



Βιοϊατρική τεχνολογία

Ενότητα: Υπολογιστική Τομογραφία

Αν. καθηγητής Αγγελίδης Παντελής

e-mail: paggelidis@uowm.gr

ΕΕΔΙΠ Μπέλλου Σοφία

e-mail: sbellou@uowm.gr

Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών



Άδειες Χρήσης

- Το παρόν εκπαιδευτικό υλικό υπόκειται σε άδειες χρήσης Creative Commons.
- Για εκπαιδευτικό υλικό, όπως εικόνες, που υπόκειται σε άλλου τύπου άδειας χρήσης, η άδεια χρήσης αναφέρεται ρητώς.



Χρηματοδότηση

- Το παρόν εκπαιδευτικό υλικό έχει αναπτυχθεί στα πλαίσια του εκπαιδευτικού έργου του διδάσκοντα.
- Το έργο «**Ανοικτά Ψηφιακά Μαθήματα στο Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας**» έχει χρηματοδοτήσει μόνο τη αναδιαμόρφωση του εκπαιδευτικού υλικού.
- Το έργο υλοποιείται στο πλαίσιο του Επιχειρησιακού Προγράμματος «Εκπαίδευση και Δια Βίου Μάθηση» και συγχρηματοδοτείται από την Ευρωπαϊκή Ένωση (Ευρωπαϊκό Κοινωνικό Ταμείο) και από εθνικούς πόρους.



Ευρωπαϊκή Ένωση
Ευρωπαϊκό Κοινωνικό Ταμείο



ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΠΑΙΔΕΙΑΣ ΚΑΙ ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ
ΕΙΔΙΚΗ ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΗΣ

Με τη συγχρηματοδότηση της Ελλάδας και της Ευρωπαϊκής Ένωσης



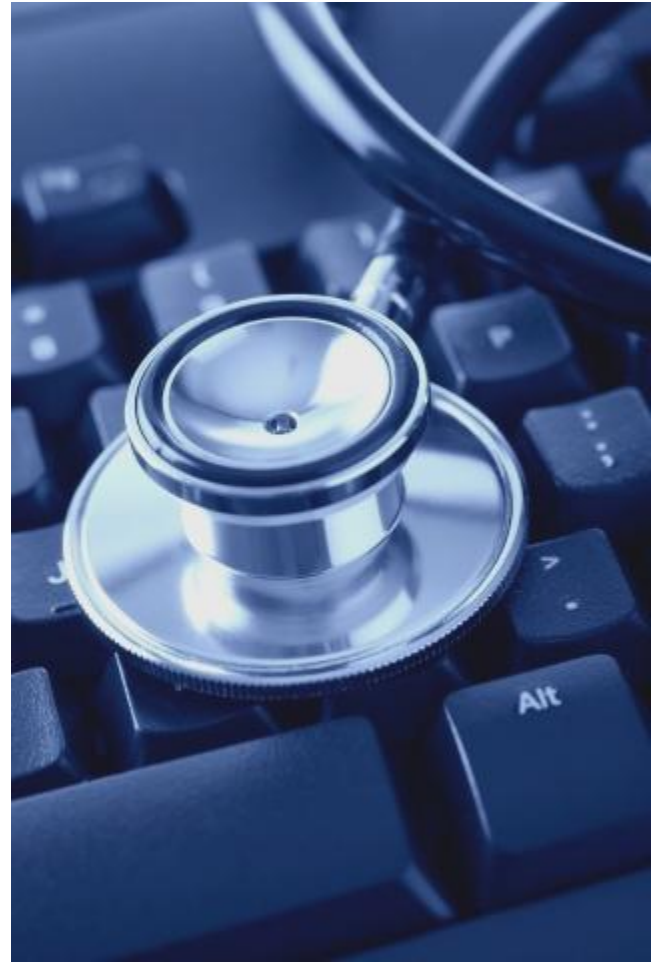
Σκοπός

- Ορισμός Υπολογιστικής Τομογραφίας.
- Πυρηνική Μαγνητική Τομογραφία.
- Τομογραφικές εικόνες.
- Ακτίνες Χ.
- Υπερηχογράφημα.



Υπολογιστική Τομογραφία

Βασικές μαθηματικές αρχές και ιστορική εξέλιξη.



Βασικές Αρχές (1/4)

- Οι μαθηματικές αρχές της Υπολογιστικής Τομογραφίας (ΥΤ) αρχικά αναπτύχθηκαν το 1917 από τον Radon.
- Απέδειξε ότι είναι δυνατό να ανακατασκευαστούν αντικείμενα δύο και τριών διαστάσεων από τις προβολές τους.



Βασικές Αρχές (2/4)

- Η τρισδιάστατη ανατομία του ασθενή προβάλλεται πάνω στο ακτινογραφικό φιλμ σε δύο διαστάσεις.
- Η πυκνότητα ενός συγκεκριμένου σημείου σε μια εικόνα αντιπροσωπεύει την απορρόφηση των ακτινών X μέσα στον ασθενή κατά μήκος μιας γραμμής μεταξύ του εστιακού σημείου της ακτίνας X και του σημείου στον ανιχνευτή που αντιστοιχεί στο σημείο της εικόνας.

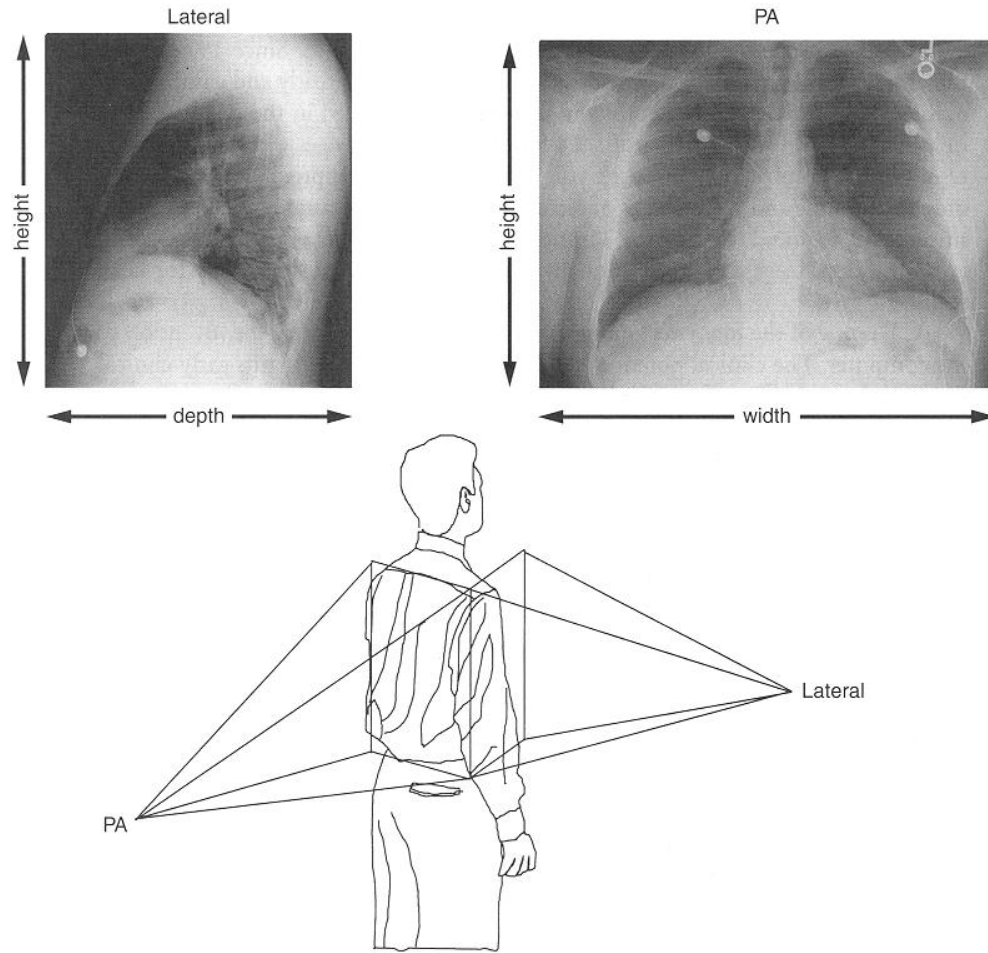


Βασικές Αρχές (3/4)

- Σε μια συμβατική ακτινογραφία, η πληροφορία στην παράλληλη διάσταση με την ακτίνα X χάνεται.
- Ο περιορισμός μπορεί να ξεπεραστεί, μέχρι έναν ορισμένο βαθμό, με την παραγωγή δύο εικόνων σε γωνία 90° μεταξύ τους.
- Για τα αντικείμενα που μπορούν να εντοπιστούν και στις δύο εικόνες, οι δύο ακτινογραφίες παρέχουν πληροφορίες θέσης.



Βασικές Αρχές (4/4)

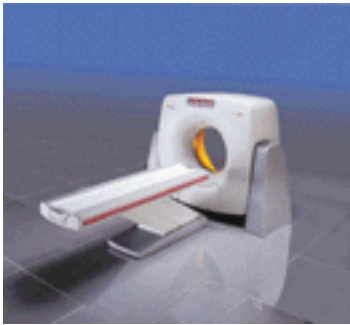


Υπολογιστική Τομογραφία (1/2)

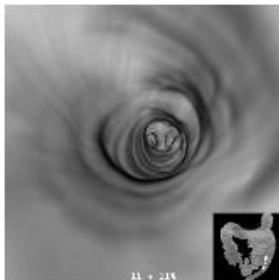
- Απεικόνιση ενός διατομεακού μέρους του σώματος με τη χρήση ακτίνων Χ.
- Εφευρέθηκε από τον Δρ. G.N. Hounsfield το 1971. Έλαβε το βραβείο Νόμπελ στην Ιατρική το 1979.
- Η μέθοδος ανακατασκευάζει εικόνες λαμβάνοντας μεγάλο αριθμό μετρήσεων ακτίνων Χ που μεταδίδονται μέσω του ασθενή. Οι προκύπτουσες εικόνες είναι τομογραφικοί χάρτες του γραμμικού συντελεστή απορρόφησης ακτίνων Χ.



Υπολογιστική Τομογραφία (2/2)



AT (Picker)



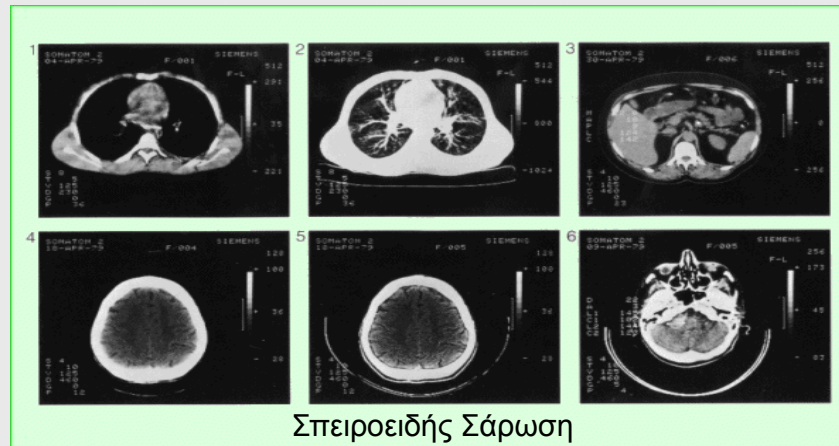
Κολονοσκόπηση με το σπειροειδές AT



Σπειροειδής Σάρωση

Παραδείγματα διατομών

- Παραδείγματα των διατομών από διάφορα μέρη του σώματος: κρανίου, θώρακα και κοιλιάς έτσι όπως λαμβάνεται με την υπολογιστική τομογραφία.



- Η απεικόνιση της απορρόφησης της ακτίνας Χ ως επίπεδα του γκρι παράγει μια ανατομική εικόνα.

Πυρηνική Μαγνητική Τομογραφία

Hornak: Τα βασικά της Πυρηνικής Μαγνητικής Τομογραφίας (Magnetic Resonance Imaging MRI), www.cis.rit.edu/htbooks/mri/

- Κάθε σωματίδιο χαρακτηρίζεται από μαγνητική περιστροφή (spin).
- Η περιστροφή ευθυγραμμίζεται με το μαγνητικό πεδίο.

$$\mathbf{n} = g \mathbf{B}$$

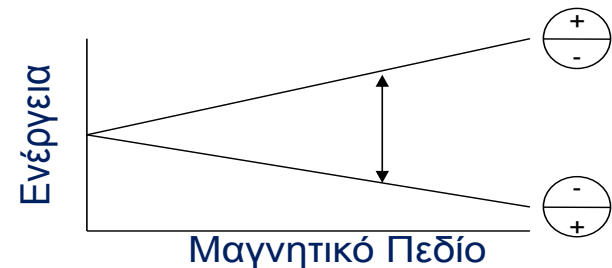
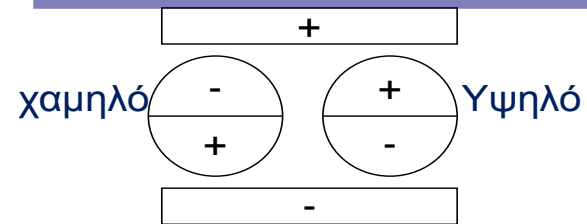
- Σε μια ενεργειακά χαμηλή ή υψηλή κατάσταση.

$$E = h n$$

- Μπορεί να αλλάξει η κατάσταση λόγω της επίδρασης ενός αρκετά ενεργού (RF) φωτονίου.

$$E = h g B$$

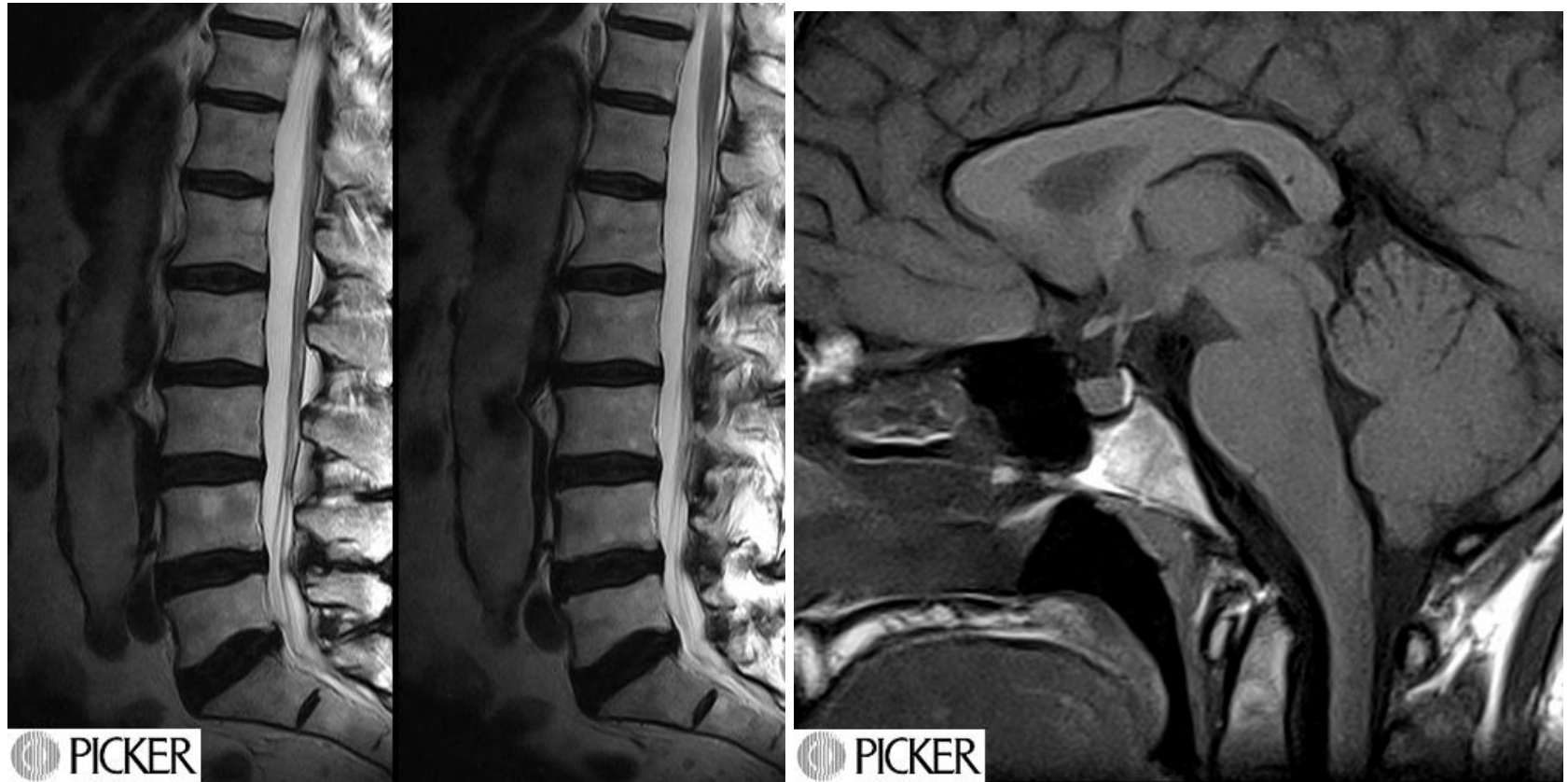
n	Συχνότητα συντονισμού περιστροφής
B	Μαγνητικό Πεδίο
G	Γυρομετρική αναλογία (42.58 MHz/T για το Υδρογόνο)
h	Σταθερά Planck (6.6×10^{-34} J s)



Πυρηνικός Μαγνητικός Τομογράφος (MRI) (1/2)



Πυρηνικός Μαγνητικός Τομογράφος (MRI) (2/2)



Νωτιαίος Μυελός

Τμήμα του Εγκεφάλου

Πυρηνικός Τομογράφος MRI



Πυρηνική εικόνα ολόκληρου σώματος



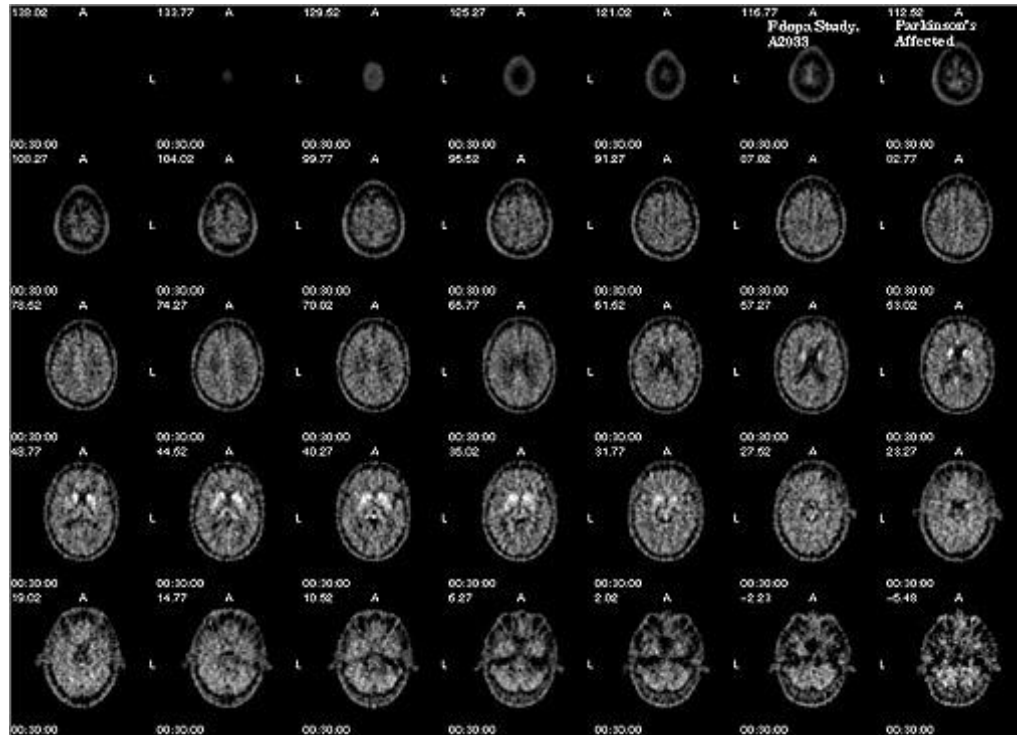
Συστήματα τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίου (PET)



Η σάρωση PET χρησιμοποιεί τεχνητούς ραδιενεργούς ανιχνευτές και ραδιονουκλείδια. Η διάρκεια ζωής τους είναι σύντομη, έτσι πρέπει να παράγονται επιτόπου.

