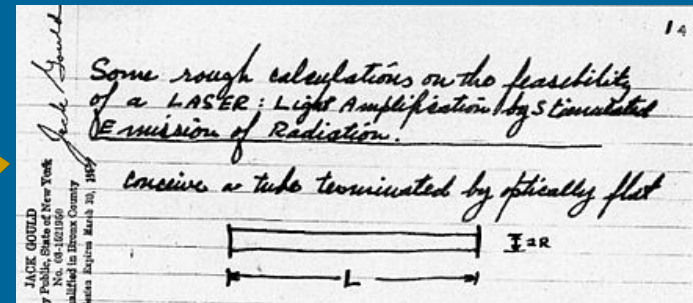
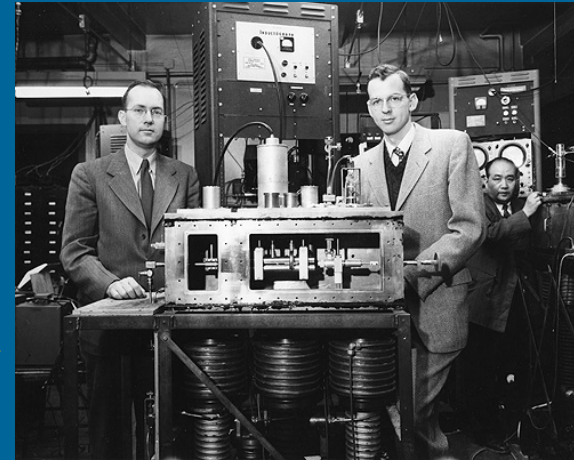
Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής

Τμήμα Ιατρικής

Πανεπιστήμιο Κρήτης

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

- 1917: Αρχή της εξαναγκασμένης εκπομπής (A. Einstein)
- 1954: Maser-microwave amplification by stimulated emission of radiation (C. H. Townes, J. Gordon, H. Zigler)
- 1959: Εισαγωγή του όρου laser-light amplification by stimulated emission of radiation (G. Gould)
- 1960: Πρώτο laser ρουβιδίου (T. H. Maiman)
- 1960: Πρώτο laser αερίου (Ali Javan)



ΔΙΕΓΕΡΣΗ-ΑΠΟΔΙΕΓΕΡΣΗ ΑΤΟΜΩΝ

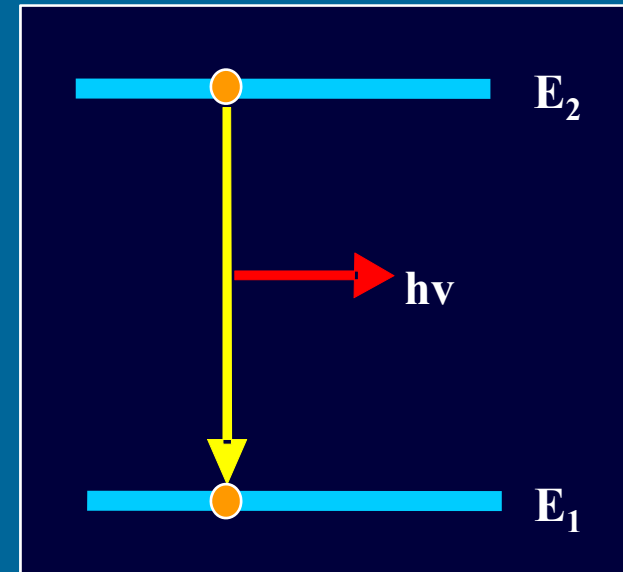
Αυθόρμητη εκπομπή

Η αυθόρμητη αποδιέγερση προκαλεί την άμεση εκπομπή ενός νέου φωτονίου με ενέργεια:

$$h\nu = E_2 - E_1$$

h : σταθερά του Plank

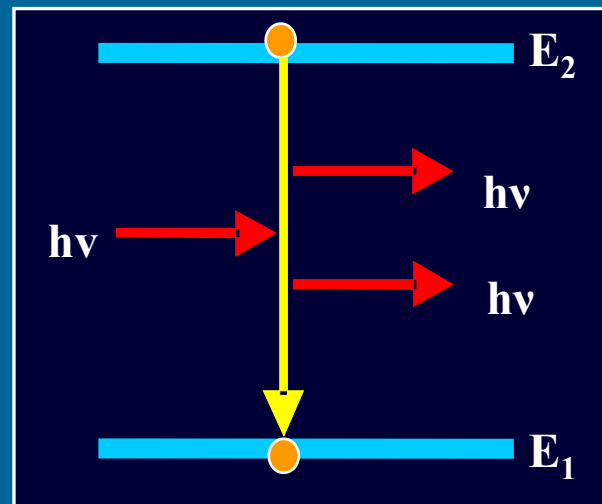
ν : συχνότητα



- E_1 : θεμελιώδης στάθμη
- E_2 : διεγερμένη στάθμη

ΔΙΕΓΕΡΣΗ-ΑΠΟΔΙΕΓΕΡΣΗ ΑΤΟΜΩΝ

Εξαναγκασμένη εκπομπή

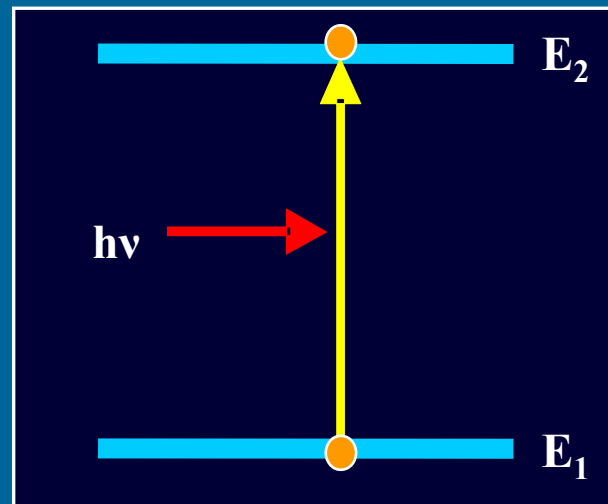


- Η εξαναγκασμένη εκπομπή προκαλεί την εκπομπή ενός νέου φωτονίου.
- Το νέο φωτόνιο έχει την ίδια ενέργεια, την ίδια διεύθυνση κίνησης και την ίδια φάση με το αρχικό προσπίπτον φωτόνιο.



ΔΙΕΓΕΡΣΗ-ΑΠΟΔΙΕΓΕΡΣΗ ΑΤΟΜΩΝ

Απορρόφηση



Η απορρόφηση δε συνδέεται με την εκπομπή ακτινοβολίας.

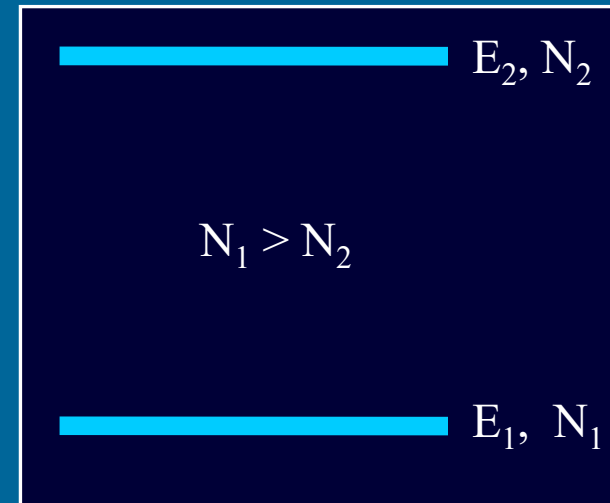


ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ LASER

- Έστω ότι τα άτομα του μέσου έχουν μόνο δύο ενεργειακές στάθμες.
- Σε συνθήκες θερμικής ισορροπίας, η κατανομή των ατόμων στις δύο στάθμες γίνεται σύμφωνα με το νόμο του Boltzmann:

$$\frac{N_2}{N_1} = e^{-\frac{(E_2-E_1)}{KT}}$$

- Η παραπάνω σχέση προβλέπει ότι $N_1 > N_2$ αφού $E_2 > E_1$.

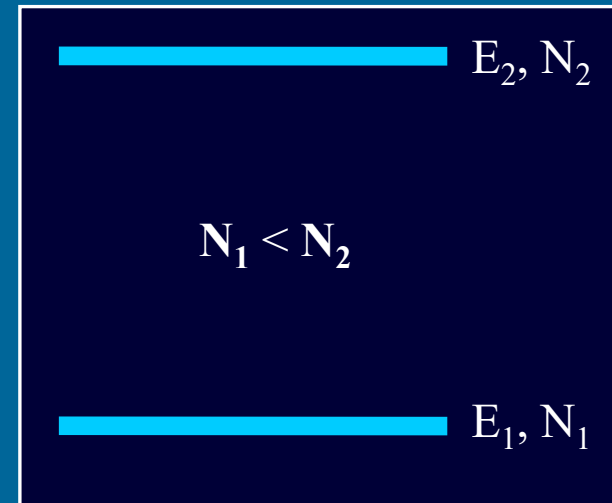


- E_1 : θεμελιώδης στάθμη
- E_2 : διεγερμένη στάθμη



ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ LASER

- Αναγκαία συνθήκη για τη δημιουργία ακτινοβολίας laser είναι να υπάρξει η λεγόμενη αντιστροφή πληθυσμών όπου τα άτομα στη διεγερμένη στάθμη θα είναι περισσότερα από τα άτομα στη θεμελιώδη στάθμη ($N_1 < N_2$).
- Η διαδικασία μέσω της οποίας επιτυγχάνεται η αντιστροφή πληθυσμών ονομάζεται άντληση.



- E_1 : θεμελιώδης στάθμη
- E_2 : διεγερμένη στάθμη

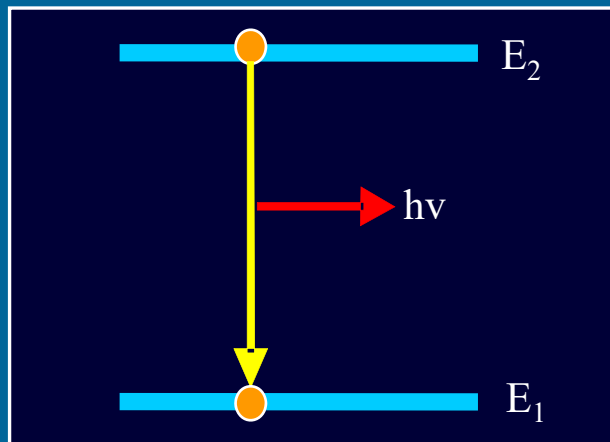


ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ LASER

Έστω ότι έχει επιτευχθεί η αντιστροφή πληθυσμών στο σύστημα ($N_2 > N_1$)

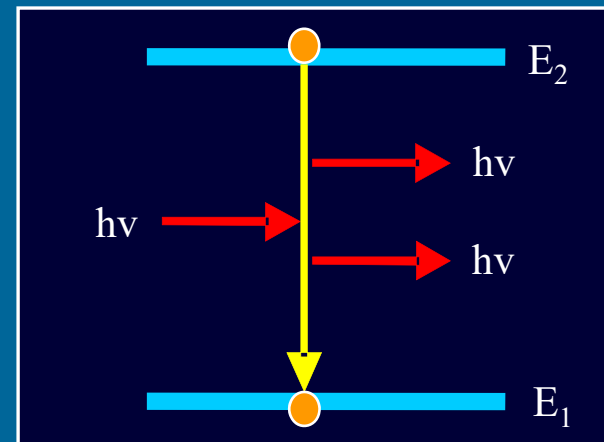
Στάδιο 1:

Αυθόρμητη αποδιέγερση
ενός ατόμου



Στάδιο 2:

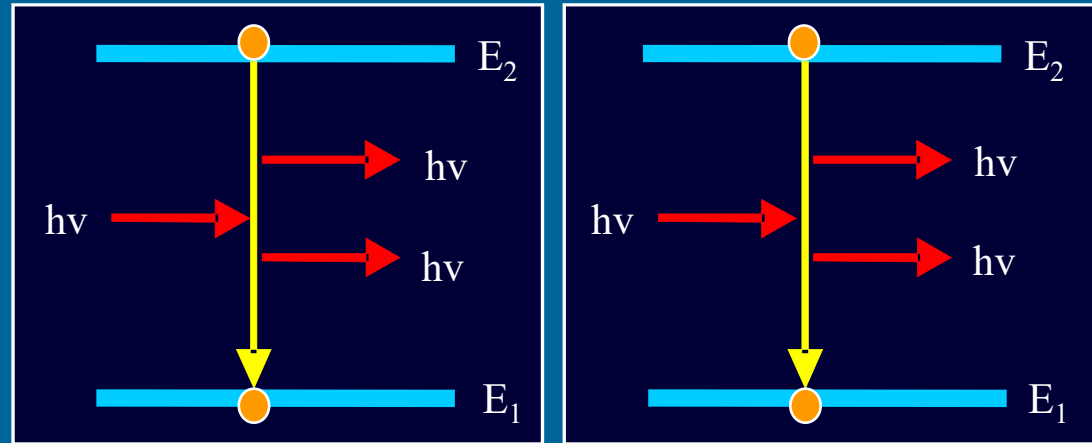
Εξαναγκασμένη αποδιέγερση



ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ LASER

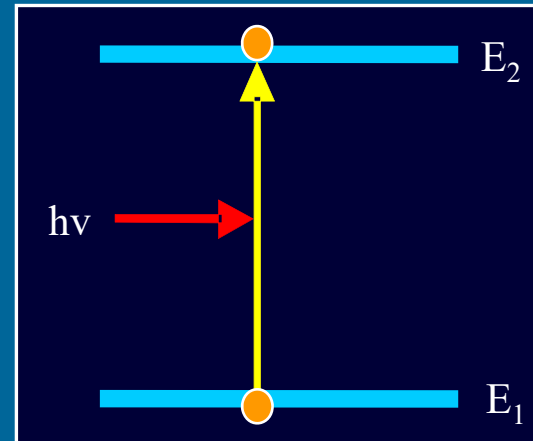
Στάδιο 3
(επιθυμητή διαδικασία):

Τα δύο φωτόνια προκαλούν την εξαναγκασμένη αποδιέγερση δύο άλλων ατόμων παράγοντας δύο νέα φωτόνια.

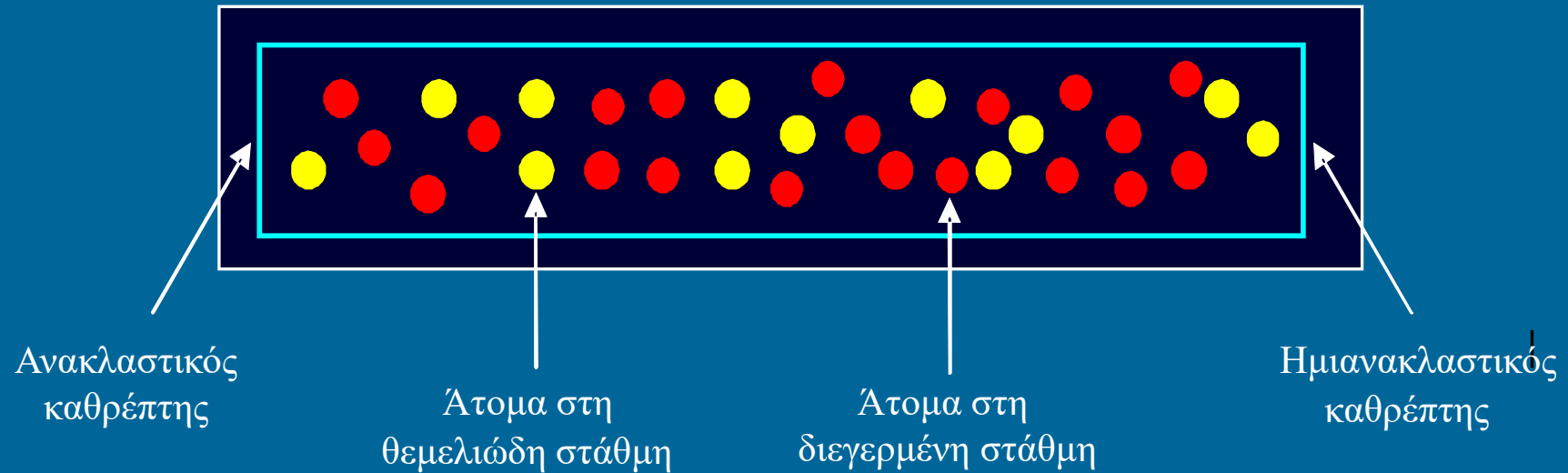


Στάδιο 3
(μη επιθυμητή διαδικασία):

Η απορρόφηση του φωτονίου με ταυτόχρονη διέγερση ενός ατόμου



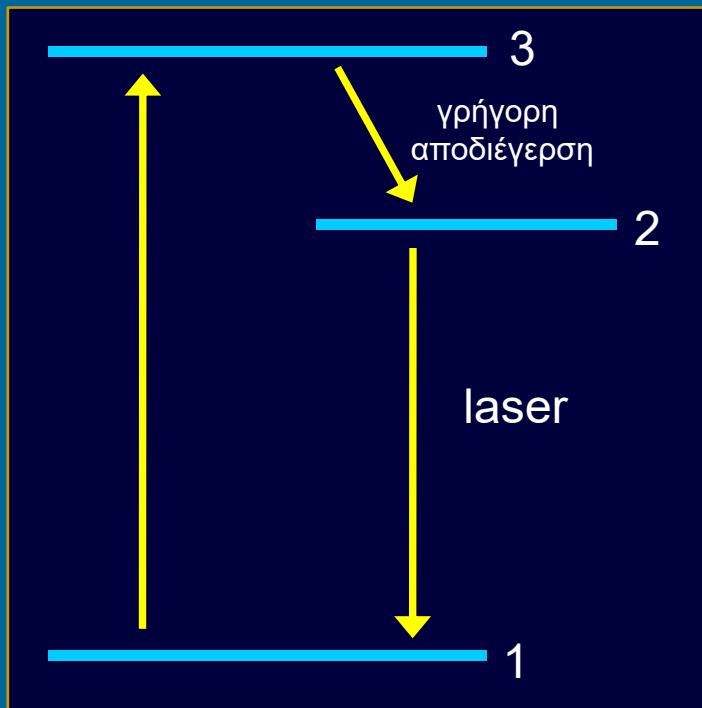
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ LASER



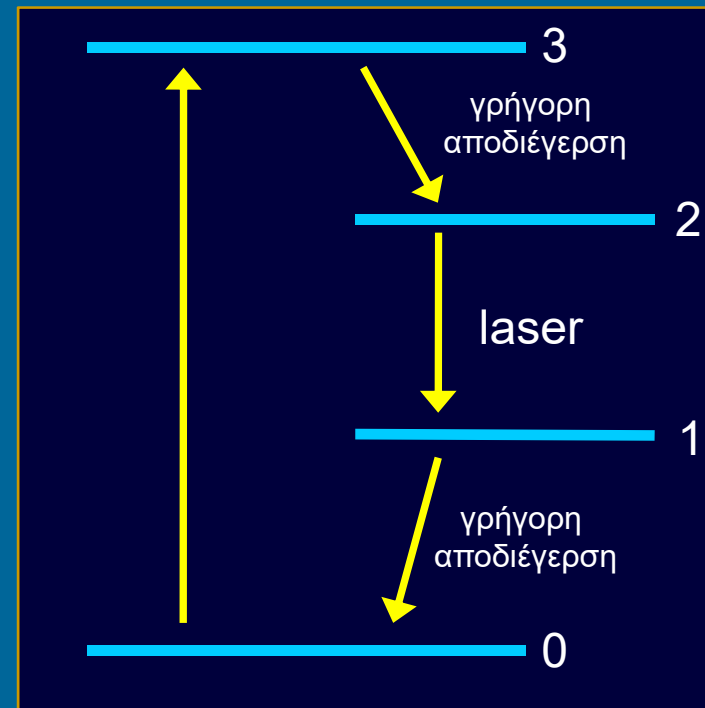
- Οι ρυθμοί απορρόφησης και εξαναγκασμένης εκπομπής είναι ακριβώς ίσοι, οπότε η διαδικασία της άντλησης μπορεί να προκαλέσει μέχρι και την εξίσωση των πληθυσμών στις δύο ενεργειακές στάθμες ($N_1 = N_2$).
- Η παραπάνω κατάσταση είναι γνωστή ως κορεσμός.
- Laser 2 επιπέδων δεν μπορεί να υπάρξει.

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ LASER

Laser 3 επιπέδων



Laser 4 επιπέδων

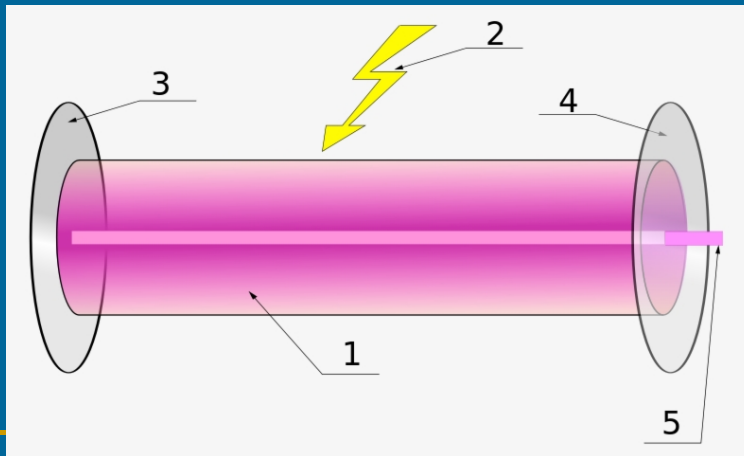


Η αντιστροφή πληθυσμών πραγματοποιείται πολύ πιο εύκολα σε ένα laser τεσσάρων επιπέδων παρά σε ένα laser τριών επιπέδων.



ΣΥΣΚΕΥΗ LASER

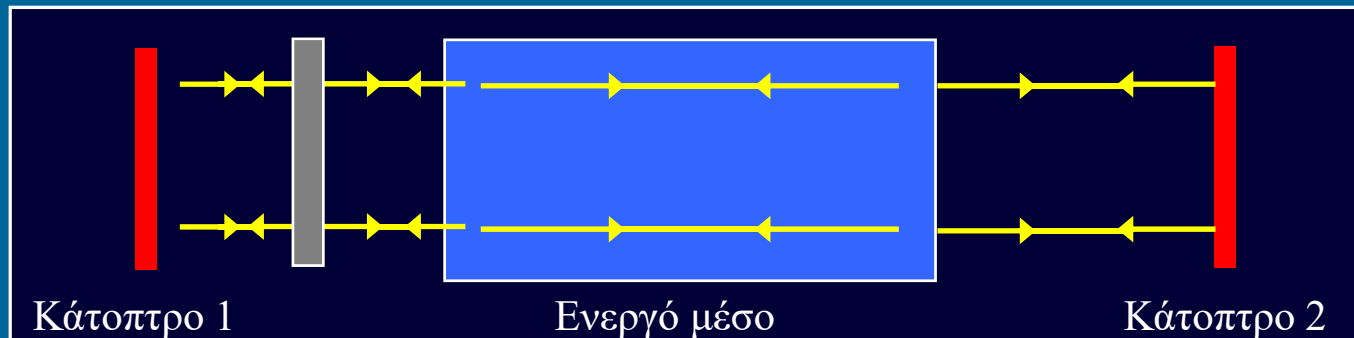
- **Ενεργό υλικό**
Συλλογή μορίων, ατόμων ή ιόντων κάποιου αερίου, υγρού ή στερεού που θα εκπέμπει ακτινοβολία laser.
- **Πηγή ενέργειας ή αντλία**
Παροχή της απαραίτητης ενέργειας στο σύστημα για τη δημιουργία κατάστασης αντιστροφής πληθυσμών
- **Οπτική κοιλότητα**
Η δέσμη κινείται εντός μίας κοιλότητας που ορίζεται από ένα κάτοπτρο υψηλής ανακλαστικότητας και από το κάτοπτρο εξόδου με ανακλαστικότητα (<100%).



1. Ενεργό μέσο
2. Πηγή ενέργειας
3. Κάτοπτρο υψηλής ανακλαστικότητας
4. Ημιανακλαστικό κάτοπτρο
5. Δέσμη laser εξόδου

ΤΡΟΠΟΙ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΣΥΣΚΕΥΗΣ LASER

- Laser συνεχούς λειτουργίας
Ενέργεια προσφέρεται συνεχώς στο ενεργό μέσο. Η δέσμη εξόδου έχει σταθερή ισχύ.
- Παλμικά laser
Ενέργεια προσφέρεται παλμικά για την εκπομπή ακτινοβολίας laser κατά παλμούς.
Η διάρκεια των παλμών φθάνει έως και μsec .
- Laser μετατροπής Q (τεχνική Q-switching)
Βασίζονται στην τοποθέτηση ειδικών διαφραγμάτων ανάμεσα στα κάτοπτρα της κοιλότητας. Παράγουν παλμούς διάρκειας nsec .

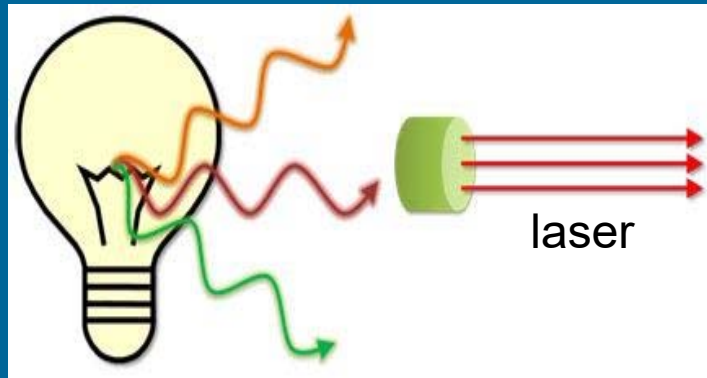


- Laser εγκλείδωσης ρυθμού (mode locked laser)
Παράγουν παλμούς μεγάλης ισχύος και πολύ μικρής διάρκειας (psec-fsec).



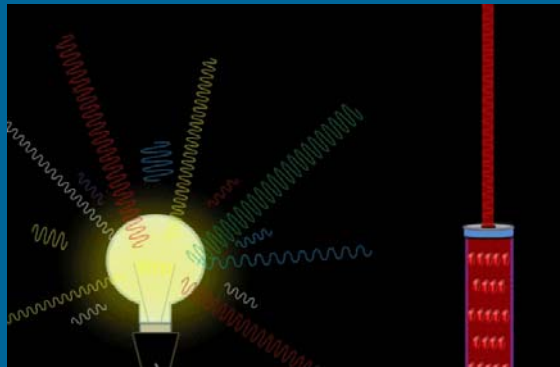
ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΔΕΣΜΗΣ LASER

- Μονοχρωματικότητα



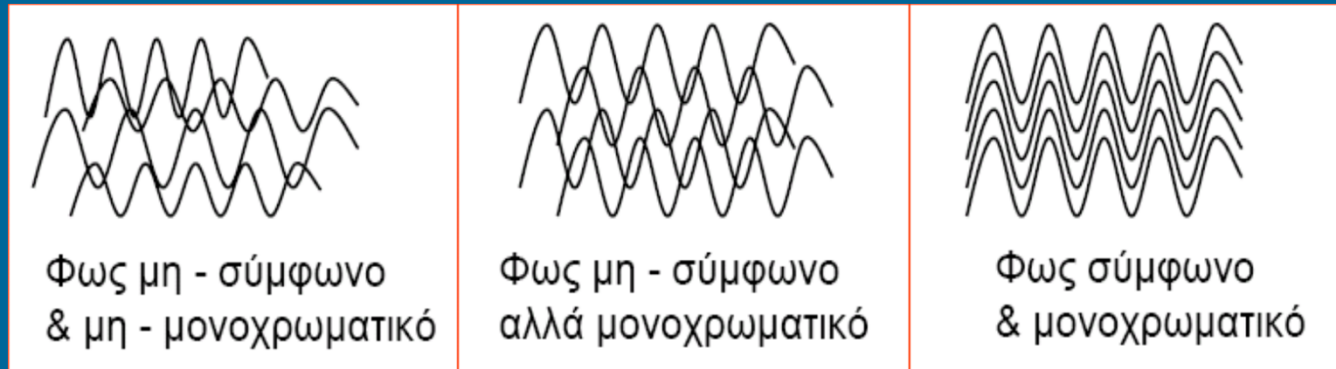
Το laser αποτελεί την καλύτερη δυνατή προσέγγιση προς το ιδανικό μονοχρωματικό φως.

- Κατευθυντικότητα



ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΔΕΣΜΗΣ LASER

- Συμφωνία



Το φως laser χαρακτηρίζεται από χωρική και χρονική συμφωνία.

- Λαμπρότητα

Λαμπρότητα πηγής = Ισχύ ανά μονάδα επιφάνειας και μονάδα στερεάς γωνίας

Τα laser, ακόμα και αυτά με μικρή ισχύ (π.χ. λίγα mW), έχουν μεγαλύτερη λαμπρότητα από εκείνη των λαμπρότερες συνήθων πηγών.



ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ LASER

Η κατηγοριοποίηση των συσκευών laser μπορεί να γίνει με βάση:

- Την κατάσταση του ενεργού υλικού
- Το μήκος κύματος της εκπεμπόμενης δέσμης laser
- Τη μέθοδο άντλησης
- Τον αριθμό των ενεργειακών επιπέδων που συνεισφέρουν στη διαδικασία
- Την ισχύ



ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ LASER

- Laser στερεάς κατάστασης
Ενεργό υλικό: μονωτικός κρύσταλλος ή γυαλί
Laser ρουμπινίου, νεοδυμίου (Nd:Yag)
- Laser αερίων
Ενεργό υλικό: αέριο ή μείγμα αερίων
Laser He-Ne, Ar⁺, CO₂, N₂
- Laser διεγερμένων διμερών
Υποκατηγορία των laser αερίων
Ενεργό υλικό: Ευγενές αέριο
Laser ArF, KrF, XeF, Ar₂, Kr₂, Xe₂
- Χημικά Laser
Ενεργό υλικό: διατομικό μόριο
Laser HF, HCl, DF
- Laser υγρών (dye laser)
Ενεργό υλικό: Διαλύματα οργανικών χρωστικών σε υγρά
- Laser ημιαγωγών
Ημιαγώγιμες διατάξεις
Laser GaAlAs

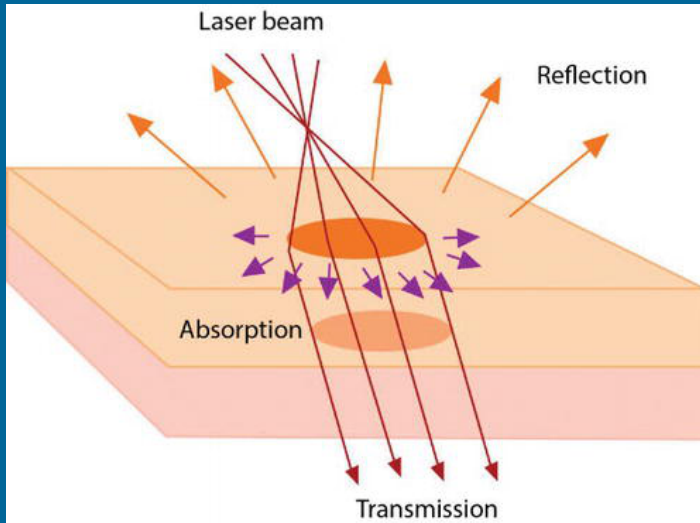


ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ LASER

Κατηγορία laser	Laser	Μήκος κύματος (nm)
Στερεών	Ruby	694.3
	Nd:Yag	1064
Αερίων	He-Ne	632.8
	Ar ⁺	514.5
	Kr ⁺	647.1
	N ₂	337.1
	CO ₂	10600
	ArF	193
Χημικών	XeF	351
	HF	2700-2900
	DF	3800
Χρωστικών	Ροδαμίνη 6G	590
Ημιαγωγών	GaAs	840



ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ LASER ΜΕ ΙΣΤΟ



- Απορρόφηση δέσμης
- Σκέδαση δέσμης
- Ανάκλαση δέσμης
- Διάδοση δέσμης

- Το ποσοστό της δέσμης laser που υφίσταται καθεμία από τις παραπάνω διαδικασίες εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά της δέσμης και τις οπτικές ιδιότητες του ιστού.
- Η ενέργεια που απορροφάται από τον ιστό ενδέχεται να προκαλέσει φωτοθερμικές, φωτοχημικές, ή φωτομηχανικές διεργασίες.



ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ LASER ΜΕ ΙΣΤΟ

Φωτοθερμική διαδικασία

T (°C)



500° C: Κάψιμο ιστού, Εξάχνωση ιστού

300-400° C: Απανθράκωση ιστού

100° C: Ατμοποίηση ιστού (εξάτμιση ενδοκυττάριου υγρού)

60-100° C: Φωτοπηξία (μετουσίωση πρωτεϊνών -κολλαγόνου)

37-60° C: Υπερθερμία

37° C: Φυσιολογική θερμοκρασία ιστού



ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ LASER ΜΕ ΙΣΤΟ

Μη θερμικές διαδικασίες

- Φωτομηχανική δράση
 - Παρατηρείται στις δέσμες laser μεγάλης ισχύος που εκπέμουν μικρής διάρκειας παλμούς .
 - Η ενέργεια, που εναποτίθεται στον ιστό, μετατρέπεται σε μηχανική ενέργεια με τη μορφή κρουστικού κύματος.
- Φωτοχημική δράση
 - Η ακτινοβολία από ορισμένες συσκευές laser μπορεί να προκαλέσει προκαλεί χημικές μεταβολές στους ιστούς ακόμα και τη διάσπαση των χημικών δεσμών.
 - Η φωτοδυναμική θεραπεία βασίζεται στη φωτοχημική δράση.