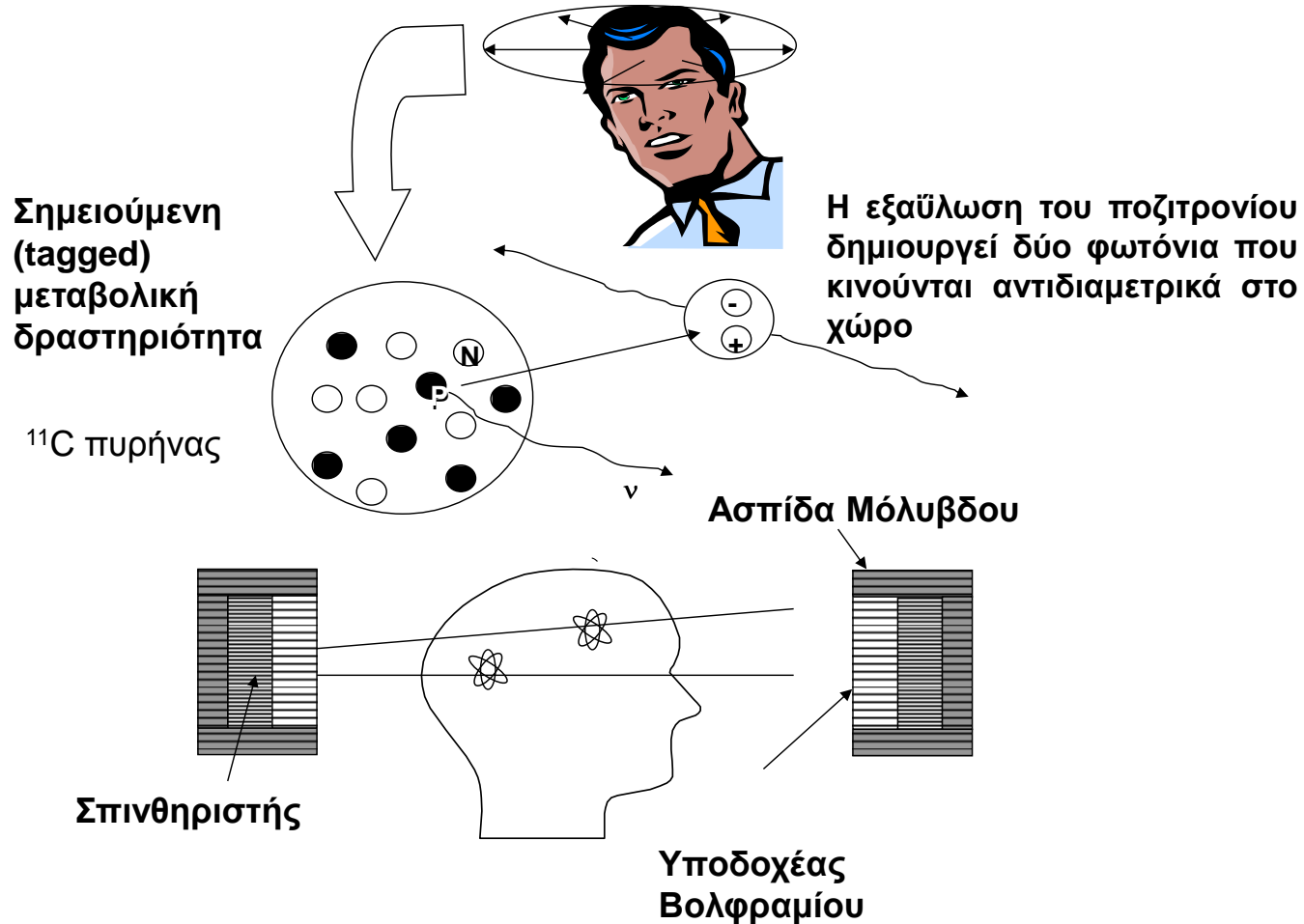


Μελέτη της νόσου Πάρκινσον (1/2)



- Η μελέτη PET έχει συμβάλει στην κατανόηση της χρήσης οξυγόνου και των μεταβολικών αλλαγών που συνοδεύουν την ασθένεια.

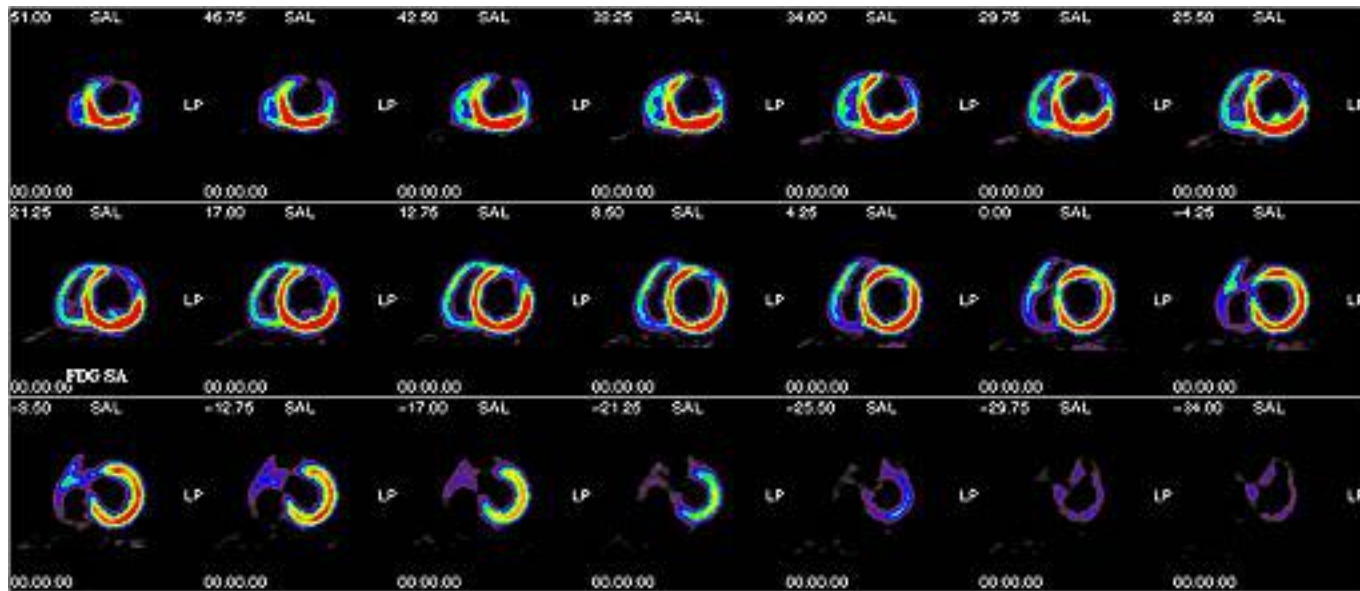
Μελέτη της νόσου Πάρκινσον (2/2)



Τομογράφος ΡΕΤ ολόκληρου σώματος



Μελέτη μυοκαρδιοπάθειας



Μηχανήματα υπέρηχου



Μηχάνημα υπέρηχου

Εξέταση υπέρηχου

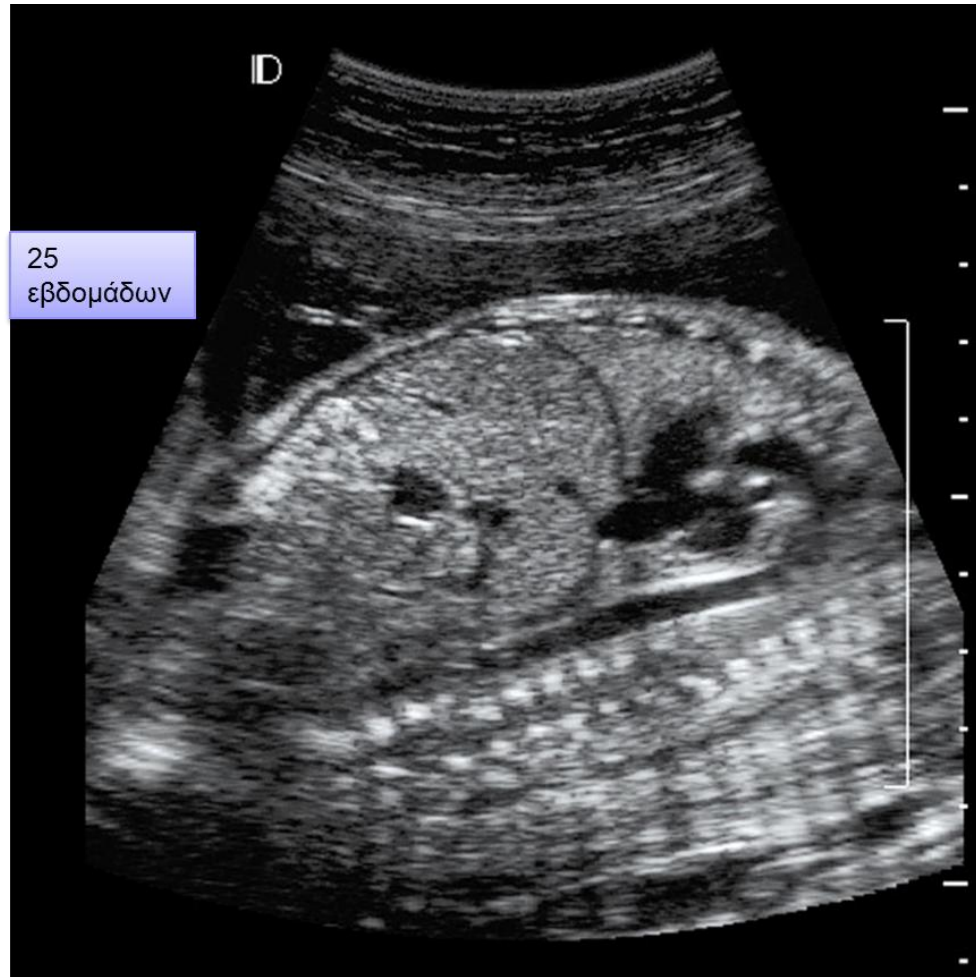


Convex 3.5 MHz
Για κοιλιακές και
OB/GYN μελέτες

Micro-convex: 6.5MHz
Για διακολπικές και
διορθικές μελέτες



Υπέρηχος εμβρύου

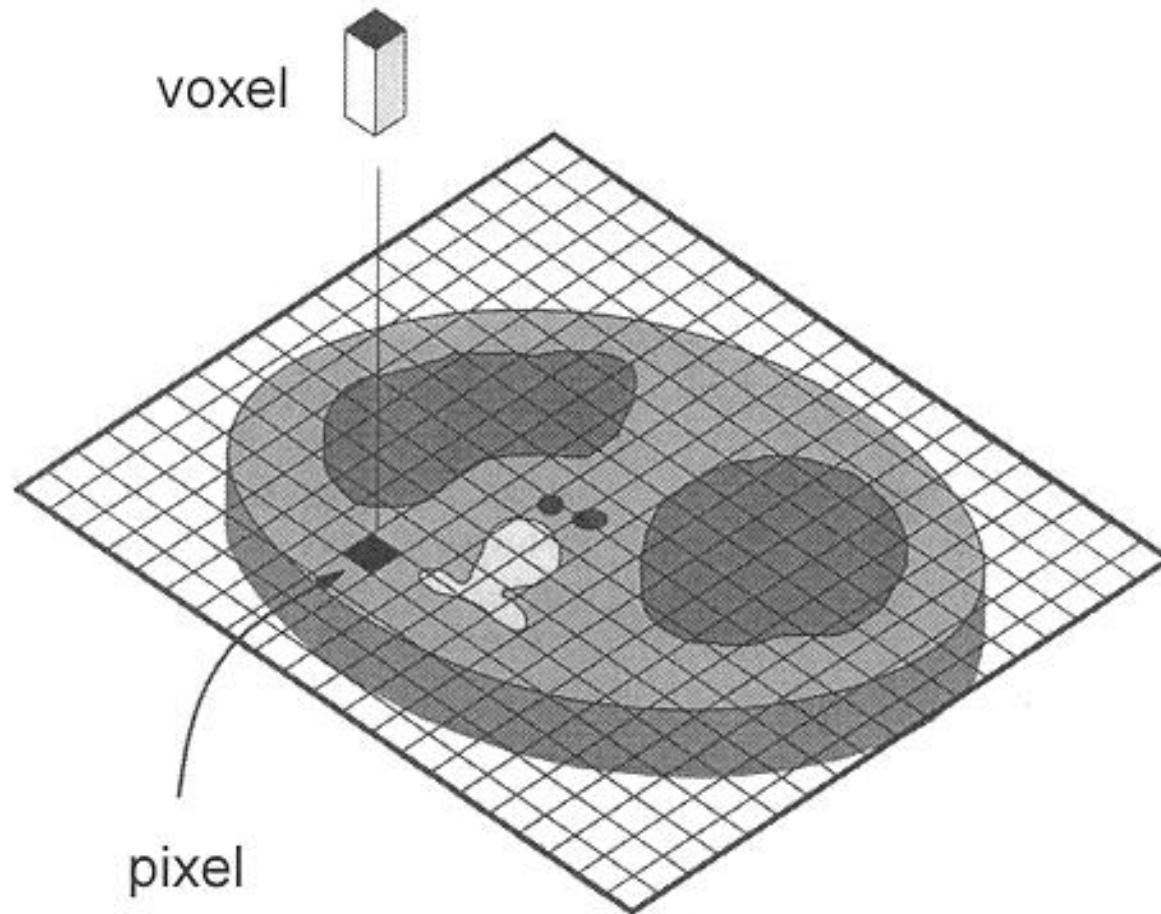


Τομογραφικές εικόνες (1/2)

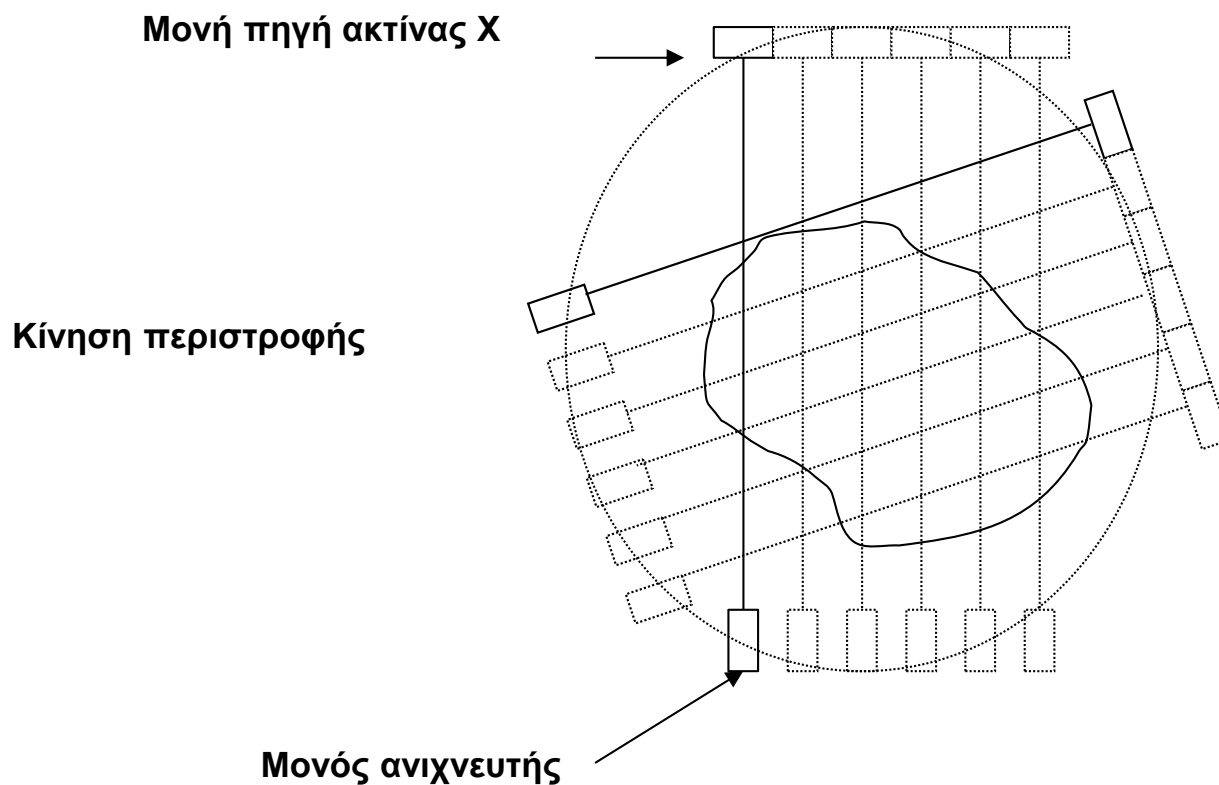
- Η τομογραφική εικόνα είναι η απεικόνιση μιας ανατομικής φέτας του ασθενούς.
- Το πάχος τομής της ΥΤ είναι πολύ λεπτό (1 έως 10 χιλ.) και είναι περίπου ομοιόμορφο.
- Ο δισδιάστατος πίνακας των pixel στην εικόνα της ΥΤ αντιστοιχεί σε έναν ίσο αριθμό τριδιάστατων voxels (στοιχεία όγκου) στον ασθενή.
- Κάθε pixel στην εικόνα της ΥΤ παρουσιάζει τις μέσες ιδιότητες μείωσης των ακτίνων Χ του ιστού στο αντίστοιχο voxel.



Τομογραφικές εικόνες (2/2)



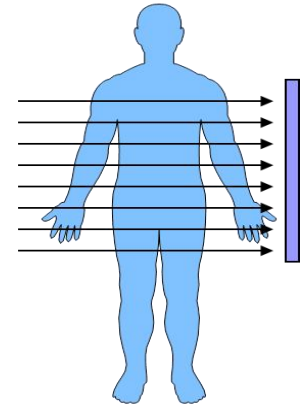
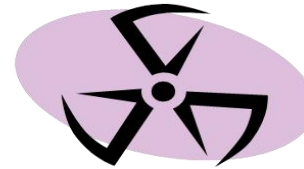
ΥΤ πρώτης γενιάς



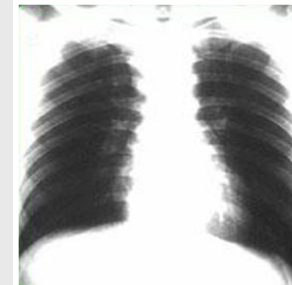
Ακτίνες Χ



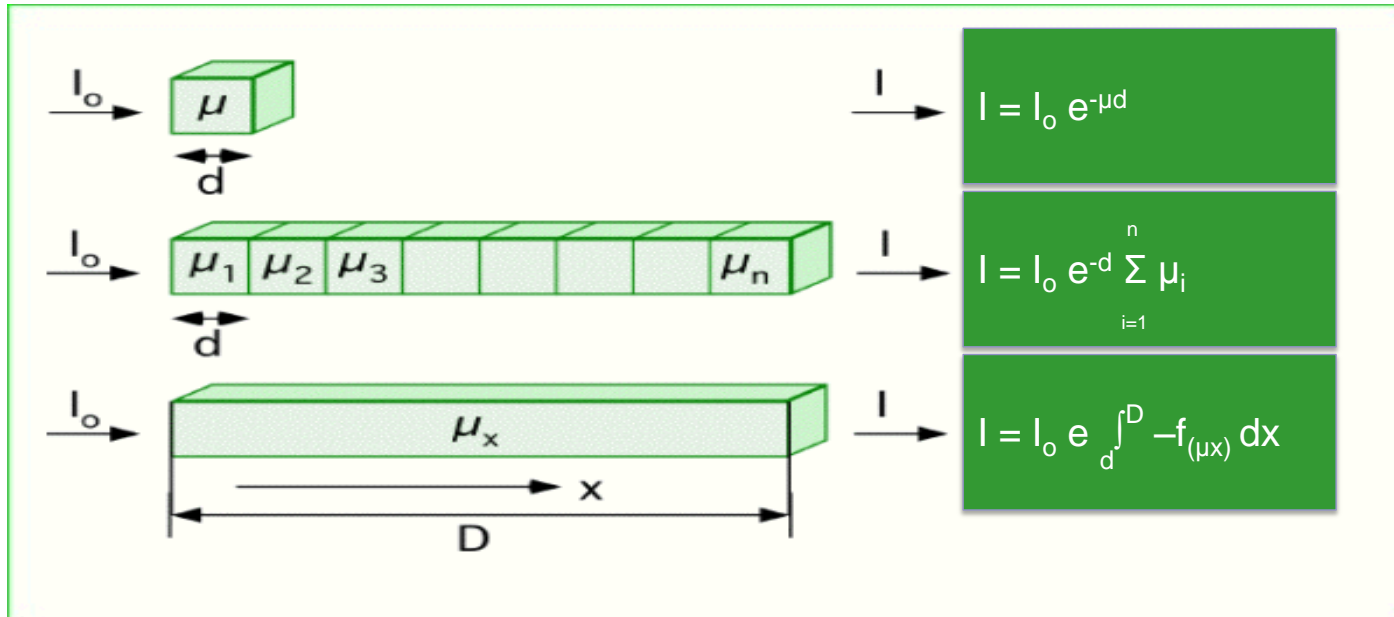
ΑΚΤΙΝΕΣ Χ



- Είναι το αποτέλεσμα από το βομβαρδισμό υψηλής ενέργειας ηλεκτρονίων σε άτομα βολφραμίου, που δημιουργεί μια αλλαγή κατάστασης που εκπέμπει φωτόνια στα μήκη κύματος των ακτίνων Χ με αρκετή ενέργεια έτσι ώστε να περάσουν μέσα από αντικείμενα.
- Η απορρόφηση εμφανίζεται όταν δεν μπορούν να διεισδύσουν μέσω των αντικειμένων και είναι μια εκθετική συνάρτηση της πυκνότητας του υλικού.
- Καθώς περνούν, ιονίζουν τα μόρια κυττάρων συμπεριλαμβανομένου του DNA που μπορεί να οδηγήσει στον καρκίνο.
- Όταν διαπερνούν το αντικείμενο, οδηγούνται σε ένα φιλμ καταγραφής.

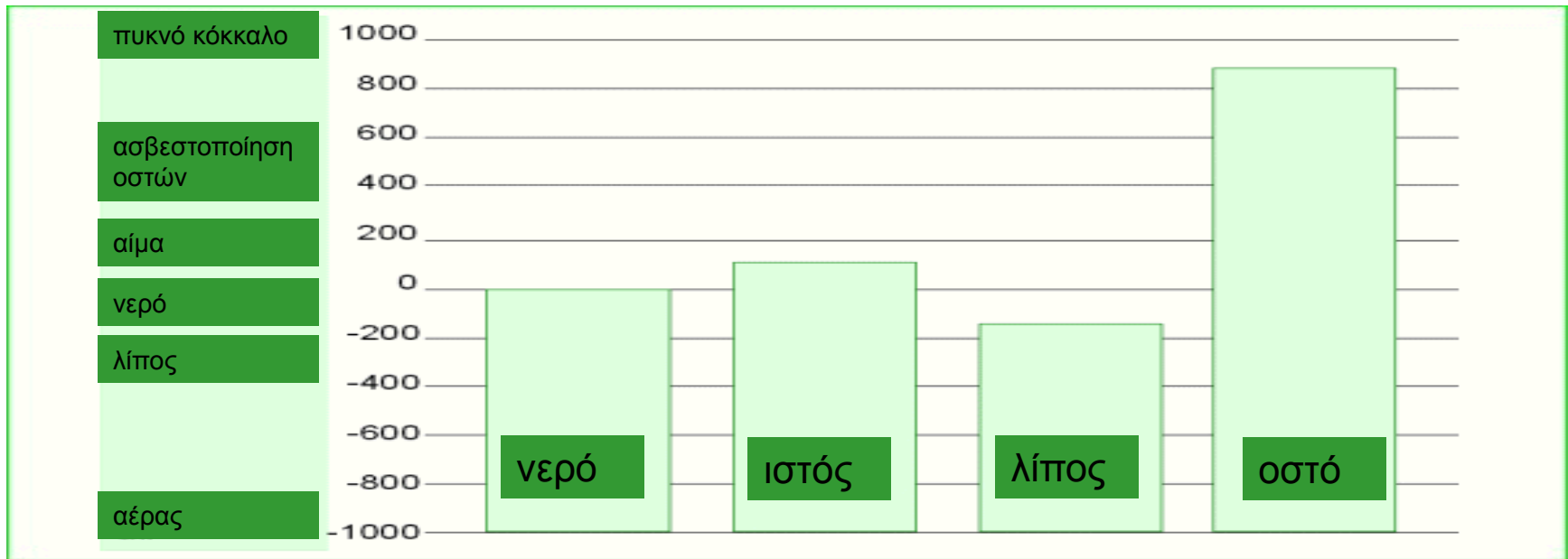


Η αρχή της ΥΤ



Η ένταση της εκπεμπόμενης δέσμης ως συνάρτηση του συντελεστή απορρόφησης των pixel που διασχίζει. Άνω μέρος, η ένταση μετά τη διέλευση ενός όγκου στοιχείου, μεσαίο τμήμα, μετά τη διέλευση ενός όγκου η στοιχείου, χαμηλότερο μέρος η αναλογική περίπτωση.

Συντελεστές μείωσης διάφορων ιστών που εκφράζονται στις μονάδες Hounsfield



Συντελεστές μείωσης διάφορων ιστών

Η μείωση εμφανίζεται **εκθετικά** στον ιστό:

$$I = I_0 \exp \int f(\mu_{(x)}) dx$$

όπου $\mu_{(x)}$ είναι ο συντελεστής μείωσης στη θέση X κατά μήκος των ακτίνων. Επομένως γενικά η συνολική μείωση μιας ακτίνας στην θέση r , με την προβολή στη γωνία θ , δίνεται από το ολοκλήρωμα γραμμών

$$p(r, \theta) = \ln(I/I_0) = \int f(\mu_{(x)}) dx$$

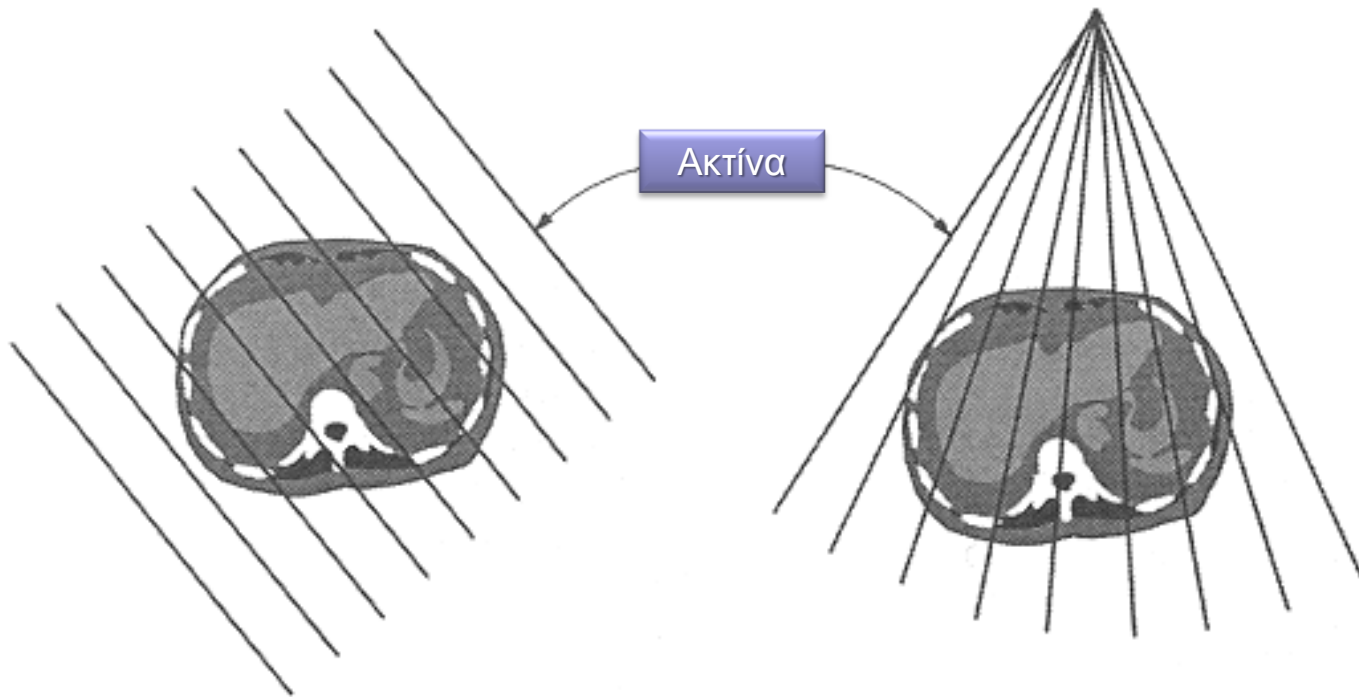


Παραγωγή τομογραφικών εικόνων

1. Η μέτρηση μετάδοσης μέσω του ασθενή που γίνεται από έναν ανιχνευτή σε μια δεδομένη στιγμή καλείται ακτίνα.
2. Μια σειρά ακτίνων που περνούν μέσω του ασθενή στον ίδιο προσανατολισμό ονομάζεται προβολή ή άποψη .
3. Δύο γεωμετρίες προβολών έχουν χρησιμοποιηθεί στην απεικόνιση της ΥΤ:
 - Παράλληλη γεωμετρία δέσμης με όλες τις ακτίνες σε μια προβολή παράλληλη η μία με την άλλη.
 - Fan γεωμετρία δέσμης, στην οποία οι ακτίνες σε μια δεδομένη γωνία προβολής αποκλίνουν.



Δυο γεωμετρίες προβολών



Παράλληλη γεωμετρία δέσμης

Φαν γεωμετρία δέσμης

Παραγωγή (συνέχεια)

- Σκοπός του ΥΤ είναι να αποκτήσει έναν μεγάλο αριθμό μετρήσεων μετάδοσης μέσω του ασθενή σε διαφορετικές θέσεις.
- Η απεικόνιση του ΥΤ περιλαμβάνει περίπου 800 ακτίνες που λαμβάνονται σε 1.000 διαφορετικές γωνίες προβολής.
- Πριν από την παραγωγή της επόμενης φέτας, το κρεβάτι όπου ο ασθενής ξαπλώνει κινείται ελαφρώς στην κατεύθυνση κεφάλι-πόδια (που είναι ο άξονας Z του τομογράφου).



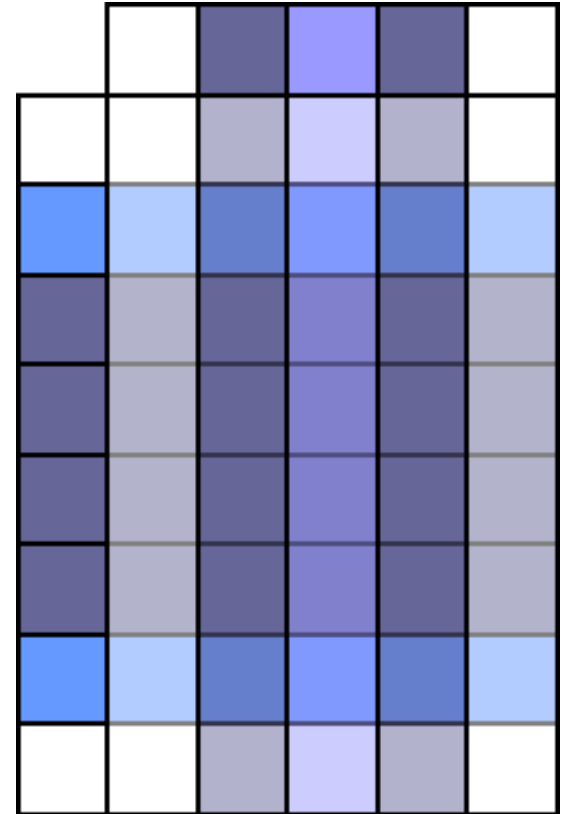
Ανακατασκευή

- Υπάρχουν πολυάριθμοι αλγόριθμοι ανακατασκευής.
- Η φιλτραρισμένη ανακατασκευή πίσω προβολής χρησιμοποιείται ευρέως στους κλινικούς ΥΤ.
- Δημιουργεί τις τομογραφικές εικόνες κατ' ουσίαν αντιστρέφοντας τη διαδικασία παραγωγής.
- Η τιμή μ για κάθε ακτίνα απλώνεται προς τα πίσω κατά μήκος αυτής σε όλη την εικόνα.
- Καθώς τα δεδομένα ενός μεγάλου αριθμού ακτινών προβάλλονται προς τα πίσω στην μήτρα της εικόνας, περιοχές με υψηλή εξασθένιση τείνουν να ενισχύουν η μία την άλλη όπως και περιοχές με χαμηλή εξασθένιση και έτσι δημιουργείται η εικόνα .



Υ ή (A) T

- Υπολογιστική ή Αξονική Τομογραφία.
- Συνδυάζει εικόνες ακτίνας X από διαφορετικές κατευθύνσεις για να ανακατασκευάσει την τριδιάστατη εικόνα.
- Η προβολή προς τα πίσω προσδίδει τιμές που αντιστοιχούν στις εικόνες των ακτίνων X.
- Οι τιμές προσδιορίζονται ως ο μέσος όρος των προβολών προς τα πίσω.
- Επειδή χρησιμοποιεί ακτίνες X, έχει το ίδιο πρόβλημα με την ακτινογραφία.

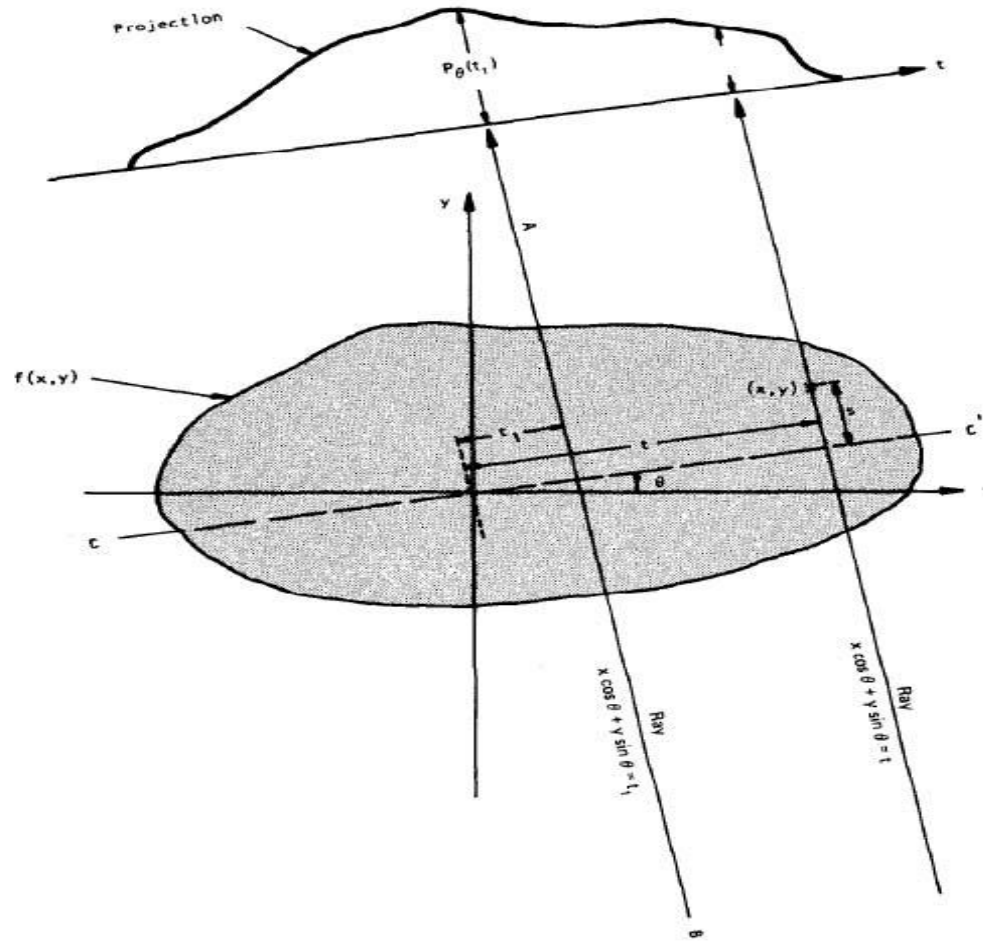


Τομογραφική ανακατασκευή (1/5)

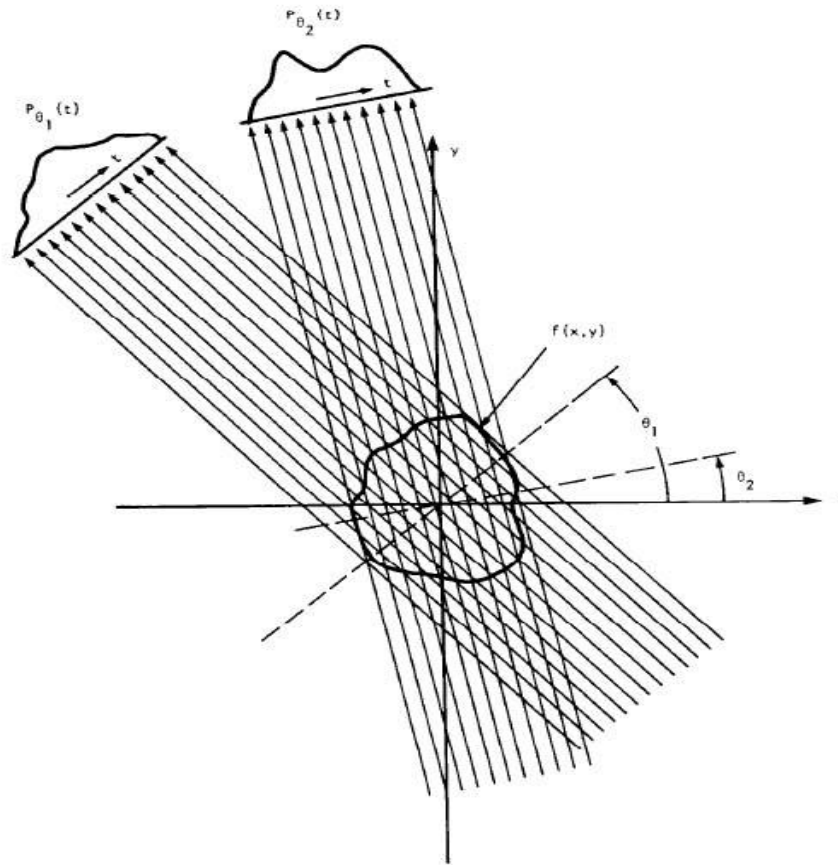
- Η μαθηματική βάση για την τομογραφική απεικόνιση καθορίστηκε από τον [Johann Radon](#). Εφαρμόζεται στην [Υπολογιστική Τομογραφία](#) για την παραγωγή διατομεακών εικόνων ασθενών.
- Η προβολή ενός αντικειμένου σε μια δεδομένη γωνία θ αποτελείται από ένα σύνολο ολοκληρωμάτων γραμμών. Στην ΥΤ ακτίνας X , το ολοκλήρωμα γραμμής αντιπροσωπεύει τη συνολική μείωση της έντασης της δέσμης των [ακτίνων \$X\$](#) καθώς ταξιδεύει σε μια ευθεία γραμμή μέσω του αντικειμένου. Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η εικόνα που προκύπτει είναι ένα διδιάστατο ή τριδιάστατο μοντέλο του [συντελεστή εξασθένησης](#).



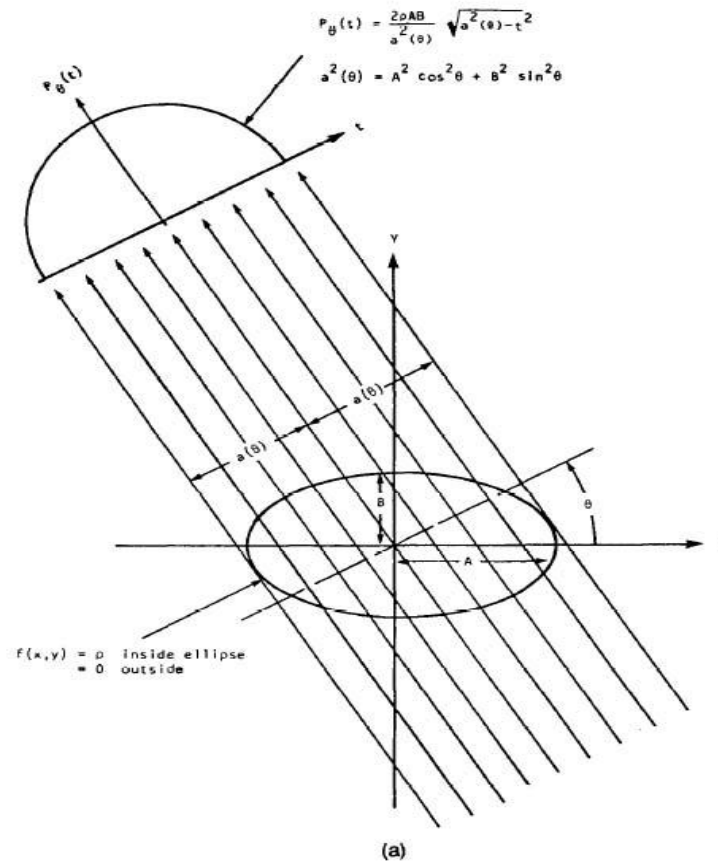
Τομογραφική ανακατασκευή (2/5)