ΚΙΝΔΥΝΟΙ ΑΠΟ LASER

Κίνδυνοι σχετιζόμενοι με την
ακτινοβολία

- Βλάβες στα μάτια
- Βλάβες στο δέρμα

Κίνδυνοι μη σχετιζόμενοι με την
ακτινοβολία

- Χημικοί κίνδυνοι
- Ηλεκτρικοί κίνδυνοι
- Κίνδυνος πυρκαγιάς

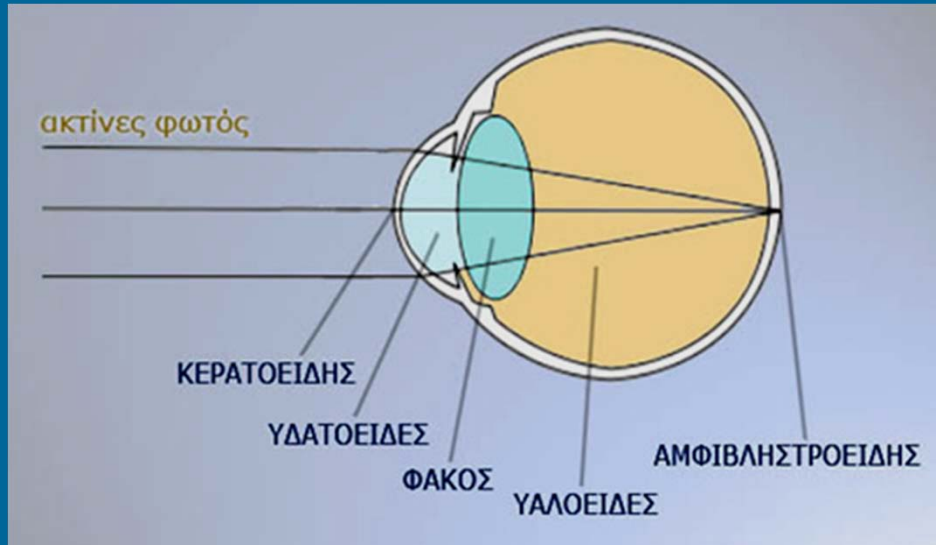


ΚΙΝΔΥΝΟΙ ΣΤΟΝ ΟΦΘΑΛΜΟ

Φασματική περιοχή	Οφθαλμός
Ultraviolet C (100 nm - 280 nm)	Φωτο-κερατίτιδα
Ultraviolet B (280 nm - 315 nm)	Φωτο-κερατίτιδα
Ultraviolet A (315 nm - 400 nm)	Καταρράκτης
Visible (400 nm – 780 nm)	Βλάβη αμφιβληστροειδούς
Infrared A (780 nm – 1400 nm)	Καταρράκτης, Έγκαυμα αμφιβληστροειδούς
Infrared B (1.4 μm – 3.0 μm)	Έγκαυμα κερατοειδούς, Καταρράκτης
Infrared C (3.0 μm – 1000 μm)	Έγκαυμα κερατοειδούς



ΕΚΘΕΣΗ ΟΦΘΑΛΜΟΥ ΜΕ LASER

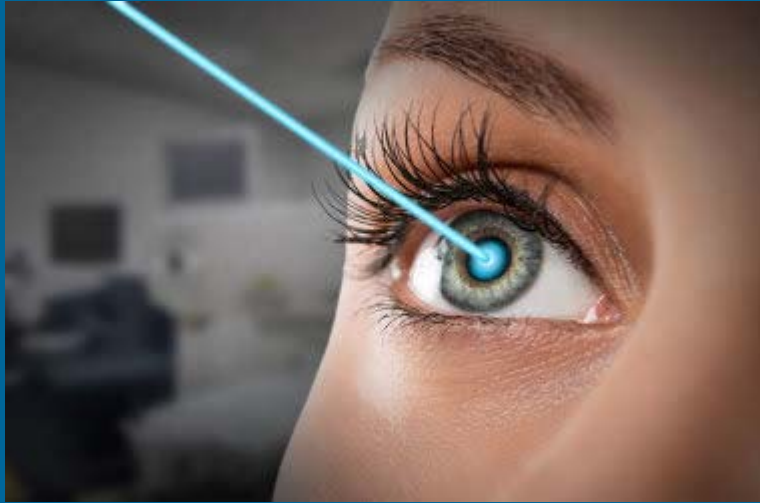


Η ακτινοβολία laser στην περιοχή του ορατού καθώς και στο IRA με μήκη κύματος από 400 nm έως και 1400 nm μπορεί να διεισδύσει μέχρι και τον αμφιβληστροειδή χιτώνα.

- Η πυκνότητα ισχύος (ισχύς/μονάδα επιφάνειας) της δέσμης αυξάνει καθώς το φως εστιάζεται στον αμφιβληστροειδή σε μία κηλίδα με διάμετρο 10-20 μm .
- Έγκαυμα από δέσμη laser στο κεντρικό βοθρίο της ωχράς κηλίδας προκαλεί απώλεια της όρασης.
- Εγκαύματα στην περιφερική περιοχή του αμφιβληστροειδή έχουν συνήθως μικρές ή και μηδενικές επιπτώσεις στην όραση.



ΕΚΘΕΣΗ ΟΦΘΑΛΜΟΥ ΜΕ LASER



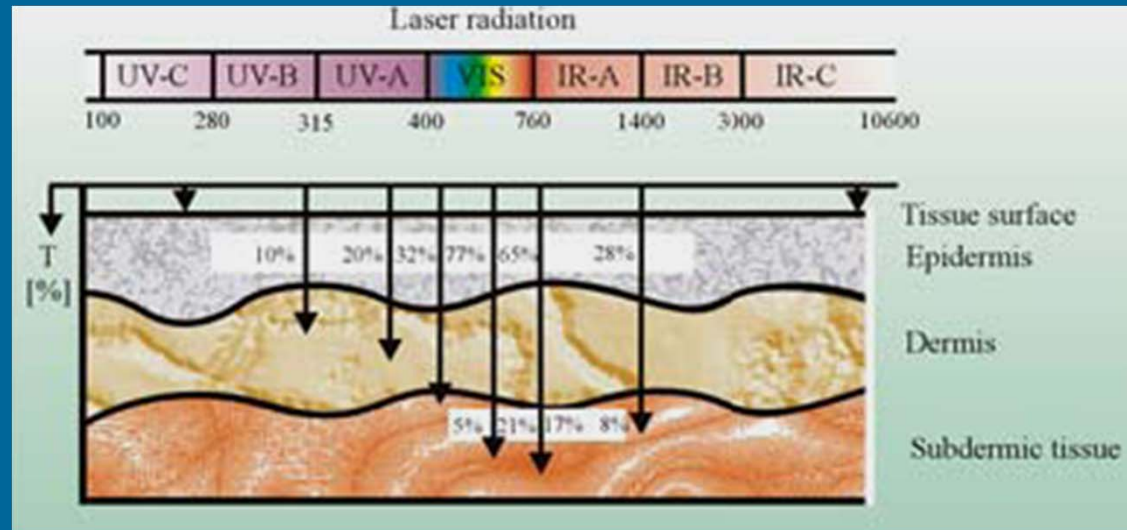
Μηχανισμοί αυτοάμυνας (0.25 s)

- Ανοιγοκλείσιμο βλεφάρων
- Στροφή οφθαλμών ή κεφαλής προς άλλη κατεύθυνση

Οι μηχανισμοί αυτοάμυνας δεν προσφέρουν προστασία για έκθεση με δέσμες laser μεγάλης ισχύος.



ΕΚΘΕΣΗ ΔΕΡΜΑΤΟΣ ΜΕ LASER

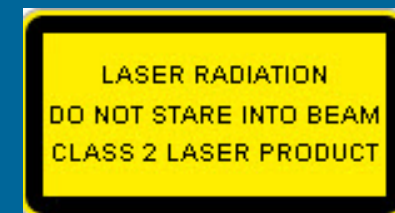
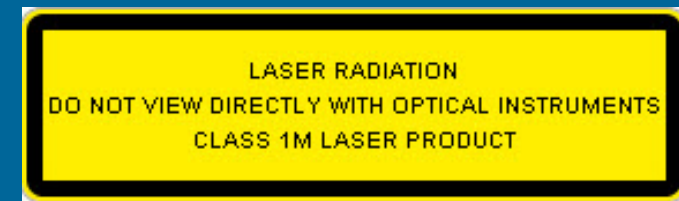


- Το βάθος διείσδυσης μεταβάλλεται με το μήκος κύματος της δέσμης laser.
- Δέσμη laser με μήκος κύματος στο υπεριώδες μπορεί να προκαλέσει ερύθημα και να αυξήσει την πιθανότητα για εμφάνιση καρκίνου του δέρματος.
- Δέσμη laser στο ορατό και υπέρυθρο συνδέονται με την εμφάνιση θερμικών εγκαυμάτων.



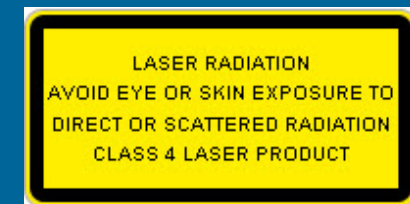
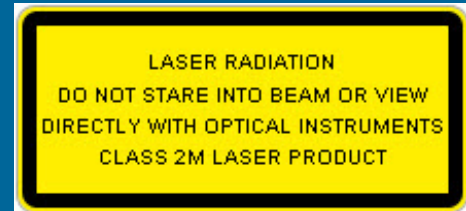
ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΣΥΣΚΕΥΩΝ LASER

- Τάξη 1
Ασφαλείς συσκευές λόγω του μηχανισμού αυτοπροστασίας
Δε χρειάζονται μέτρα προστασίας.
- Τάξη 1M
Ασφαλείς συσκευές laser για τον οφθαλμό εκτός αν η δέσμη παρατηρηθεί μέσω μεγενθυτικών οπτικών διατάξεων.
- Τάξη 2
Συσκευές που εκπέμπουν στο ορατό
Ασφαλείς συσκευές laser για έκθεση του οφθαλμού με διάρκεια $< 0.25s$



ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΣΥΣΚΕΥΩΝ LASER

- Τάξη 2M
Ασφαλή λόγω του μηχανισμού αυτοπροστασίας του οφθαλμού.
Πρόκληση βλαβών αν παρατηρηθούν με οπτικές διατάξεις.
- Τάξη 3R
Η έκθεση είναι δυνητικά επικίνδυνη για τον οφθαλμό αλλά το ρίσκο είναι χαμηλό.
- Τάξη 3B
Κίνδυνοι για τον οφθαλμό μετά από απευθείας έκθεση
Ασφαλής έκθεση μέσω διάχυτης ανάκλασης
- Τάξη 4
Βλάβες στους οφθαλμούς μετά από απευθείας παρατήρηση ή διάχυτη ανάκλαση
Βλάβες στο δέρμα
Κίνδυνος πυρκαγιάς



ΜΕΓΙΣΤΗ ΕΠΙΤΡΕΠΤΗ ΕΚΘΕΣΗ

- Η μέγιστη επιτρεπτή έκθεση (MPE- maximum permissible exposure) αναφέρεται στο όριο της ακτινοβολίας laser με το οποίο μπορεί να εκτεθεί ένα άτομο δίχως να υποστεί βιολογική βλάβη στον οφθαλμό ή στο δέρμα.
- Η τιμή της MPE επηρεάζεται από τη διάρκεια της έκθεσης, το μήκος κύματος της ακτινοβολίας laser, την ακτινοβολούμενη ενέργεια και τον τύπο του εκτιθέμενου ιστού.

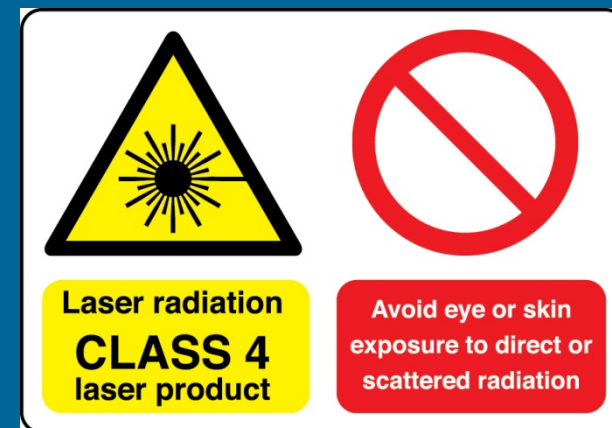
Χρόνος (s)	MPE (Watt/m ²) για Nd:Yag laser	
	Οφθαλμός	Δέρμα
0.25	127	31000
1.0	90	11000
10.0	50	2000



ΑΣΦΑΛΕΙΑ ΚΑΤΑ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ LASER

Οργανωτικά μέτρα

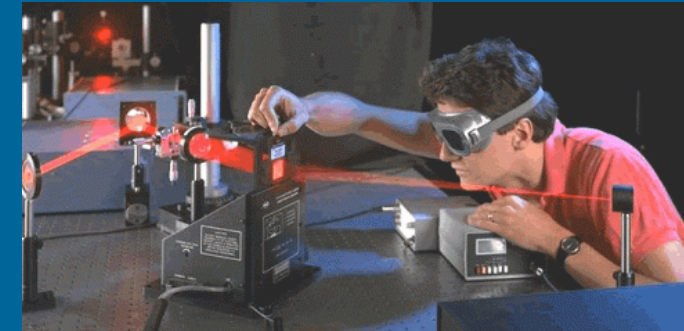
- Ορισμός υπεύθυνου ασφαλείας
- Περιορισμένη πρόσβαση στην περιοχή χρήσης της ακτινοβολίας laser
- Σήμανση για το είδος του εξοπλισμού
- Προσωπικό κατάλληλα εκπαιδευμένο στη χρήση των laser
- Προσωπικό ενήμερο για την τάξη της συσκευής laser και τους σχετικούς κινδύνους
- Ύπαρξη και παροχή γραπτών οδηγιών ορθής χρήσης της δέσμης laser σε όσους εμπλέκονται σε εργασίες με αυτή την ακτινοβολία



ΑΣΦΑΛΕΙΑ ΚΑΤΑ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ LASER

Τεχνικά – μηχανικά μέτρα

- Διακόπτης έκτακτης ανάγκης
- Συστήματα interlocks για διακοπή λειτουργίας
- Απομάκρυνση εύφλεκτων ή ανακλαστικών αντικειμένων από την πορεία της δέσμης
- Καλύμματα παραθύρων για μη μετάδοση της δέσμης
- Ευθυγράμμιση της δέσμης laser
- Η δέσμη δεν πρέπει να είναι στο επίπεδο των οφθαλμών



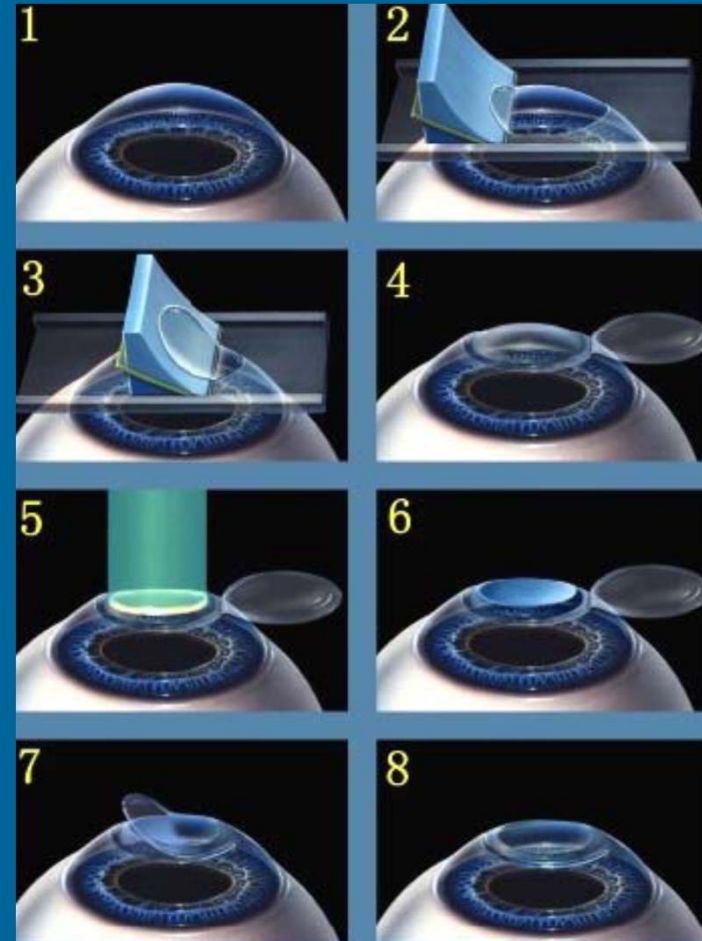
Ατομικά μέτρα

- Ύπαρξη όλων των απαραίτητων προστατευτικών μέσων στο χώρο χρήσης της ακτινοβολίας laser
- Τα γυαλιά πρέπει να αναφέρουν την περιοχή του μήκους κύματος και το επίπεδο της παρεχόμενης προστασίας.

ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ LASER

Οφθαλμολογία

- Παθήσεις αμφιβληστροειδούς (αποκόλληση, διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια, κ.α.)
- Διαθλαστική χειρουργική (μυωπία, αστιγματισμό, υπερμετροπία)
- Χειρουργική καταρράκτη
- Γλαύκωμα

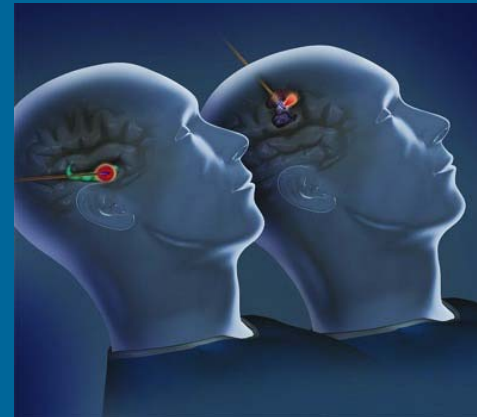
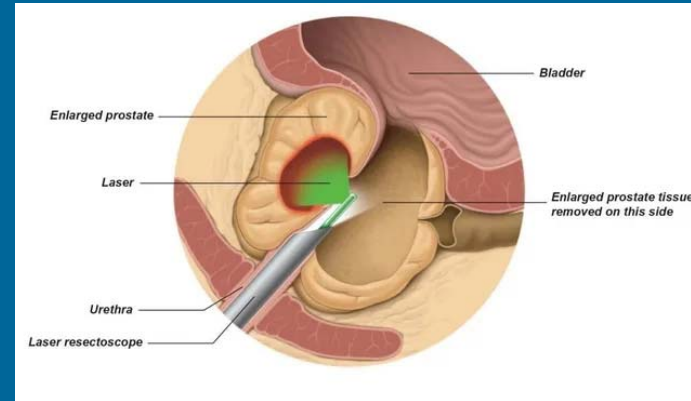


LASIK

ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ LASER

Χειρουργική

- Γενική χειρουργική
- ΩΡΛ
- Αγγειοχειρουργική
- Νευροχειρουργική
- Ορθοπαιδική
- Ουρολογία



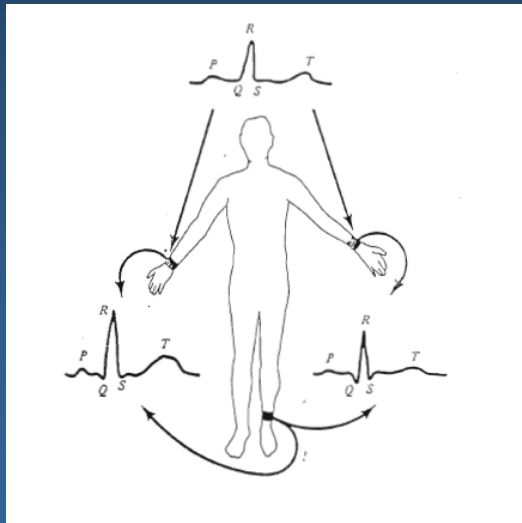
ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ LASER

Λοιπές εφαρμογές

- Δερματολογία (αφαίρεση σπύλων, τατουάζ και δερματικών ατελειών)
- Φωτοδυναμική θεραπεία
- Διάγνωση (ταχυμετρία Doppler, οπτική τομογραφία)
- Τοποθέτηση-ευθυγράμμιση ασθενών σε απεικονιστικά και ακτινοθεραπευτικά μηχανήματα



16. ΒΙΟΗΛΕΚΤΡΙΣΜΟΣ – ΜΕΤΡΗΣΗ ΒΙΟΔΥΝΑΜΙΚΩΝ

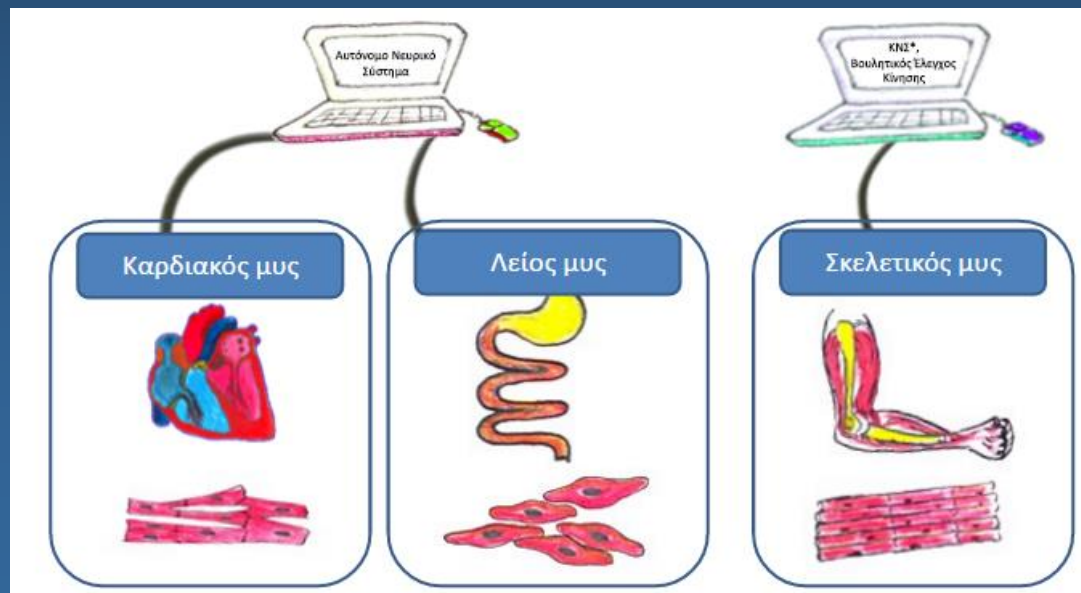


1.1 Βιοηλεκτρισμός

- Η ύπαρξη ηλεκτρικής δραστηριότητας στον ανθρώπινο ιστό είναι συνυφασμένη με την έννοια της ‘ζωής’ ενώ η έλλειψή της με τον ‘θάνατο’
- Η απουσία ηλεκτρικής δραστηριότητας στον εγκέφαλο θεωρείται ικανοποιητική απόδειξη του θανάτου ενός ανθρώπου (‘brain death’), προκειμένου να αφαιρεθούν όργανα προς μεταμόσχευση
- Στο ανθρώπινο σώμα η διακίνηση πληροφορίας πραγματοποιείται μέσω ηλεκτρικών σημάτων. Υπεύθυνο για τη δημιουργία, μεταφορά και αποκωδικοποίηση αυτών των ηλεκτρικών σημάτων είναι το **νευρικό σύστημα**
- Η πλήρης κατανόηση της λειτουργίας του νευρικού συστήματος δεν έχει επιτευχθεί ακόμα, αν και τα τελευταία χρόνια υπήρξε σημαντική πρόοδος

1.2 Το νευρικό σύστημα

- Το νευρικό σύστημα διαιρείται σε:
 - **Κεντρικό νευρικό σύστημα** που περιλαμβάνει τον εγκέφαλο, το νωτιαίο μυελό και τα περιφερικά νεύρα. Κάποια από τα περιφερικά νεύρα μεταφέρουν αισθητικές πληροφορίες (ζέστη, ψύχος, αφή, πόνο κτλ) προς τον εγκέφαλο ή το νωτιαίο μυελό και κάποια άλλα πληροφορίες-εντολές από τον εγκέφαλο ή το νωτιαίο μυελό προς τους γραμμωτούς μύες.
 - **Αυτόνομο νευρικό σύστημα** που ελέγχει τους λείους μύες και τους αδένες και η λειτουργία του είναι ακούσια

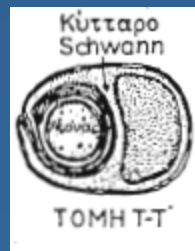
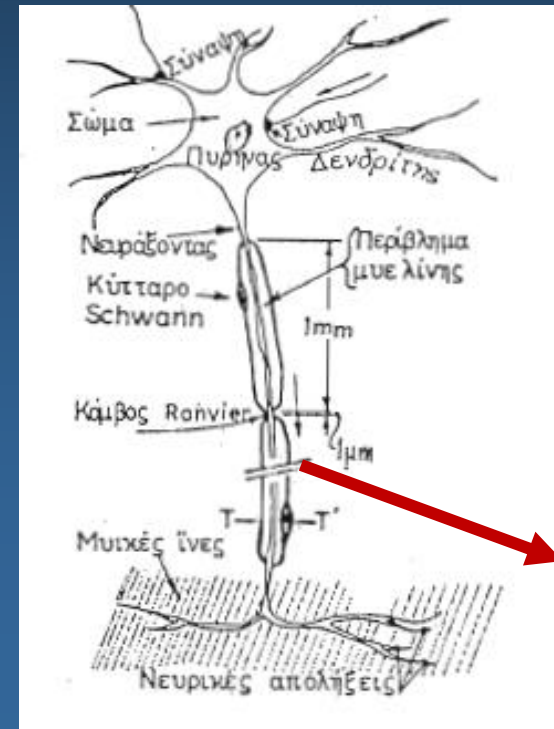
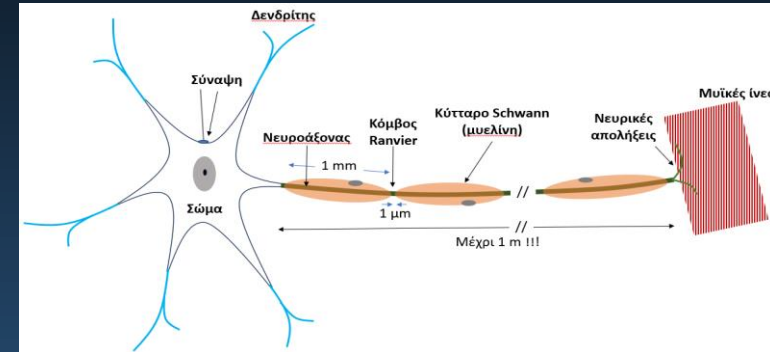


1.3 Δομή του νευρικού κυττάρου

- Η βασική μονάδα του νευρικού συστήματος είναι το νευρικό κύτταρο ή νευρώνας.

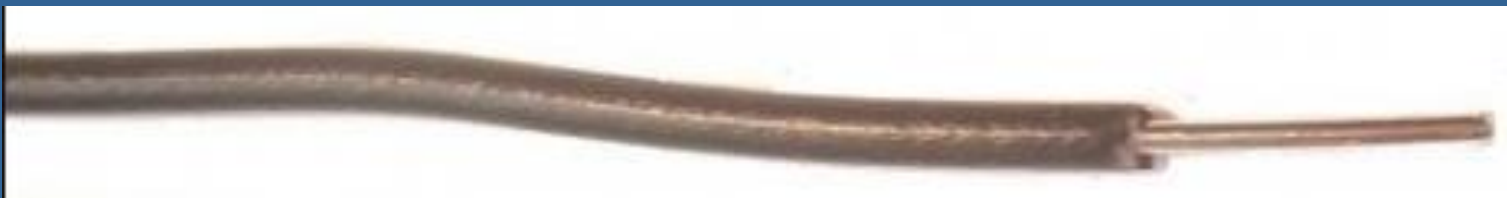
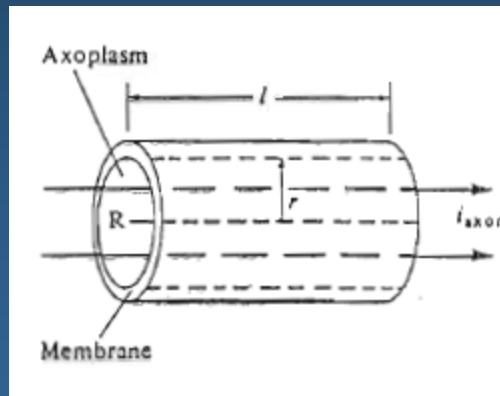
Ο νευρώνας είναι ιδιόμορφο κύτταρο που αποτελείται από:

- Το **σώμα** που περιέχει τον πυρήνα του κυττάρου
- Το **νευροάξονα** ή απλά **άξονα** που ξεκινά από το σώμα, έχει διάμετρο 1-20 μm , μήκος μέχρι 1 m και μπορεί να διακλαδίζεται. Ο άξονας είναι υπεύθυνος για τη διάδοση/μεταφορά ηλεκτρικών σημάτων και αποτελείται από το **αξονόπλασμα** που περιβάλλεται από την κυτταρική μεμβράνη
- Τους **δενδρίτες** που ξεκινούν από το σώμα και είναι πιο κοντοί και πιο λεπτοί από τον άξονα
- Τις **συνάψεις** που είναι συνδέσεις μεταξύ δενδριτών διαφορετικών νευρώνων. Στις συνάψεις οφείλεται η επικοινωνία (αλληλεπίδραση) μεταξύ των νευρώνων
- Τα **κύτταρα Schwann** που περιβάλλουν το νευροάξονα σχηματίζοντας πολλαπλό στρώμα μυελίνης
- Τους **κόμβους Ranvier** που είναι διάκενα μήκους 1 μm στο στρώμα μυελίνης που περιβάλλει τον άξονα (ένα κάθε 1 mm του άξονα)



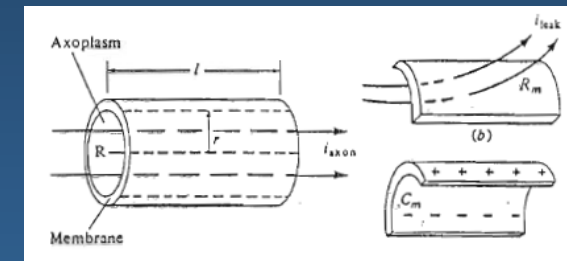
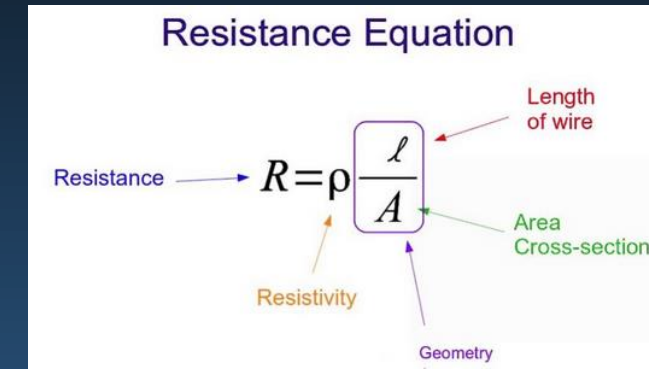
1.4 Χαρακτηριστικά του νευροάξονα

- Ο νευροάξονας μπορεί να παρομοιασθεί με καλώδιο που αποτελείται από μια κυλινδρική μονωτική μεμβράνη μικρού πάχους (κυτταρική μεμβράνη) που περιέχει το αγώγιμο υλικό (αξονόπλασμα) διαχωρίζοντάς το από το αγώγιμο υλικό του εξωκυττάριου χώρου.



1.4 Χαρακτηριστικά νευροάξονα

	Μυελωμένος νευροάξονας	Αμύελος νευροάξονας
ακτίνα r	5 μm	5 μm
ειδική αντίσταση αξονοπλάσματος ρ_a	2 $\Omega \text{ m}$	2 $\Omega \text{ m}$
αντίσταση 1cm αξονοπλάσματος	2.5 $10^8 \Omega$	2.5 $10^8 \Omega$
αντίσταση μεμβράνης χ επιφάνεια μεμβράνης R_m	40 $\Omega \text{ m}^2$	0.2 $\Omega \text{ m}^2$
αντίσταση μεμβράνης για 1cm νευροάξονα	1.3 $10^8 \Omega$	6.4 $10^5 \Omega$
χωρητικότητα μεμβράνης ανά μονάδα επιφάνειας C_m	5 10^{-5} F m^{-2}	10 ⁻² F m^{-2}
χωρητικότητα μεμβράνης για 1cm νευροάξονα	1.6 10^{-11} F	3 10^{-9} F



- Η αντίσταση 1 cm αξονοπλάσματος ισούται με την αντίσταση του λεπτότερου σύρματος χαλκού (διάμετρος: 8 μm) μήκους 70 km !!!
- Είναι λοιπόν απορίας άξιο πως η φύση κατασκεύασε ένα τέλειο σύστημα επικοινωνιών χρησιμοποιώντας υλικό που ένας ηλεκτρονικός θα θεωρούσε εξαιρετικό μονωτή.