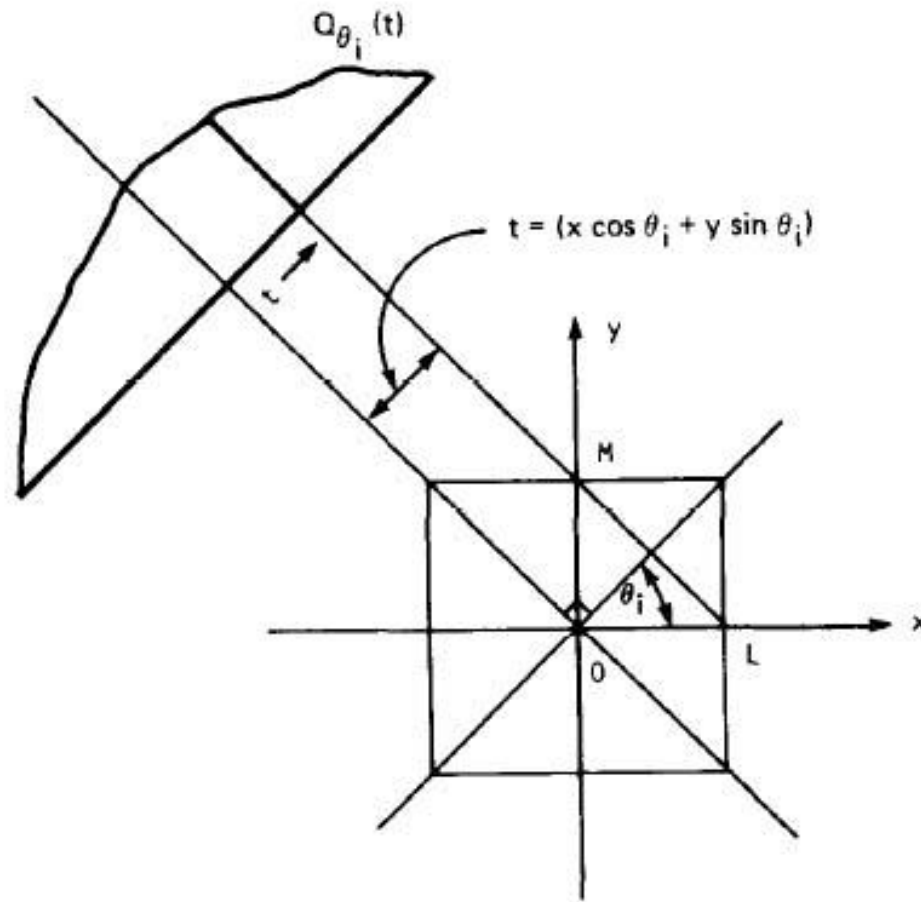
Τομογραφική ανακατασκευή (3/5)



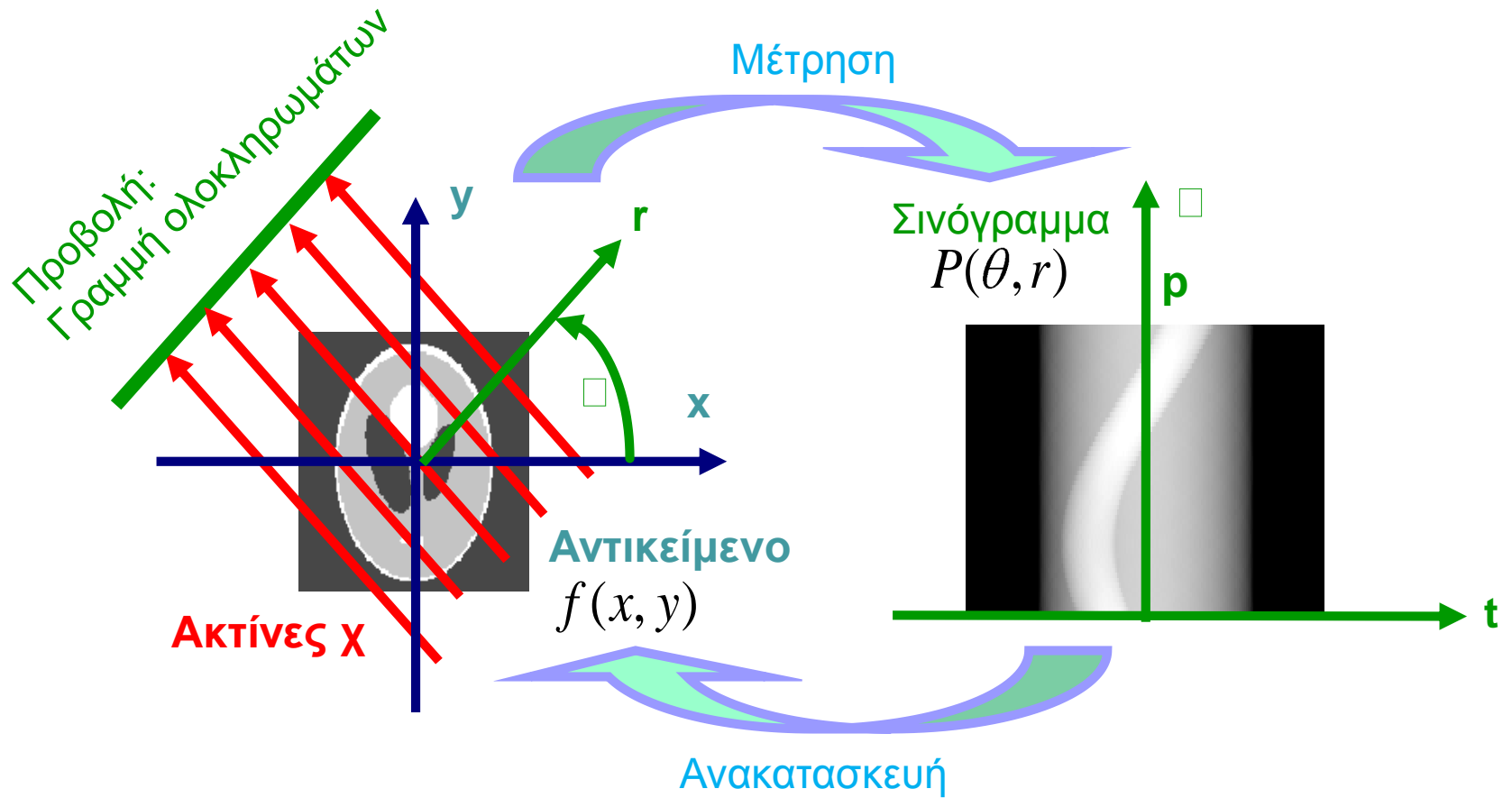
Τομογραφική ανακατασκευή (4/5)



Τομογραφική ανακατασκευή (5/5)



Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ) (1/4)

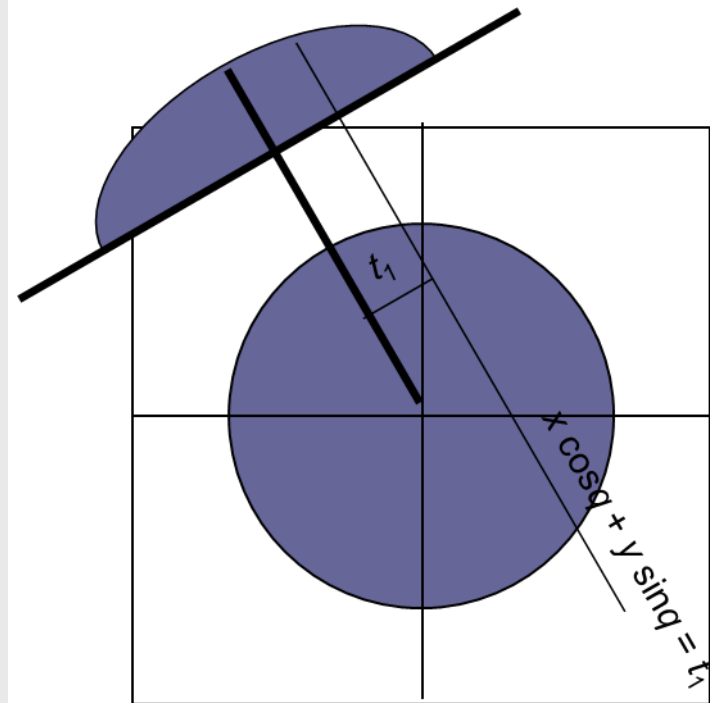


Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ) (2/4)

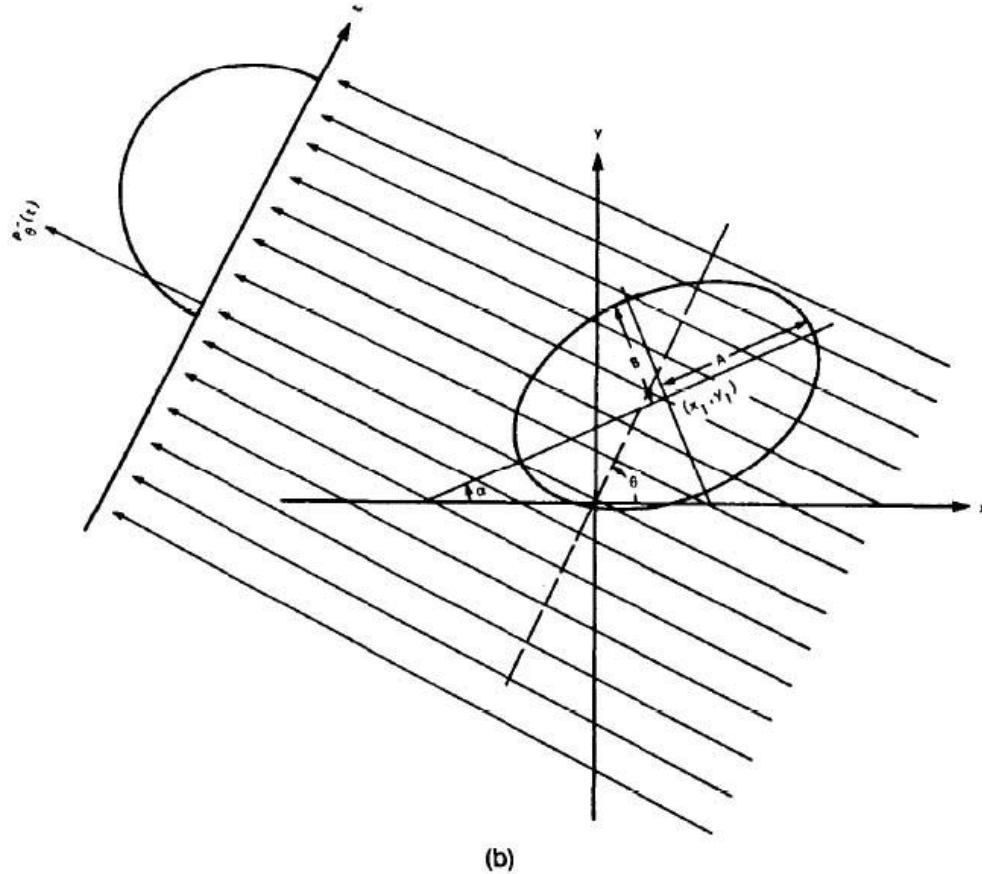
Μετασχηματισμός Radon:

$$R_q(t) = \iint f(x,y) d(x \cos q + y \sin q - t) dx dy$$

Η προβολή της εικόνας είναι μια συνάρτηση του t κατά μήκος του άξονα που είναι κάθετος στη κατεύθυνση q .



Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ) (3/4)



Υπολογιστική Τομογραφία (ΥΤ) (4/4)

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy$$

- όπου $f(x, y)$ αντιπροσωπεύει $\mu(x, y)$. Αυτή η λειτουργία είναι γνωστή ως [μετασχηματισμός Radon](#) (ή σινόγραμμα) του διδιάστατου αντικειμένου, που μας λέει ότι εάν είχαμε άπειρες προβολές ενός αντικειμένου που λαμβάνονται σε έναν άπειρο αριθμό γωνιών, θα μπορούσαμε να ανακατασκευάσουμε το αρχικό αντικείμενο $f(x, y)$ αρκεί να υπολογίσουμε τον αντίστροφο μετασχηματισμό Radon.



Μέθοδος πίσω προβολής

- Ξεκινά με την υπόθεση ότι το μέσο απορρόφησης είναι ομοιόμορφα κατανεμημένο.
- Με διάφορα προφίλ έντασης παίρνουμε μια αστεροειδή ανακατασκευασμένη εικόνα.
- Αυξάνοντας των αριθμό των γωνιών η ένταση στο κέντρο μειώνεται και παίρνουμε την εικόνα πίσω προβολής λιγότερο αιχμηρή.
- Αντί να έχουμε την απεικόνιση κάθε pixel στην ανακατασκευασμένη εικόνα φαίνονται και τα γειτονικά του.
- Αυτό το θόλωμα διορθώνεται με τεχνικές φιλτραρίσματος.



Αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας από τις προβολές (1/4)

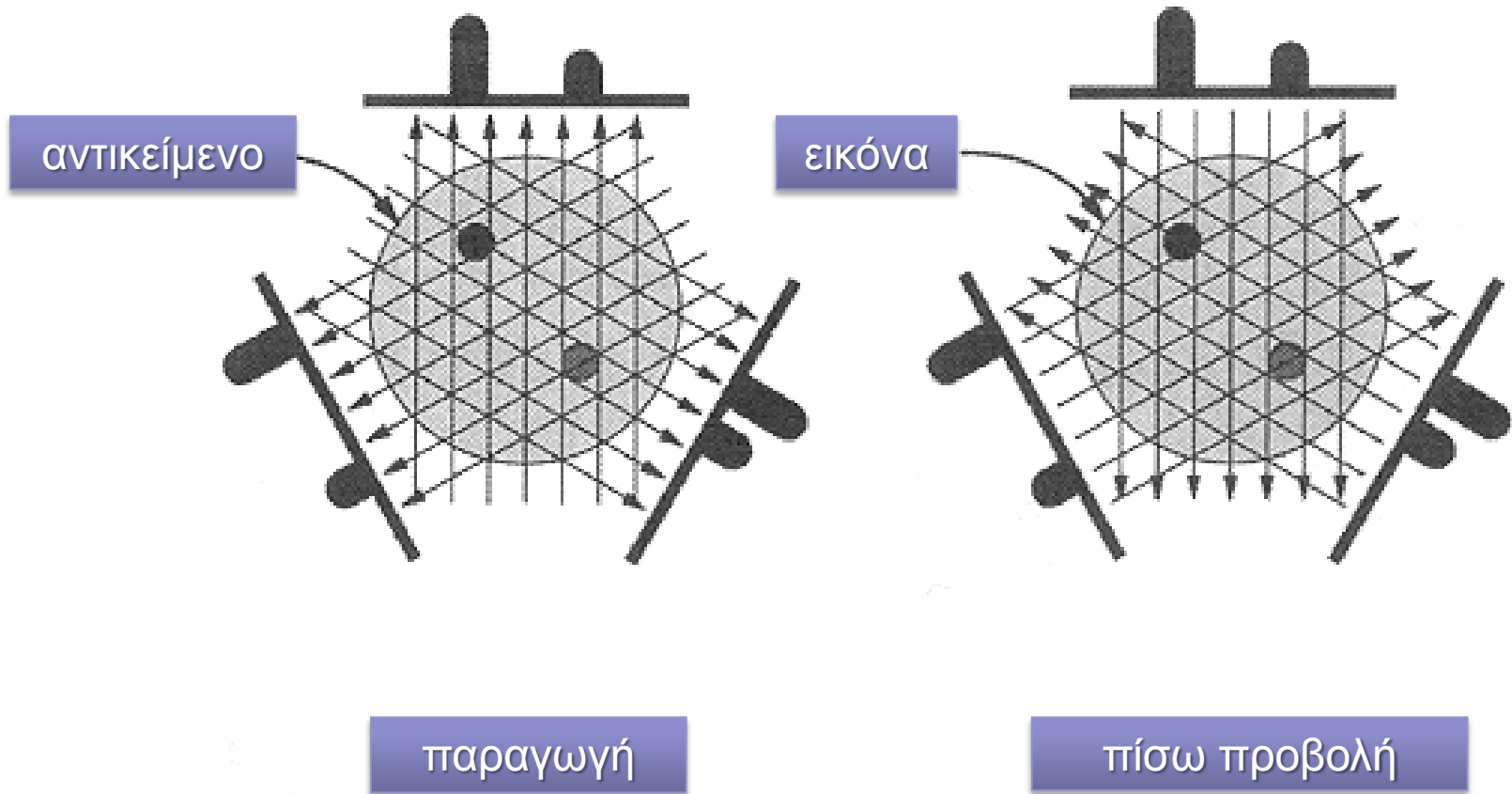
Απλή πίσω προβολή:

$$\hat{f}(x, y) = \sum_{j=1}^m p(y \cos \theta_j - x \sin \theta_j, \theta_j) \Delta \theta$$

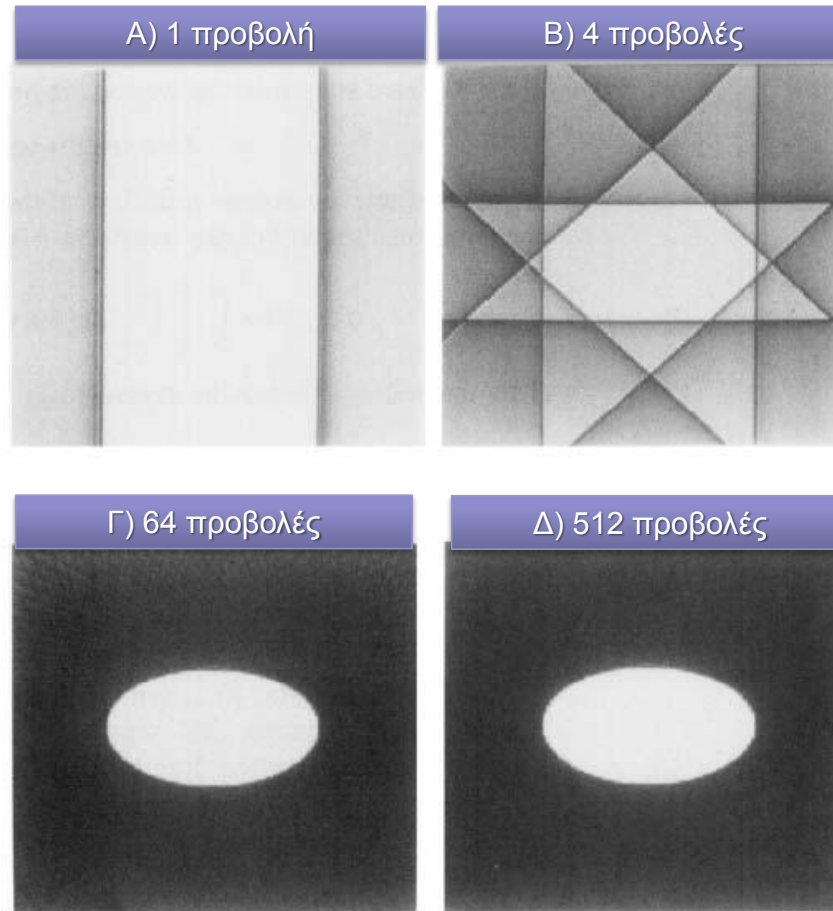
- Όπου:
 - θ_j – η γωνία προβολής του j .
 - m – αριθμός προβολών.
 - $\Delta \theta$ – το γωνιακό διάστημα μεταξύ διπλανών προβολών.
- Αυτή η πίσω προβαλλόμενη εικόνα είναι μια φτωχή προσέγγιση του πραγματικού αντικειμένου. Ισοδυναμεί με το πραγματικό αντικείμενο παραμορφωμένο από μια συνάρτηση της μορφής $1/r$.



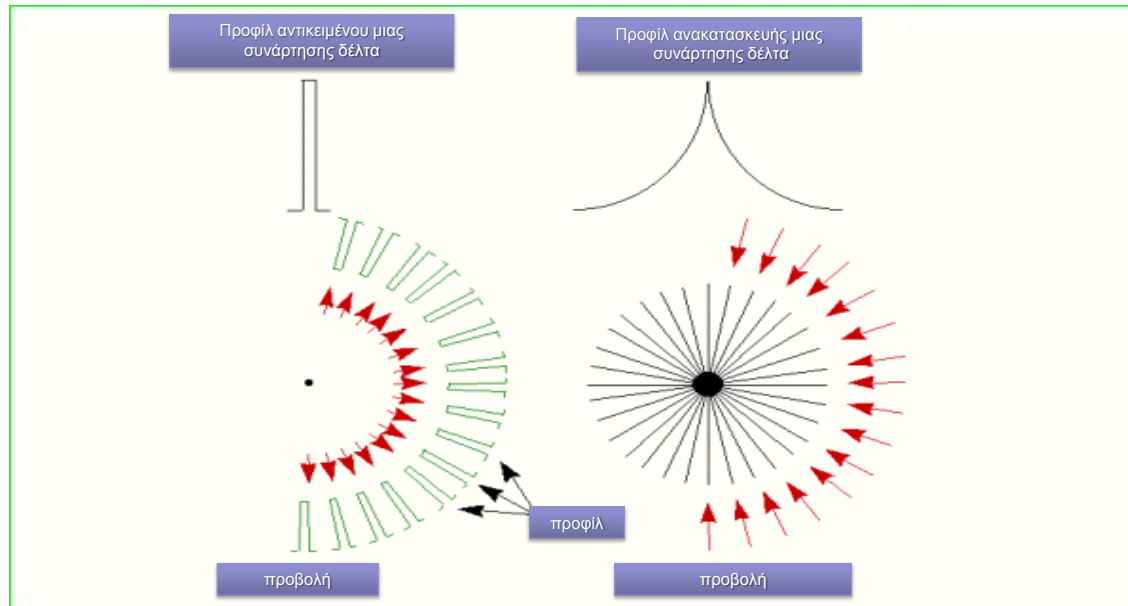
Αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας από τις προβολές (2/4)



Αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας από τις προβολές (3/4)



Αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας από τις προβολές (4/4)



- Άνω αριστερά, διανομή πυκνότητας ενός σημείου απορρόφησης κατά μήκος μιας γραμμής μέσω του αντικειμένου κάτω αριστερά, τα προκύπτοντα προφίλ έντασης κάτω δεξιά, η πίσω προβολή άνω δεξιά, ανακατασκευασμένη διανομή πυκνότητας σε μια γραμμή μέσω του αντικειμένου .