1.5 Δυναμικό ηρεμίας

- Κάθε νευρικό κύτταρο σε κατάσταση ηρεμίας παρουσιάζει μια διαφορά δυναμικού $V_{in} - V_{out}$ ανάμεσα στην εσωτερική και εξωτερική επιφάνεια της κυτταρικής μεμβράνης που λέγεται δυναμικό ηρεμίας (resting potential)
- Το δυναμικό ηρεμίας V_{rest} των νευρώνων είναι -90 mV (το εσωτερικό του κυττάρου έχει χαμηλότερο δυναμικό) και οφείλεται στις διαφορετικές συγκεντρώσεις των ιόντων Na^+ , K^+ και Cl^- του αξονόπλάσματος και του εξωκυττάριου χώρου.
- Σύμβαση: το δυναμικό του εξωκυττάριου χώρου λαμβάνεται $V_{out} = 0$.
- Το δυναμικό ηρεμίας $V_{in} - V_{out}$ δεν οφείλεται στη διαφορά αρνητικών-θετικών φορτίων αφού τόσο το αξονόπλασμα όσο και ο εξωκυττάριος χώρος παρουσιάζονται ουδέτερα



	Συγκέντρωση (mole/m^3)	
	ΕΞΩ ($V_{out} = 0$)	ΕΣΩ ($V_{in} = -90 \text{ mV}$)
Na^+	145	12
K^+	4	155
$C_{tot}(+)$	149	167
Cl^-	120	5
(λοιπά) $^-$	29	163
$C_{tot}(-)$	149	167

Κυτταρική μεμβράνη

1.6 Η εξίσωση Nernst

- Το δυναμικό ηρεμίας $V_{in}-V_{out}$ οφείλεται στη διαφορά των συγκεντρώσεων ($C_{in}-C_{out}$) των ιόντων Na^+ , K^+ και Cl^- μεταξύ του αξονοπλάσματος και του εξωκυττάριου χώρου
- Η διαφορά δυναμικού $V_{in}-V_{out}$ που προκαλείται από τη διαφορά στη συγκέντρωση ενός συγκεκριμένου ιόντος δίνεται από την εξίσωση του Nernst:

$$q \cdot (V_{in} - V_{out}) = k_B \cdot T \cdot \ln \frac{C_{in}}{C_{out}}$$

q το φορτίο του ιόντος

k_B η σταθερά Boltzman

T η θερμοκρασία

- Η διαφορά δυναμικού $V_{in}-V_{out}$ που λαμβάνεται από την εξίσωση Nernst είναι αυτή για την οποία το ιόν θα ήταν σε ισορροπία

1.6.1 Δυναμικά ισορροπίας Na^+ , K^+ και Cl^-

- Για νευροάξονα μπορούμε να υπολογίσουμε τα δυναμικά ισορροπίας των ιόντων Na^+ , K^+ και Cl^-

$$k_B = 1.38 \cdot 10^{-23} \text{ J K}^{-1}, q_e = 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ Cb},$$

$$C_{in\text{Na}^+} = 12 \text{ mole m}^{-3} \quad C_{out\text{Na}^+} = 145 \text{ mole m}^{-3}$$

$$C_{in\text{K}^+} = 155 \text{ mole m}^{-3} \quad C_{out\text{K}^+} = 4 \text{ mole m}^{-3}$$

$$C_{in\text{Cl}^-} = 4 \text{ mole m}^{-3} \quad C_{out\text{Cl}^-} = 120 \text{ mole m}^{-3}$$

Χρησιμοποιώντας την εξίσωση Nernst και θεωρώντας τη θερμοκρασία $T=37^\circ\text{C}=310^\circ\text{K}$

$$\begin{aligned} V_{eq\text{Na}^+} &= (V_{in} - V_{out})_{\text{Na}} = \frac{k_B \cdot T}{q} \cdot \ln \left(\frac{C_{in\text{Na}^+}}{C_{out\text{Na}^+}} \right) = \\ &= \frac{(1,38 \cdot 10^{-23} \text{ JK}^{-1}) \cdot (310\text{K})}{(1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Cb})} \cdot \ln \frac{145}{12} = +66 \text{ mV} \end{aligned}$$

Ομοίως υπολογίζουμε : $V_{eq\text{K}^+} = -98 \text{ mV}$

$$V_{eq\text{Cl}^-} = -90 \text{ mV}$$

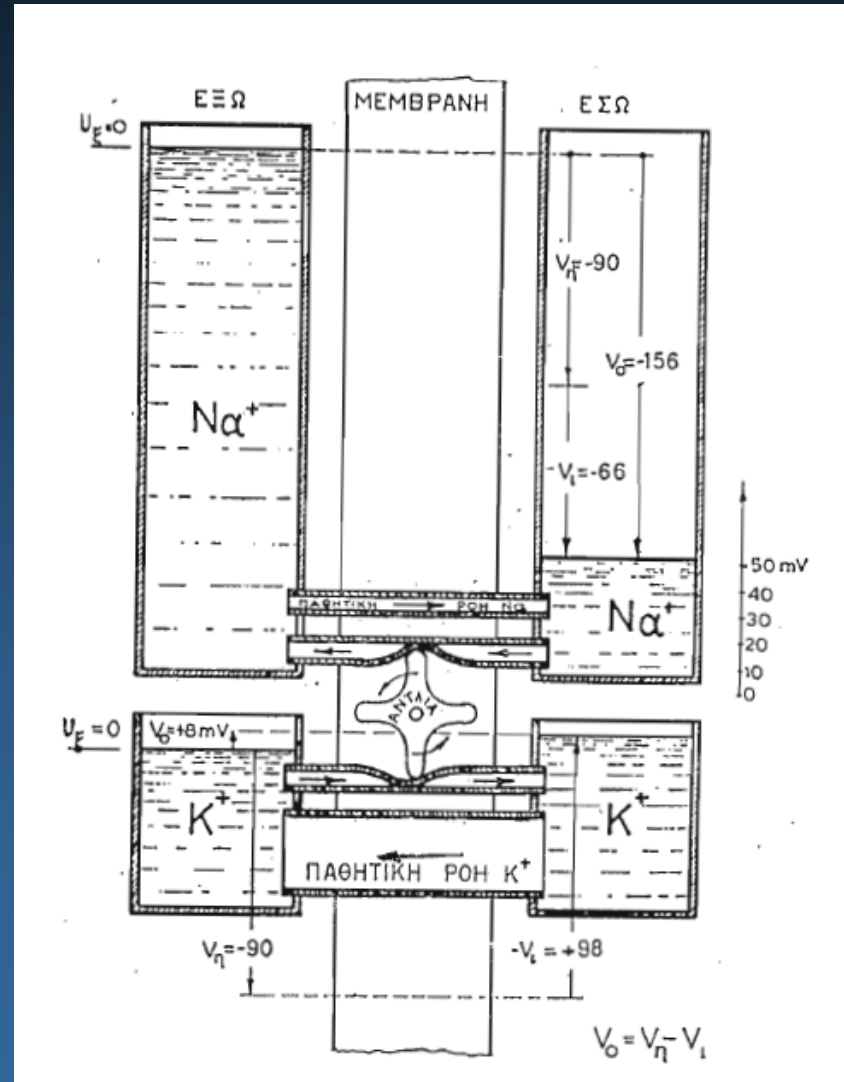
1.7 Υπάρχει ισορροπία;

- Το δυναμικό ισορροπίας για τα ιόντα Cl^- ($V_{\text{eq Cl}^-} = -90\text{mV}$) είναι ίσο με το δυναμικό ηρεμίας της μεμβράνης ($V_{\text{rest}} = -90\text{mV}$) άρα για το Cl^- έχουμε ισορροπία
- Για το Na^+ ($V_{\text{eq Na}^+} = +66\text{mV}$) και για το K^+ ($V_{\text{eq K}^+} = -98\text{mV}$) δεν έχουμε ισορροπία. Άρα ιόντα Na^+ εισρέουν μέσα στο αξονόπλασμα και ιόντα K^+ έξω από αυτό (παθητική ροή).
- Αλλαγή όμως των συγκεντρώσεων των ιόντων (άρα και του δυναμικού ηρεμίας) δε συμβαίνει. Αυτό οφείλεται σε ένα μηχανισμό μεταφοράς Na^+ και K^+ αντίθετα με το πεδίο (ενεργητική ροή). Αυτός ο μηχανισμός ονομάζεται **αντλία Na-K** και συνεπάγεται δαπάνη ενέργειας.
- Η αντλία Na-K διατηρεί τις συγκεντρώσεις των ιόντων σταθερές άρα και το δυναμικό ηρεμίας αμετάβλητο **εκτός** και αν υπάρχει εξωτερικό αίτιο που προκαλεί μεταβολή των συγκεντρώσεων των ιόντων.

1.8 Αντλία Νατρίου-Καλίου (Sodium-Potassium pump)

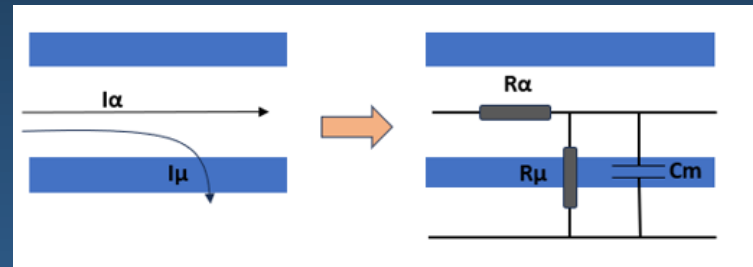
Παθητική και ενεργητική ροή ιόντων Na^+ , K^+ διαμέσου της μεμβράνης νευροάξονα

(Η παθητική ροή είναι προς χαμηλότερη στάθμη και η ενεργητική προς υψηλότερη. Το πάχος του καναλιού για την παθητική ροή είναι ενδεικτικό της διαπερατότητας της μεμβράνης για το συγκεκριμένο ιόν)

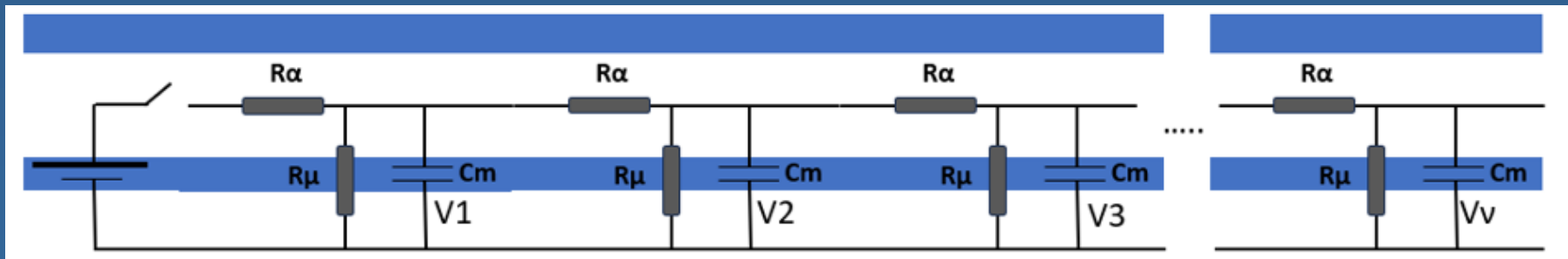


1.9 Απόκριση σε ασθενή σήματα

- Εάν ασθενές ηλεκτρικό σήμα (κάτω από ένα κρίσιμο όριο-κατώφλι) εφαρμοσθεί σε ένα σημείο του νευροάξονα το δυναμικό της μεμβράνης μεταβάλλεται τοπικά, χωρίς όμως να μεταβάλλονται οι ηλεκτρικές ιδιότητες της μεμβράνης.
- Στην περίπτωση αυτή
 - κάθε κομμάτι του νευροάξονα μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από
 - Μία κατά μήκος αντίσταση R_α ,
 - Μία εγκάρσια αντίσταση R_μ
 - Μία εγκάρσια χωρητικότητα C

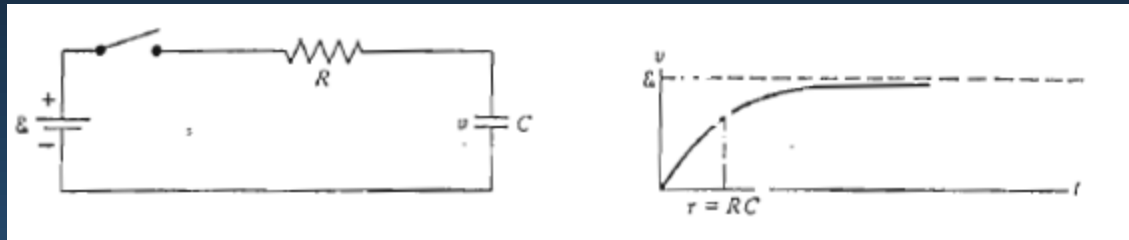


- Ο νευροάξονας αντιστοιχεί σε πολλές τέτοιες διατάξεις σε συστοιχία
- Η πηγή παίζει το ρόλο του ερεθίσματος.

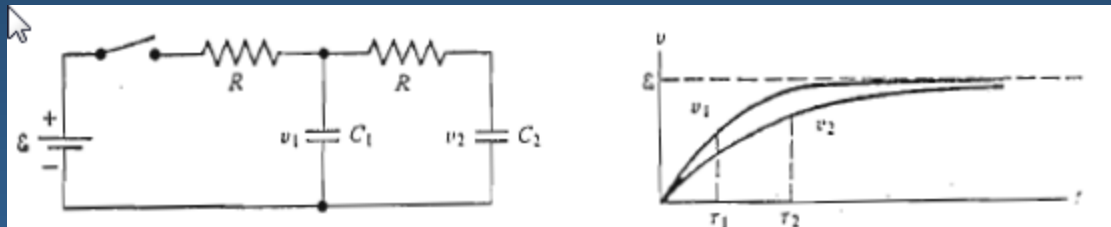


1.9.1 Απόσβεση ασθενούς σήματος

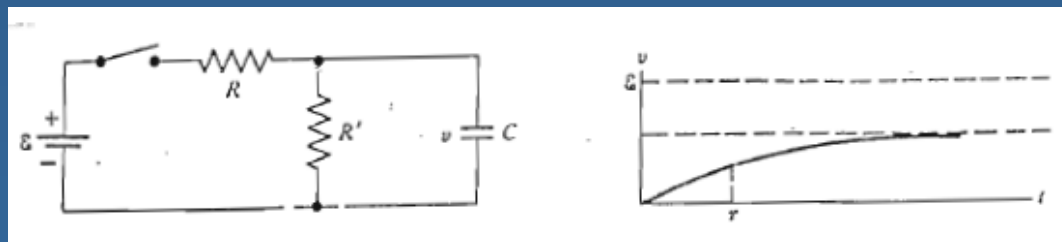
- Στα παρακάτω κυκλώματα οι πυκνωτές είναι αρχικά αφόρτιστοι και ο διακόπτης κλείνει όταν $t=0$
 - a) στο απλό κύκλωμα R-C η τάση στον πυκνωτή C ανεβαίνει με σταθερά χρόνου RC



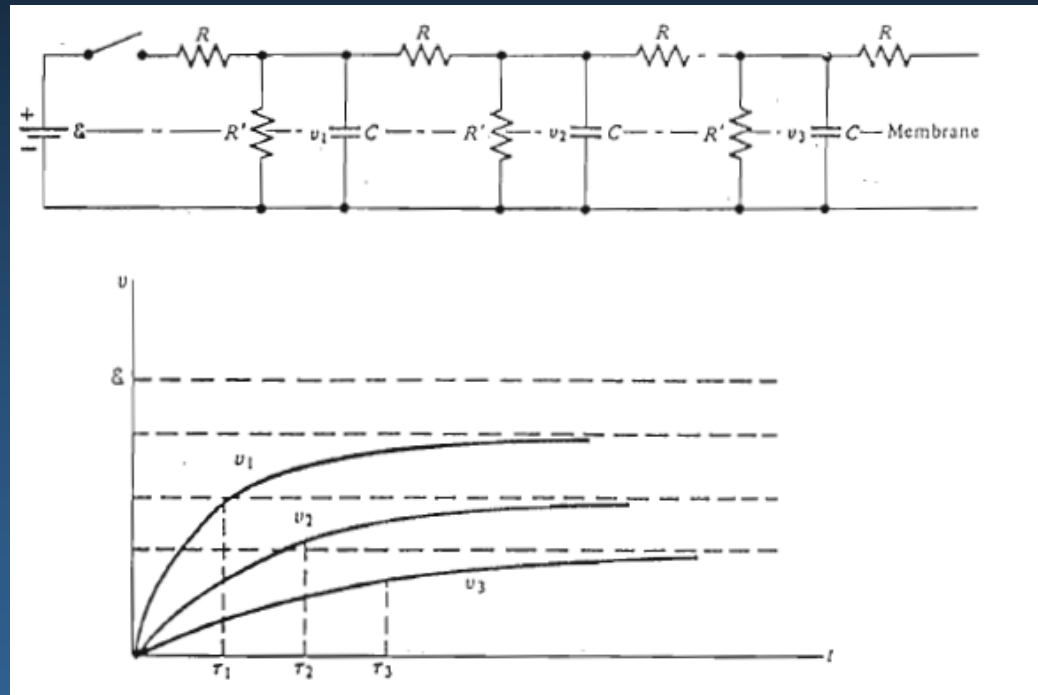
- b) Η τάση στον C_1 ανεβαίνει πιο γρήγορα από την τάση στον C_2 αλλά τελικά και οι δύο φορτίζονται στην ίδια τάση $V_{\text{fin}} = \mathcal{E}$.



- c) Αν υπάρχει αντίσταση διαρροής R' η τάση στον C ανεβαίνει πιο αργά και η τελική τάση είναι πιο μικρή $V_{\text{fin}} < \mathcal{E}$



d) Για μια συστοιχία η τάση σε κάθε πυκνωτή ανεβαίνει όλο και πιο αργά και η μέγιστη τάση γίνεται όλο και μικρότερη όσο απομακρυνόμαστε από το σημείο του ερεθίσματος

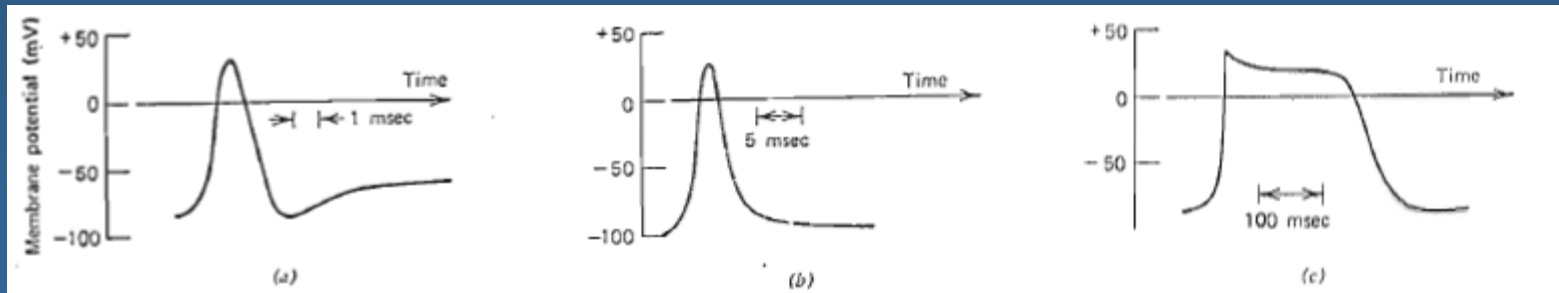
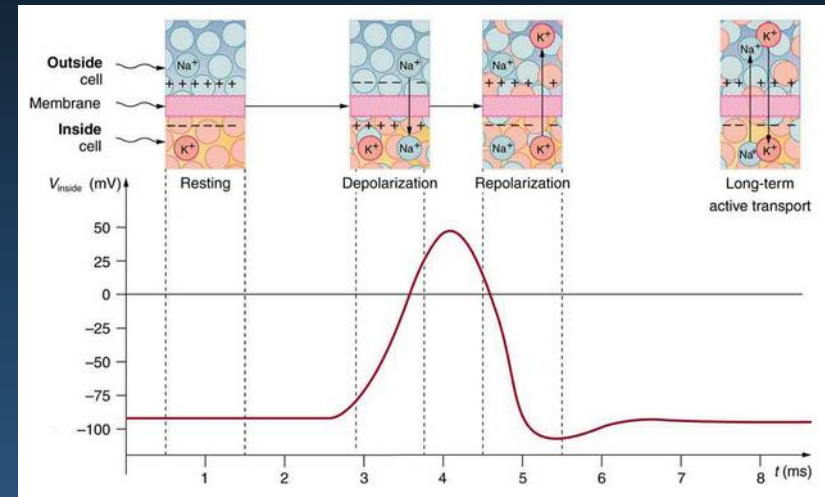


Συμπερασματικά

- Για ηλεκτρικό παλμό-ερέθισμα μικρότερο από ένα κρίσιμο κατώφλι η απόκριση του νευροάξονα είναι παρόμοια με αυτή ενός αναλογικού δικτύου αντιστάσεων-πυκνωτών
- Η απόκριση σε ασθενές σήμα είναι ανάλογη του ερεθίσματος και διαδίδεται βραδέως κατά μήκος του νευροάξονα εξασθενώντας μετά από λίγα mm

1.10 Απόκριση σε έντονο ερέθισμα

- Ηλεκτρικά σήματα πάνω από ένα κρίσιμο κατώφλι προκαλούν στιγμιαία αλλαγή στις ηλεκτρικές ιδιότητες της μεμβράνης (μεταβολή διαπερατότητας) που οδηγεί σε αύξηση του δυναμικού του νευροάξονα από -90mV σε $+50\text{mV}$ λόγω της εισροής Na^+ μέσα στο αξονόπλασμα και εκροής K^+ από το αξονόπλασμα στον εξωκυττάριο χώρο
- Η μεταβολή με το χρόνο του δυναμικού του νευροάξονα κατά την διέγερση ('πυροδότηση') της μεμβράνης ονομάζεται δυναμικό δράσης (action potential).
- Η μορφή και το ύψος του δυναμικού δράσης είναι ανεξάρτητα από το ύψος του παλμού διέγερσης
- Το δυναμικό του νευροάξονα φτάνει μία μέγιστη τιμή (περίπου 50mV) και στη συνέχεια μειώνεται αφού τα ιόντα Na^+ και K^+ επιστρέφονται έξω και μέσα στο αξονόπλασμα, αντίστοιχα, μέσω των αντλιών Na-K μέχρι να αποκατασταθεί τελικά το δυναμικό ηρεμίας.



Δυναμικά δράσης για

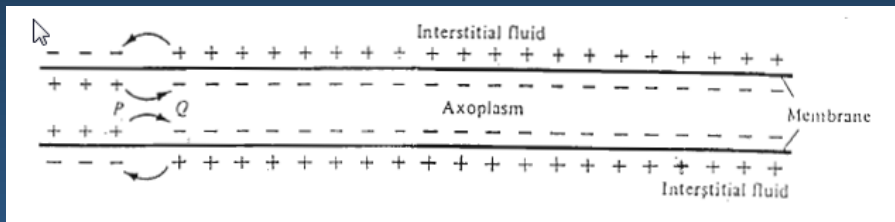
a) Νευρικό κύτταρο

b) γραμμωτό μυ

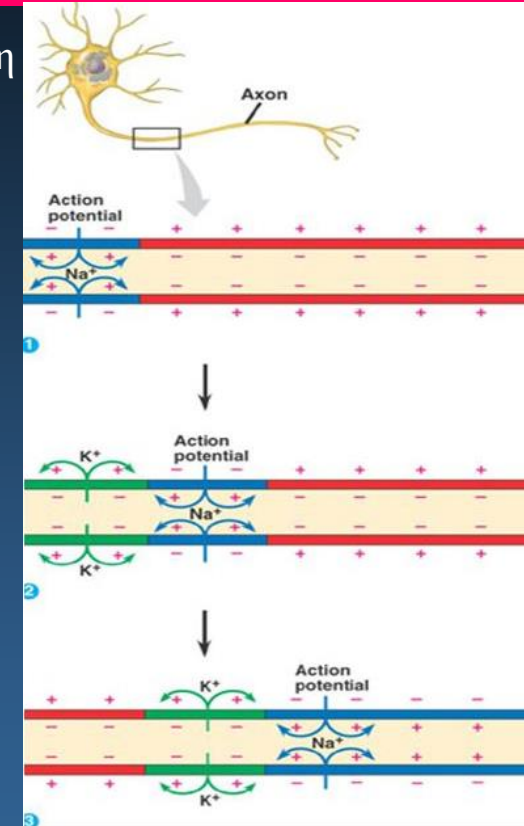
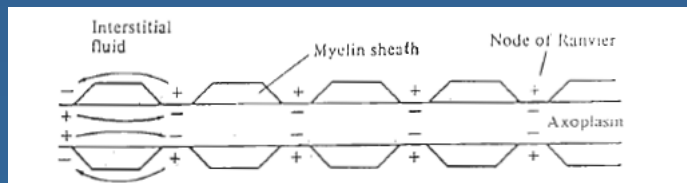
c) καρδιακό μυ

1.11 Μετάδοση δυναμικού δράσης

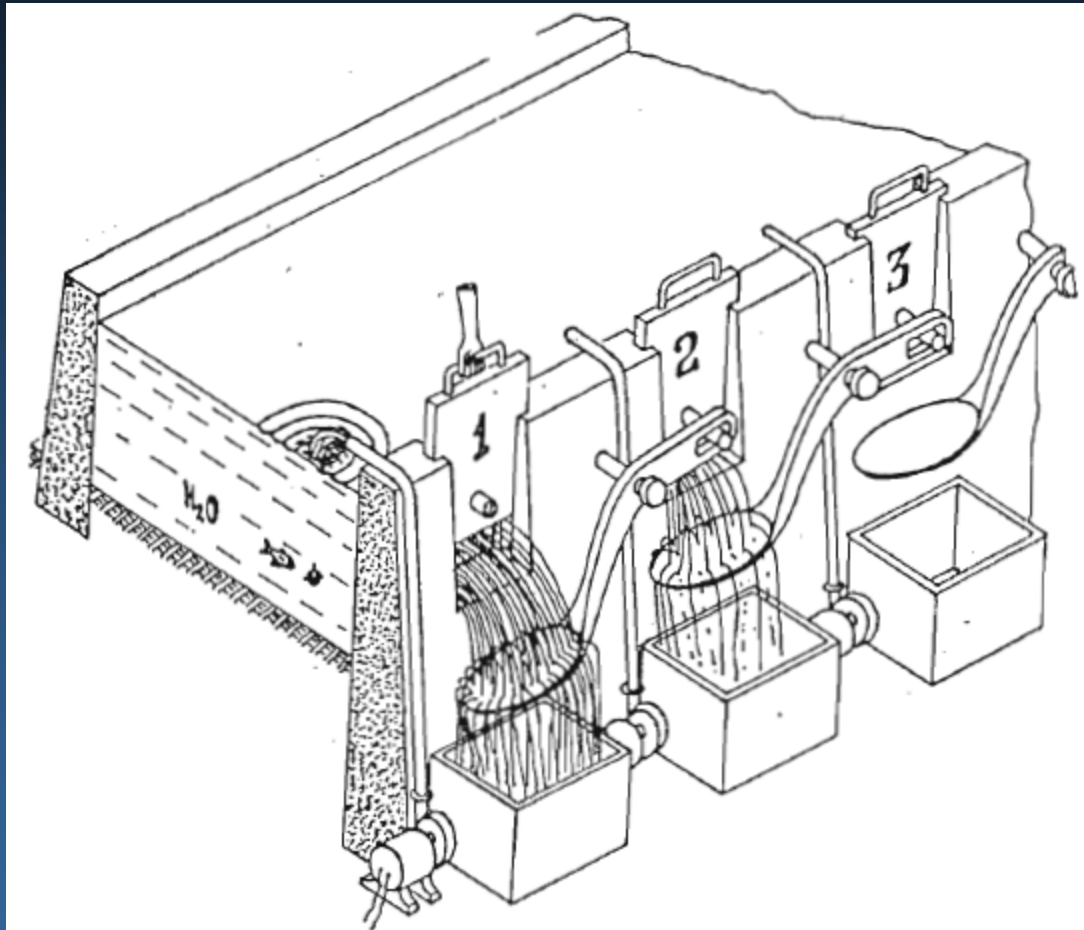
- Μετά τη γένεση δυναμικού δράσης σε ένα σημείο του νευροάξονα έχουμε διέγερση των παρακείμενων περιοχών και παραγωγή διαδοχικών δυναμικών δράσης, με αποτέλεσμα ο παλμός να διαδίδεται κατά μήκος του νευροάξονα
- Στον αμύελο νευροάξονα ο παλμός μεταδίδεται από το σημείο διέγερσης στη διπλανή περιοχή και από εκεί στην αμέσως διπλανή κοκ



- Στον μυελομένο νευροάξονα ο παλμός μεταδίδεται με 'πηδηματάκια' από κόμβο Ranvier σε κόμβο Ranvier.
- Επειδή παραγωγή δυναμικών δράσης έχουμε μόνον στους κόμβους Ranvier η ενέργεια που απαιτείται για την αποκατάσταση ισορροπίας είναι πολύ μικρότερη ενώ η ταχύτητα διάδοσης είναι μεγαλύτερη



1.12 Υδραυλικό ανάλογο ‘νευροπαλμός’ και ‘νεροπαλμός’



Παραγωγή και διάδοση ‘νεροπαλμού’ κατά μήκος φράγματος. Το νερό επαναφέρουν ενεργητικά από τη χαμηλή στην υψηλή στάθμη αντλίες δαπάνη ενέργειας.

1.13 Ταχύτητα διάδοσης παλμού

- Η ταχύτητα διάδοσης παλμών σε νευροάξονα μπορεί να υπολογιστεί χρησιμοποιώντας το μοντέλο του αναλογικού κυκλώματος

$$v = (\text{απόσταση διάδοσης}) / (\text{χρόνος που απαιτήθηκε}) = X / t$$

αν $X=1\text{mm}$ = απόσταση μεταξύ δύο κόμβων Ranvier

τότε $\tau = R C$ όπου: R η αντίσταση του άξονα μήκους 1mm

C η χωρητικότητα μεμβράνης μήκους 1mm

Αντικαθιστώντας τις τιμές των R και C για νευροάξονα ακτίνας r αποδεικνύεται ότι:

$$v = \frac{r}{\rho_a \cdot C_m \cdot X}$$

και τελικά:

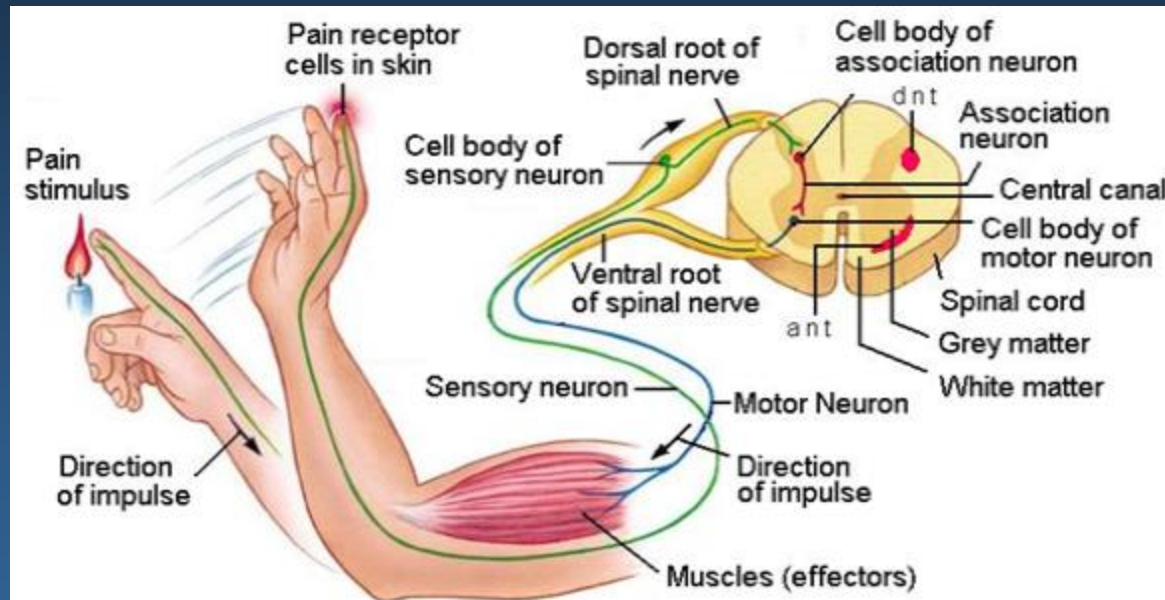
$$v = 10 \cdot m \cdot s^{-1} \cdot \frac{r}{\mu m}$$

1.13 Ο συμβιβασμός της φύσης

$$v = 10 \cdot m \cdot s^{-1} \cdot \frac{r}{\mu m}$$

- Όσο μεγαλώνει η ακτίνα r του νευροάξονα η ταχύτητα διάδοσης αυξάνει αλλά αυξάνονται και οι απαιτήσεις ενέργειας για ‘συντήρηση του δικτύου’
- Νευροάξονες που μεταφέρουν πληροφορίες που απαιτούν άμεση απόκριση πρέπει να έχουν μεγάλη διάμετρο ενώ οι υπόλοιποι όχι (στους κινητικούς νευρώνες $10\mu m$, στους εγκεφαλικούς μέχρι $2\mu m$)
- Αν η απόσταση μεταξύ των κόμβων Ranvier αυξηθεί η κατανάλωση ενέργειας μειώνεται με ταυτόχρονη μείωση της ταχύτητας διάδοσης.
- Η φύση κάνει συμβιβασμό ανάμεσα στην υψηλή ταχύτητα και στο χαμηλό ενεργειακό κόστος επιλέγοντας απόσταση X μεταξύ δύο κόμβων Ranvier από 1 έως 2 mm.

Πως επιτυγχάνεται η προστασία από εξωγενείς κινδύνους μέσω αντανακλαστικών τόξων



1.14 Συμπεράσματα

- Πληροφορίες (πίεση, φως, θερμοκρασία, οσμή ήχοι κτλ) μεταλλάσσονται σε ηλεκτρικά σήματα στα αισθητήρια όργανα (μεταλλάκτες ή γεννήτριες δυναμικού).
 - Αν το σήμα είναι ασθενές ‘σβήνει’ σε μικρή απόσταση από τη θέση που γεννήθηκε και χαρακτηρίζεται ως ‘τοπικό’ ή ‘υποβαθμισμένο’.
 - Αν το σήμα είναι πάνω από ένα κατώφλι διαγείρει το νευρικό κύτταρο που εκλύει ενέργεια και παράγει ένα παλμό (δυναμικό δράσης). Ο παλμός αυτός διαδιδόμενος κατά μήκος του νευροάξονα εξασθενεί αλλά και επανενισχύεται στους κομβους Ranvier
- Η παραγωγή παλμού είναι ‘όλο ή τίποτα’ (all or nothing) και οι παλμοί είναι ισουψείς
- Το νευρικό σύστημα είναι ψηφιακό ή αναλογικό;
- Πως κωδικοποιείται η πληροφορία αφού οι παλμοί διάδοσης είναι ισουψείς;

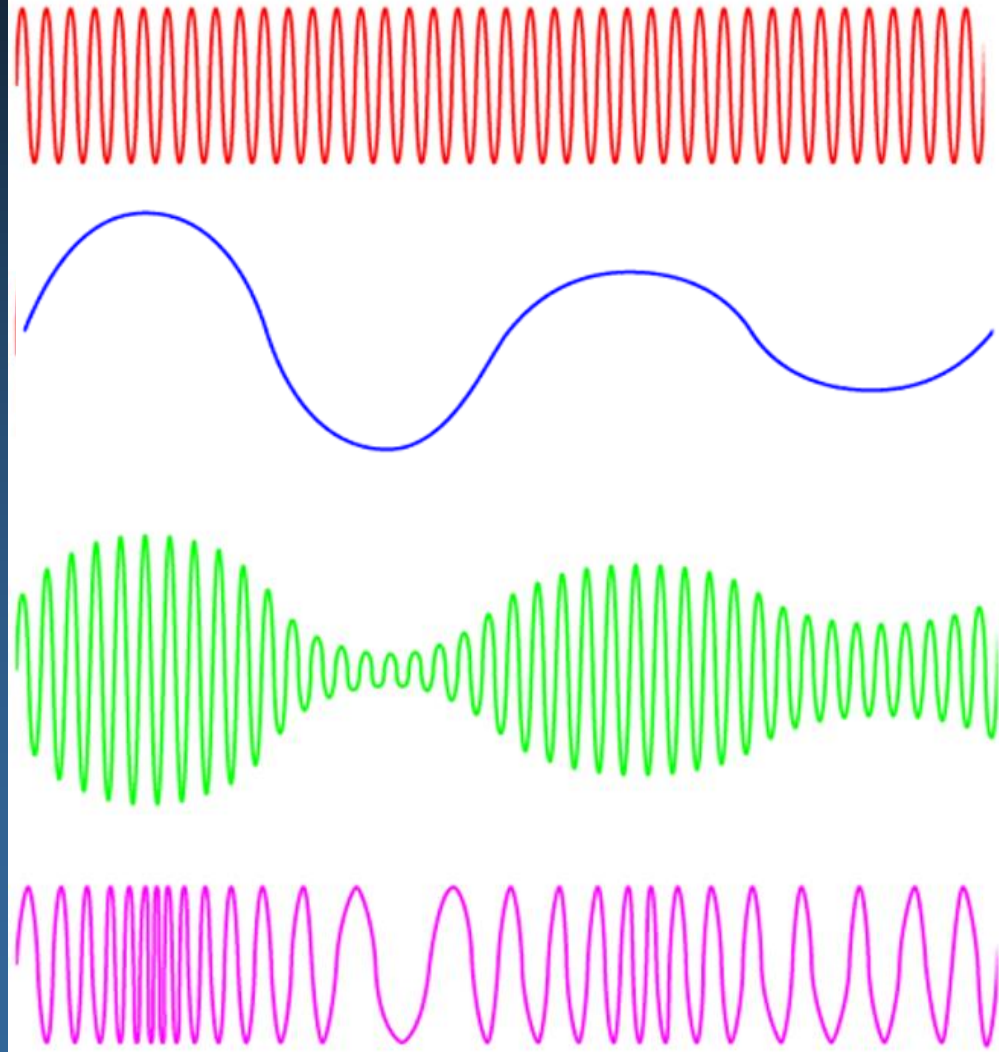
AM (0.5-1.6 MHz) vs FM (87-108 MHz) radio

Φέρον κύμα
(carrier)

Σήμα προς
μετάδοση
(signal)

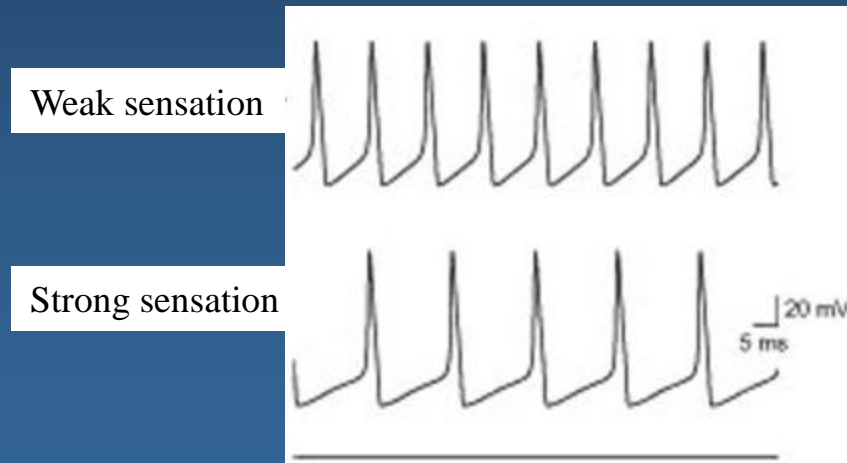
Διαμόρφωση κατά πλάτος
(amplitude modulation: AM)

Διαμόρφωση κατά συχνότητα
(frequency modulation: FM)



1.14 Συμπεράσματα

- Το νευρικό σύστημα είναι περισσότερο ψηφιακό από ότι αναλογικό.
- Οι παλμοί διάδοσης είναι ισουψείς με συχνότητα που μπορεί να διαφέρει.
- Η πληροφορία κωδικοποιείται και διαδίδεται σε διαμόρφωση συχνότητας (FM: frequency modulation).