Φιλτραρισμένη πίσω προβολή

1. Φιλτράρισμα των δεδομένων προβολής στις διαφορετικές γωνίες προβολής με μια ειδική λειτουργία.
2. Πίσω προβολή των φιλτραρισμένων δεδομένων προβολής για να σχηματίσουν την ανακατασκευασμένη εικόνα.
3. Το φιλτράρισμα μπορεί να εφαρμοστεί με δύο τρόπους. Στο χωρικό πεδίο, η συνάρτηση του φίλτρου ισοδυναμεί με τη συνέλιξη των δεδομένων μέτρησης της προβολή χρησιμοποιώντας μια ειδική συνάρτηση συνέλιξης $h(t)$.

$$p'(t, \theta) = p(t, \theta) \otimes h(t)$$

Στο πεδίο της συχνότητας η συνέλιξη ισοδυναμεί με πολλαπλασιασμό.

1. FFT των δεδομένων μέτρησης προβολής στο πεδίο των συχνοτήτων: $p(\nu, \theta) = \text{FT} \{p(t, \theta)\}$.
2. Πολλαπλασιασμός των προβολών του μετασχηματισμού Fourier με την ειδική συνάρτηση.
3. Αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier του γινόμενου $p'(\nu, \theta)$.



Αντίστροφος μετασχηματισμός Radon (1/5)

Η λύση του αντίστροφου μετασχηματισμού Radon καθορίζει τη μορφή του φίλτρου συνάρτησης.

$$H(W) = |w| b_w(w)$$

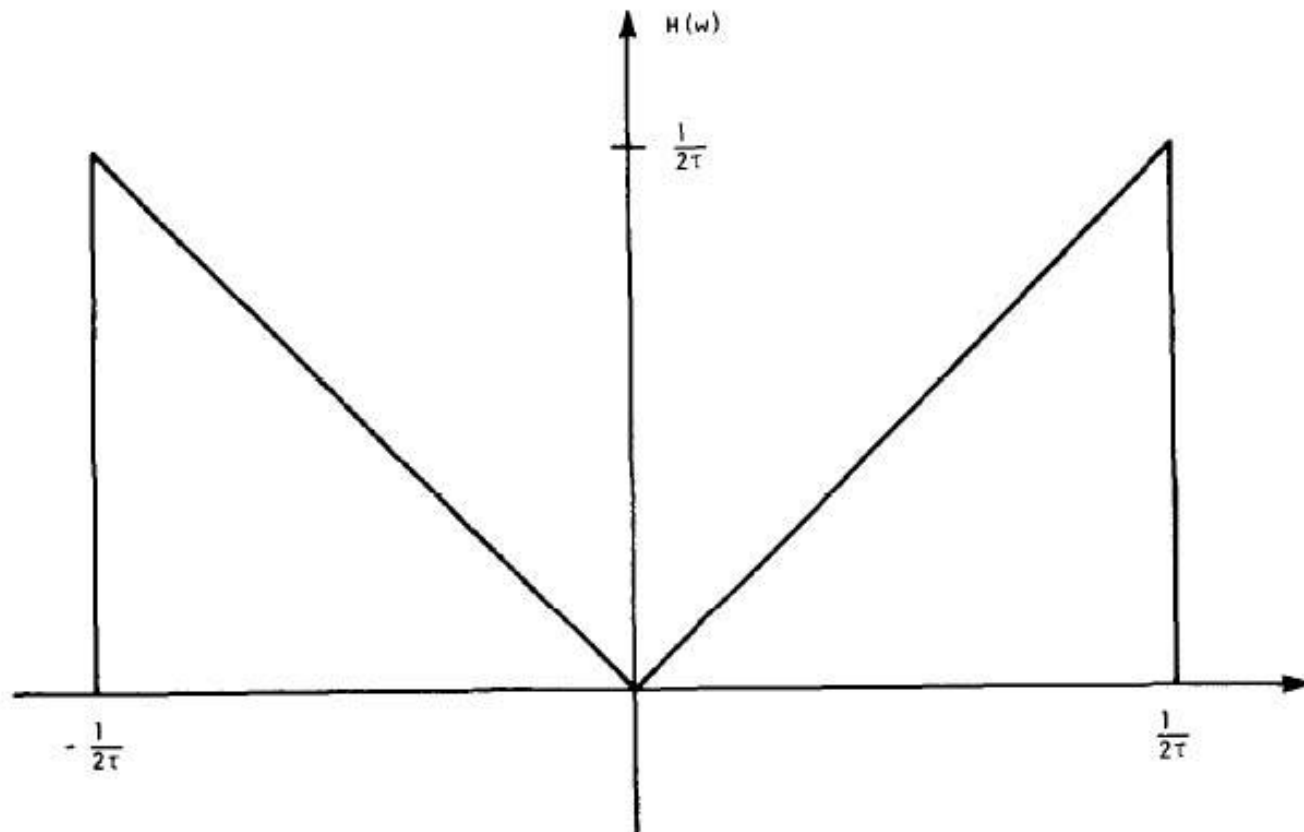
$$b_w(w) = \begin{cases} 1, & |w| < W \\ 0, & otherwise \end{cases}$$

$$h(t) = \frac{1}{2\tau^2} \operatorname{sinc}(2\pi t / 2\tau) - \frac{1}{4\tau^2} (\operatorname{sinc}(\pi t / 2\tau))^2$$

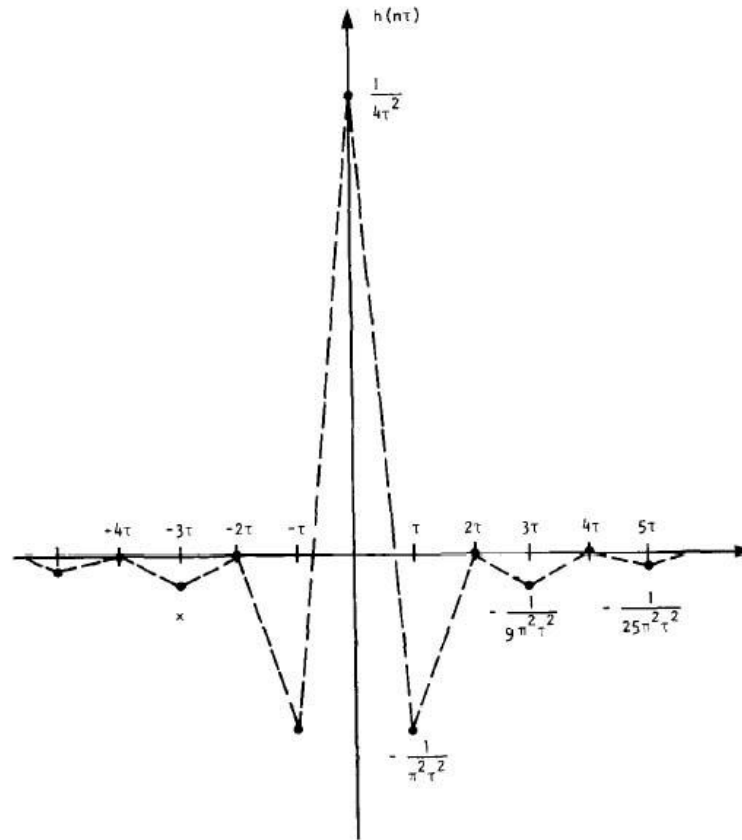
Πρόσθετη συνάρτηση λείανσης μπορεί να εφαρμοστεί για θορυβώδη Δεδομένα.



Αντίστροφος μετασχηματισμός Radon (2/5)

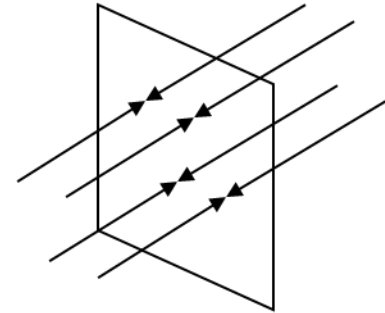


Αντίστροφος μετασχηματισμός Radon (3/5)



Μετασχηματισμός ακτίνας X

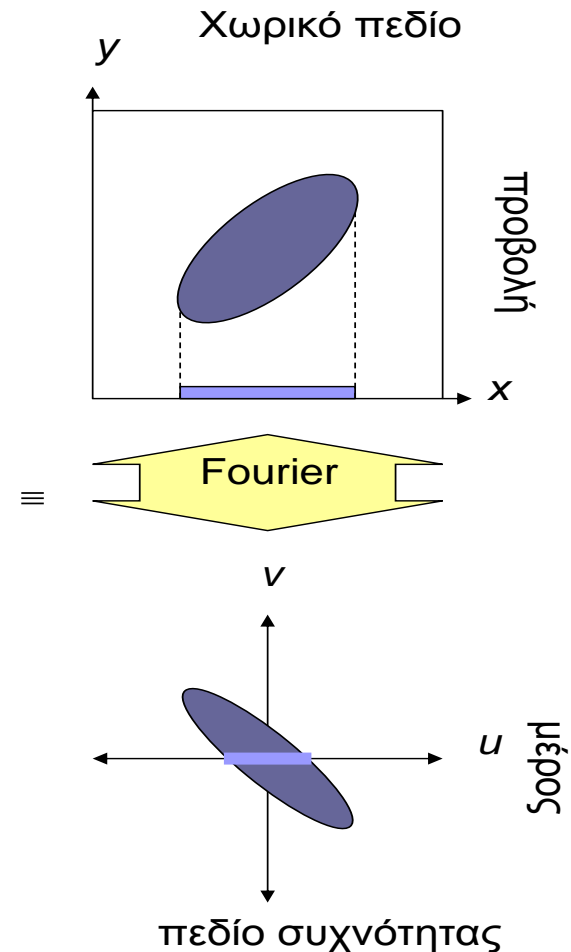
- Έστω $f(\mathbf{x})$ είναι μια πραγματική συνάρτηση σε ένα πεδίο τριών διαστάσεων.
- Έστω $\mathbf{p} \in P$ ένα σημείο στο επίπεδο.
 $P = \{\mathbf{x} : \mathbf{d} \cdot \mathbf{x} = k\}$.
- Μετασχηματισμός ακτίνας X $X_{\mathbf{d}}$.
 $[X_{\mathbf{d}}f](\mathbf{p}) = \int f(\mathbf{p} + t \mathbf{d}) dt$.
- Οι συναρτήσεις αθροίσματος είναι κατά μήκος των προβολών που είναι κάθετες στο επίπεδο της εικόνας.



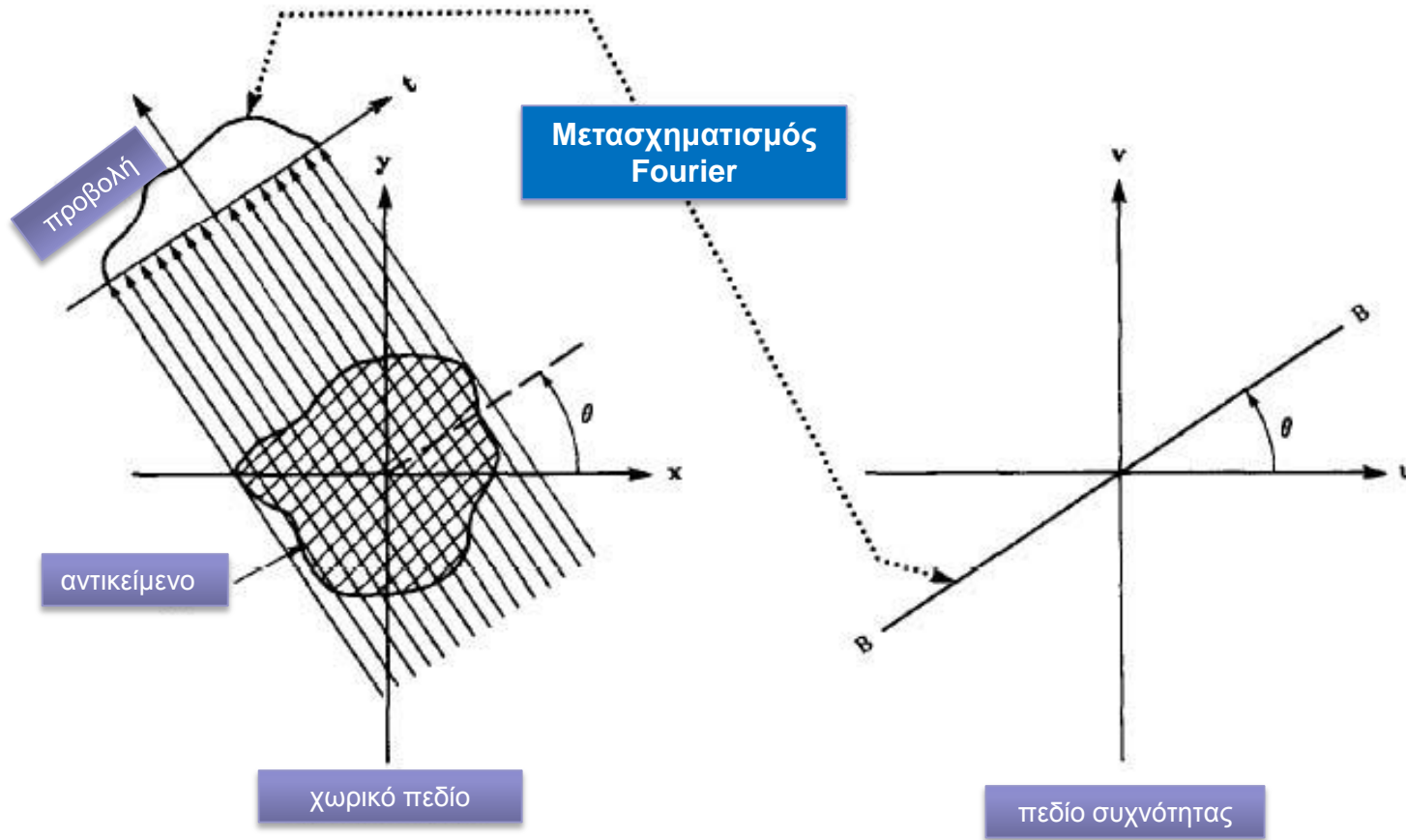
Θεώρημα Fourier φέτας (1/2)

- **Μετασχηματισμός ακτίνων X:**
 $[X_d f](p) = \int f(p + t d) dt.$
- **Και ο δισδιάστατος μετασχηματισμός Fourier:**
 $F(u,v) = \iint f(x,y) e^{-j2p(ux + vy)} dx dy.$
- **Μετασχηματισμός Fourier μιας προβολής:**
 $[F X_d f](w) = \int [X_d f](t) e^{-j2pwt} dt.$
- **$v = 0$ η φέτα του μετασχηματισμού Fourier:**

$$\begin{aligned} F(u,0) &= \iint f(x,y) e^{-j2pux} dx dy \\ &= \int \left[\int f(x,y) dy \right] e^{-j2pux} dx \\ &= FP_0(w). \end{aligned}$$

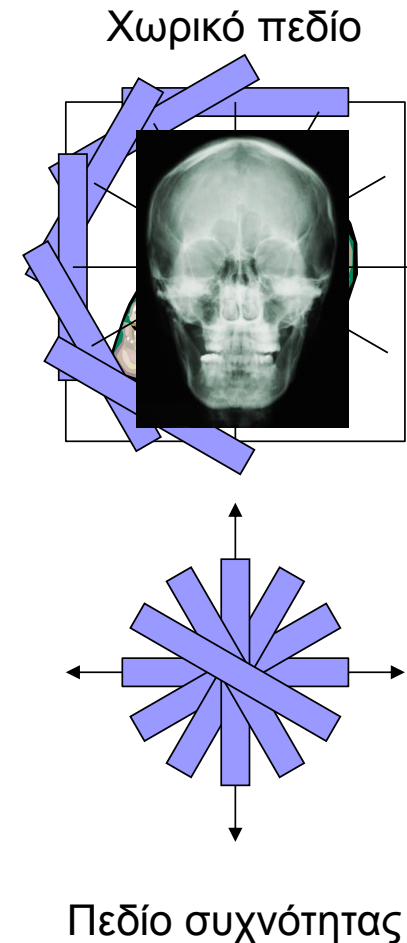


Θεώρημα Fourier φέτας (2/2)

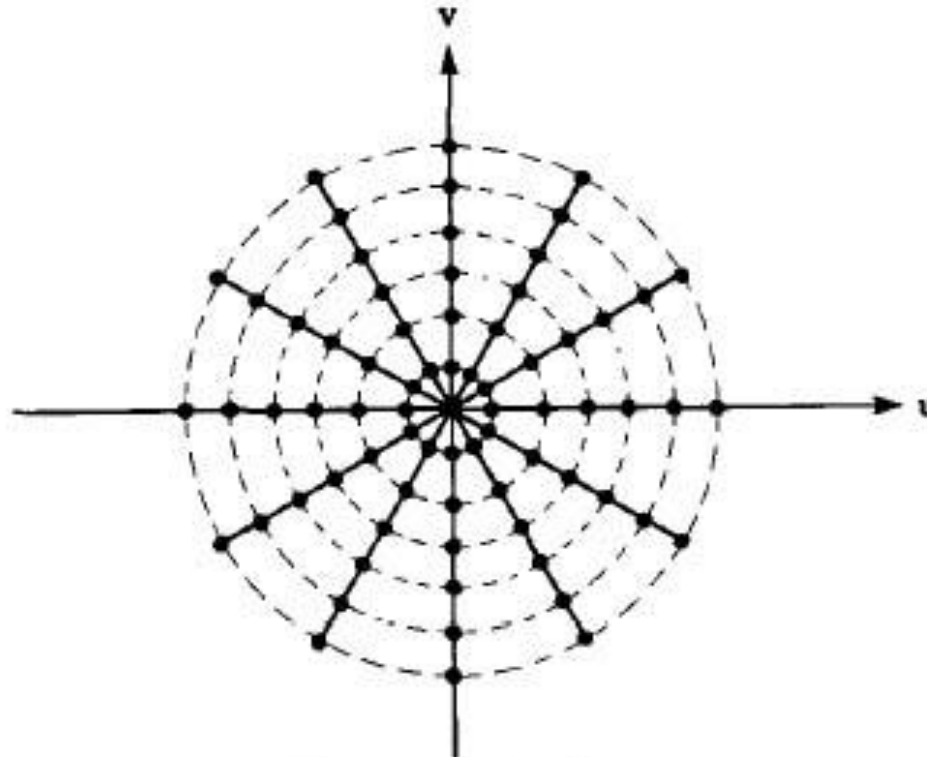


Αντίστροφος μετασχηματισμός Radon (4/5)

- Υπολογισμός μετασχηματισμού Fourier των ακτίνων Χ(προβολές Radon).
- Θεώρημα Fourier τομής-> ο μετασχηματισμός Fourier της προβολής μιας εικόνας είναι μια τομή του μετασχηματισμού Fourier της εικόνας στη γωνία της προβολής.
- Συσσώρευση τομών για τη δημιουργία μετασχηματισμού Fourier της εικόνας.
- Αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier για την ανακατασκευή της εικόνας.



Αντίστροφος μετασχηματισμός Radon (5/5)



Πεδίο συχνότητας

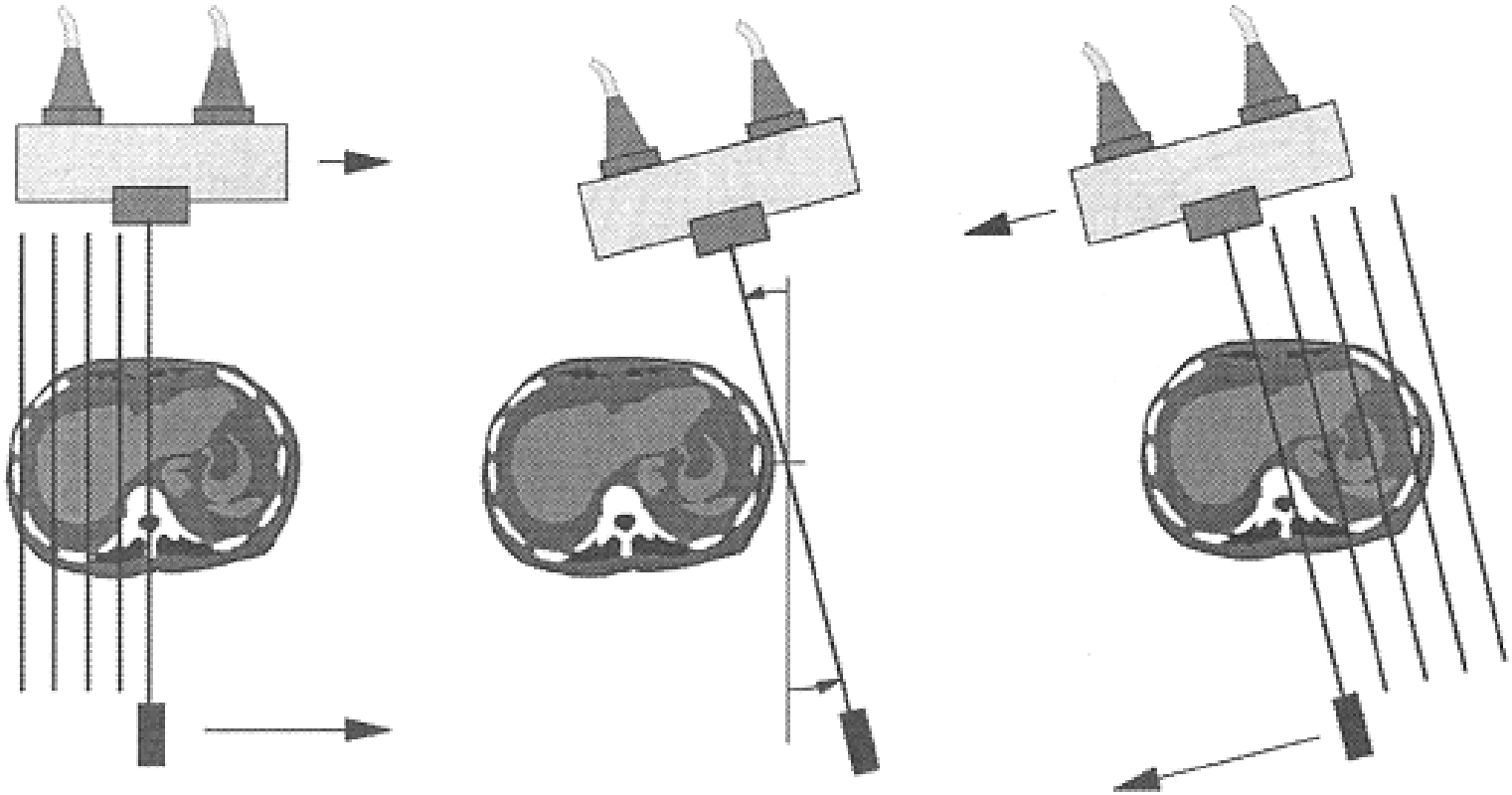


Πρώτη γενιά: περιστροφή/μετατόπιση, εστιασμένης δέσμης (pencil beam) (1/2)

- Μόνο δύο ανιχνευτές ακτίνων X χρησιμοποιούνται (δύο διαφορετικές φέτες).
- Παράλληλη γεωμετρία ακτίνας.
- Γραμμική μετατόπιση για την απόκτηση 160 ακτίνων με πλάτος 24 εκατοστά (Field of View-FOV).
- Ελαφρά περιστροφή στις μετατοπίσεις για την απόκτηση 180 προβολών σε διαστήματα μιας μοίρας.
- Περίπου 4.5 λεπτά/σάρωση με 1.5 λεπτό για την ανακατασκευή εικόνας.



Πρώτη γενιά: περιστροφή/μετατόπιση, εστιασμένης δέσμης (pencil beam) (2/2)



μετατόπιση

περιστροφή

μετατόπιση



Πρώτη γενιά (συνέχεια)

- Μεγάλη αλλαγή στο σήμα εξαιτίας της αυξανόμενης ροής των ακτίνων Χ έξω από το κεφάλι.
 - Λύνεται πιέζοντας το κεφάλι του ασθενή με μια εύκαμπτη μεμβράνη η οποία περιβάλλεται από έναν σάκο νερού.
- Το σήμα στον ανιχνευτή επιβραδύνεται επηρεάζοντας τις μετρήσεις που είναι πολύ κοντά χρονικά.
- Η γεωμετρία εστιασμένης δέσμης (pencil beam) επέτρεψε τη μείωση της διασποράς πολύ αποδοτικά και είναι η καλύτερη από όλες τις γενιές σαρωτών.



Δεύτερη γενιά: περιστροφή/ μετατόπιση, στενή αποκλίνουσα δέσμη

- Ενσωματωμένη γραμμική διάταξη 30 ανιχνευτών.
- Περισσότερα δεδομένα αποκτούνται για τη βελτίωση της εικόνας (600 ακτίνες x 540 προβολές).
- Το συντομότερο χρονικό διάστημα σάρωσης ήταν 18 δευτερόλεπτα/εικόνα.
- Η στενή αποκλίνουσα δέσμη επιτρέπει να ανιχνευθεί περισσότερη διασκορπούμενη ακτινοβολία.

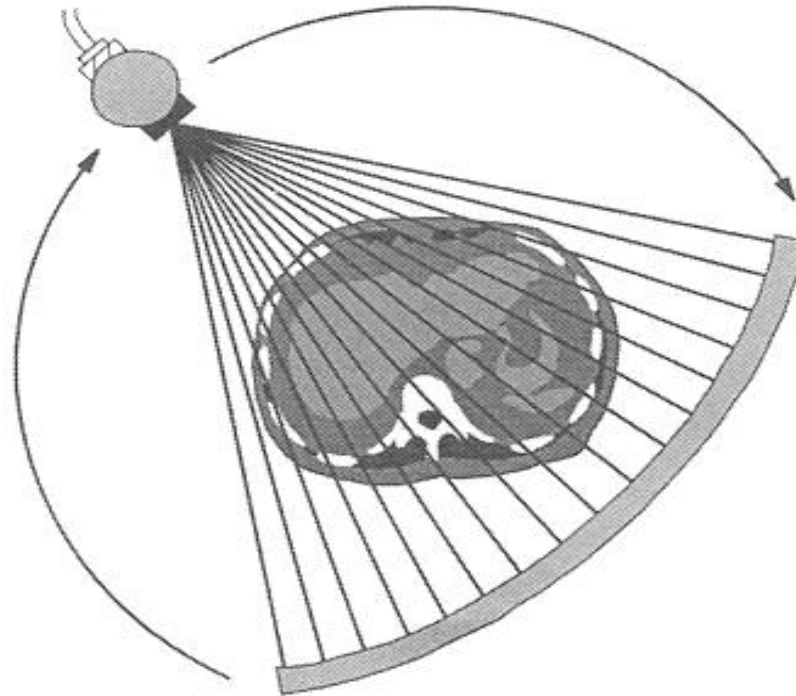


Τρίτη γενιά: περιστροφή / περιστροφή, ευρεία αποκλίνουσα δέσμη (1/2)

- Αυξήθηκε αισθητά ο αριθμός των ανιχνευτών (σε περισσότερο από 800).
- Η γωνία της αποκλίνουσας δέσμης αυξάνεται έτσι ώστε να καλύψει ολόκληρο τον ασθενή.
 - > Εξάλειψη της ανάγκης για κίνηση μετατόπισης.
- Ενώνονται μηχανικά ο εκπομπός και ο ανιχνευτής των ακτίνων Χ όπου περιστρέφονται από κοινού.
- Τα νεότερα συστήματα έχουν χρόνο σάρωσης μισό ($\frac{1}{2}$) δευτερόλεπτο.



Τρίτη γενιά: περιστροφή / περιστροφή, ευρεία αποκλίνουσα δέσμη (2/2)

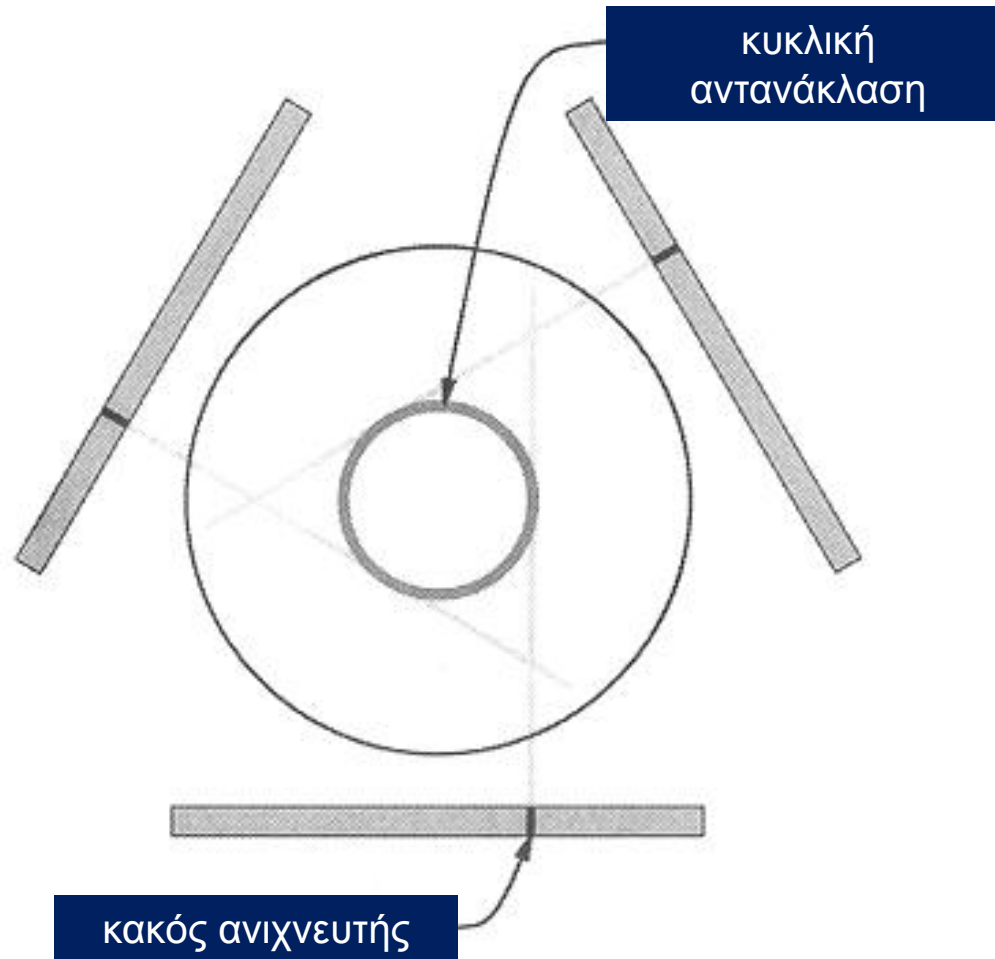


Κυκλικές αντανάκλασεις (1/2)

- Η γεωμετρία περιστροφής/περιστροφής της τρίτης γενιάς σαρωτών οδηγεί σε μια κατάσταση στην οποία κάθε ανιχνευτής είναι υπεύθυνος για τα δεδομένα που αντιστοιχούν σε ένα δαχτυλίδι στην εικόνα.
- Οι μικροαλλαγές στα επίπεδα σημάτων στους ανιχνευτές κατά την πάροδο του χρόνου επηρεάζουν τις τιμές μt που προβάλλονται προς τα πίσω για την παραγωγή εικόνας της ΥΤ, προκαλώντας κυκλικές αντανάκλασεις.



Κυκλικές αντανάκλασεις (2/2)

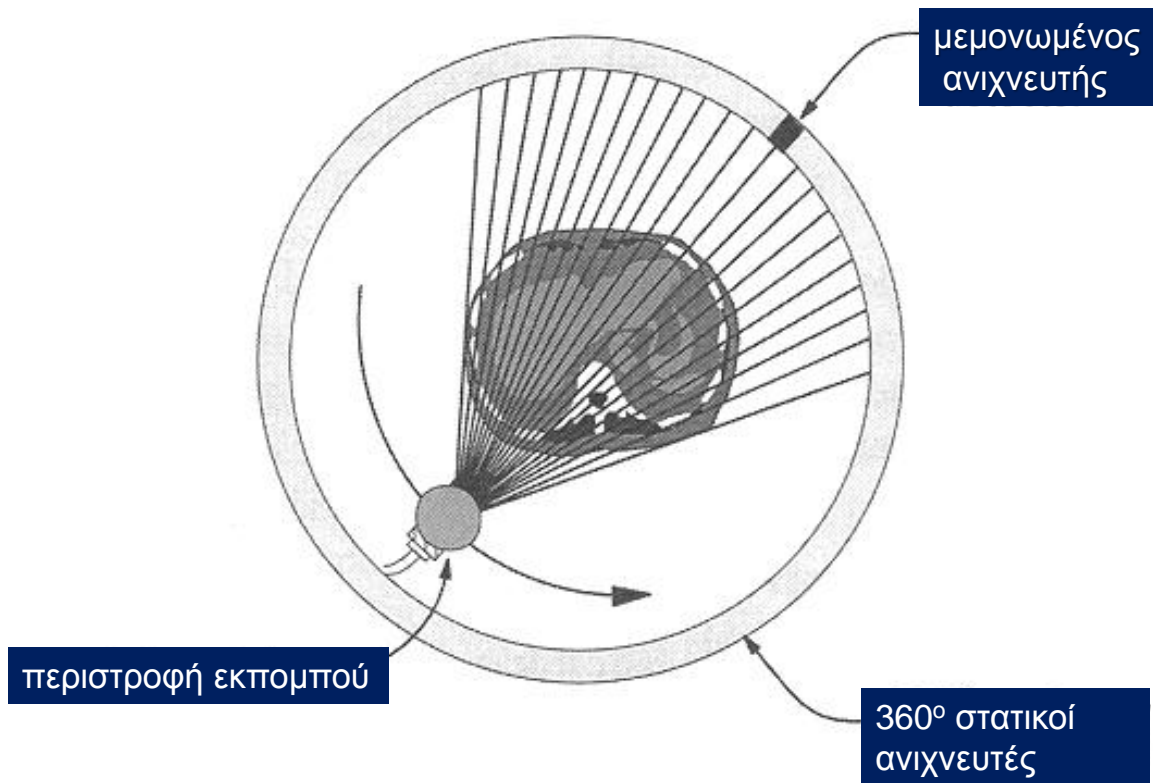


Τέταρτη γενιά: περιστροφή /στατικοί (1/2)

- Σχεδιασμένη για να ξεπεράσει το πρόβλημα των κυκλικών αντανακλάσεων.
- Στατικός δακτύλιος περίπου 4.800 ανιχνευτών.



Τέταρτη γενιά: περιστροφή /στατικοί (2/2)



Σύγκριση τρίτης και τέταρτη γενιάς (1/2)

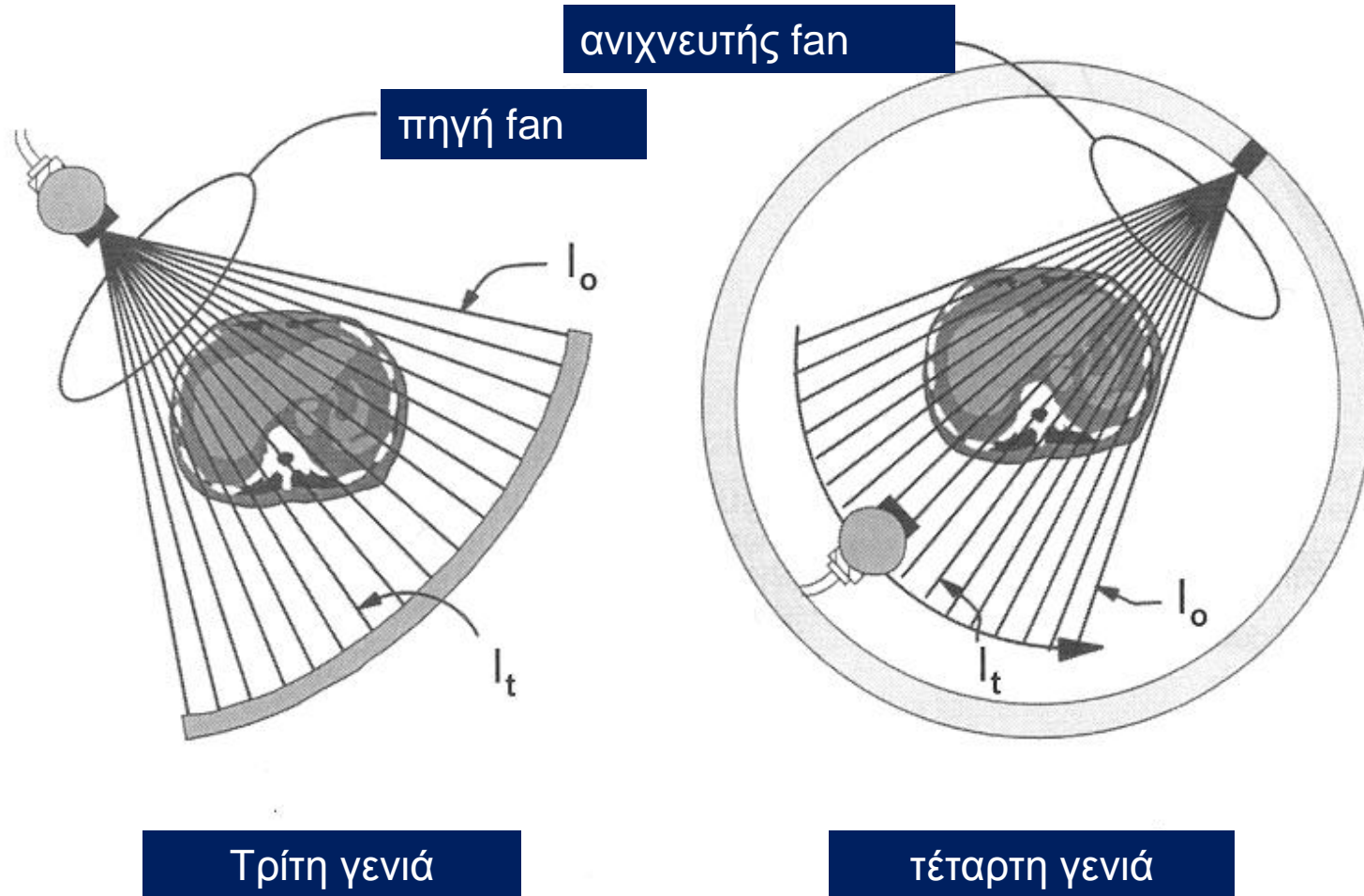
- Η 3^η γενιά της αποκλίνουσας δέσμης γεωμετρίας έχει τον εκπομπό της ακτίνας X ως κορυφή του fan ενώ η 4^η γενιά έχει το μεμονωμένο ανιχνευτή ως κορυφή.

$$\begin{array}{l} \text{3^η Γενιά} \quad \ln(g_1 I_0 / g_2 I_t) = \mu t \\ \text{4^η Γενιά} \quad \ln(g I_0 / g I_t) = \mu t \end{array}$$

$g=g_1=g_2$ (ίδιος ανιχνευτής)



Σύγκριση τρίτης και τέταρτη γενιάς (2/2)

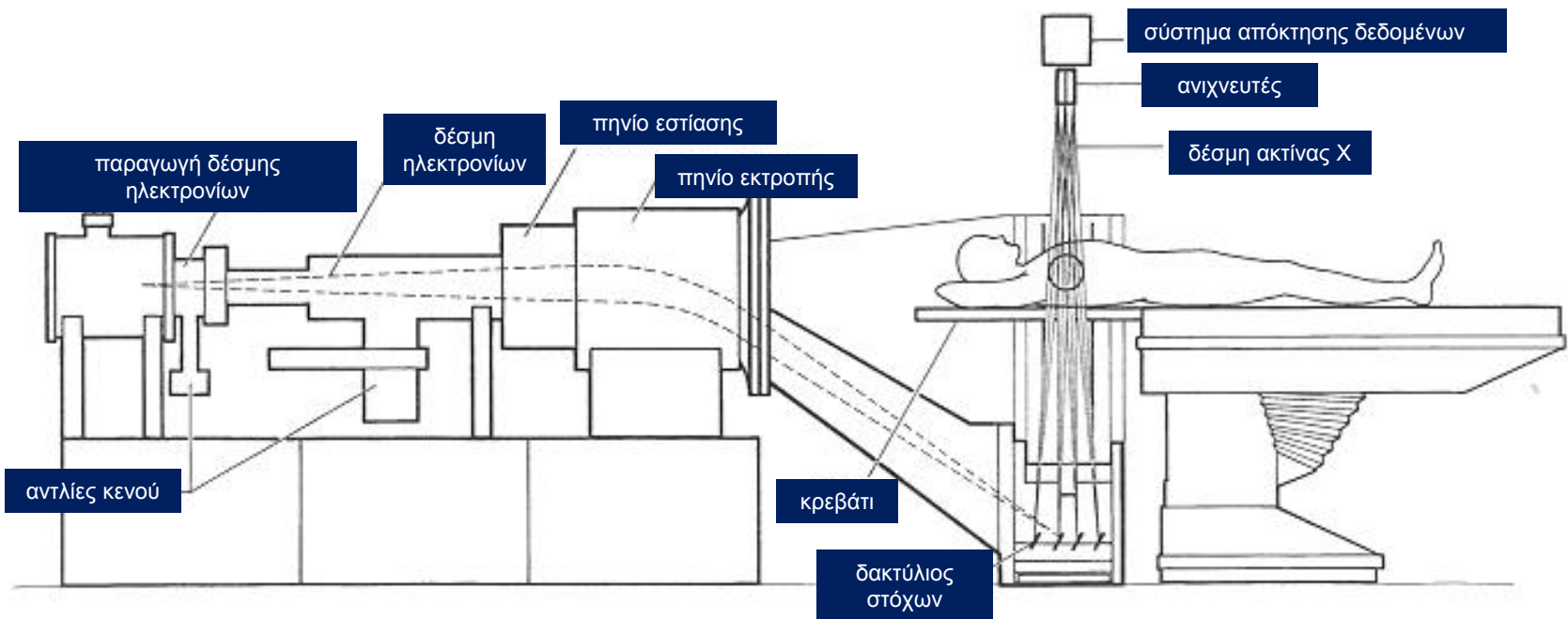


Πέμπτη γενιά: στατικός/στατικός (1/2)

- Κυρίως αναπτύχθηκε για την απεικόνιση της καρδιακής τομογραφίας.
- Μη συμβατικός εκπομπός ακτίνας Χ, ένα μεγάλο τόξο βολφραμίου περικυκλώνει τον ασθενή και βρίσκεται ακριβώς απέναντι από το δακτύλιο των ανιχνευτών.
- Η δέσμη ηλεκτρονίων οδηγείται γύρω από τον ασθενή για να χτυπήσει το δακτυλιοειδή στόχο του βολφραμίου.
- Χρόνος σάρωσης 50-msec, μπορεί να παράγει ταινίες βίντεο AT υψηλού ρυθμού εικόνων.