2. Μέτρηση Βιοδυναμικών

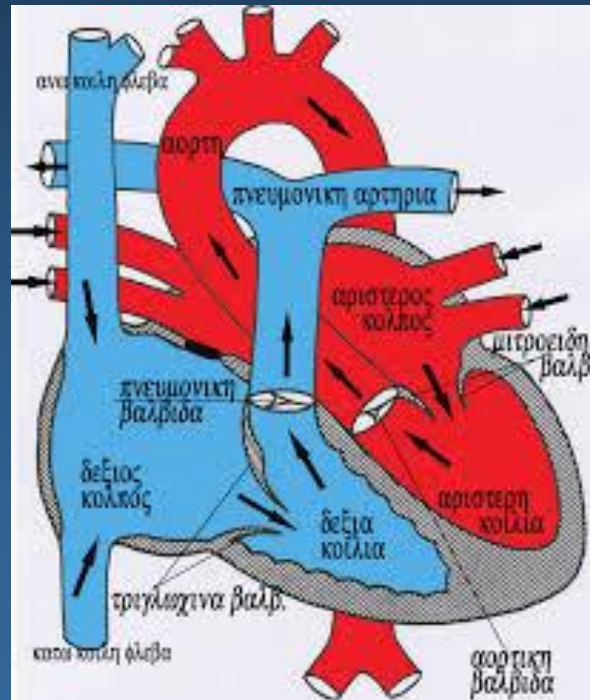
1. Ηλεκτροκαρδιογραφία (ΗΚΓ)
(electrocardiography)
2. Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (ΗΕΓ)
(elektroencefalography)
3. Ηλεκτρομυογραφία (ΗΜΓ)
(electromyography)
4. Ηλεκτρογαστρογραφία (ΗΓΓ)
(electrogastrography)
5. Ηλεκτροαμφιβληστροειδογραφία (ΗΑΓ)
(electroretinography)
6. Ηλεκτροοφθαλμογραφία (ΗΟΓ)
(electrooculography)

2.1 Ηλεκτροκαρδιογραφία (ΗΚΓ)

- Τα νευρικά και μυικά κύτταρα της καρδιάς θεωρούνται πηγές ηλεκτρικών δυναμικών περικλειόμενες από αγώγιμο υλικό (ιστός)
- Η άμεση καταγραφή των δυναμικών αυτών δεν είναι εφικτή για προφανείς λόγους. Η καταγραφή των δυναμικών αυτών γίνεται έμμεσα μετρώντας και συγκρίνοντας το δυναμικό σε προκαθορισμένα σημεία του σώματος.
- ΗΚΓ είναι η καταγραφή σε συνάρτηση με τον χρόνο των βιοηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται κατά την καρδιακή λειτουργία σε συγκεκριμένα ανατομικά σημεία πάνω στο δέρμα.

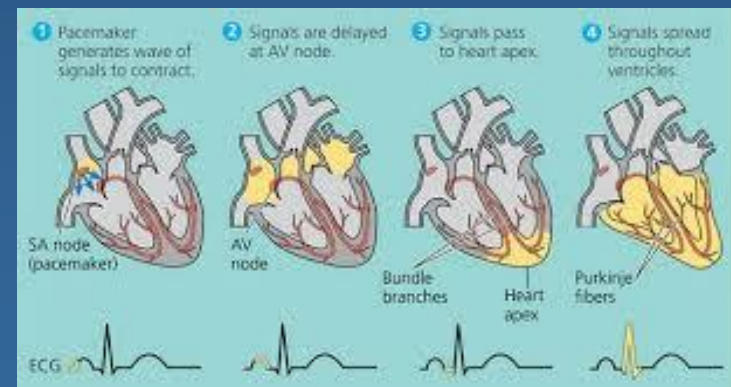
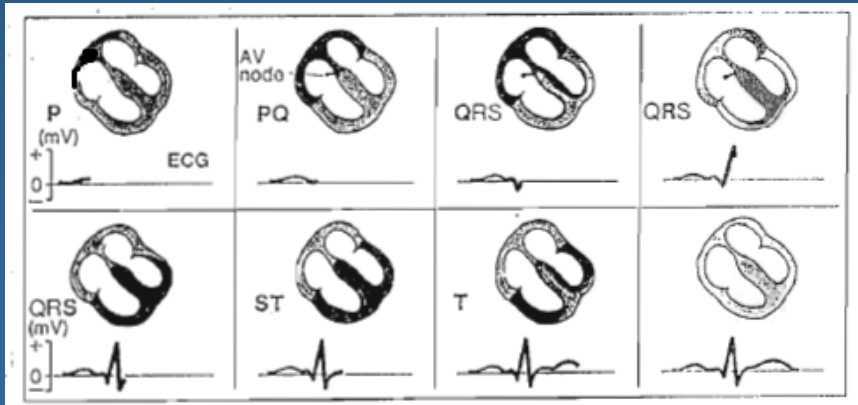
2.1.1 Η καρδιά

- Η καρδιά είναι μια διπλή αντλία. Αποτελείται από τέσσερις θαλάμους.
 - Οι δύο πάνω ονομάζονται αριστερός και δεξιός κόλπος (left-right atrium: LA-RA)
 - Οι δύο κάτω ονομάζονται αριστερή και δεξιά κοιλία (left-right ventricle: LV-RV)
 - Οι κόλποι συστέλλονται ταυτόχρονα και σε άλλο χρόνο με τις κοιλίες που επίσης συστέλλονται ταυτόχρονα



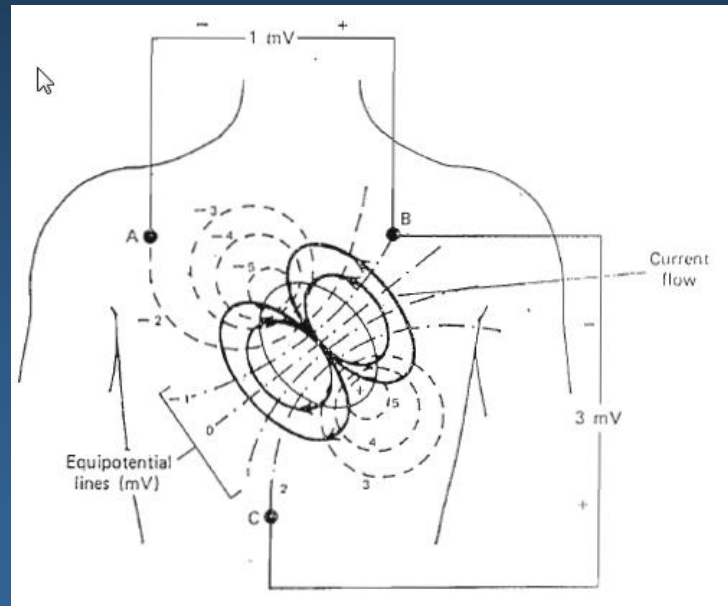
2.1.2 Καρδιακός κύκλος

- Η ρυθμική λειτουργία της καρδιάς καθορίζεται από ένα ηλεκτρικό σήμα που παράγεται αυθόρμητα από ειδικά κύτταρα που αποτελούν το φλεβόκομπο (sinoatrial SA node).
- Ο φλεβόκομπος πυροδοτείται σε τακτά χρονικά διαστήματα με ρυθμό 72 min^{-1} που όμως μπορεί να αυξομειώνεται ανάλογα με τις ανάγκες σε παροχή αίματος των ιστών.
- Από το φλεβόκομπο το ηλεκτρικό σήμα διαδίδεται πρώτα προς τους κόλπους προκαλώντας εκπόλωση των κυττάρων και συστολή που διοχετεύει το αίμα προς τις κοιλίες. Στη συνέχεια το σήμα διεγείρει τον κολποκοιλιακό κόμπο (atrioventricular AV node) που προκαλεί εκπόλωση των μυικών κυττάρων των κοιλιών οι οποίες και συστέλλονται σπρώχνοντας το αίμα προς τους πνεύμονες (πνευμονική κυκλοφορία) και τους ιστούς (σωματική κυκλοφορία).
- Τα νευρικά κύτταρα αναπολώνονται και η διαδικασία επαναλαμβάνεται με νέα πυροδότηση του φλεβόκομπου.



2.1.3 Ηλεκτρικό σήμα καρδιάς

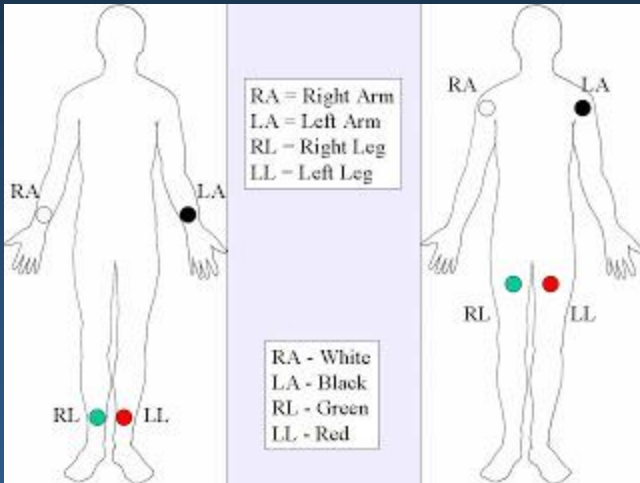
- Το ηλεκτρικό δυναμικό που καταγράφουμε σε ένα σημείο στο δέρμα του θώρακα είναι το αλγεβρικό άθροισμα όλων των παραγόμενων νευρομυικών δυναμικών από κάθε ένα διεγερόμενο κύτταρο της καρδιάς και μεταβάλλεται κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου.



Κατανομή δυναμικού στο στήθος. Η λεκτροδία στα σημεία A, B, C καταγράφουν τις διαφορές δυναμικού κάθε χρονική στιγμή

2.1.4 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων

- Συνήθως χρησιμοποιούμε τρία ηλεκτρόδια ένα σε κάθε καρπό (LA,RA) και ένα στην αριστερή κνήμη (LL). Καταγράφουμε τρεις τυπικές διαφορές δυναμικού (διπολικές απαγωγές E_{idhoven}):



$$\text{Απαγωγή I} \quad U_{RA} - U_{LA}$$

$$\text{Απαγωγή II} \quad U_{RA} - U_{LL}$$

$$\text{Απαγωγή III} \quad U_{LA} - U_{LL}$$

- Καταγράφουμε επίσης τρεις διαφορές δυναμικού ανάμεσα σε κάθε ένα ηλεκτρόδιο και το μέσο των άλλων δύο (μονοπολικές ενισχυμένες απαγωγές Goldberger)

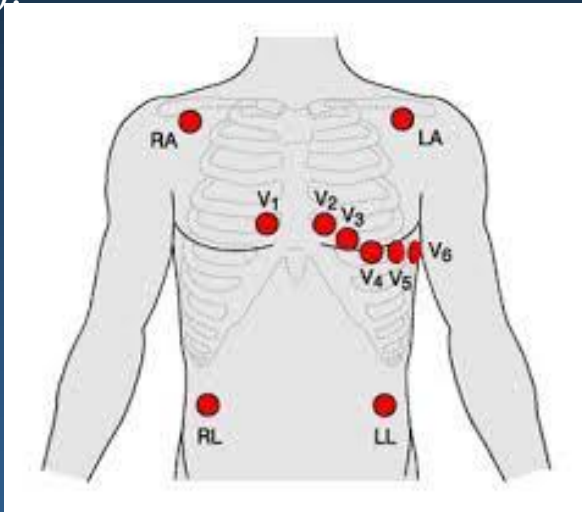
$$\text{απαγωγή } aVR \quad U_{RA} - 0.5(U_{LA} + U_{LL})$$

$$\text{απαγωγή } aVL \quad U_{LA} - 0.5(U_{RA} + U_{LL})$$

$$\text{απαγωγή } aVF \quad U_{LL} - 0.5(U_{LA} + U_{RA})$$

2.1.4 Τοποθέτηση ηλεκτροδίων

- Στην κλινική πράξη καταγράφονται άλλες έξι διαφορές δυναμικού (προκάρδιες απαγωγές Wilson):



$$V_1 = U_1 - (U_{RA} + U_{LA} + U_{LL})/3$$

$$V_2 = U_2 - (U_{RA} + U_{LA} + U_{LL})/3$$

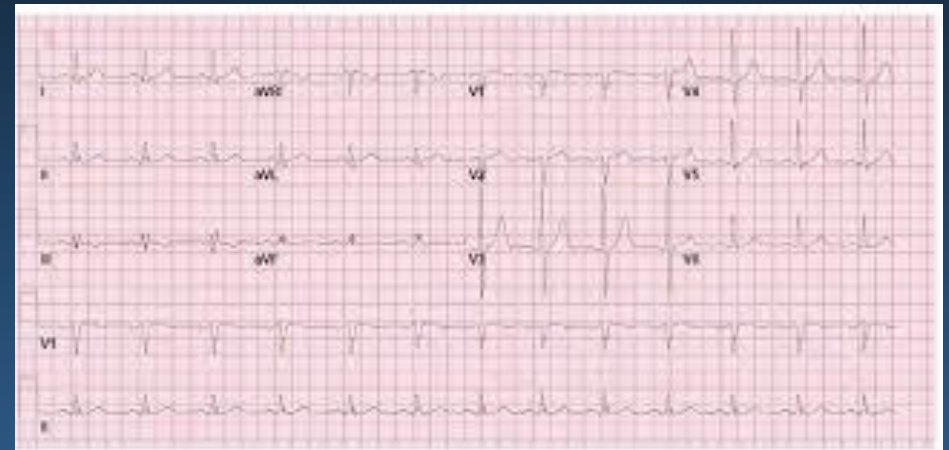
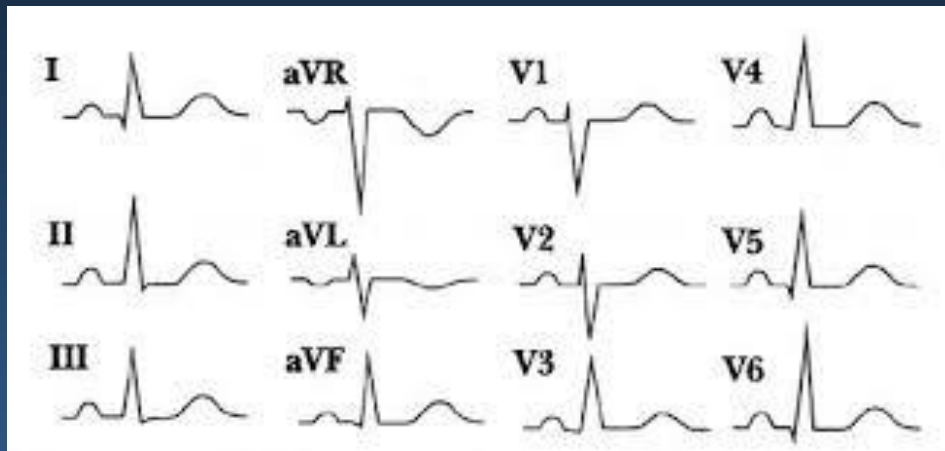
$$V_3 = U_3 - (U_{RA} + U_{LA} + U_{LL})/3$$

$$V_4 = U_4 - (U_{RA} + U_{LA} + U_{LL})/3$$

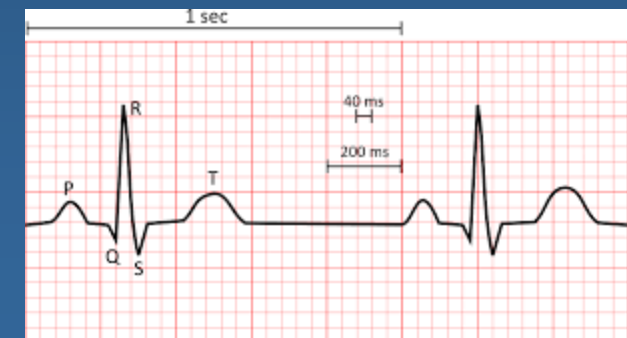
$$V_5 = U_5 - (U_{RA} + U_{LA} + U_{LL})/3$$

$$V_6 = U_6 - (U_{RA} + U_{LA} + U_{LL})/3$$

2.1.5 Μορφή ΗΚΓ



- Η τυπική απαγωγή II
 1. Το έπαρμα P αντιστοιχεί στην εκπόλωση (συστολή) των κόλπων
 2. Το σύμπλεγμα QRS αντιστοιχεί στην εκπόλωση των κοιλιών
Η συστολή συμβαίνει μεταξύ S και T
 3. Το έπαρμα T αντιστοιχεί στην επαναπόλωση των κοιλιών

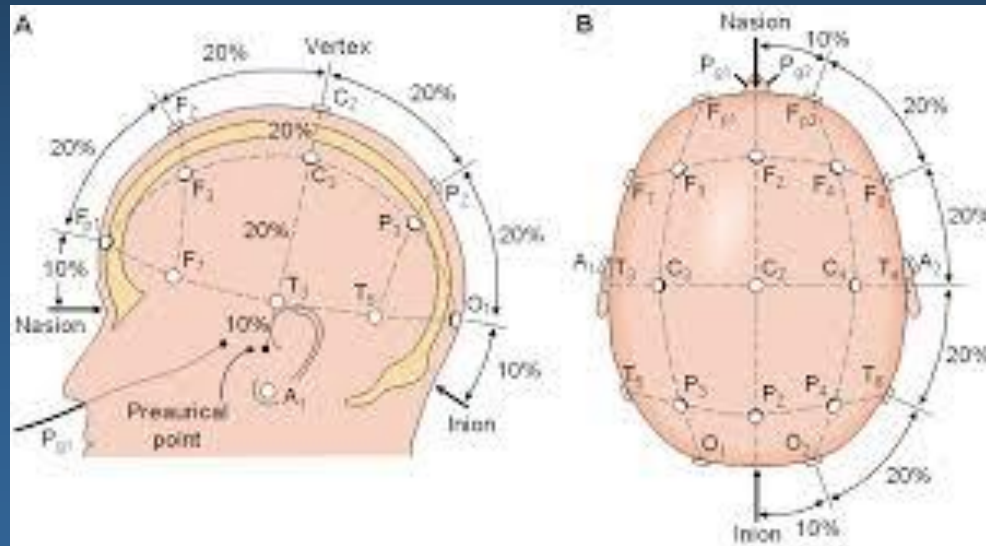


2.2 Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα

- Οι νευρώνες του εγκεφάλου έχουν μια συνεχή ηλεκτρική δραστηριότητα που προκαλείται από εσωκυττάρια μεταβολικές διεργασίες που συμβαίνουν κατά την επεξεργασία των πληροφοριών που φθάνουν από τα περιφερικά νεύρα.
- Η άμεση καταγραφή των δυναμικών αυτών δεν είναι εφικτή για προφανείς λόγους. Η καταγραφή των δυναμικών γίνεται έμμεσα μετρώντας και συγκρίνοντας το δυναμικό σε προκαθορισμένα σημεία.
- Το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα είναι η καταγραφή των βιοηλεκτρικών δυναμικών του εγκεφάλου σε καθορισμένα σημεία του δέρματος εξωτερικά του κρανίου.

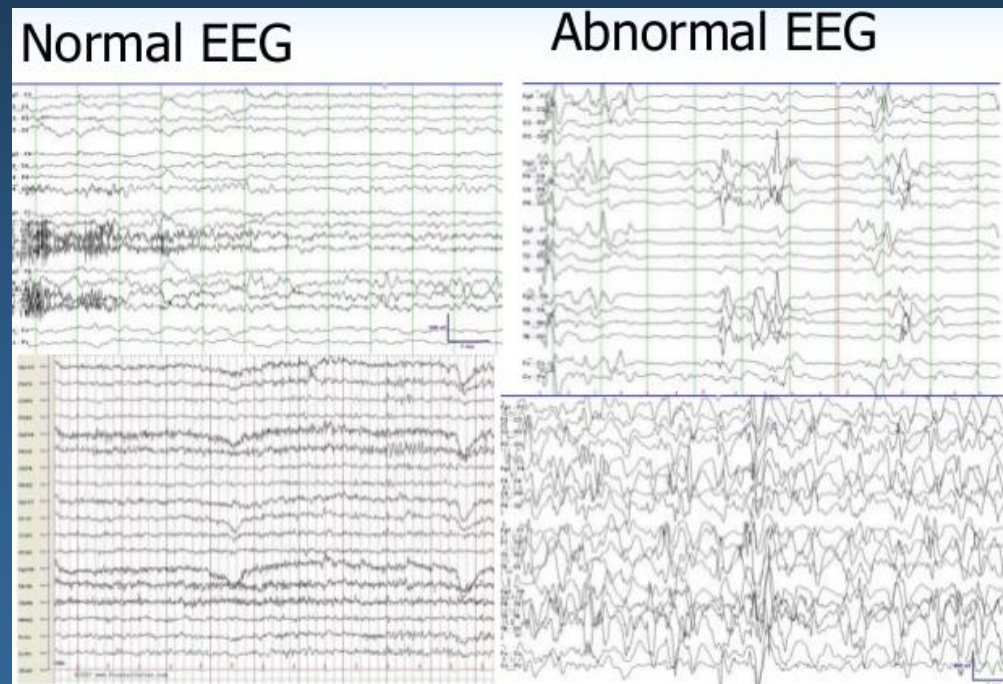
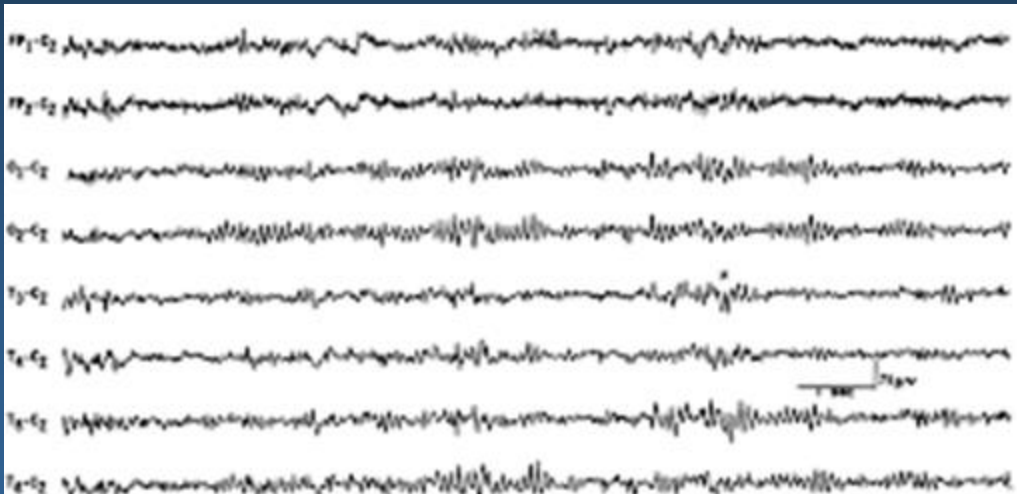
2.2.1 Θέσεις ηλεκτροδίων

- Για την καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου χρησιμοποιούνται συνήθως 20 ηλεκτρόδια σε επαφή με το δέρμα και σε καθορισμένες θέσεις ως προς κάποια ανατομικά σημεία του κρανίου (ριζορρινιο, ινιακό οστό , μαστοειδής απόφυση) σύμφωνα με το διεθνές σύστημα “10-20”. Τα ηλεκτρόδια αναφοράς είναι πάντα τα ηλεκτρόδια A1 και A2 πίσω από τα αυτιά.

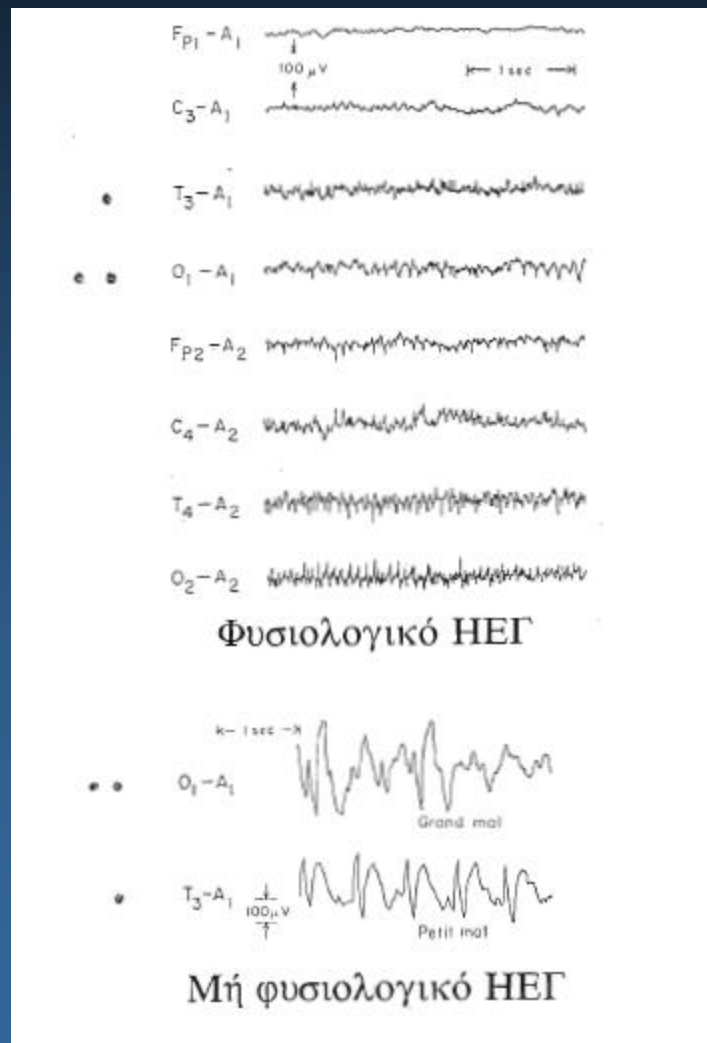


2.2.2 Μορφή ΗΕΓ

- Συνήθως καταγράφεται η μεταβολή με το χρόνο 8-16 δυναμικών.
- Τα σήματα της δεξιάς πλευράς συγκρίνονται με αυτά της αριστερής, διότι ασύμμετρη δραστηριότητα συχνά υποδηλώνει εγκεφαλική ασθένεια.

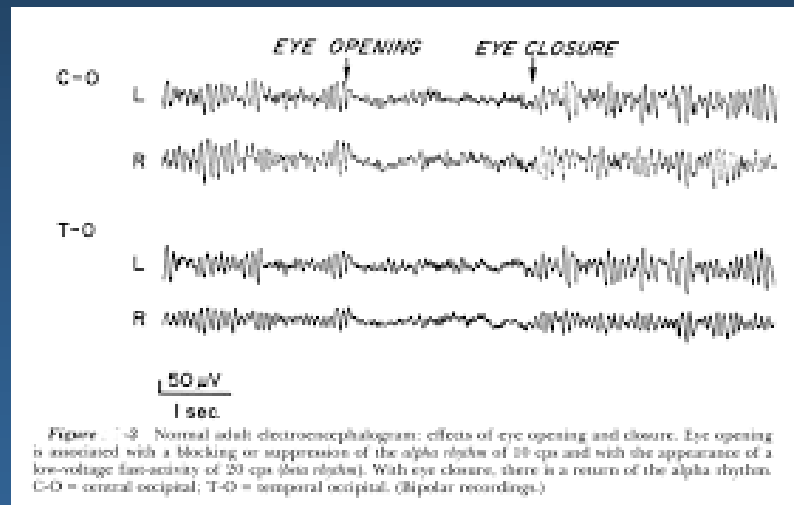


2.2.2 Μορφή ΗΕΓ



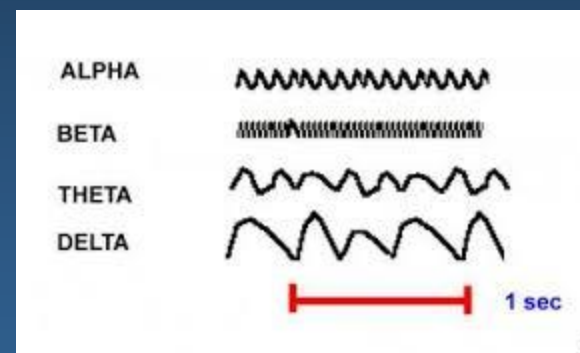
2.2.2 Μορφή ΗΕΓ

- Τα δυναμικά αυτά είναι πολύ ασθενή (50μV) λόγω της παρεμβολής στρώματος 2-3 cm ιστών (κρανίο, δέρμα) που εξασθενεί το σήμα πάνω από 90%. Ασθενή εξωτερικά σήματα δημιουργούν θόρυβο. Η δραστηριότητα μιών εγγύς της περιοχής καταγραφής (π.χ. κίνηση οφθαλμών, μύες προσώπου) επίσης δημιουργεί υψηλό επίπεδο θορύβου .



2.2.3 Ρυθμός ΗΕΓ

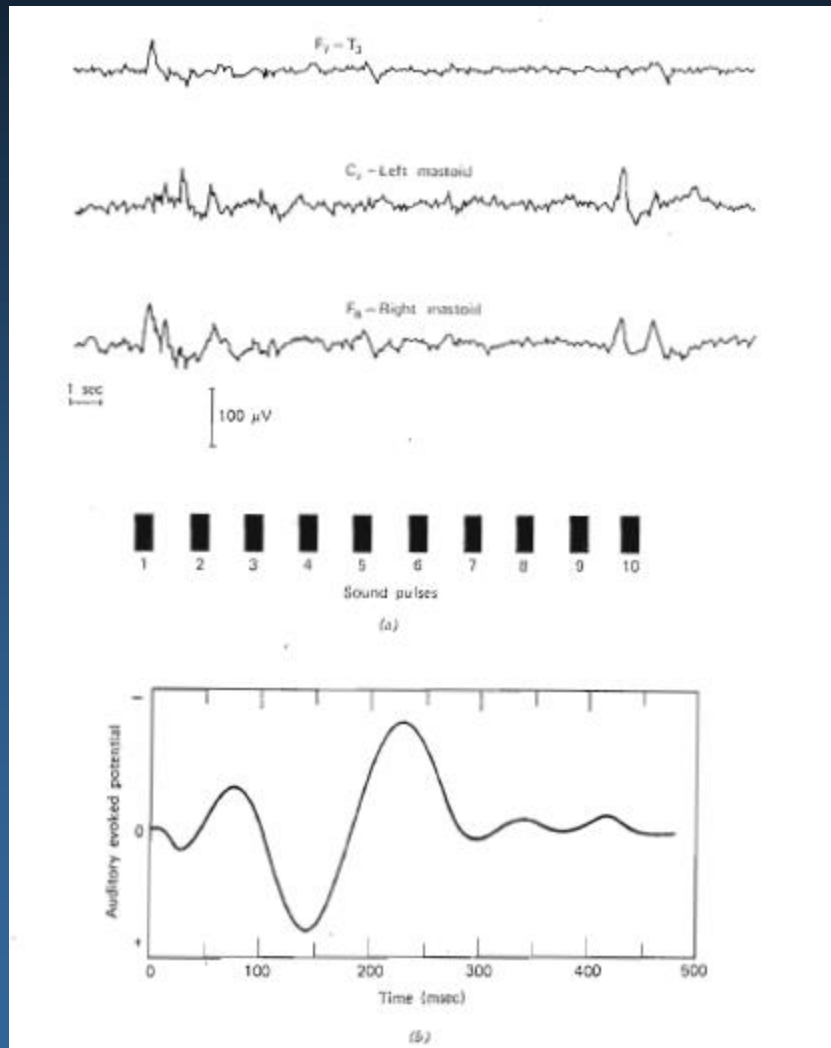
- Ο ρυθμός (συχνότητα) αποτελεί το διαγνωστικά ωφέλιμο χαρακτηριστικό του ΗΕΓ. Μετά την ηλικία των 13 ετών το ΗΕΓ του ανθρώπου παρουσιάζει σαφή ρυθμό και συγχρονισμό. Η πιο διακριτή συχνότητα αυξάνει από 3-4 Hz κατά τη γέννηση σε 8-12Hz στον ενήλικα.
- Διακρίνονται τέσσερα (4) είδη κυμάτων (ρυθμών)
κύματα α $\nu=8-13\text{Hz}$ σε ανάπαυση με κλειστά μάτια
κύματα β $\nu >13\text{Hz}$ σε έντονη διέγερση
κύματα θ $\nu=4-8\text{ Hz}$ σε ύπνο
κύματα δ $\nu <4\text{Hz}$ σε βαθύ ύπνο



2.2.4 Προκλητά δυναμικά (ΠΔ)

- Το ερέθισμα προς μια από τις πέντε αισθήσεις μεταφέρεται με τα αισθητήρια ή αισθητικά νεύρα στον εγκέφαλο. Κατά τη μεταφορά και την επεξεργασία του σήματος από τον εγκέφαλο διεγείρονται κάποια κύτταρα. Η ηλεκτρική δραστηριότητα αυτών των κυττάρων δημιουργεί στην επιφάνεια του δέρματος δυναμικά που μπορούν να καταγραφούν. Αυτά ονομάζονται προκλητά δυναμικά (evoked potentials).
- Τα ΠΔ είναι μικρότερα από $5\mu\text{V}$ και είναι δύσκολο να αναδειχθούν ανάμεσα στα δυναμικά που δημιουργούνται λόγω της φυσιολογικής λειτουργίας του εγκεφάλου ($5\mu\text{V}$ - $100\mu\text{V}$)
- Με μοντέρνες τεχνικές και μέσω υπολογιστή μπορεί να αφαιρεθεί το υπόστρωμα των α και β κυμάτων και με υπέρθεση πολλών ΠΔ να εξαχθεί η μορφή του συγκεκριμένου ΠΔ.
- Η κύρια έρευνα έχει πραγματοποιηθεί για οπτικά, ακουστικά και σωματικά ερεθίσματα ενώ έχουν ερευνηθεί και ΠΔ οσφρητικών και γευστικών ερεθισμάτων.