Πέμπτη γενιά: στατικός/στατικός (2/2)

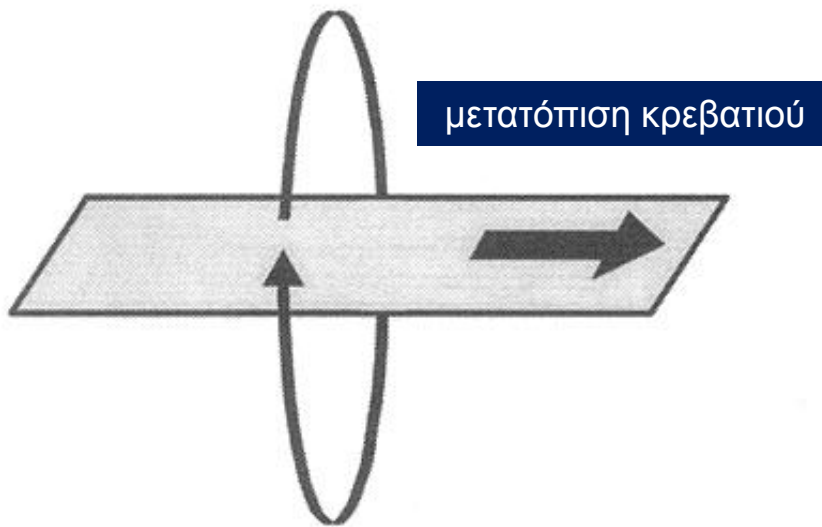


Έκτη γενιά: ελικοειδής (1/2)

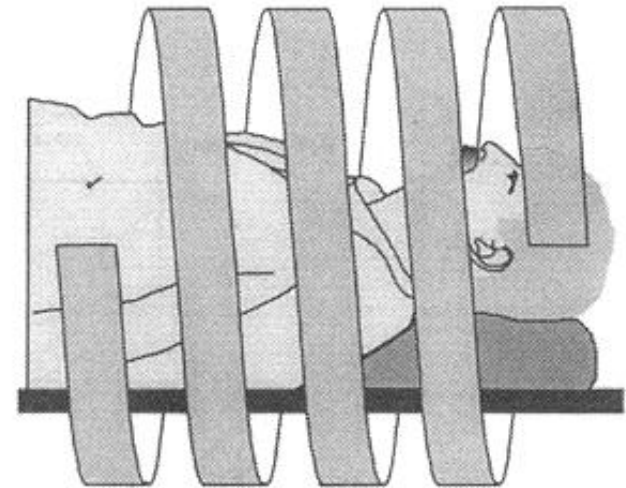
- Ο ελικοειδής ΑΤ αποκτά δεδομένα ενώ το κρεβάτι κινείται.
- Εκμεταλλευόμενοι το χρόνο που απαιτείται για τη μετατόπιση του κρεβατιού, ο συνολικός χρόνος που απαιτείται για τη σάρωση της ακτινογραφίας είναι συντομότερος.
- Επιτρέπει τη χρήση μικρότερης ποσότητας σκιαστικού και αυξάνει το ρυθμό εξέτασης των ασθενών.
- Σε ορισμένες περιπτώσεις ολόκληρη η σάρωση μπορεί να γίνει σε ένα κράτημα αναπνοής του ασθενή.



Έκτη γενιά: ελικοειδής (2/2)



περιστροφή εκπομπής ακτίνας X



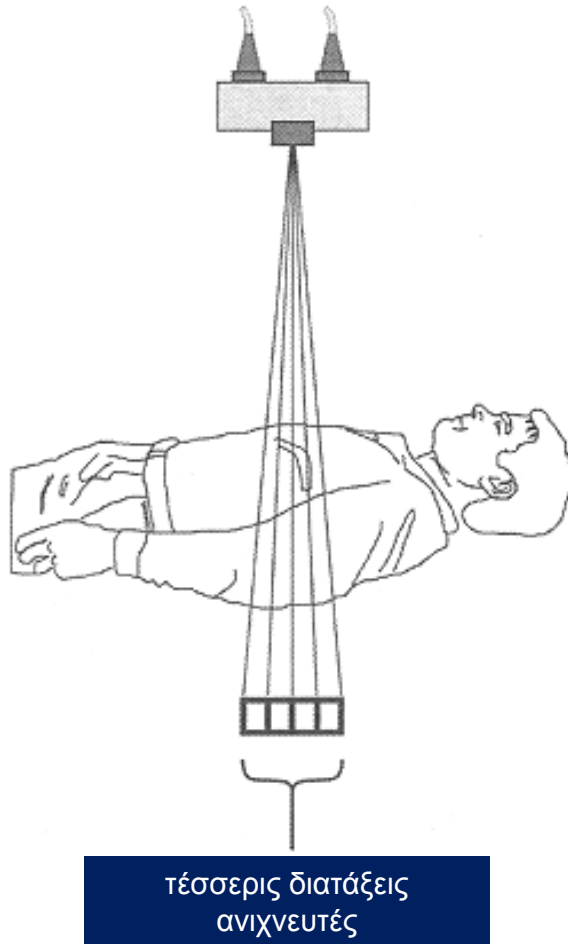
ελικοειδής εκπομπή ακτίνας X

Έβδομη γενιά: πολλαπλές διατάξεις ανιχνευτών (1/2)

- Όταν χρησιμοποιούνται πολλαπλές διατάξεις ανιχνευτών η απόσταση του κατευθυντήρα είναι ευρύτερη και περισσότερες ακτίνες Χ που παράγονται από τον εκπομπό χρησιμοποιούνται για την παραγωγή των δεδομένων .
- Το άνοιγμα του κατευθυντήρα σε έναν AT με μια διάταξη ανίχνευσης, μειώνει τη χωρική ανάλυση κατά τη διάσταση του πάχους της τομής.
 - Με τον σαρωτή πολλαπλών διατάξεων ανιχνευτών το πάχος της τομής καθορίζεται από το μέγεθος του ανιχνευτή, όχι από τον κατευθυντήρα.



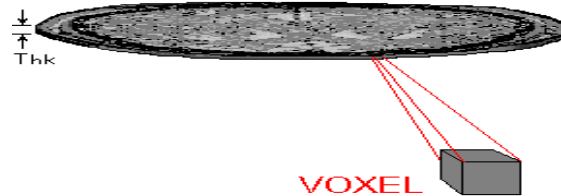
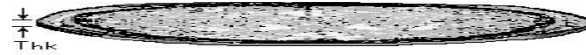
Έβδομη γενιά: πολλαπλές διατάξεις ανιχνευτών (2/2)



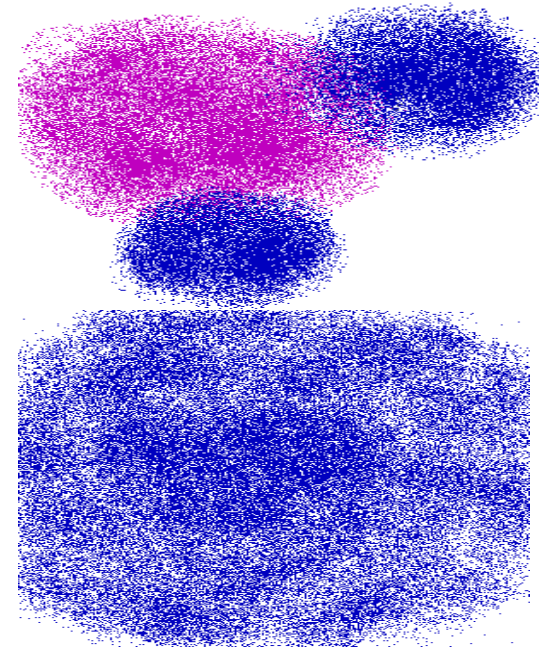
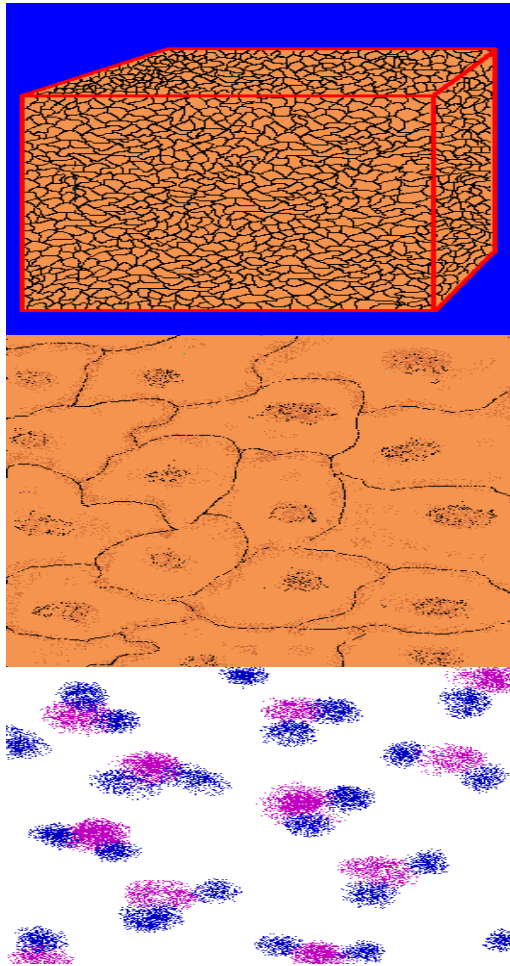
Πυρηνική Μαγνητική Τομογραφία - ΠΜΤ (Magnetic resonance imaging - MRI)



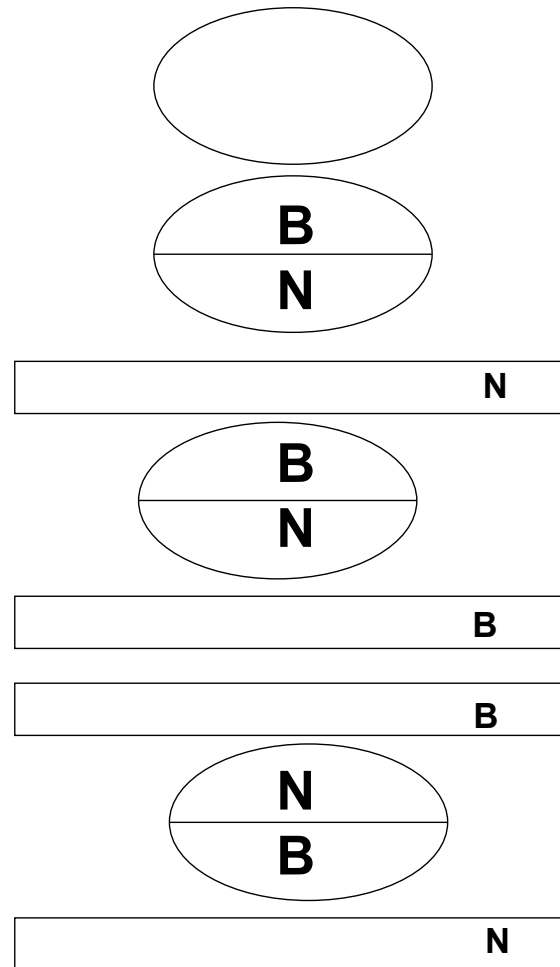
Πυρηνική Μαγνητική Τομογραφία – ΠΜΤ (Magnetic resonance imaging - MRI) (1/6)



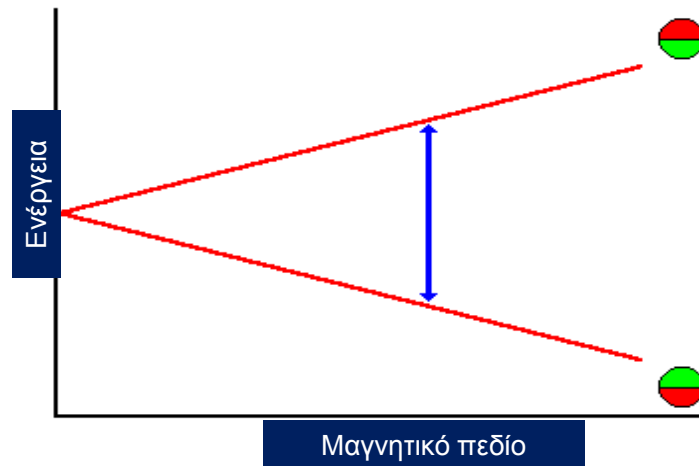
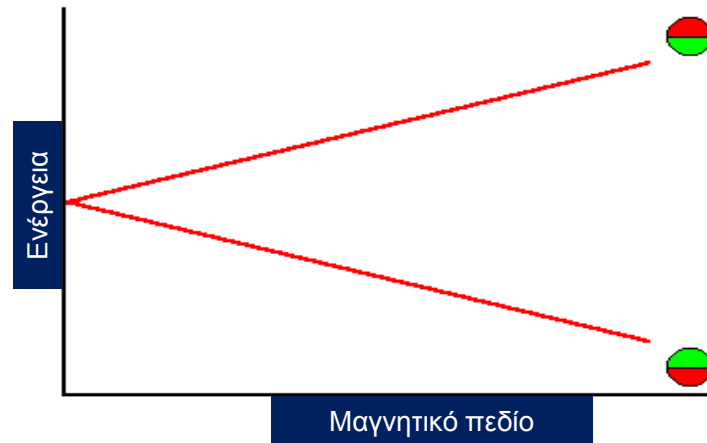
Πυρηνική Μαγνητική Τομογραφία – ΠΜΤ (Magnetic resonance imaging - MRI) (2/6)



Πυρηνική Μαγνητική Τομογραφία – ΠΜΤ (Magnetic resonance imaging - MRI) (3/6)



Πυρηνική Μαγνητική Τομογραφία – ΠΜΤ (Magnetic resonance imaging - MRI) (4/6)



Πυρηνική Μαγνητική Τομογραφία – PMΤ (Magnetic resonance imaging - MRI) (5/6)

- Η μαγνητική τομογραφία εκμεταλλεύεται την ύπαρξη υλικού πυρηνικού συντονισμού στον ασθενή. Οι μαγνήτες με μονό αριθμό φωτονίων ή νετρονίων έχουν μια αδύναμη αλλά παρατηρήσιμη πυρηνική μαγνητική ροπή. Συχνότερα απεικονίζονται τα φωτόνια (H), αλλά και ο άνθρακας 13 (13C), ο φώσφορος (P), το νάτριο (Na) και το φθόριο (F) παρουσιάζουν σημαντικό ενδιαφέρον.
- Οι πυρηνικές ροπές συνήθως είναι τυχαία προσανατολισμένες, αλλά ευθυγραμμίζονται όταν τοποθετούνται σε ένα δυνατό μαγνητικό πεδίο (0.2-1.5 T). Το σήμα του PMΤ από έναν άνθρωπο κυρίως οφείλεται στα πρωτόνια των μορίων νερού. Εφόσον αυτά τα πρωτόνια υπάρχουν στο ίδιο μαγνητικό περιβάλλον, απηχούν στην ίδια συχνότητα. Συνεπώς το σήμα του PMΤ είναι ανάλογο του **όγκου του νερού**.
- Η καινοτομία του PMΤ είναι ότι επιβάλλει χωρική διακύμανση στο μαγνητικό πεδίο έτσι ώστε να διακρίνει τις περιστροφές από τη θέση τους. Εφαρμόζοντας μια κλήση του μαγνητικού πεδίου αναγκάζει κάθε περιοχή να ταλαντεύεται σε μια διαφορετική συχνότητα.



Πυρηνική Μαγνητική Τομογραφία – PMΤ (Magnetic resonance imaging - MRI) (6/6)

- Οι αρχικοί αντίθετοι μηχανισμοί που εκμεταλλεύονται την αποδιέγερση της μαγνήτισης είναι ο T_1 και ο T_2 .
- Αποδιέγερση spin πλέγματος T_1 : Η εκθετική σταθερά ποσοστού περιγράφει τη διάσπαση του z στοιχείο της μαγνήτισης προς την ισορροπία μαγνήτισης. Οι τυπικές τιμές σώματος είναι από 300 έως 3000 ms.
- Αποδιέγερση spin-spin T_2 : Η εκθετική αντίθεση ποσοστού περιγράφει τη διάσπαση των εγκάρσιων στοιχείων της μαγνήτισης (M_x και M_y).
- Οι μαγνητικές τομογραφίες παρέχουν άριστη αντίθεση μεταξύ των διαφόρων μορφών μαλακών ιστών. Για τους ασθενείς που δεν έχουν κανένα σιδηρομαγνητικό μηχανισμό μέσα τους, η PMΤ είναι απόλυτα ασφαλής και μπορεί να επαναληφθεί όσες φορές χρειαστεί ακίνδυνα. Το σήμα της PMΤ δεν εμποδίζεται από τον αέρα όπως στον υπέρηχο και δεν υπάρχει καμία ανάγκη για ραδιενεργούς ανιχνευτές όπως στην περίπτωση της πυρηνικής μαγνητικής σάρωσης. Τυπικές μελέτες απεικόνισης κυμαίνονται από 1 έως 10 λεπτά αλλά με τις καινούργιες τεχνολογίες χρειάζονται λιγότερο από 50msec.



Λειτουργική ΜΤ (λΜΤ) (1/2)

- Η λΜΤ είναι μια τεχνική που δημιουργεί εικόνες καταγράφοντας εσωτερικές αλλαγές στο αίμα με ΠΜΤ.
- Οι αλλαγές στη νευρωνική δραστηριότητα συνοδεύονται από εστιακές αλλαγές στην εγκεφαλική ροή αίματος (CBF), στον όγκο αίματος (CBV), στην οξυγόνωση αίματος και στο μεταβολισμό. Αυτές οι φυσιολογικές αλλαγές μπορούν να παράγουν λειτουργικούς χάρτες για νοητικές διεργασίες.
- **Δύο βασικές τεχνικές που χρησιμοποιούνται:**
 - Κορεσμός ή αντιστροφή του εισερχόμενου σήματος για τον προσδιορισμό ποσότητας ροής αίματος. Εστιάζοντας την αλλαγή της ροής του αίματος είναι δυνατόν η απεικόνιση οπτικών λειτουργιών εγκεφάλου που σχετίζονται με ποσοτικές αλλαγές της αιμάτωσης. Κατά αυτό τον τρόπο μπορεί να αφαιρεθεί ο θόρυβος που οφείλεται στην κοινή αναφορά.