2.2.4.1 Ακουστικό ΠΔ



(a) ΗΕΓ κατά τη διάρκεια ύπνου με επαναλαμβανόμενους ήχους ως ερέθισμα

(b) Προκλητό δυναμικό όπως υπολογίζεται από υπέρθεση 64 αποκρίσεων στο ερέθισμα

2.3 Ηλεκτρομυογραφία (ΗΜΓ)

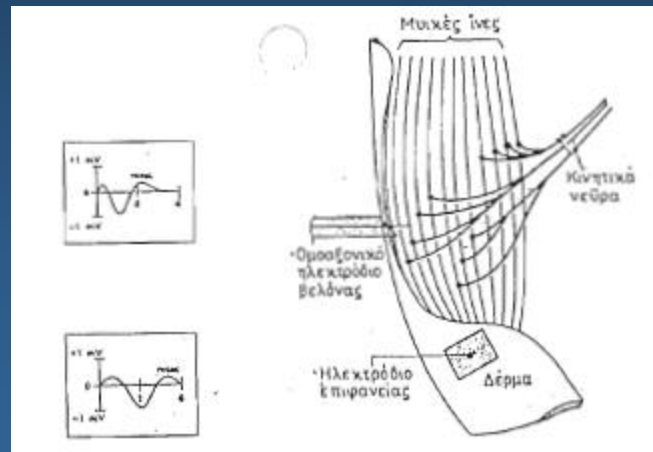
- Ο μυς αποτελείται από πολλές κινητικές μονάδες (motor units). Κάθε κινητική μονάδα περιλαμβάνει ένα νευρώνα που ξεκινά από τον εγκέφαλο ή τον νωτιαίο μυελό και διακλαδίζεται με πολλές νευρικές ίνες που κάθε μία συνδέεται μέσω σύναψης με μια μυική ίνα.



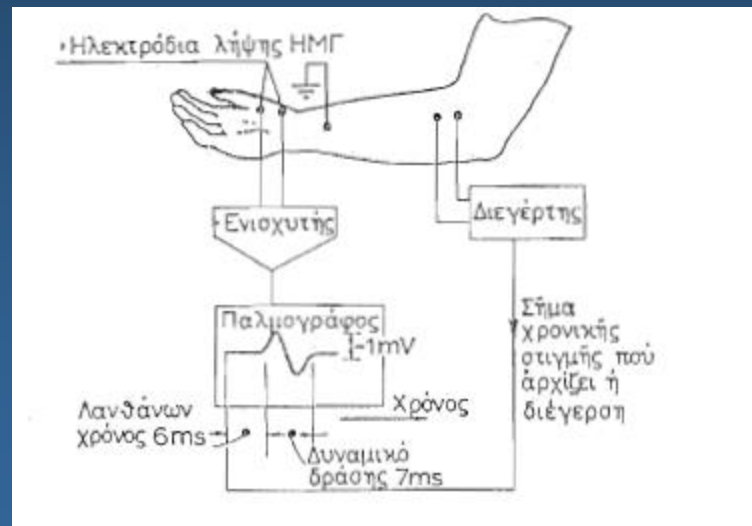
- Ο παλμός που διαδίδεται μέσω του νευρώνα μεταδίδεται μέσω των συνάψεων στις διεγέρσιμες μυικές ίνες τις οποίες και διεγείρει. Ο παλμός διαδίδεται και προς τις δύο κατευθύνσεις και εκπολώνει τη μυική ίνα. Η εκπόλωση (διέγερση) των μυικών ινών οδηγεί τελικά στη συστολή του μύος.
Το πέρασμα ενός δυναμικού δράσης κατά μήκος μιας ίνας προκαλεί μεταβαλλόμενο δυναμικό σε κάθε σημείο του δέρματος. Όταν πρόκειται για πολλές μυικές ίνες το συνιστάμενο δυναμικό στο δέρμα είναι εντονότερο.
- Ηλεκτρομυογραφία είναι η καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών.

2.3.1 Λήψη ΗΜΓ

- Για τη λήψη ΗΜΓ χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια επιφανείας που καταγράφουν το δυναμικό που προκαλεί ένα μεγάλο πλήθος μυικών ινών αλλά και ηλεκτρόδια-βελόνες που εισάγονται μέσα στο μυ και καταγράφουν το δυναμικό που προκαλούν μία ή πολύ λίγες μυικές ίνες.

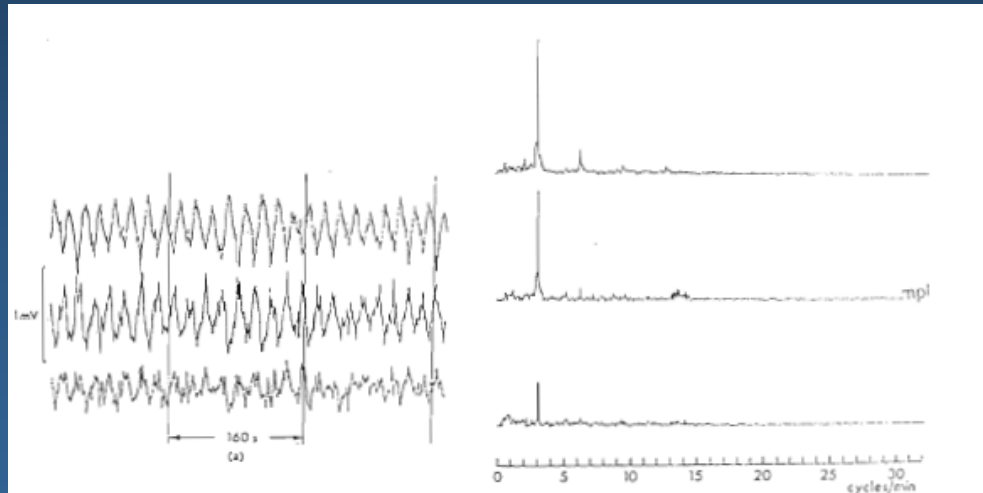


- Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι τεχνικές με τις οποίες διεγείρουμε μία κινητική μονάδα και μετράμε το χρόνο που κάνει το ερέθισμα να διαδοθεί σε μια ορισμένη απόσταση. Γίνεται σύγκριση ανάμεσα σε συμμετρικούς μύες.



2.4 Ηλεκτρογαστρογραφία (ΗΓΓ)

- Η λειτουργία του στομάχου όπως και του συνόλου του γαστρεντερικού συστήματος ελέγχεται από τους λείους μύες που παίρνουν εντολές από το αυτόνομο νευρικό σύστημα.
- Οι λείοι μύες όταν διεγείρονται συστέλλονται και προκαλούν δυναμικά τόσο στην εσωτερική επιφάνεια του στομάχου όσο και στο δέρμα. Η συχνότητα εμφάνισης αυτών των δυναμικών είναι $0.05 \text{ Hz} = 3 \text{ min}^{-1}$
- Ηλεκτρογαστρογραφία είναι η καταγραφή και μελέτη της ηλεκτρικής δραστηριότητας του στομάχου.

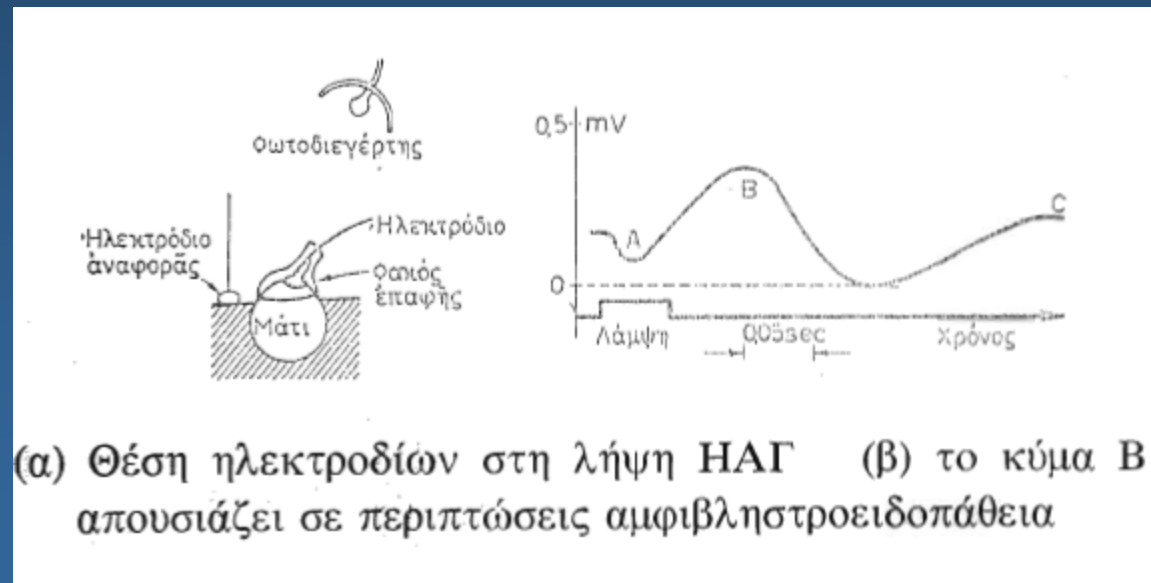


(α) ΗΓΓ όπως μετράται με ηλεκτρόδια τοποθετημένα πάνω από το στομάχι

(β) Ανάδειξη της χαρακτηριστικής συχνότητας με μετασχηματισμό Fourier.

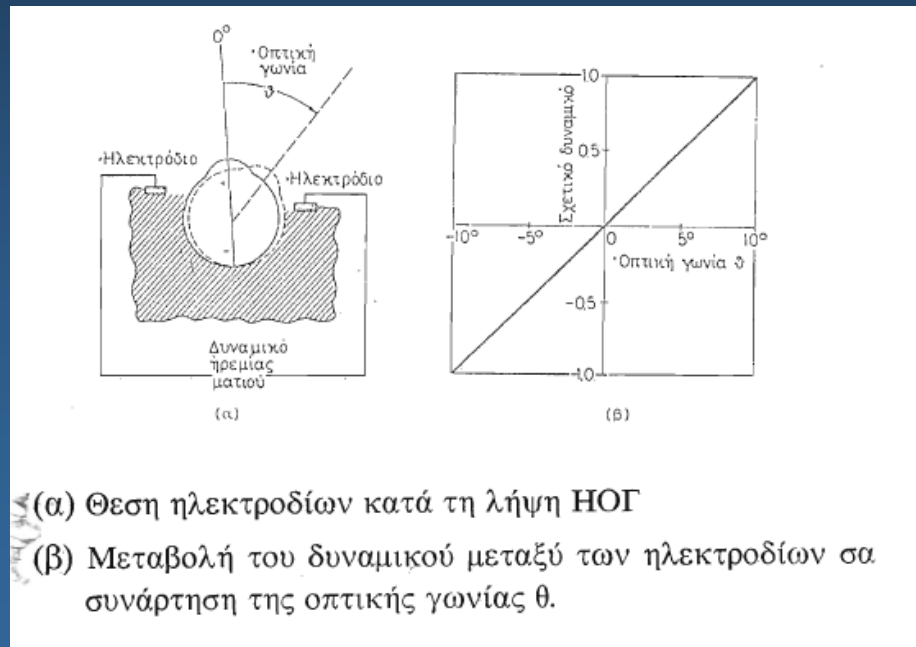
2.5 Ηλεκτροαμφιβληστροειδογραφία (ΗΑΓ)

- Ηλεκτροαμφιβληστροειδογραφία είναι η καταγραφή των προκλητών δυναμικών που παράγονται όταν ο αμφιβληστροειδής εκτεθεί σε μια λάμψη φωτός
- Η καταγραφή γίνεται με ηλεκτρόδιο επαφής που τοποθετείται πάνω στον κερατοειδή



2.6 Ηλεκτροοφθαλμογραφία (ΗΟΓ)

- Ηλεκτροοφθαλμογραφία είναι η καταγραφή των δυναμικών που εμφανίζονται κατά την κίνηση του βολβού του ματιού από τους οφθαλμικούς μύες.
- Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται συμμετρικά δεξιά και αριστερά του ματιού. Ορίζουμε τη διαφορά δυναμικού μεταξύ των ηλεκτροδίων = 0 όταν ο οφθαλμός κοιτάζει ευθεία εμπρός.



17.

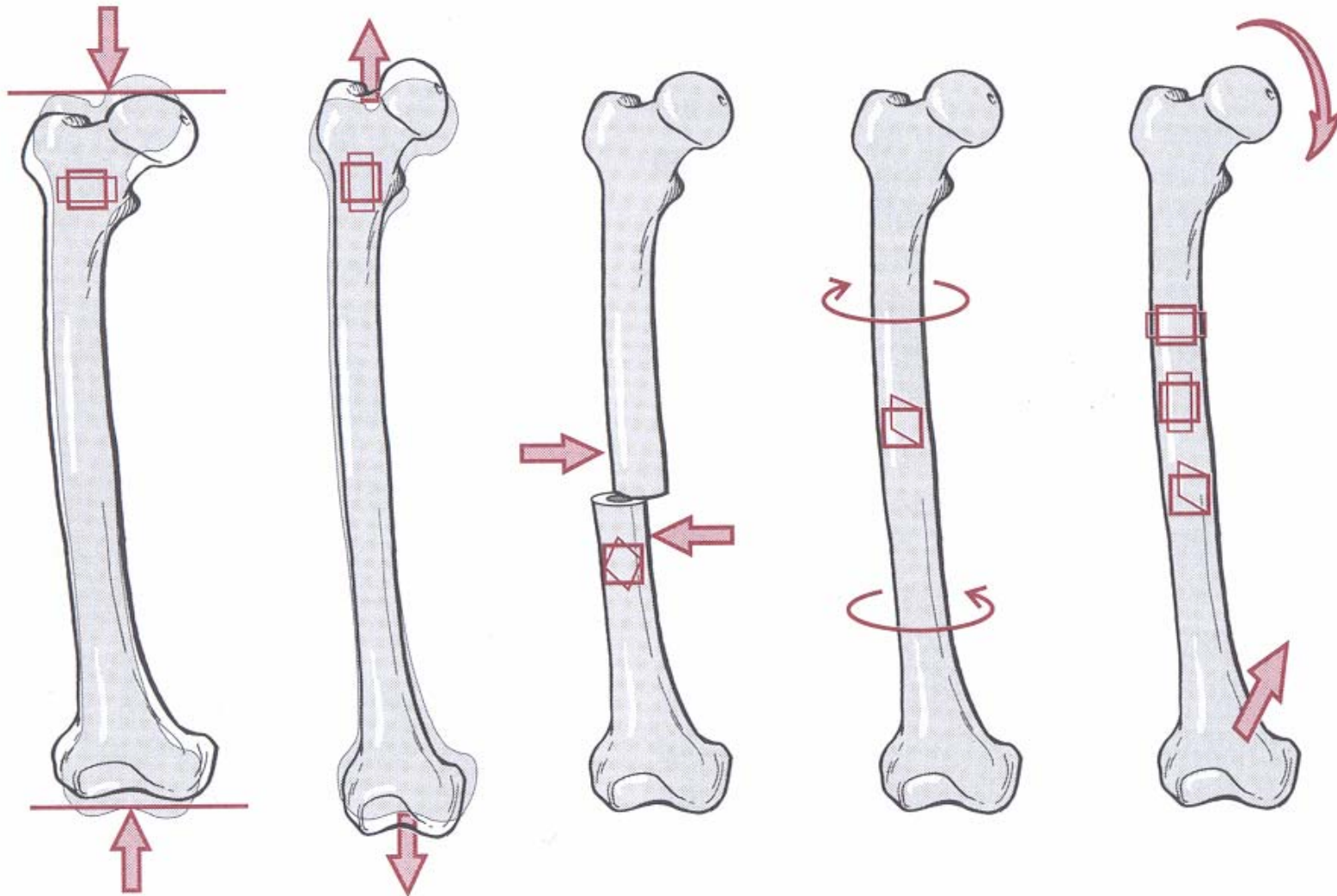
**ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΦΥΣΙΚΗ ΤΟΥ ΣΚΕΛΕΤΟΥ**

EMBIOMHXANIKH

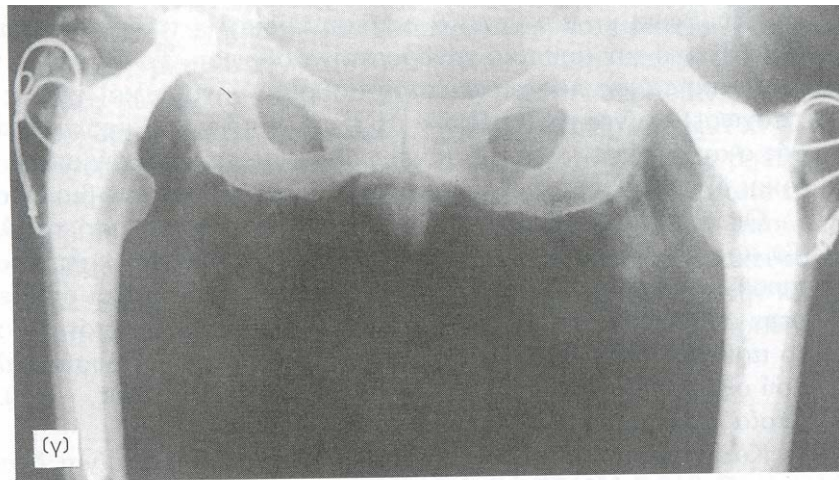
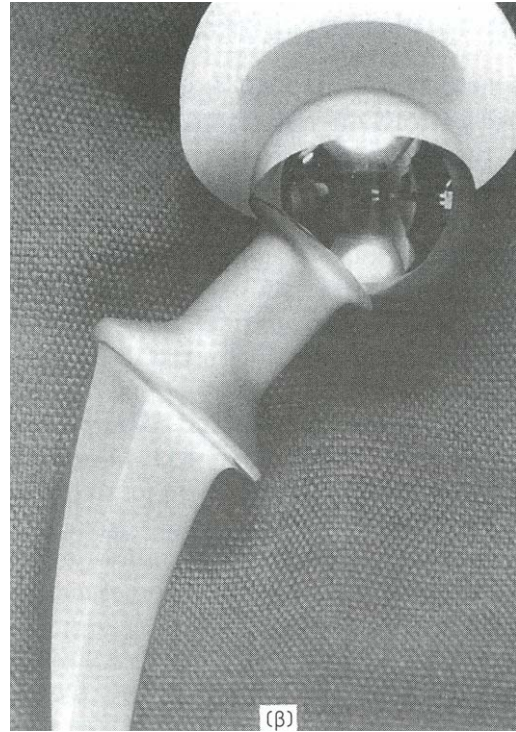
K
I
N
H
M
A
T
I
K
H

K
I
N
H
T
I
K
H

ΤΡΟΠΟΙ ΦΟΡΤΙΣΗΣ

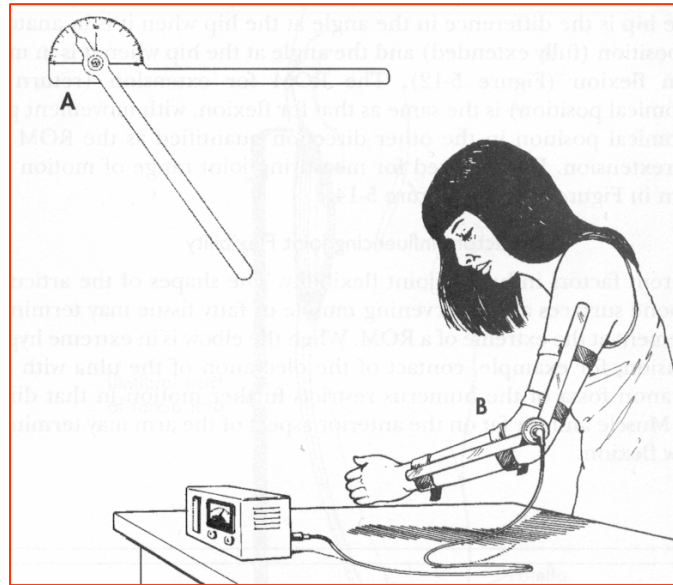


Οι κυριώτερες μορφές φόρτισης ενός στερεού σώματος είναι ο ελκυσμός, η συμπίεση, η κάμψη και η στρέψη.



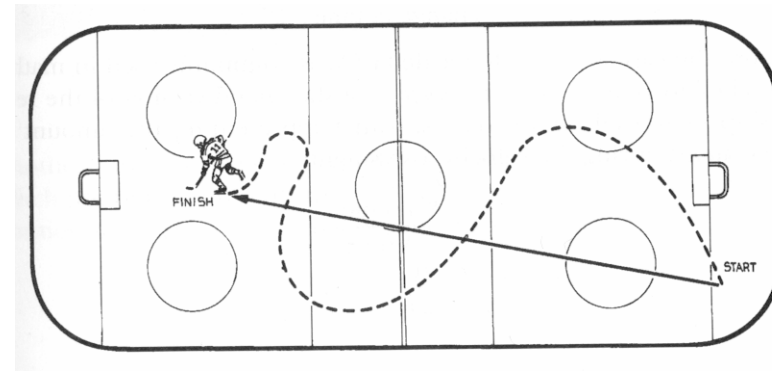
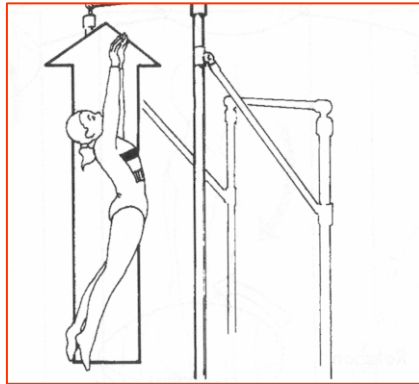
**Κ
Ι
Ν
Η
Μ
Α
Τ
Ι
Κ
Η**

**ΠΟΙΟΤΙΚΗ ΚΑΙ ΠΟΣΟΤΙΚΗ
ΑΝΑΛΥΣΗ**



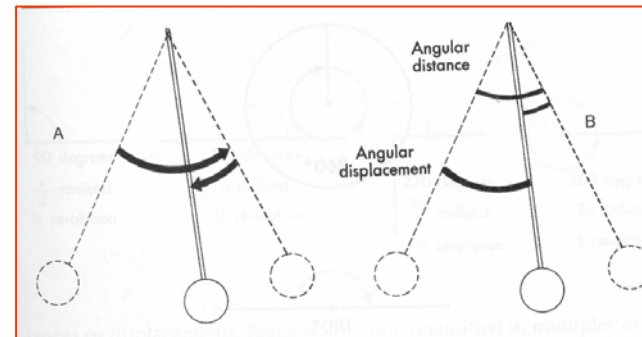
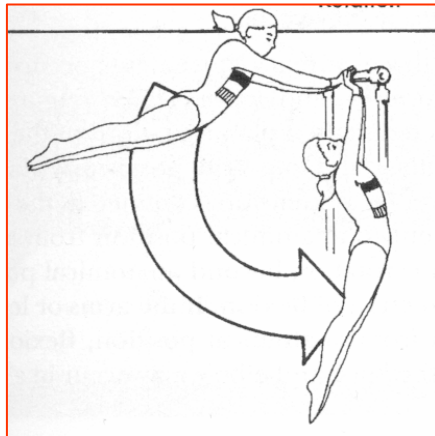
**ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΕΙΝΑΙ Η ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ
ΤΟΥ ΤΥΠΟΥ Η ΤΗΣ ΑΚΟΛΟΥΘΙΑΣ ΤΩΝ ΚΙΝΗΣΕΩΝ
ΣΕ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ ΜΕ ΤΟΝ ΧΡΟΝΟ**

**ΓΡΑΜΜΙΚΗ
ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ**

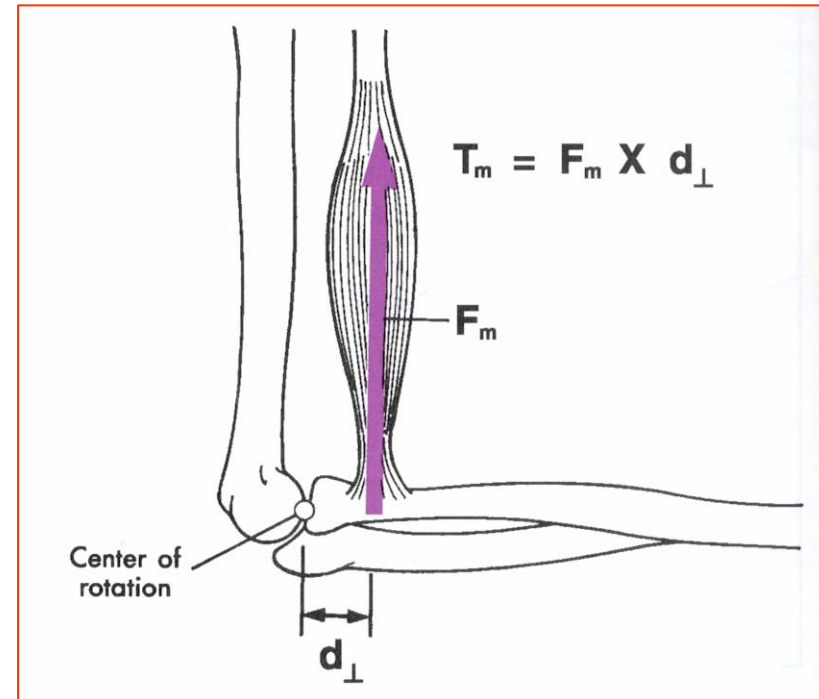
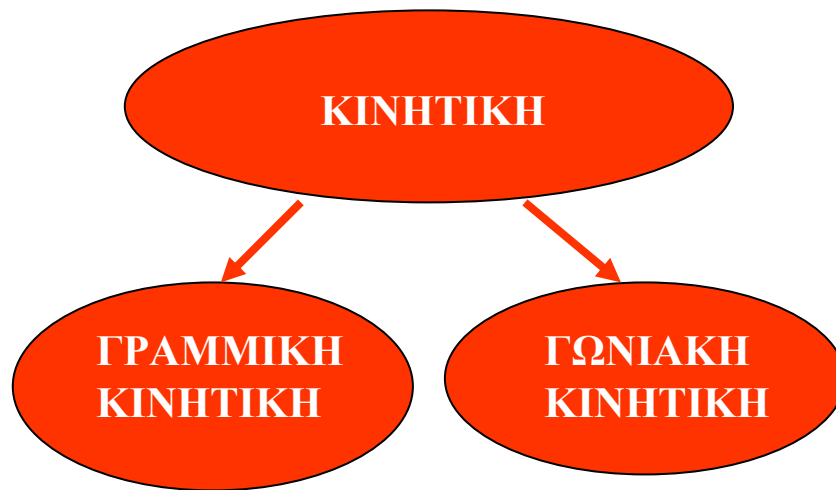


**ΔΙΑΝΥΘΕΙΣΑ ΑΠΟΣΤΑΣΗ (ΤΡΟΧΙΑ)
ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ**

**ΓΩΝΙΑΚΗ
ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ**



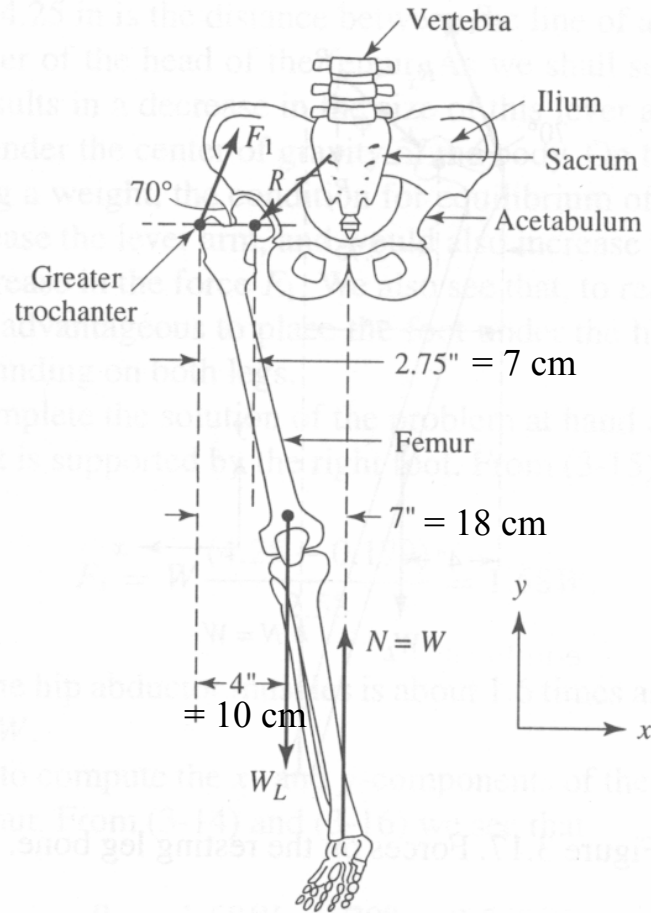
**ΓΩΝΙΑΚΗ ΑΠΟΣΤΑΣΗ
ΓΩΝΙΑΚΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ**



ΓΙΑ ΝΑ ΙΣΟΡΡΟΠΕΙ ΈΝΑ ΣΩΜΑ ΘΑ ΠΡΕΠΕΙ

A. Το διανυσματικό άθροισμα όλων των εξωτερικών δυνάμεων που δρουν πάνω σε αυτό να είναι μηδέν

B. Το διανυσματικό άθροισμα όλων των εξωτερικών ροπών που δρουν πάνω σε αυτό να είναι μηδέν εφαρμόζοντας τις συνθήκες ισορροπίας.



$$AN \quad W_L = W/7$$

$$F_1 \eta \mu 70^0 - R_y - W/7 + W = 0$$

$$F_1 \sigma \nu \nu 70^0 - R_x = 0$$

$$(F_1 \eta \mu 70^0) 7 \text{ cm} + (W/7) 3 \text{ cm} - W 11 \text{ cm} = 0$$

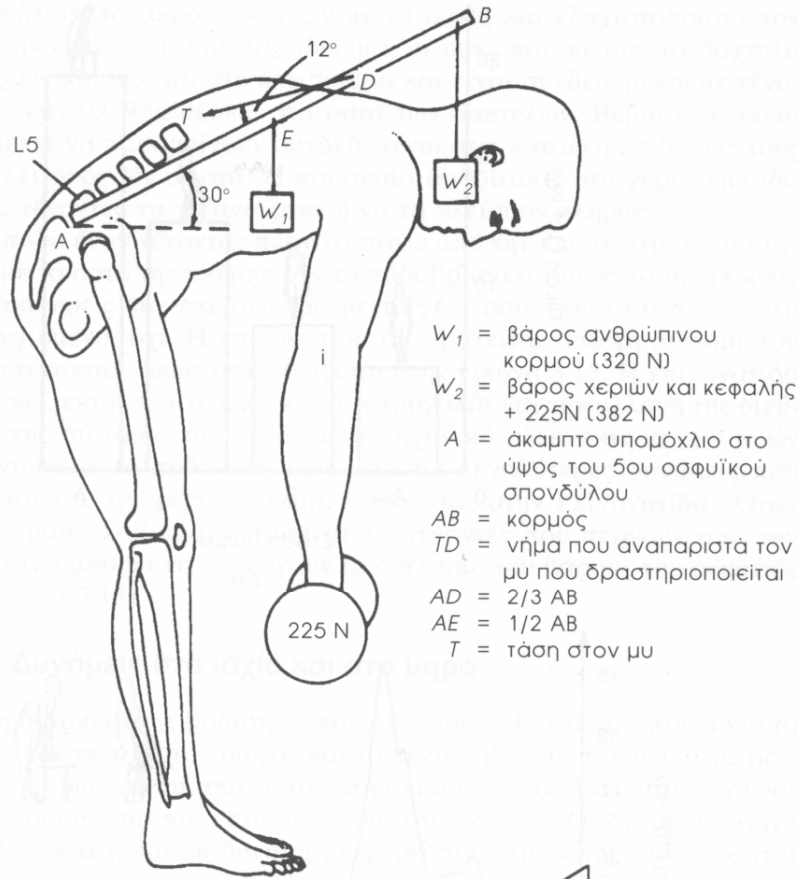
$$F_1 = 1.58 W$$

$$R_x = 0,54 W$$

$$R_y = 2,34 W$$

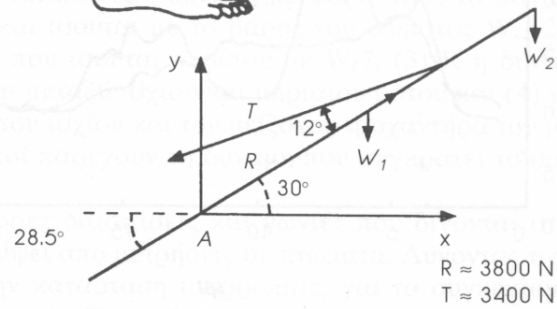
$$R = 2,4 W$$

$$\phi = 13 \text{ μοίρες (γωνία της } R \text{ με την κατακόρυφο)}$$



- W_1 = βάρος ανθρώπινου κορμού (320 N)
- W_2 = βάρος χεριών και κεφαλής + 225N (382 N)
- A = άκαμπτο υπομόχλιο στο ύψος του 5ου οσφυϊκού σπονδύλου
- AB = κορμός
- TD = νήμα που αναπαριστά τον μυ που δραστηριοποιείται
- AD = $2/3$ AB
- AE = $1/2$ AB
- T = τάση στον μυ

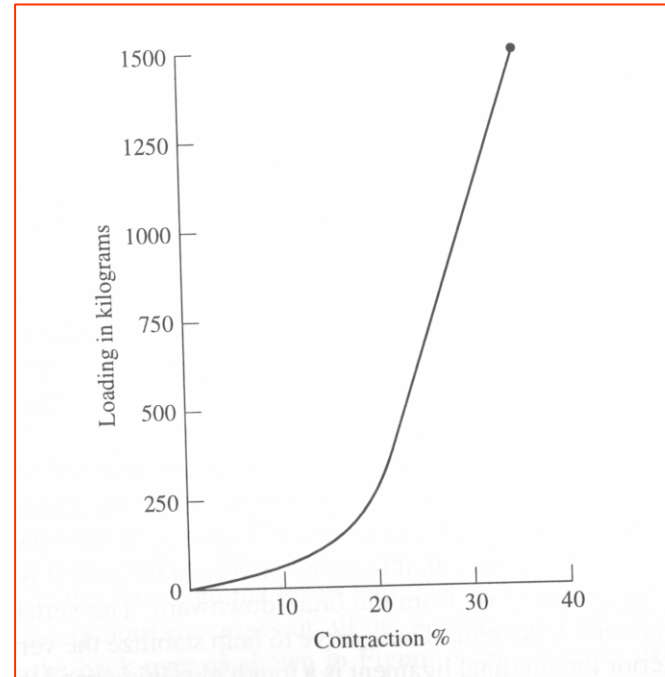
(a)

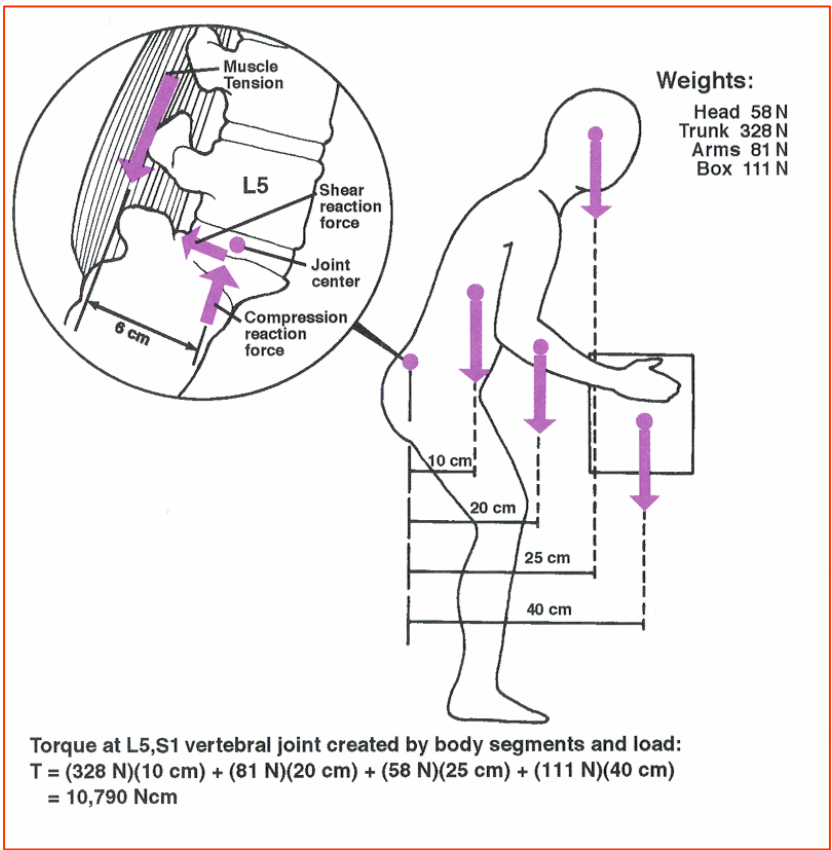
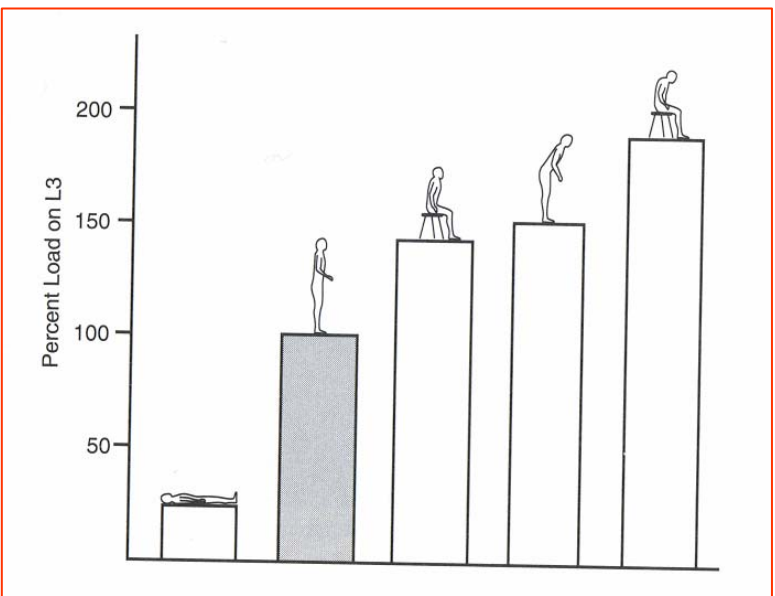
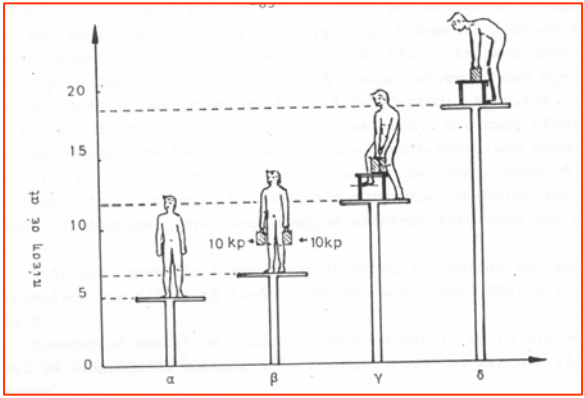
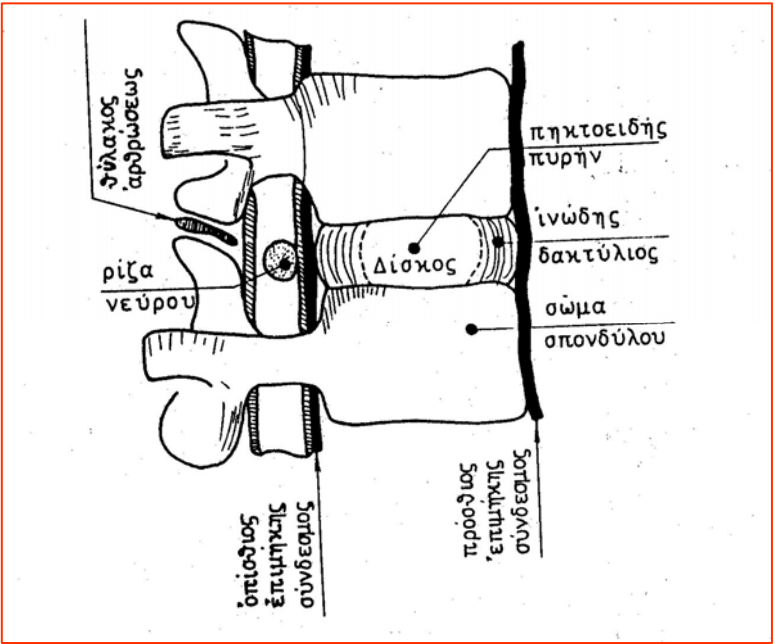


(β)

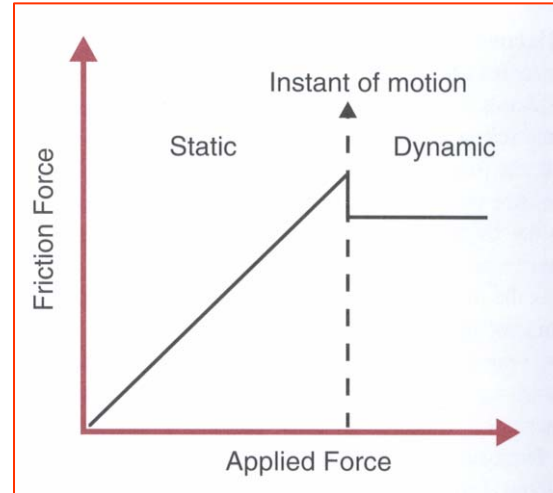
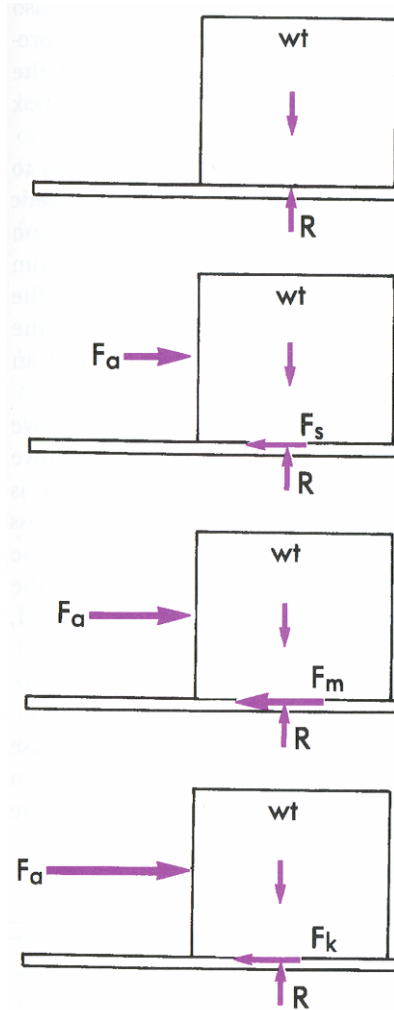
$R \approx 3800$ N
 $T \approx 3400$ N

$T=2,5W$, $R=2,74W$.
Για ένα άνθρωπο βάρους 80 kg
η δύναμη R θα είναι 219 kg.



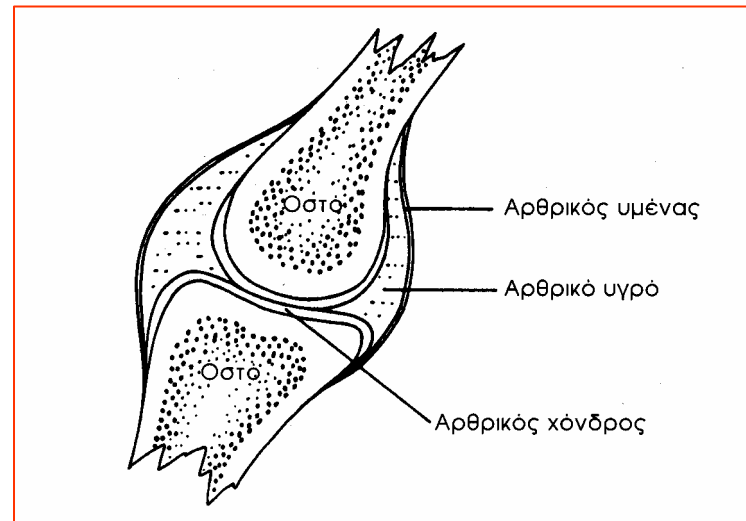


ΤΡΙΒΗ



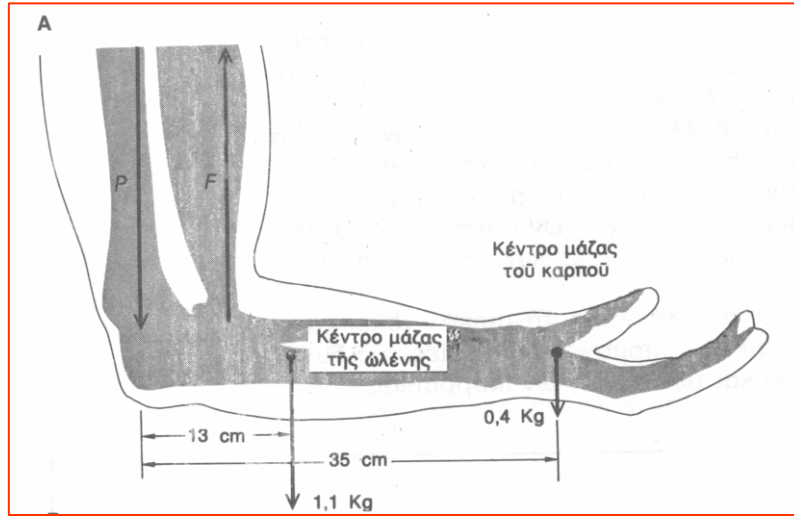
$$F_{s,max} \leq \mu_s R$$

$$F_k = \mu_k R$$



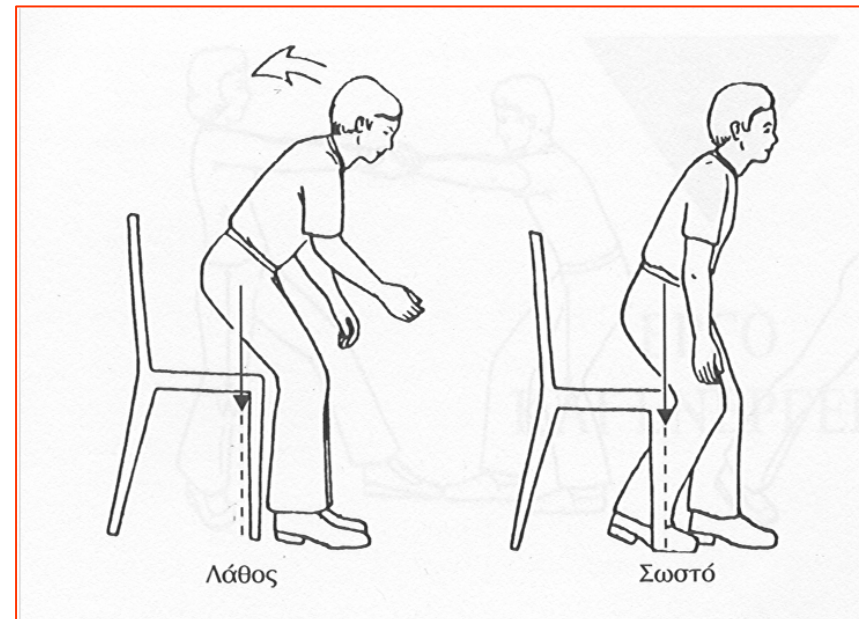
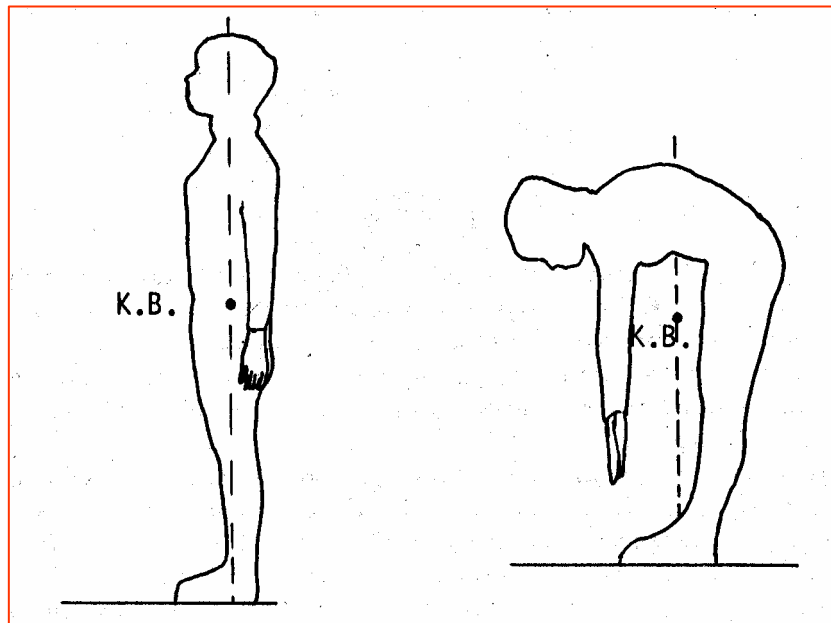
$$\mu_k = 0.005 - 0.01$$

ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΣΤΕΡΕΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ



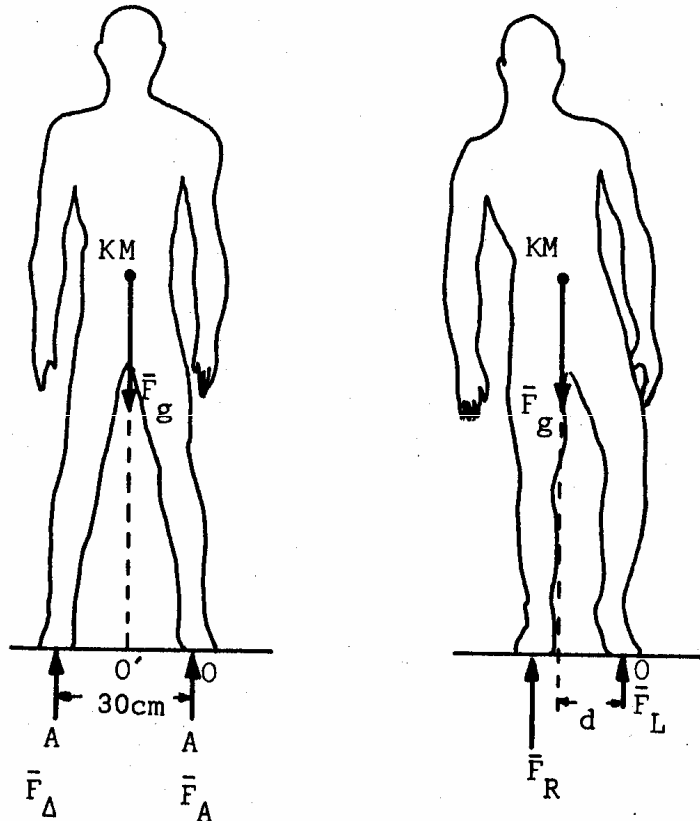
$$x = (\sum m_i x_i) / \sum m_i$$

$$x = (1,1 \text{ kgr} \times 13 \text{ cm} + 0,4 \times 35 \text{ cm}) / (1,1 \text{ kgr} + 0,4 \text{ kgr}) = 18,9 \text{ cm}$$



Ένας άνθρωπος βάρους 90 N που υποφέρει από κοίλη μεσοσπονδυλίου δίσκου δεν μπορεί να δεχθεί στο αριστερό του πόδι δύναμη μεγαλύτερη από 25 N λόγω πάρεσης με αποτέλεσμα να κλίνει το σώμα του προς τα δεξιά.

Να υπολογισθεί πόσο έχει μετατοπισθεί το κέντρο μάζας του σε σχέση με τη θέση που αυτό θα είχε αν ο άνθρωπος δεν είχε πρόβλημα υγείας και επομένως και τα δύο του πόδια θα μπορούσαν να δεχτούν την ίδια δύναμη. Η απόσταση ανάμεσα στις δυνάμεις επαφής που ασκούνται στα πέλματα είναι 30 εκατοστά



$$F_{\Delta} + F_A = 90 \text{ N}$$

$$F_A \times 0 - F_{\Delta} \times 0,3 \text{ m} + F_g \times 0,15 \text{ m} = 0$$

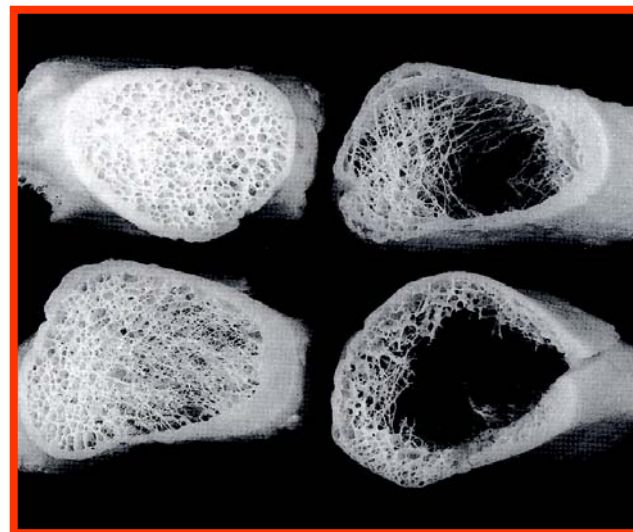
$$F_A = 45 \text{ N} \quad F_{\Delta} = 45 \text{ N}$$

$$25 \text{ N} \times 0 \text{ m} + 90 \text{ N} \times d - 65 \text{ N} \times 0,30 \text{ m} = 0$$

$$d = 0,217 \text{ m}$$

ΟΣΤΕΟΠΟΡΩΣΗ

ΤΙ ΕΙΝΑΙ Η ΟΣΤΕΟΠΟΡΩΣΗ;

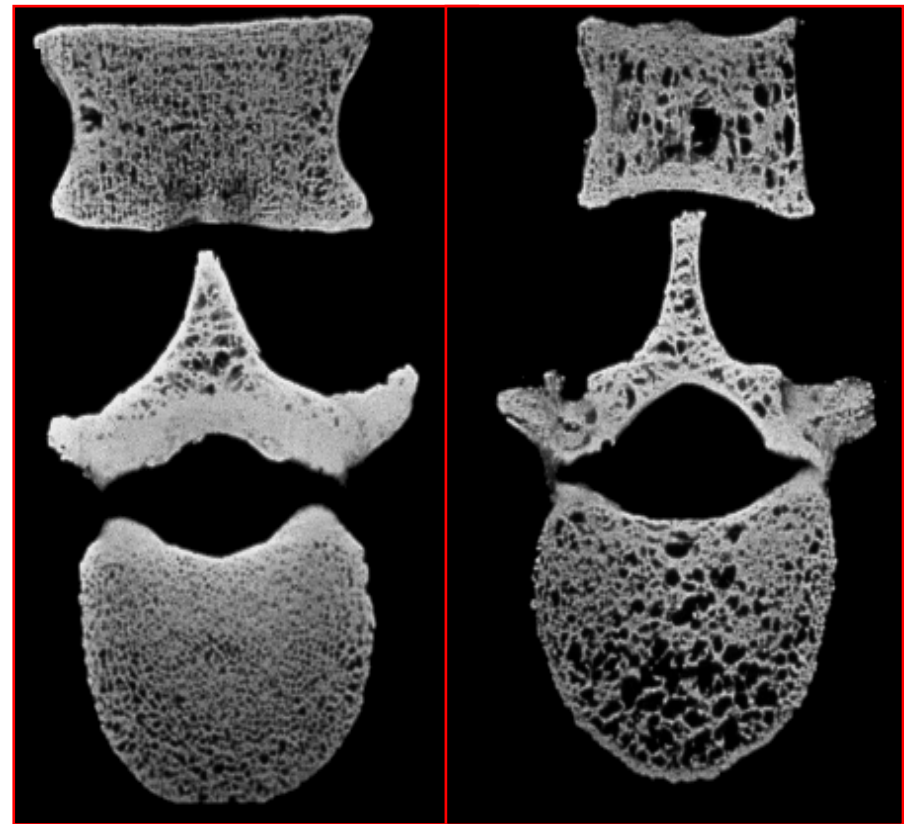


ΠΕΡΙΠΟΥ 70% ΤΗΣ ΑΝΤΟΧΗΣ ΤΟΥ ΟΣΤΟΥ ΣΧΕΤΙΖΕΤΑΙ ΜΕ ΤΗΝ ΟΣΤΙΚΗ ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ

ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΟΣΤΕΟΠΩΡΩΣΗΣ

ΟΣΤΕΟΠΩΡΩΣΗ: Η ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΣΤΗΝ ΟΠΟΙΑ ΠΑΡΑΤΗΡΗΤΑΙ ΧΑΜΗΛΗ ΟΣΤΙΚΗ ΜΑΖΑ, ΜΕ ΚΑΤΑΣΤΡΟΦΗ ΤΗΣ ΜΙΚΡΟ - ΑΡΧΙΤΕΚΤΟΝΙΚΗΣ ΤΟΥ ΟΣΤΟΥ, ΠΟΥ ΟΔΗΓΕΙ ΣΕ ΑΥΞΗΜΕΝΗ ΕΥΘΡΑΥΣΤΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΩΣ ΕΚ ΤΟΥΤΟΥ ΣΕ ΑΥΞΗΣΗ ΤΟΥ ΚΙΝΔΥΝΟΥ ΚΑΤΑΓΜΑΤΟΣ

WHO - 1991

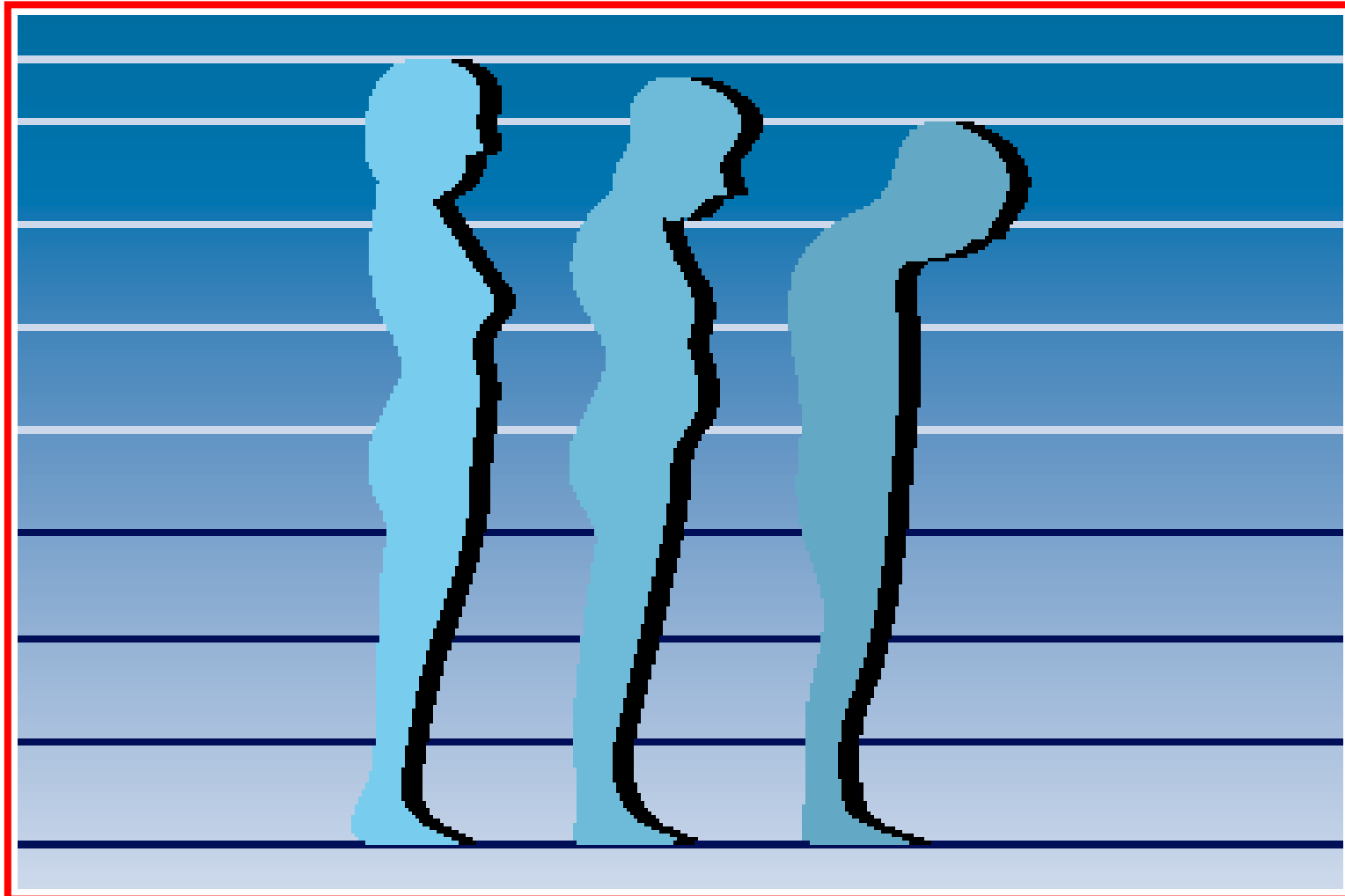


ΟΣΤΕΟΠΕΝΙΑ

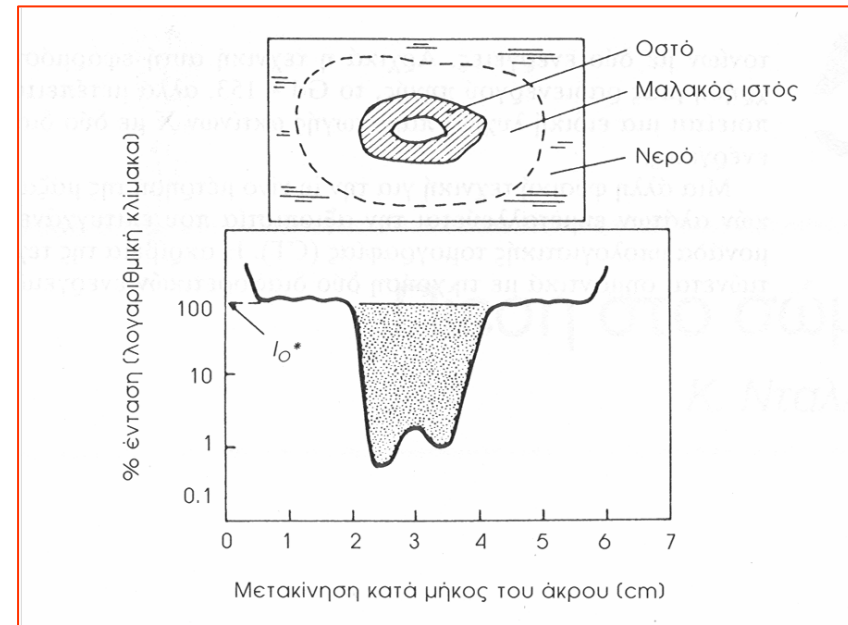
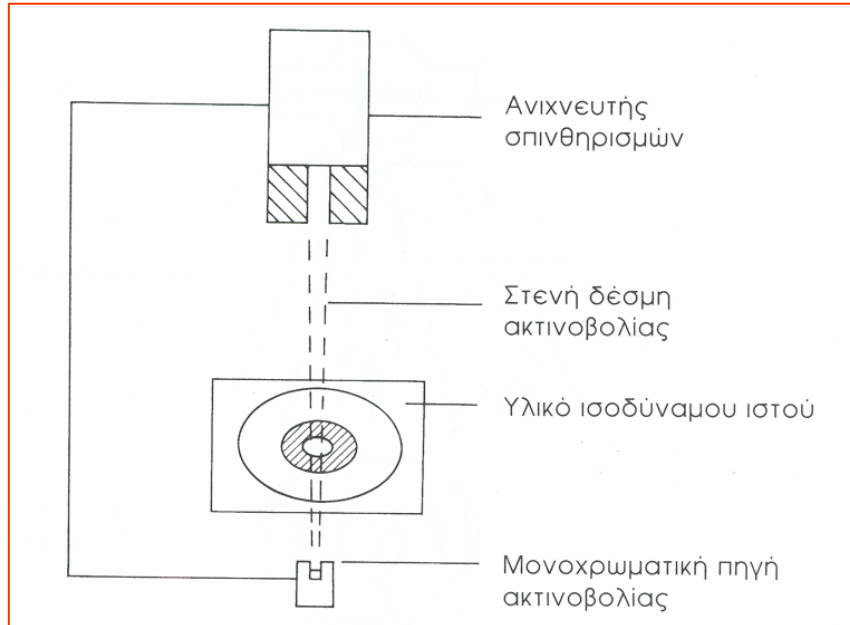
***ΟΣΤΕΟΠΕΝΙΑ ΕΙΝΑΙ Η ΑΣΥΜΠΤΩΜΑΤΙΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΠΟΥ
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΖΕΤΑΙ ΑΠΟ ΧΑΜΗΛΗ ΟΣΤΙΚΗ ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ ΧΩΡΙΣ
ΚΑΤΑΓΜΑΤΑ***



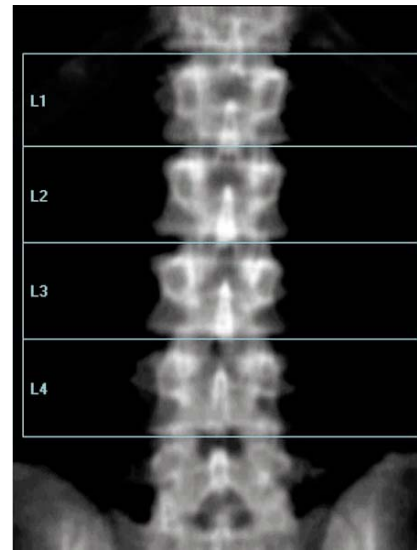
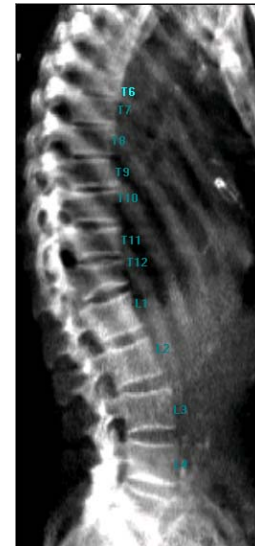
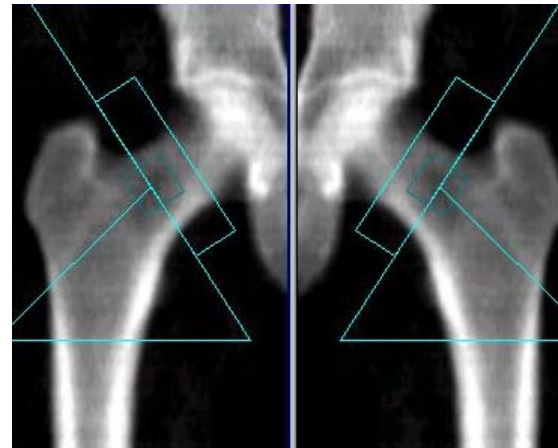
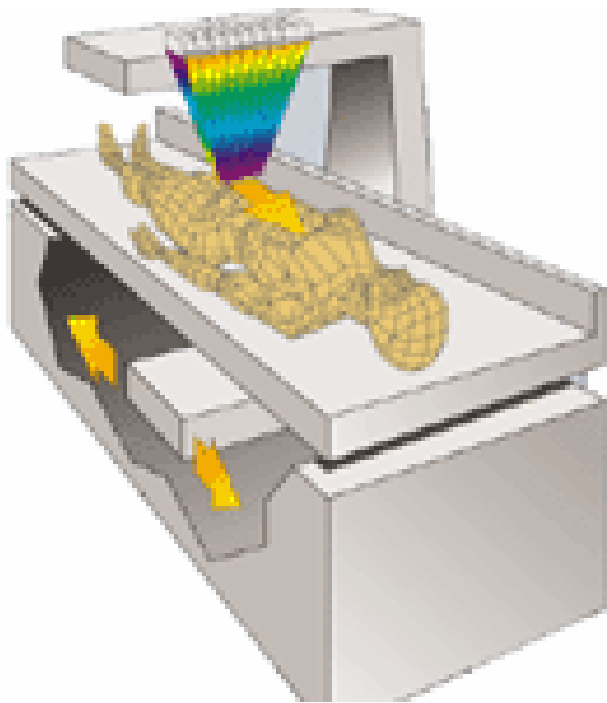
ΟΣΤΕΟΠΟΡΩΣΗ



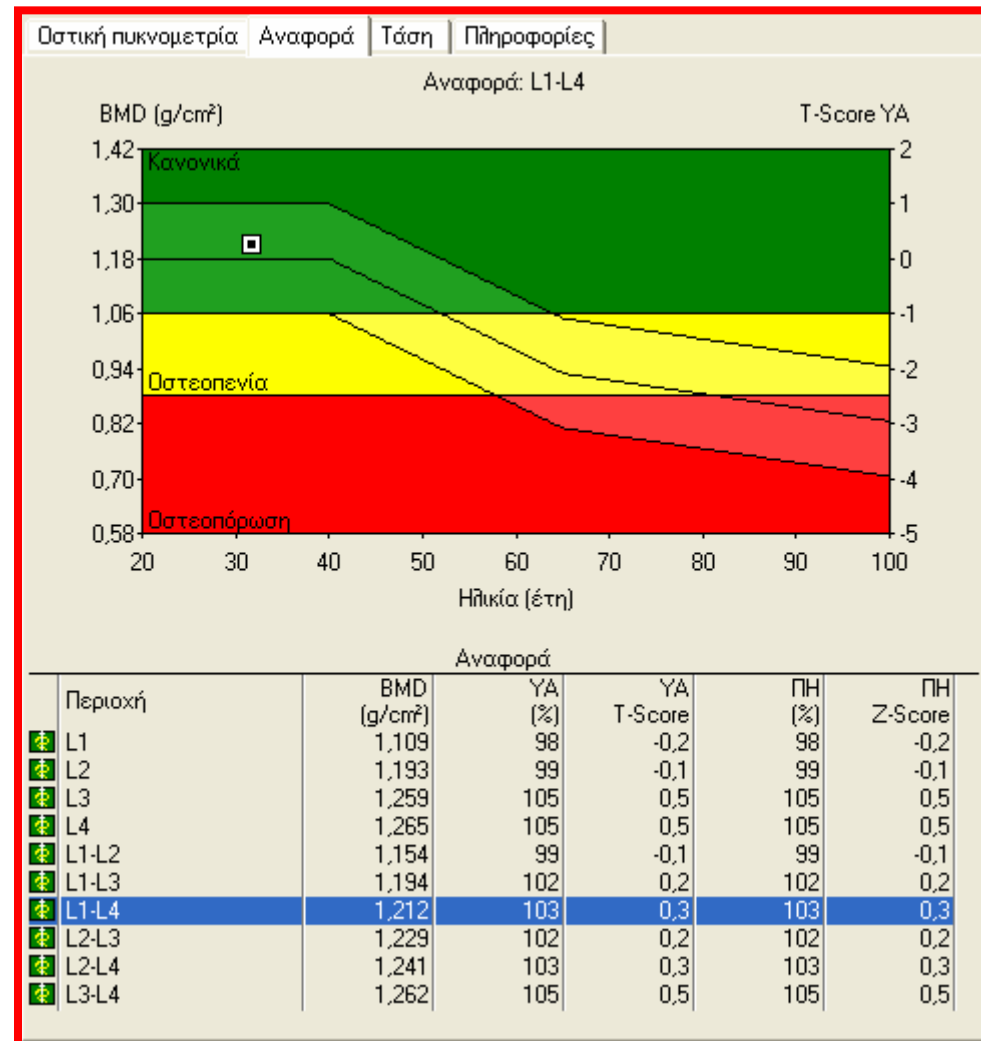
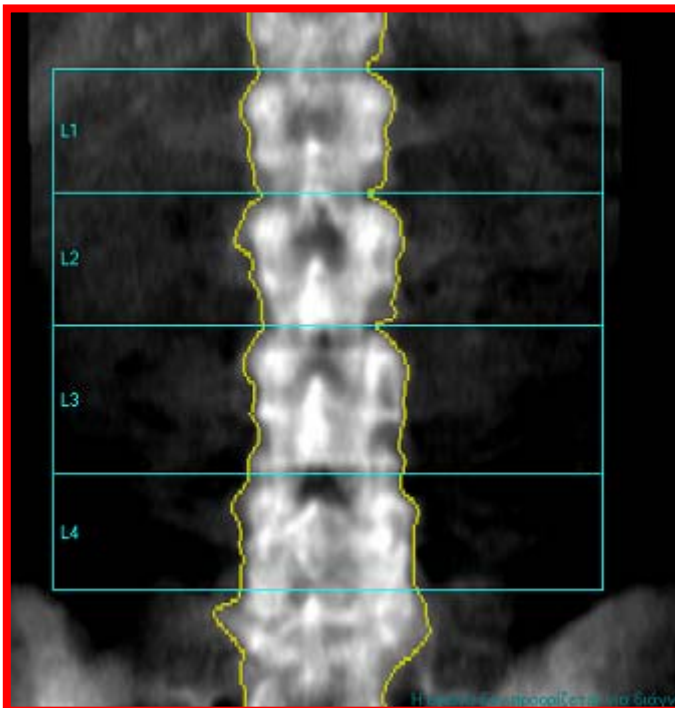
ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΙΟΜΕΤΡΙΑ ΜΕ ΡΑΔΙΟΝΟΥΚΛΙΔΙΑ



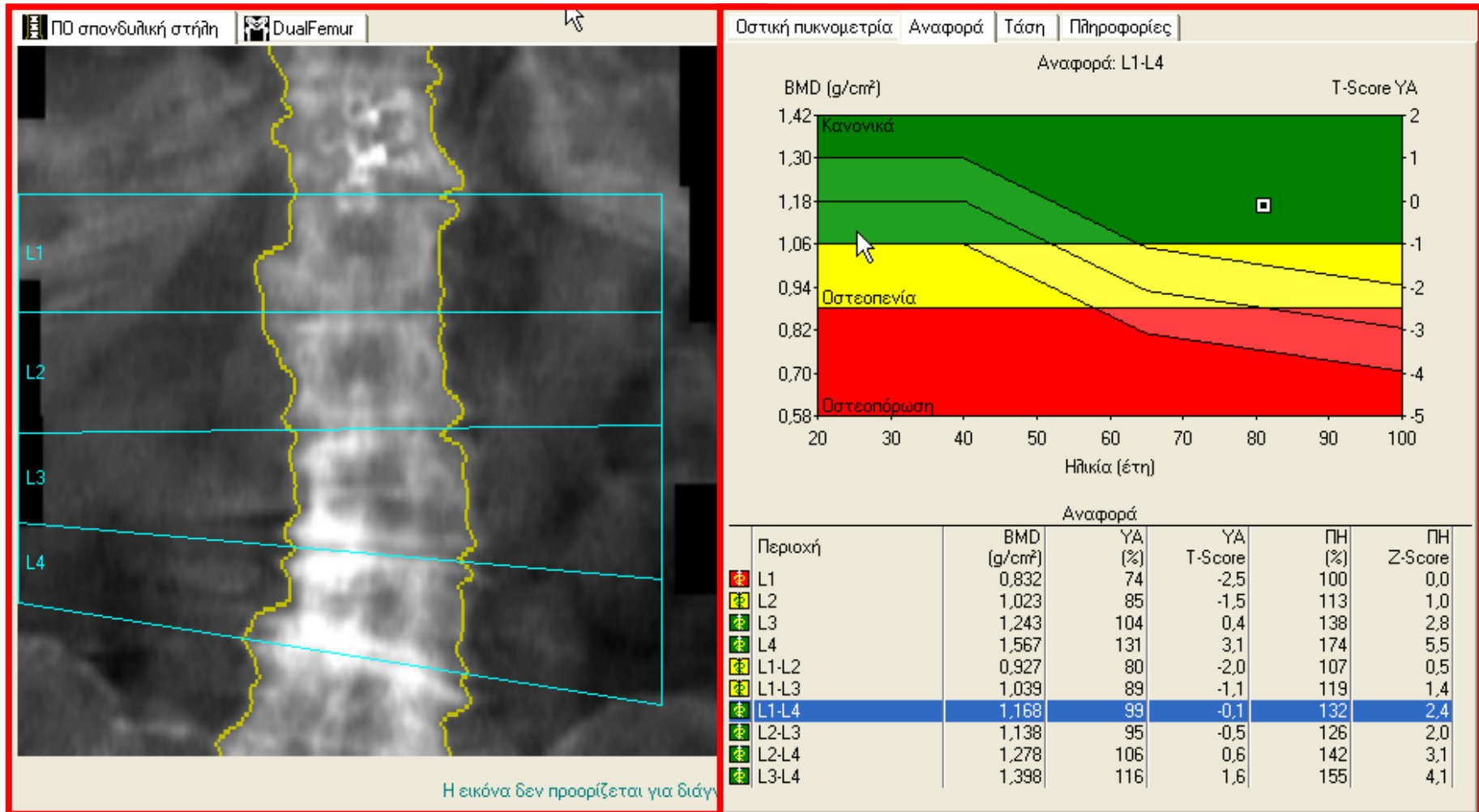
ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΙΟΜΕΤΡΙΑ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ (SXA, DXA)



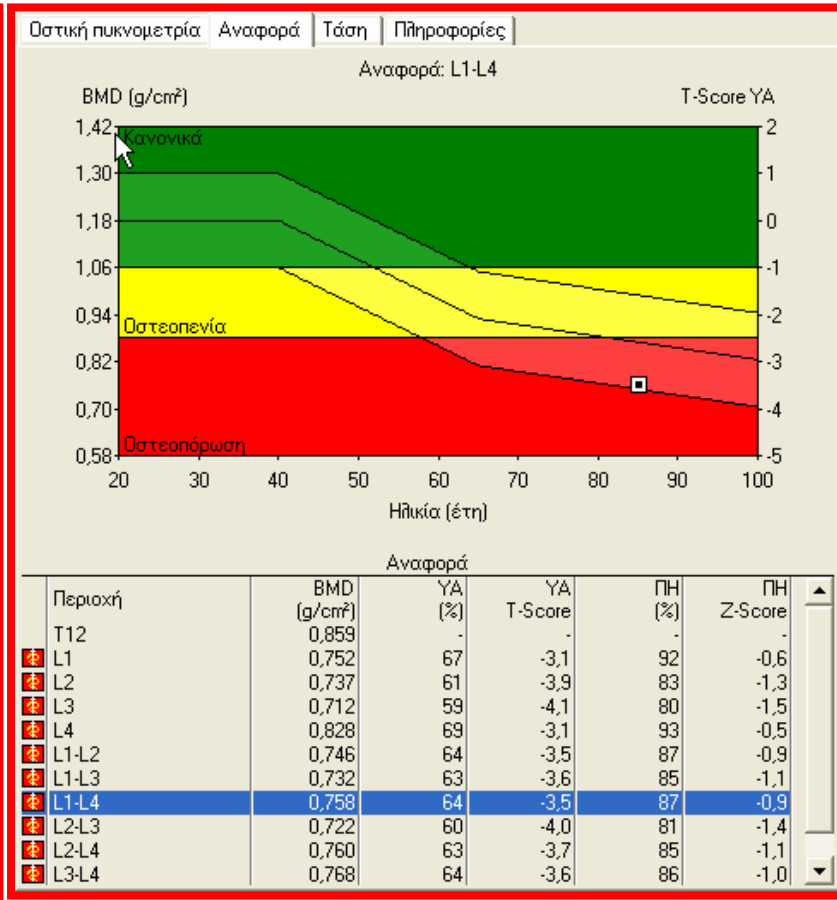
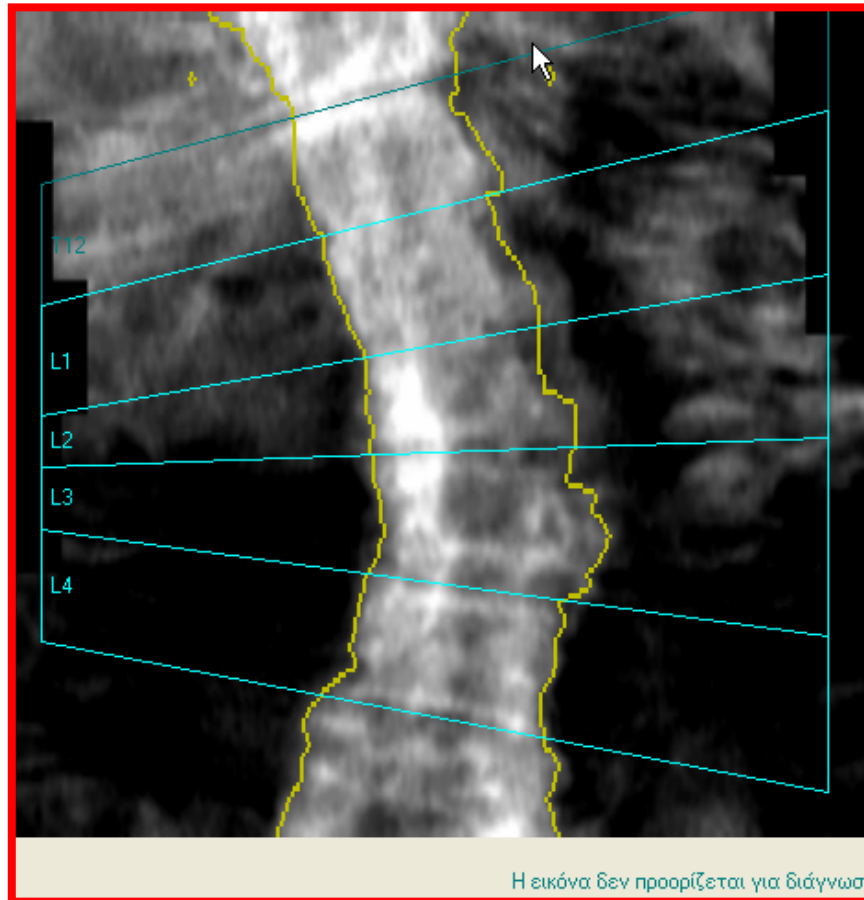
ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ



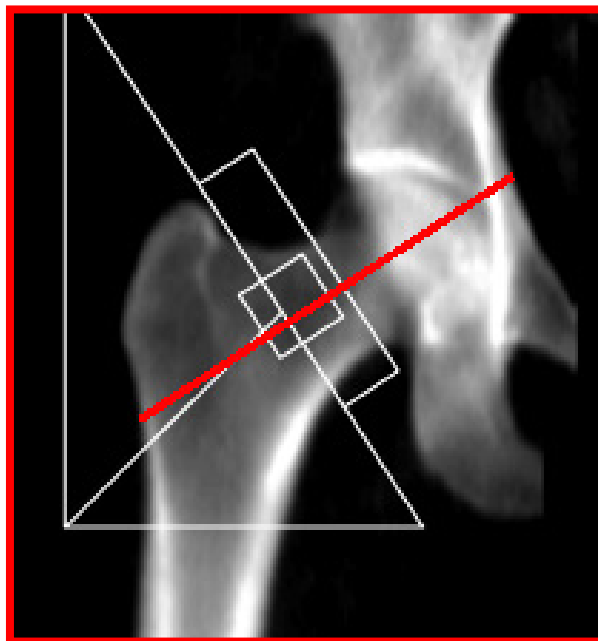
ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ



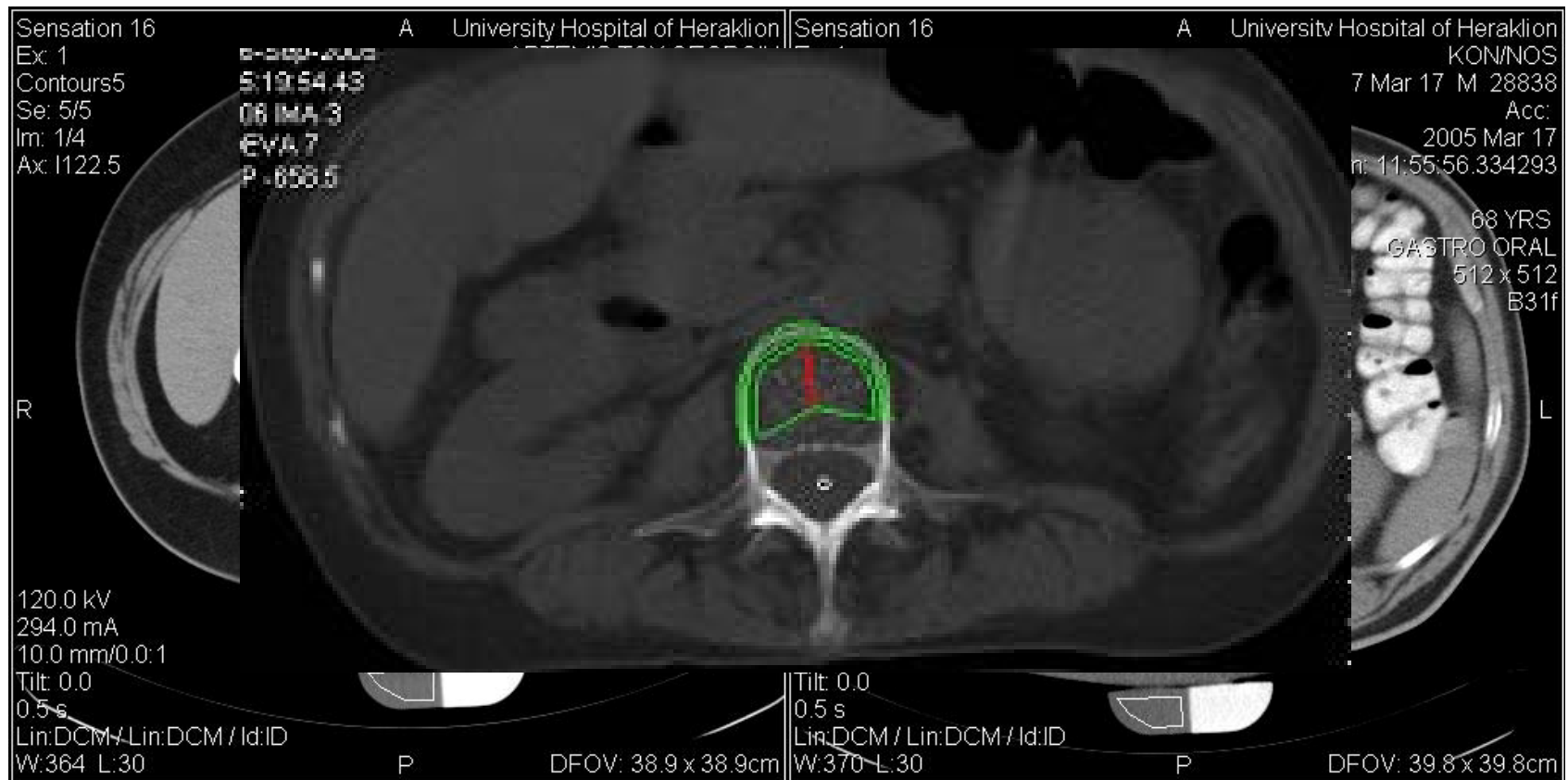
ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ



ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ



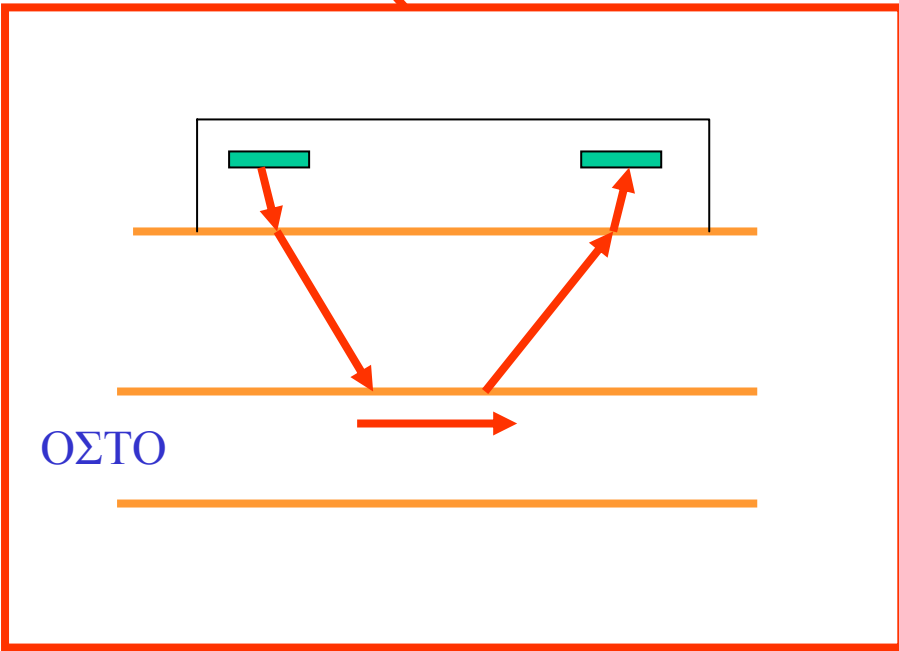
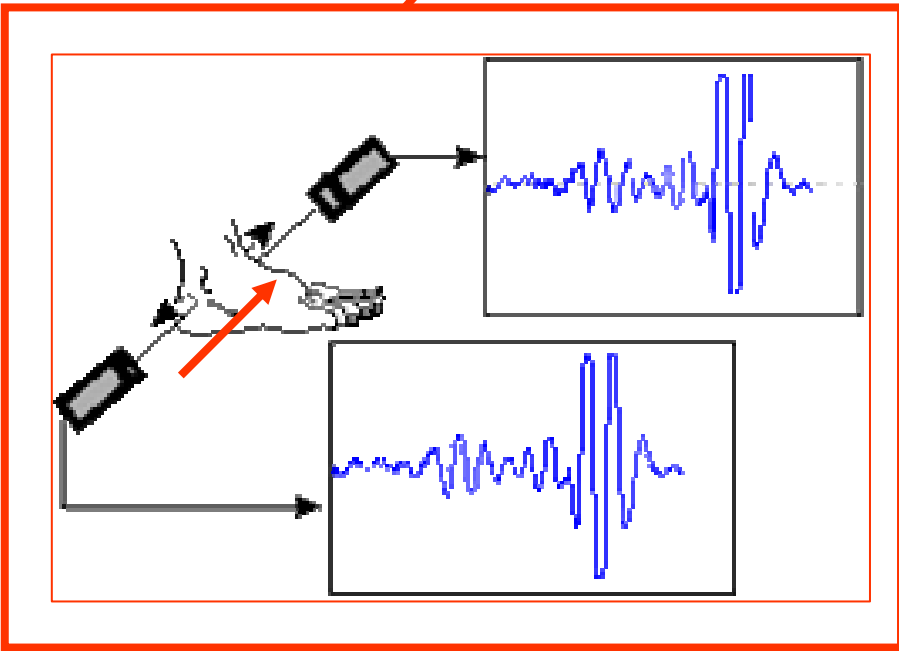
QCT: Ανάλυση



ΠΟΣΟΤΙΚΗ ΥΠΕΡΗΧΟΜΕΤΡΙΑ

ΕΓΚΑΡΣΙΑ ΔΙΑΔΟΣΗ

ΛΕΟΝΙΚΗ ΔΙΑΔΟΣΗ



QUS: ΕΓΚΑΡΣΙΑ ΔΙΑΔΟΣΗ



*ΜΕΤΡΗΣΗ ΕΞΑΣΘΕΝΗΣΗΣ
ΚΑΙ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ*

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΣΚΕΛΕΤΟΥ

ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΣΤΗΡΙΞΗ
ΚΙΝΗΣΗ
ΠΡΟΣΤΑΣΙΑ ΟΡΓΑΝΩΝ
ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ ΟΥΣΙΩΝ
ΔΙΑΤΡΟΦΗ
ΜΕΤΑΔΟΣΗ ΗΧΟΥ

ΕΙΝΑΙ Ο ΙΣΤΟΣ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ ΖΩΝΤΑΝΟΣ ΙΣΤΟΣ;

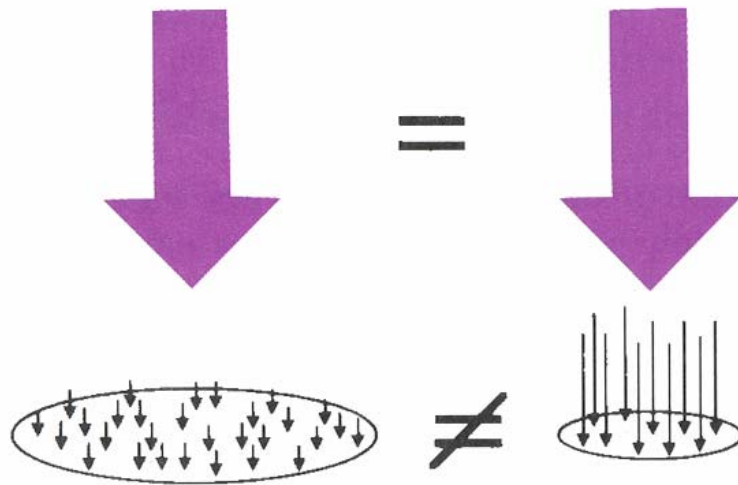
ΣΥΣΤΑΣΗ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ

ΟΡΓΑΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ 40% κ.β. – 60% κ.ο.

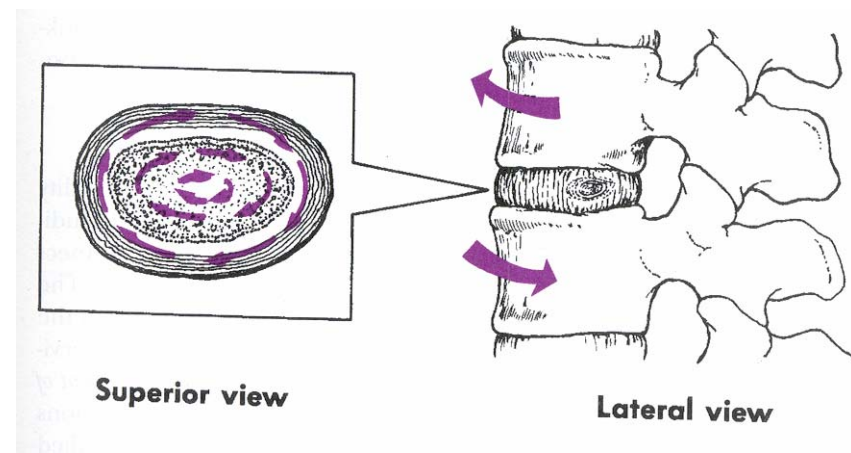
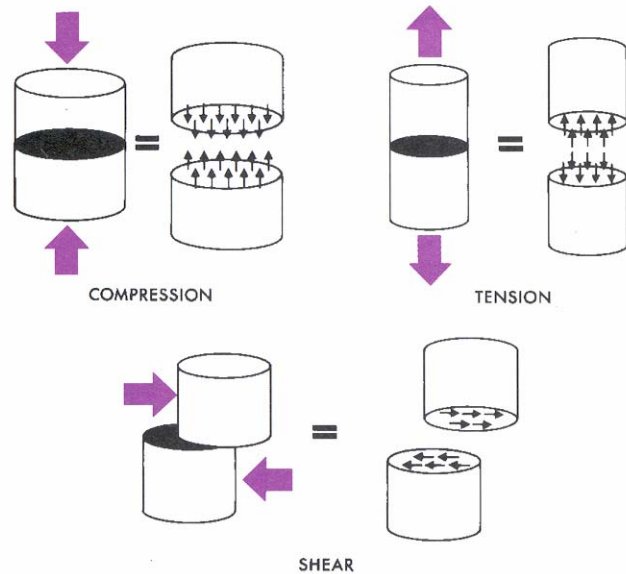
ΑΝΟΡΓΑΝΟ ΜΕΡΟΣ 40% κ.β. – 60% κ.ο.

**ΑΠΟ ΠΟΥ ΠΡΟΕΡΧΟΝΤΑΙ ΟΙ ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΠΟΥ
ΑΣΚΟΥΝΤΑΙ ΣΤΑ ΟΣΤΑ;**

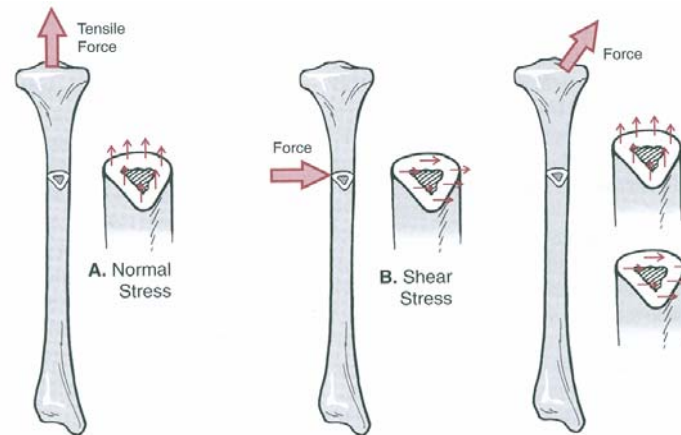
Ο όρος εσωτερική τάση (stress) αντιπροσωπεύει την ‘κατανομή’ της δύναμης μέσα στο οστό και ορίζεται σαν η δύναμη προς την επιφάνεια πάνω στην οποία δρα η δύναμη.



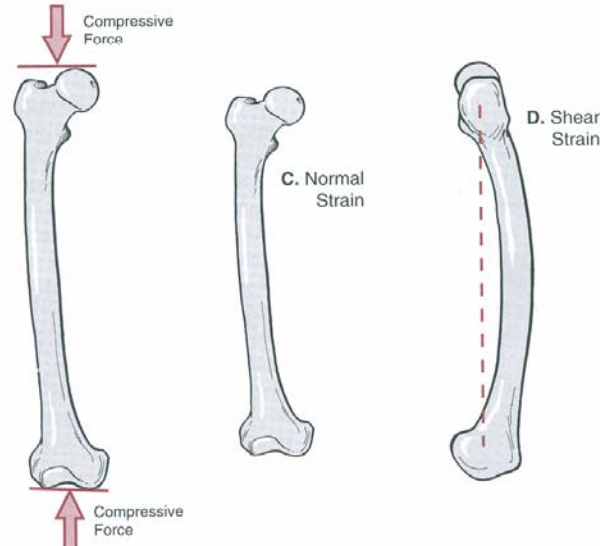
Όταν δυνάμεις δρουν κατά μήκος του επιμήκους άξονα των οστών, οι εσωτερικές τάσεις που αυτές προκαλούν λέγονται ορθές ή τυπικές (normal stress). Όταν δυνάμεις δρουν παράλληλα σε μια διατομή του οστού οι εσωτερικές τάσεις λέγονται διατμητικές (shear stress). Σε αυτήν την περίπτωση η εσωτερική τάση τείνει να προκαλέσει ολίσθηση ενός μέρους του οστού

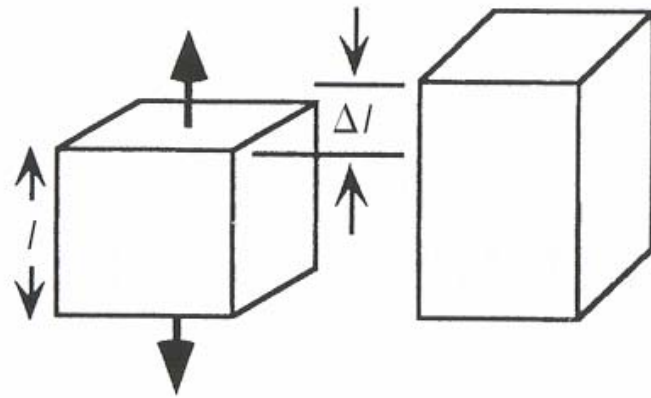


Η τοπική παραμόρφωση που προκύπτει από την εφαρμογή δυνάμεων αναφέρεται σαν σχετική παραμόρφωση (strain)

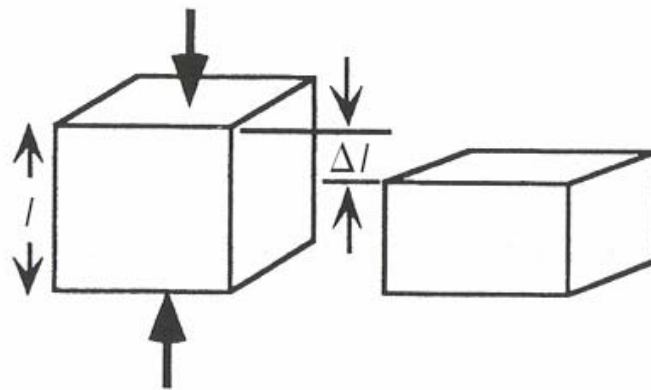


Strain = Change in Length or Angle

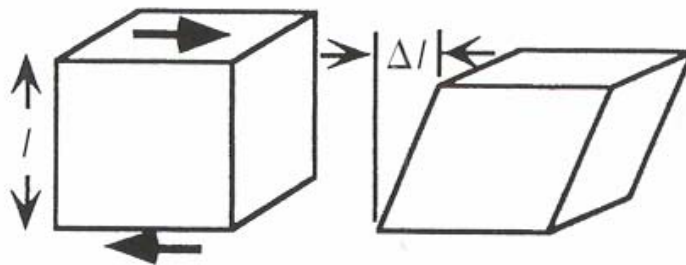




TENSION
Strain $\epsilon = \Delta l / l$

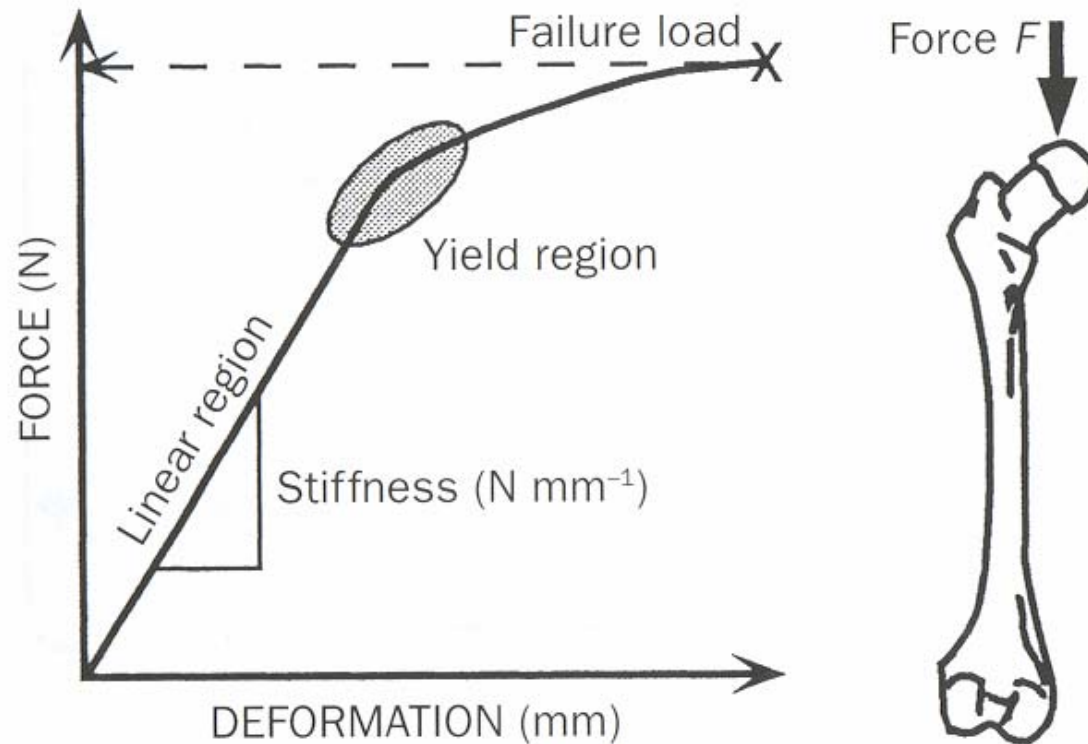


COMPRESSION
Strain $\epsilon = \Delta l / l$



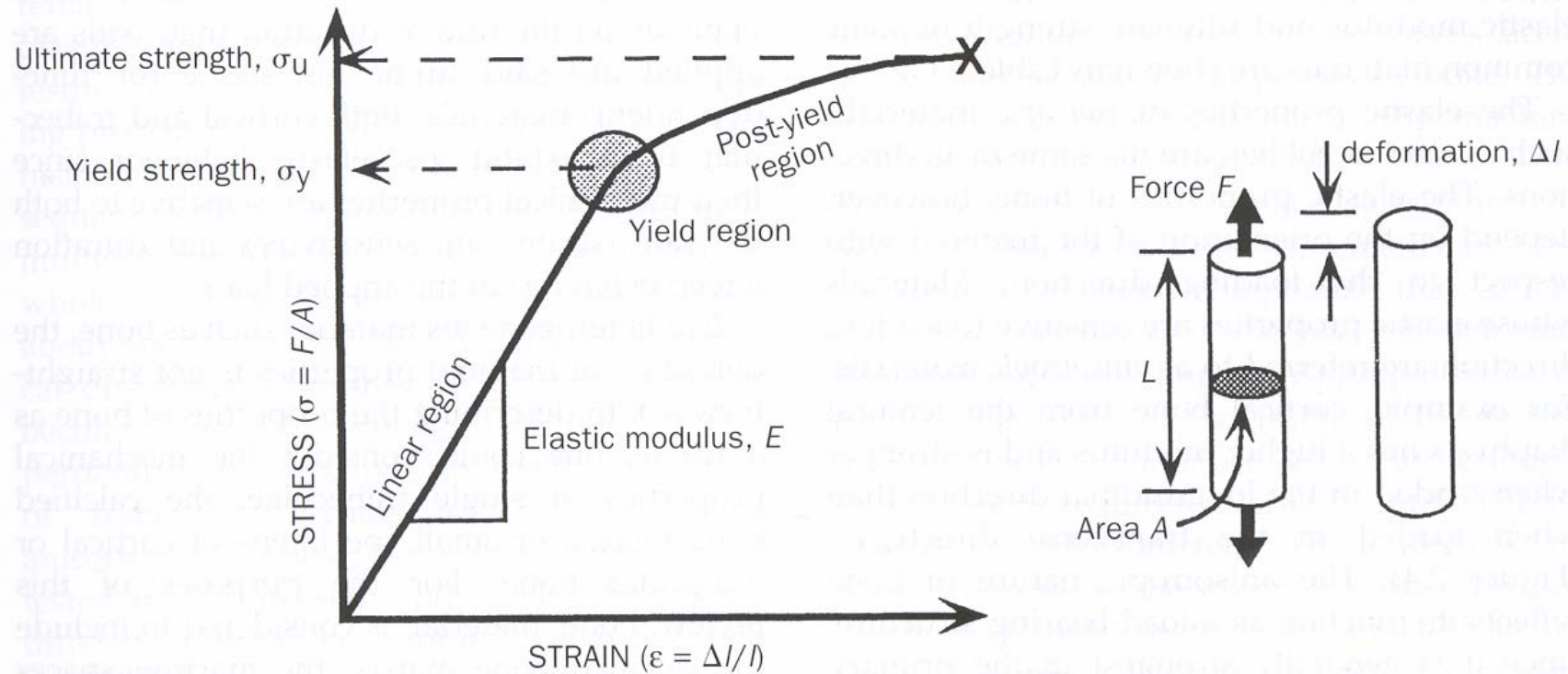
SHEAR
Strain $\gamma \approx \Delta l / l$

Ελαστικότητα είναι η ιδιότητα των στερεών να παρουσιάζουν παροδική παραμόρφωση (deformation) δηλαδή μεταβολές του σχήματος ή του όγκου τους όταν τους ασκείται εξωτερική δύναμη

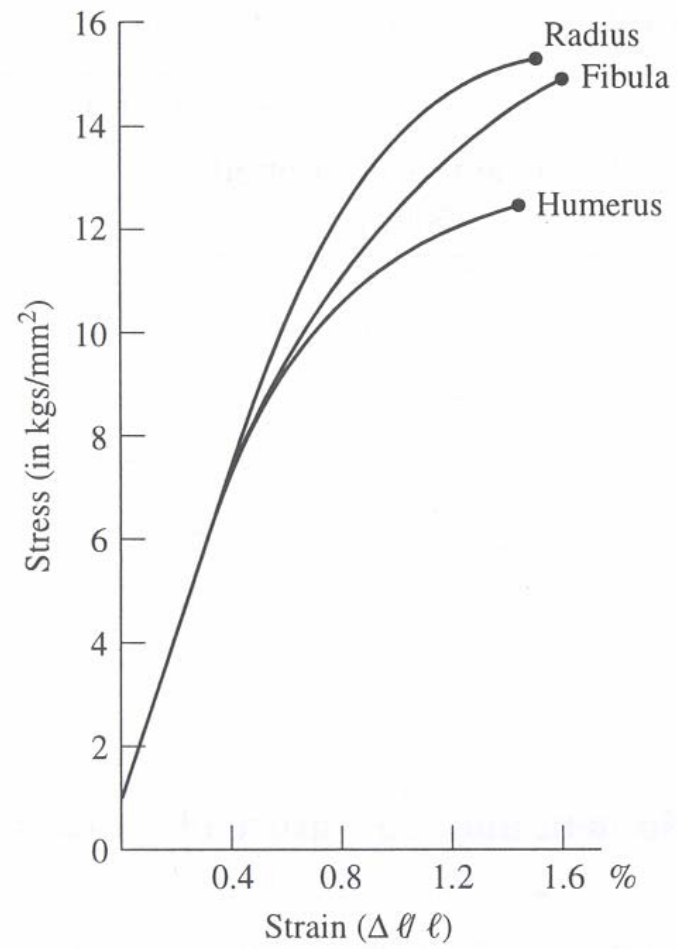


Από τι εξαρτάται η συμπεριφορά οστού κάτω από συνθήκες φόρτισης;

‘Υλικές’ ιδιότητες ενός δείγματος οστίτη ιστού



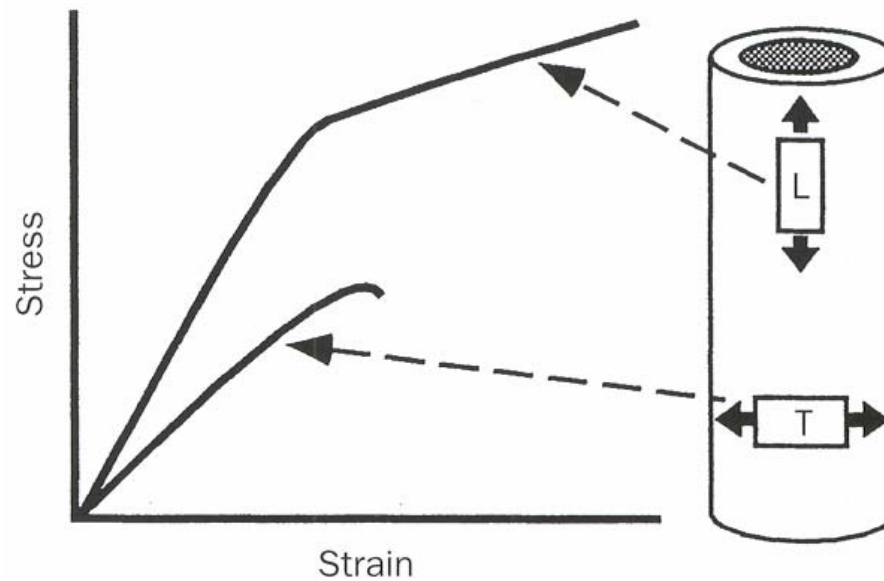
Η συμπεριφορά του δείγματος δεν εξαρτάται από την γεωμετρία του



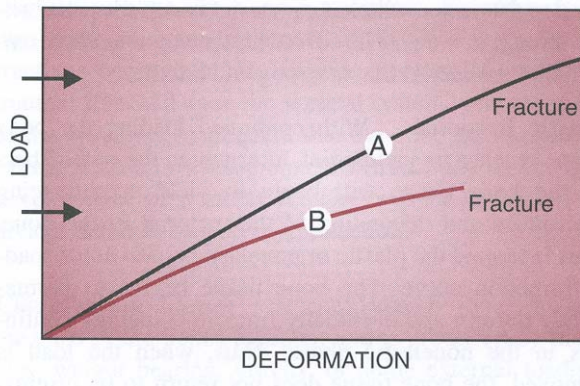
Δείγμα οστίτη οστού σχήματος κύβου ακμής 7 χιλιοστών υποβάλλεται σε συμπίεση. Μετρήθηκε διαδοχικά η δύναμη που απαιτήθηκε για να παραμορφωθεί ο κύβος κατά 0.05 χιλιοστά περίπου (Πίνακας). Σχεδιάστε την καμπύλη εσωτερικής τάσης – σχετικής παραμόρφωσης.

Παραμόρφωση (mm)	Δύναμη (N)
0.00	0
0.10	67.9
0.15	267.6
0.20	640.2
0.26	990.2
0.31	1265.1
0.36	1565.9

Ο οστίτης ιστός είναι ανισότροπο υλικό, δηλαδή οι ελαστικές ιδιότητες του εξαρτώνται από την διεύθυνση εφαρμογής της φόρτισης. Γενικά, τα οστά αντέχουν περισσότερο σε διαμήκεις παρά σε εγκάρσιες φορτίσεις.

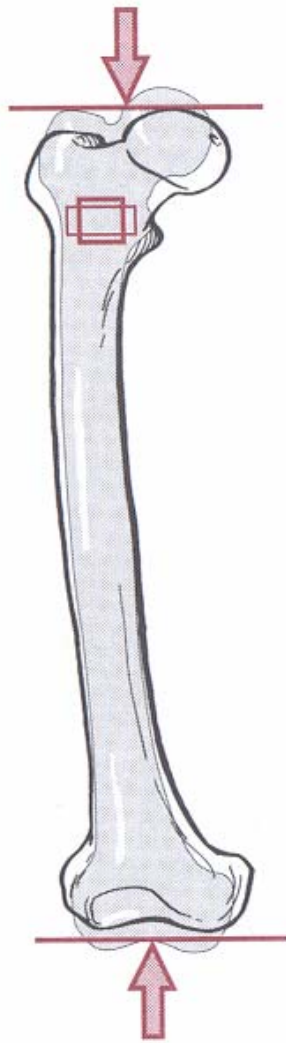


Το οστό έχει γλοιοελαστική συμπεριφορά (viscoelastic), δηλαδή οι μηχανικές του ιδιότητες εξαρτώνται τόσο από την ταχύτητα εφαρμογής της φόρτισης όσο και από την διάρκεια φόρτισης.

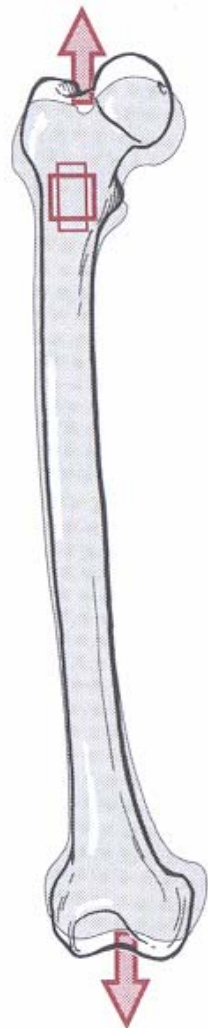


Τα οστά αντεπεξέρχονται ευκολότερα σε φορτίσεις με μεγάλη ταχύτητα εφαρμογής, αφού τότε παρουσιάζουν περισσότερη ακαμψία και έχουν μεγαλύτερο όριο θραύσης. Επίσης έχει παρατηρηθεί ότι όταν η διάρκεια της εφαρμοζόμενης τάσης είναι μικρή, το οστό είναι δυνατόν να αντέξει σε τάσεις που ξεπερνούν το όριο θραύσης. Επίσης, δυνάμεις που ασκούνται στα οστά για μεγάλη χρονική περίοδο είναι δυνατόν να προκαλέσουν κάταγμα, ενώ οι ίδιες δυνάμεις αν ασκηθούν για μικρό χρονικό διάστημα μπορεί να είναι ακίνδυνες.

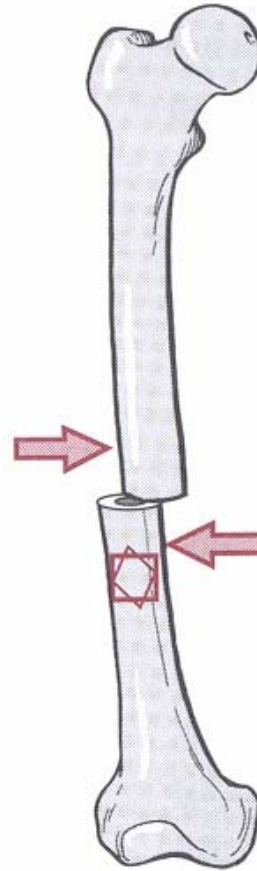
ΤΡΟΠΟΙ ΦΟΡΤΙΣΗΣ



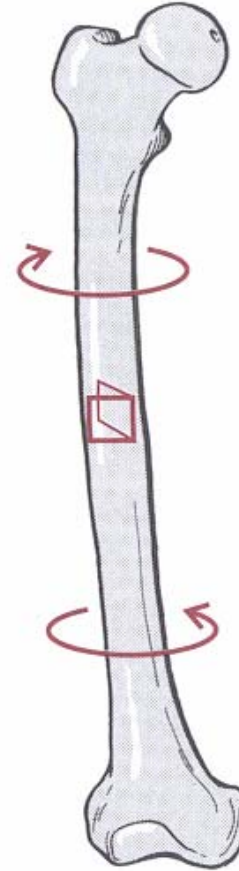
A. Compression



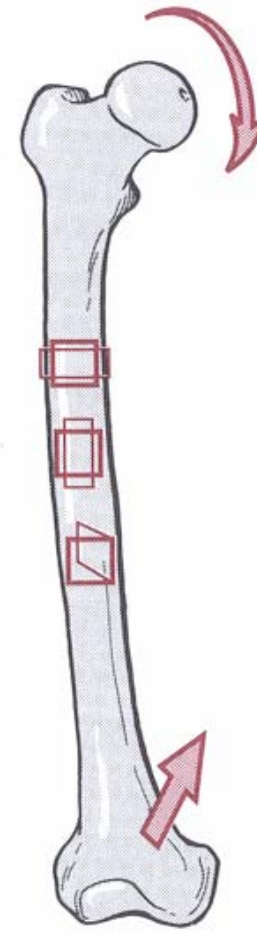
B. Tension



C. Shear



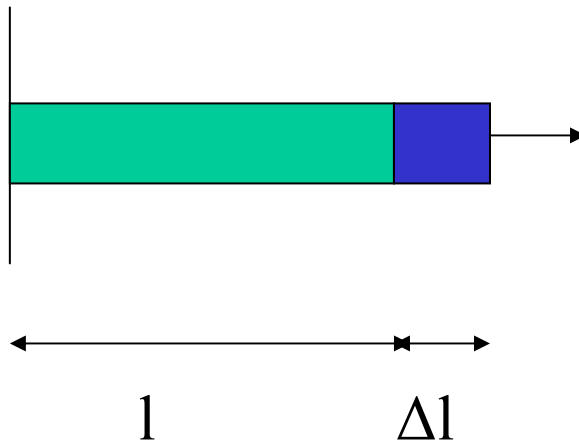
D. Torsion



E. Bending

ΤΡΟΠΟΙ ΦΟΡΤΙΣΗΣ

1. ΕΛΚΥΣΜΟΣ ΚΑΙ ΣΥΜΠΙΕΣΗ



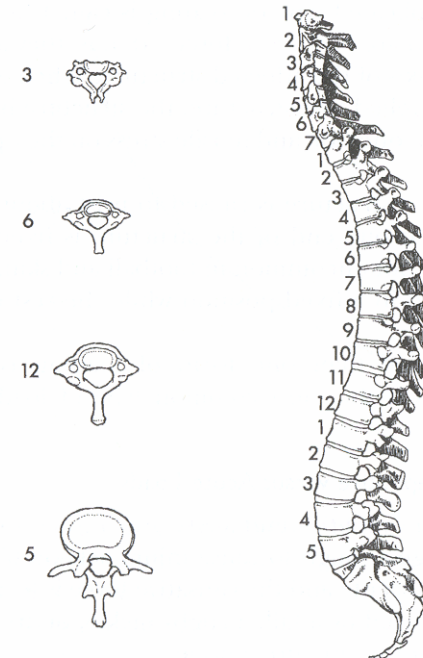
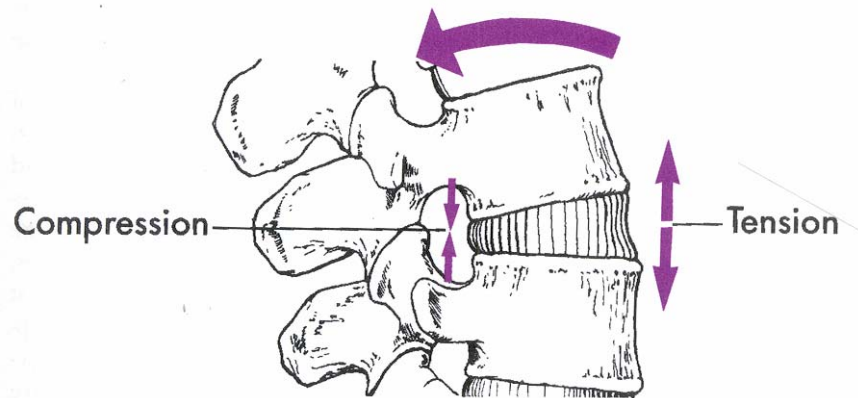
$$E = \sigma/\varepsilon \text{ (Νόμος Hook)}$$

$$\sigma = F/A$$

$$\varepsilon = \Delta l/l$$

Για το ίδιο υλικό, το μέτρο ελαστικότητας συμπίεσης είναι διαφορετικό από το μέτρο ελαστικότητας ελκυσμού.

Τα υγιή οστά αντέχουν σε τάσεις συμπίεσης μέχρι $17 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ ή 170 N/mm^2 . Δεδομένου ότι το εμβαδόν της διατομής του μηριαίου οστού είναι περίπου 330 mm^2 , συμπεραίνομε ότι το οστό αυτό αντέχει σε δυνάμεις συμπίεσης μέχρι περίπου 56.100 N ή 6 τόνους.



Η τάση που αναπτύσσεται στην κνήμη όταν ένα άτομο στηρίζεται στα δάκτυλα του ενός ποδιού είναι $7,4 \times 10^6 \text{ N/m}^2$. Η ακαμψία για το οστό αυτό είναι $16 \times 10^9 \text{ N/m}^2$. Να βρεθεί η μεταβολή του μήκους του οστού εξαιτίας της τάσης. Το μήκος της κνήμης να θεωρηθεί 40 εκατοστά. Πόσο πρέπει να αυξηθεί η τάση για να έχουμε θραύση του οστού;

$$\Delta l/l = 7,4 \times 10^6 / 16 \times 10^9$$

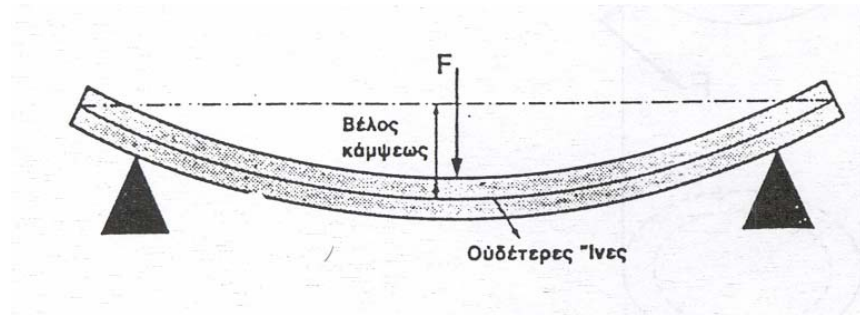
$$= 4,6 \times 10^{-4}$$

$$\Delta l = 40 \times 4,6 \times 10^{-4} \text{ cm}$$

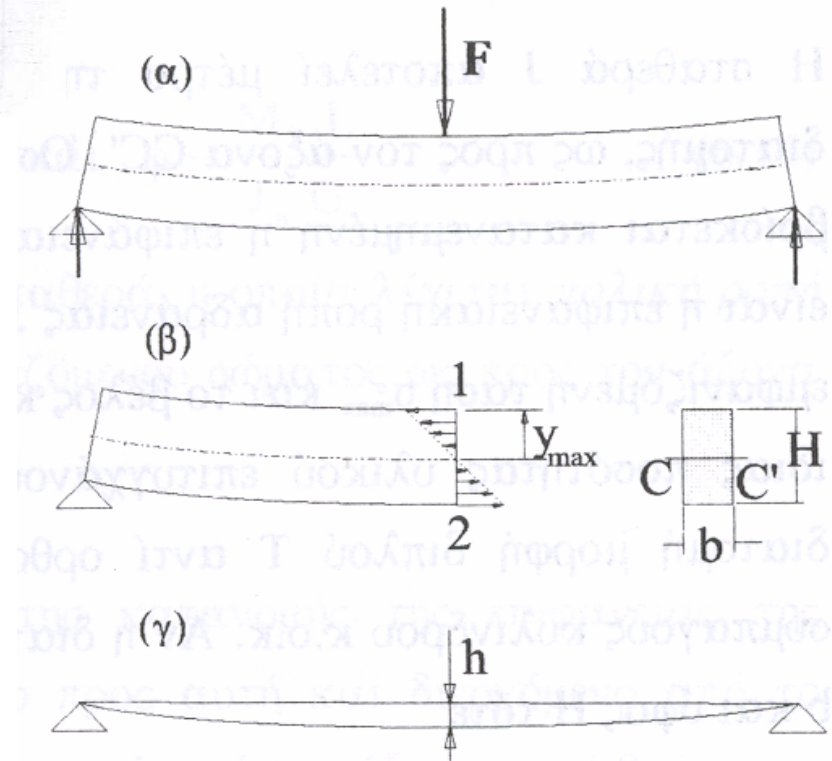
$$= 0,018 \text{ cm}$$

Η τάση πρέπει να αυξηθεί κατά $17 \times 10^7 \text{ N/m}^2 / 7,4 \times 10^6 \text{ N/m}^2 = 23$ φορές

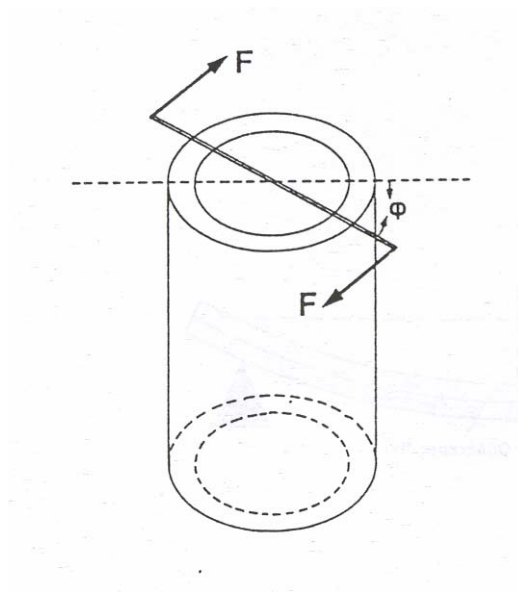
ΚΑΜΨΗ



$$\text{Βέλος κάμψεως} = (F l^3) / (\kappa E)$$



ΣΤΡΕΨΗ



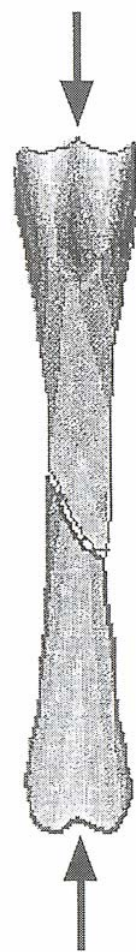
Για κάθε εγκάρσια διατομή η γωνία στρώσης είναι ανάλογη της ροπής που την προκαλεί

$$M = D \phi$$

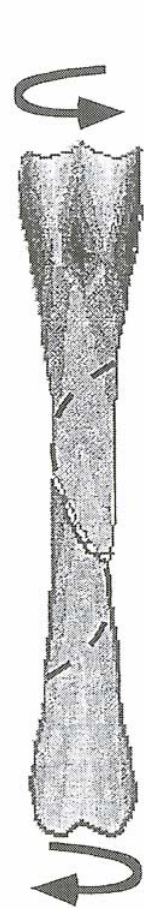
K
A
T
A
Γ
M
A
T
A



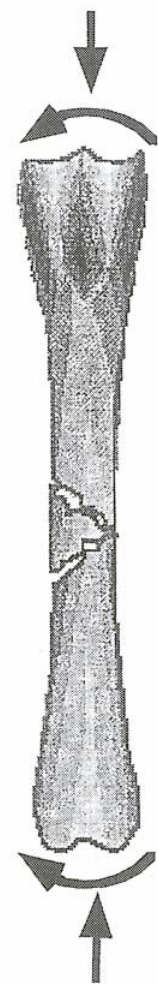
Transverse



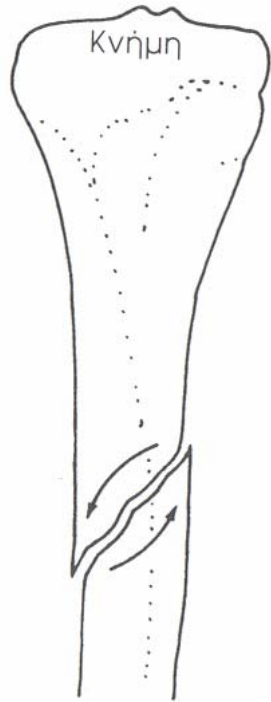
Oblique



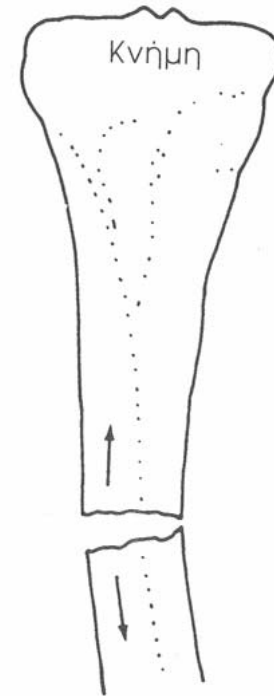
Spiral



Butterfly

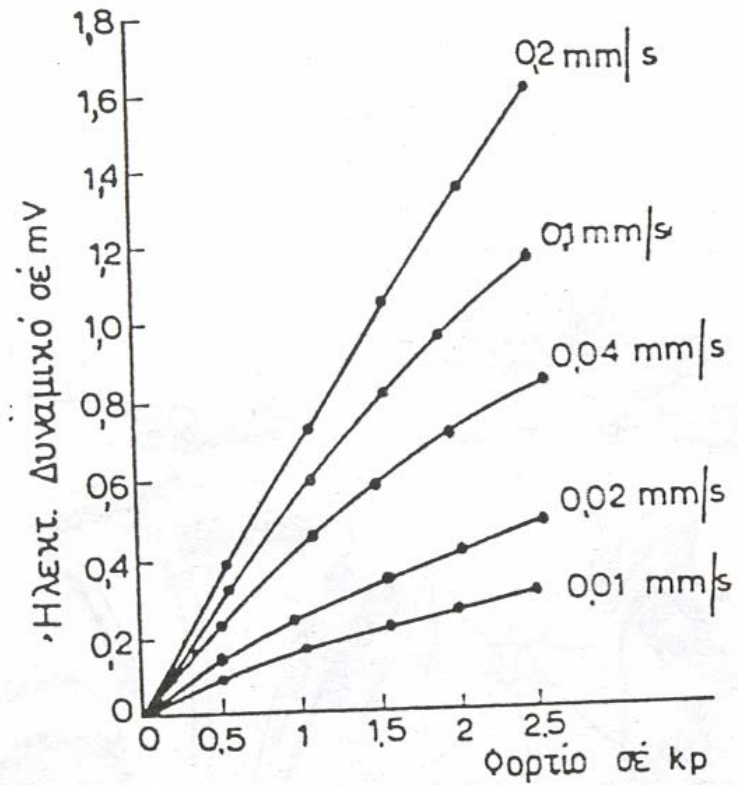


(a)



(γ)

ΠΙΕΖΟΗΛΕΚΤΡΙΣΜΟΣ ΣΤΑ ΟΣΤΑ



ΒΙΟΥΛΙΚΑ

Βιουλικά είναι φυσικά ή τεχνητά υλικά που αποτελούν μέρος ενός ζώντος οργανισμού ή βιοιατρικές συσκευές που εκτελούν, βοηθούν ή αντικαθιστούν μια φυσική λειτουργία του οργανισμού.

ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΒΙΟΥΛΙΚΩΝ

Πρέπει να είναι

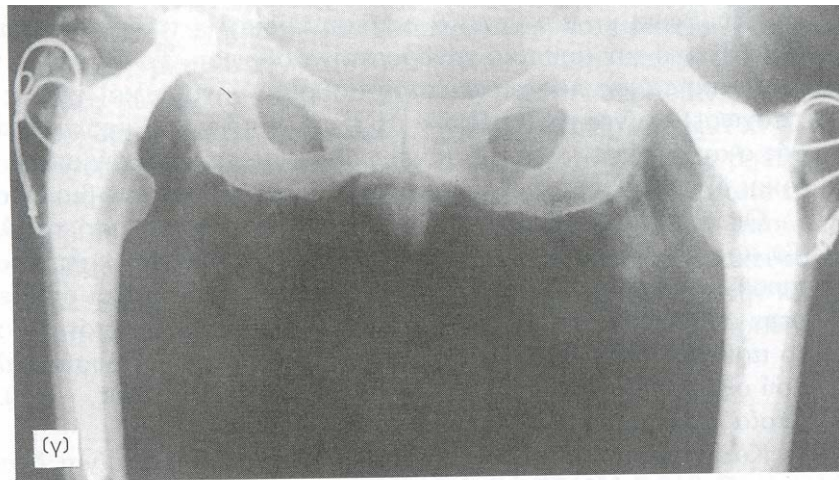
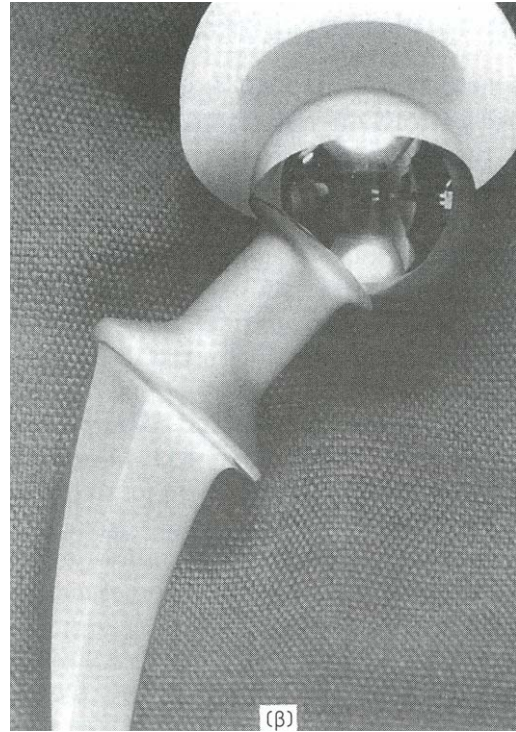
- Α. Βιολογικά συμβατά
- Β. Ανθεκτικά
- Γ. Ανοξειδωτα
- Δ. Εύκολο να παραχθούν σε ειδικά σχήματα
- Ε. Επαρκή για τις λειτουργικές απαιτήσεις

ΚΑΤΑΤΑΞΗ ΒΙΟΥΛΙΚΩΝ

ΚΑΘΑΡΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ
ΚΡΑΜΑΤΑ
ΚΕΡΑΜΙΚΕΣ ΟΥΣΙΕΣ
ΠΟΛΥΜΕΡΕΙΣ ΟΥΣΙΕΣ

ΧΡΗΣΕΙΣ ΒΙΟΥΛΙΚΩΝ

ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΗ ΧΡΗΣΗ
ΧΡΗΣΗ ΣΤΟ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ
ΕΜΦΥΤΕΥΣΗ ΣΕ ΜΑΛΑΚΟΥΣ ΙΣΤΟΥΣ
ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ



ΚΑΤΑΣΤΡΟΦΗ ΒΙΟΥΛΙΚΩΝ

1. ΑΣΚΗΣΗ ΥΨΗΛΗΣ ΤΑΣΕΩΣ
2. ΚΟΠΩΣΗ
3. ΔΙΑΒΡΩΣΗ
4. ΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ
5. ΒΙΟΛΟΓΙΚΗ ΚΑΤΑΤΜΗΣΗ