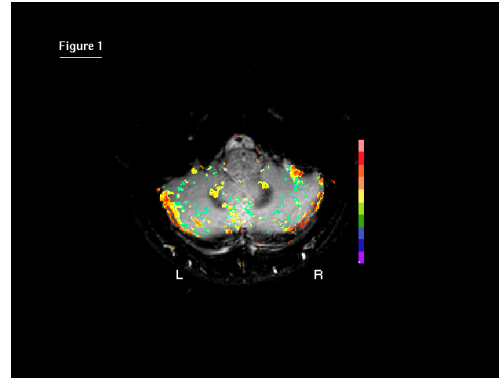


Λειτουργική ΜΤ (λΜΤ) (2/2)

- Μέτρηση των αλλαγών στην οξυγόνωση αίματος κατά τη διάρκεια της νευρωνικής δραστηριότητας.
- Η μελέτη των αλλαγών στη ροή του αίματος μπορεί να γίνει επίσης με την έγχυση σκιαστικών (π.χ. γαδολίνιο-DTPA).
- Οι δύο τιμές χαλάρωσης μετριοούνται στη λΜΤ T_1 και T_2^* (αντιπροσωπεύει την τιμή της αποσύνθεσης του ΜΤ σήματος εξαιτίας των ανομοιογενών του μαγνητικού πεδίου και αλλαγών που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση οξυγόνωσης αίματος).
- *Οι αλλαγές T_2^* είναι αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης μεταξύ των αλλαγών στην εγκεφαλική ροή αίματος, στον όγκο και στην οξυγόνωση. Όταν η αιμοσφαιρίνη αποξυγονώνεται, γίνεται περισσότερο παραμαγνητική από τον περιβάλλοντα ιστό και έτσι δημιουργείται ένα ανομοιογενές μαγνητικό περιβάλλον.*

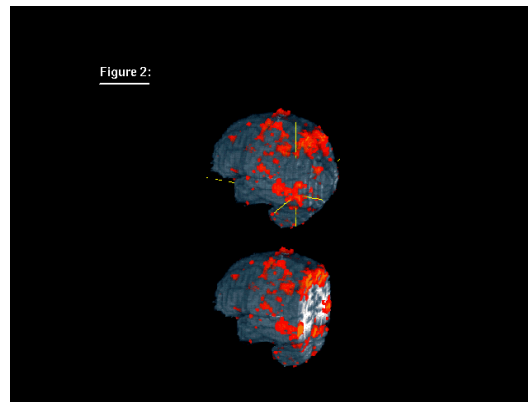


Έγχρωμος χάρτης εγκεφαλικής δραστηριότητας



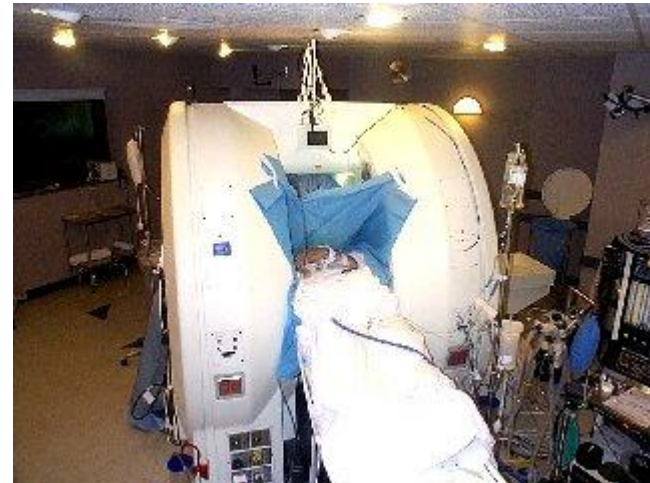
- Η εικόνα δείχνει έναν έγχρωμο χάρτη εγκεφαλικής δραστηριότητας στην παρεγκεφαλίδα κατά τη διάρκεια απόδοσης ενός νοητικού παιχνιδιού, ως επικάλυψη μιας ασπρόμαυρης εικόνας T2*. Οι οδοντωτοί πυρήνες εμφανίζονται ως σκούρα ημισεληνοειδή σχήματα στη μέση της παρεγκεφαλίδας λόγω των επικολλήσεων σιδήρου. Οι λΜΤ εικόνες αποκτήθηκαν με συμβατικές T2*-weighted FLASH τεχνικές με χωρική ανάλυση 1.25x1.25x8 mm³ και χρονική ανάλυση 8 δευτερολέπτων.
- Κάθε χρώμα αντιπροσωπεύει αύξηση 1%, ξεκινώντας από το 1%. R, δεξιά παρεγκεφαλίδα L, αριστερή παρεγκεφαλίδα. Η παρεγκεφαλίδα αντιστοιχεί σε αριστερόχειρα. Παρατηρείται διμερής ενεργοποίηση στους οδοντωτούς πυρήνες και στον παρεγκεφαλιδικό φλοιό. Η ενεργοποιημένη περιοχή στους οδοντωτούς πυρήνες κατά τη διάρκεια εκτέλεσης του παιχνιδιού ήταν 3-4 φορές μεγαλύτερη από αυτήν κατά τη διάρκεια οπτικά κατευθυνόμενων *peg* κινήσεων σωμάτων. (βλέπε λεπτομέρειες στο Kim και λοιποί, 1994b).

Λειτουργική μελέτη απεικόνισης του εγκεφάλου



- Η εικόνα δείχνει τη λειτουργική μελέτη απεικόνισης του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια μιας εργασίας οπτικού ελέγχου και διόρθωσης σφαλμάτων. Οι λειτουργικές εικόνες αποκτήθηκαν με την τεχνική της πολυ-φέτας μονής βολής EPI με χωρική ανάλυση $3.1 \times 3.1 \times 5$ και χρονική ανάλυση 3.5 δευτερολέπτων. Το κρανίο και οι σχετικοί μύες εξαλείφθηκαν από την κατάκτηση εικόνας. Η τριδιάστατη εικόνα που κατασκευάστηκε από εικόνες πολύ-φέτας απεικονίστηκε από το πρόγραμμα Voxel View (Vital Images, Fairfield, Iowa).
- Ο στόχος ήταν να μετακινηθεί ο δρομέας από το αρχικό κεντρικό κουτί πάνω σε ένα τετράγωνο στόχο μετακινώντας έναν μοχλό (joystick). Οκτώ στόχοι τοποθετήθηκαν περιμετρικά σε γωνία 45° και τοποθετήθηκαν ακτινωτά στις 20° γύρω από το αρχικό κεντρικό κουτί. Η ενεργοποίηση (με χρώμα) παρατηρείται στις διάφορες περιοχές του εγκεφάλου. Στο πάνω μέρος της εικόνας ο εγκέφαλος απεικονίζεται ως ένα τριδιάστατο στερεό αντικείμενο ώστε να φαίνεται μόνο η επιφάνεια του φλοιού. Στο κάτω μέρος της εικόνας, το πίσω μέρος του τμήματος αφαιρέθηκε στο επίπεδο του οπτικού φλοιού για να παρουσιαστεί η ενεργοποίηση που δεν είναι ορατή από την επιφάνεια (ευγενική παραχώρηση της Jutta Ellermann, Jeol Seagal, και Timothy Ebner).

Ανοιχτές ΜΤ μονάδες



Πυρηνικός Τομογράφος (1/3)

- Χρήση ακτίνων γ , Ραδιονουκλεΐδιων και Ραδιοφαρμακευτικών προϊόντων στην ιατρική.



Πυρηνικός Τομογράφος (2/3)

- Ο πυρηνικός τομογράφος εξετάζει τις φυσιολογικές διεργασίες και όχι τις ανατομικές δομές. Στον ΠΤ, βραχύβια ραδιοφάρμακα (ραδιενεργά φάρμακα που εκπέμπουν ακτίνες γ και έλκονται από το όργανο που πρόκειται να απεικονιστεί) εγχέονται στο κυκλοφορικό σύστημα του ασθενή (σε ποσότητες picomolar που δεν έχουν καμία επίδραση στη διαδικασία που μελετάται).
- Ο χρόνος ημιζωής αυτών των υλικών είναι από λίγα λεπτά έως μερικές εβδομάδες. Η κάμερα του ΠΤ, στην πραγματικότητα, παίρνει μια χρόνο-έκθεση «φωτογραφία» της φαρμακευτικής ουσίας καθώς εισέρχεται και συγκεντρώνεται στους ιστούς ή στα όργανα.



Πυρηνικός Τομογράφος (3/3)

- Παρακολουθώντας τη ροή του αίματος, το αποτέλεσμα της ΠΤ εικόνας ενημερώνει τους γιατρούς για τη βιολογική δραστηριότητα του οργάνου ή του αγγειακού συστήματος που το τρέφει.
- Η Πυρηνική Ιατρική διαθέτει ένα ευρύ φάσμα χρήσεων, συμπεριλαμβανόμενης της διάγνωσης του καρκίνου, μελέτη των καρδιακών παθήσεων, των κυκλοφοριακών προβλημάτων, τον εντοπισμό νεφρικών δυσλειτουργιών, και άλλων ανωμαλιών στις φλέβες, στους ιστούς και στα όργανα.

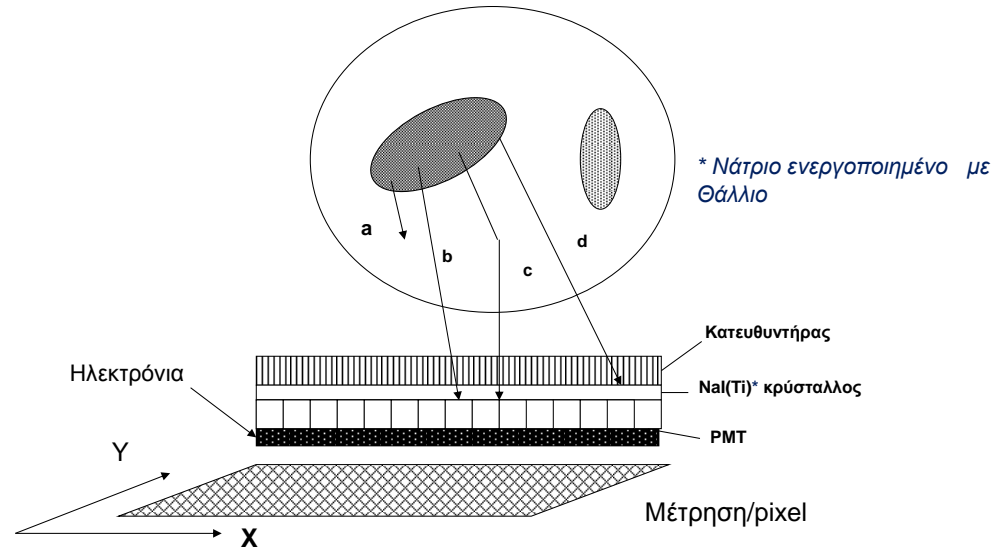


ΥΤΕΑΦ (SPECT) (Υπολογιστική Τομογραφία Εκπομπής Απλών Φωτονίων)

- Η ΥΤΕΑΦ βασίζεται στη συμβατική τεχνική πυρηνικής τομογραφίας και τις τομογραφικές μεθόδους ανακατασκευής εικόνας.



Κάμερα σπινθηρισμού



- Το πιο σημαντικό εργαλείο στην Πυρηνική Ιατρική είναι η κάμερα σπινθηρισμού (κάμερα τύπου anger) που βασίζεται σε μια μεγάλη περιοχή (~40 εκ. διάμετρο) NaI(Tl)* κρύσταλλου. Όταν ένα φωτόνιο χτυπά και αλληλεπιδρά με τον κρύσταλλο, ο σπινθηρισμός που παράγεται ανιχνεύεται από την περιοχή PMTs. Ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα αξιολογεί τα σχετικά σήματα από το PMTs και προσδιορίζει τη θέση του σήματος.

Χαρακτηριστικά απόδοσης συστημάτων της Πυρηνικής Τομογραφίας (1/2)

- **Χωρική ανάλυση:** αποτελεί ένα μέτρο για το βαθμό λεπτομέρειας της τελικής ανακατασκευασμένης εικόνας και άρα για τις περιοχές που μπορούν να ανιχνευτούν. Με άλλα λόγια: πόσο καλά μπορούν να χωριστούν οι λεπτομέρειες.
- **Ευαισθησία, νεκρός χρόνος:** περιγράφει πόσο καλά η κατανομή ανιχνευτών ραδιενεργών αποσβέσεων χρησιμοποιείται για το σχηματισμό μιας εικόνας.
- Χρησιμοποιείται μια πηγή που ακτινοβολεί ισότροπα προς όλες τις κατευθύνσεις. Η κάμερα συλλέγει το μέρος που εισέρχεται στη στερεά γωνία μείον το φωτόνιο που θα επιδράσει τις διόπτρες.
- Μερικά από τα γεγονότα χάνονται επειδή το σύστημα ακόμα επεξεργάζεται προηγούμενο γεγονός (νεκρός χρόνος).



Χαρακτηριστικά απόδοσης συστημάτων της Πυρηνικής Τομογραφίας (2/2)

- **Λόγος ισχύος του σήματος πληροφορίας ως προς τον θόρυβο (SNR)** – Η σχετική δύναμη της πληροφορίας και του θορύβου. Εάν η περιοχή ενδιαφέροντος είναι μικρή σε σύγκριση με τη χωρική ανάλυση η αντίθεση μειώνεται επειδή η υψηλή δραστηριότητα της περιοχής θαμπώνει εξαιτίας της δραστηριότητας στη γειτονιά της ως αποτέλεσμα της απόκρισης του ανιχνευτή.
- **Ομοιομορφία, Γραμμικότητα** – Η εικόνα ενός αντικειμένου πρέπει να είναι ανεξάρτητη από τη θέση της στο πεδίο της προβολής. Αυτό δεν ισχύει στα πραγματικά συστήματα. Αυτό μπορεί να αξιολογηθεί σε μετρήσεις βαθμονόμησης ώστε να εξαχθούν παράγοντες διόρθωσης. Σαν αποτέλεσμα η μη ομοιομορφία από 10% σε 3%.



Συμβατική πυρηνική ιατρική διαδικασία απεικόνισης (1/2)

- Τα τυπικά ραδιονουκλεΐδια που χρησιμοποιούνται είναι 140 KeV Tc-99m και 70 KeV φωτόνια από Tl-201 .
- Τα φωτόνια ακτίνων γ που εκπέμπονται από τα ραδιοφάρμακα διαπερνούν το σώμα του ασθενή και ανιχνεύονται από ένα σύνολο ευθυγραμμισμένων ανιχνευτών ακτινοβολίας .
- Τα εκπεμπόμενα φωτόνια αλληλεπιδρούν μέσα στο σώμα με το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο το οποίο σταματά την εμφάνιση τους μέσα από το σώμα ή με τη σκέδαση Compton η οποία μεταφέρει μέρος της ενέργειας σε ελεύθερα ηλεκτρόνια και το φωτόνιο εκτρέπεται σε μια νέα κατεύθυνση.
- Τα φωτόνια αυτά επίσης ανιχνεύονται από την κάμερα και προκαλούν θόλωση της εικόνας αν χρησιμοποιηθούν εργαλεία επεξεργασίας και ανακατασκευής εικόνας.



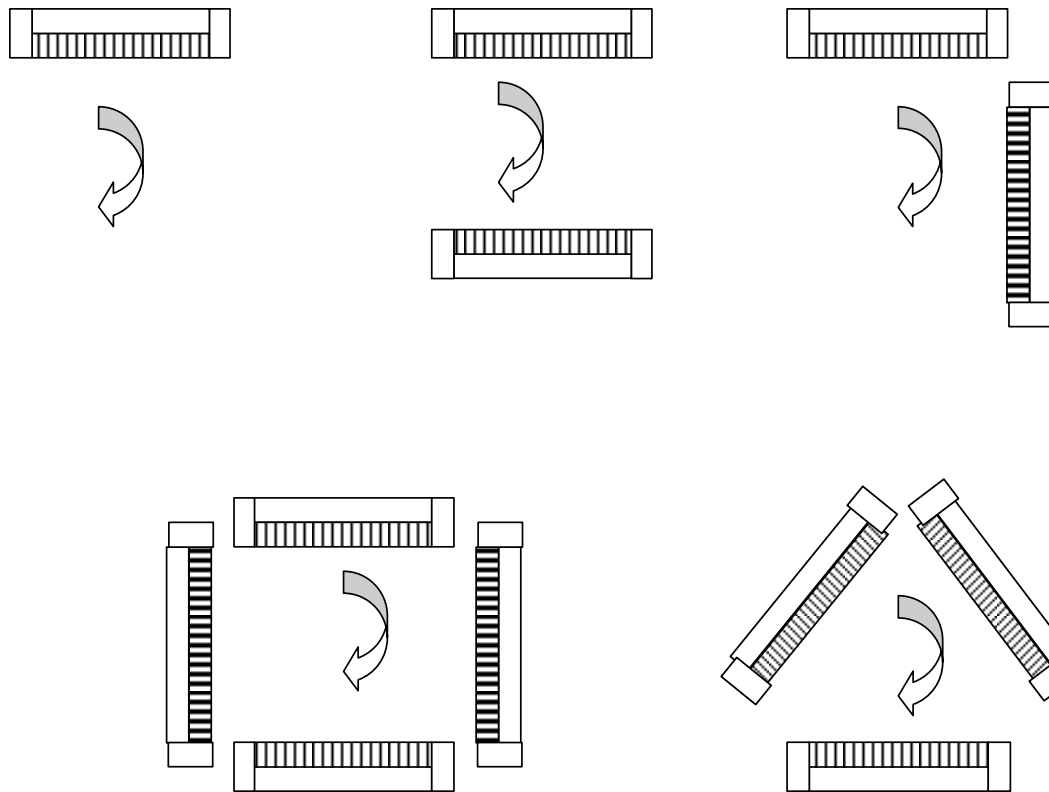
Συμβατική πυρηνική ιατρική διαδικασία απεικόνισης (2/2)

- Στην ΥΤΕΑΦ τα δεδομένα προβολής αποκτιούνται από διαφορετικές οπτικές γωνίες γύρω από τον ασθενή.
- Παρόμοια με την ΑΤ, οι μέθοδοι επεξεργασίας και ανακατασκευής εικόνας χρησιμοποιούνται για την απόκτηση εγκάρσιων ή διατομεακών εικόνων από δεδομένα προβολής πολλαπλών γωνιών.



Συστήματα ΥΤΕΑΦ

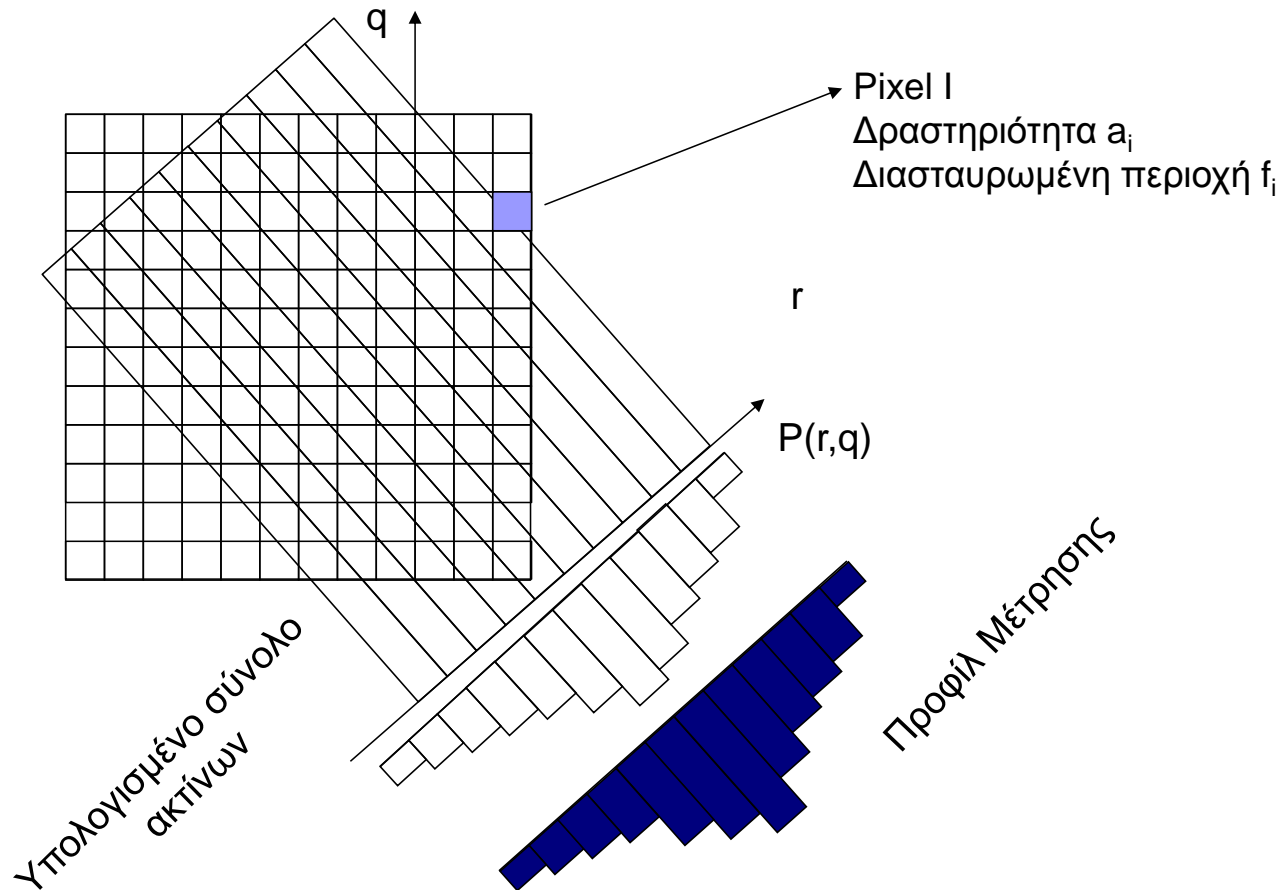
- Τα συστήματα ΥΤΕΑΦ έχουν κάμερες που μπορεί να ακολουθούν μια από τις παρακάτω συνθέσεις:



ΥΤΕΑΦ



Διακεκριμένη γεωμετρία που χρησιμοποιείται στις επαναληπτικές μεθόδους ανακατασκευής



Μετασχηματισμός Radon (1/2)

- Στη δισδιάστατη τομογραφία εικόνας η μονοδιάστατη διάταξη ανιχνευτών περιστρέφεται γύρω από το προς απεικόνιση αντικείμενο $f(x,y)$ και συλλέγει δεδομένα προβολής από διάφορες γωνίες προβολής θ . Το ολοκλήρωμα του μετασχηματισμού των προβολών του δίνεται από:

$$p'(t, \theta) = c_t I_0 \exp\left[-\int_{-\alpha}^{+\alpha} \mu(x, y) ds\right]$$

- και ονομάζεται μετασχηματισμός Radon. Ο στόχος της ανακατασκευής εικόνας είναι να λύσει το αντίστροφο ολοκλήρωμα μετασχηματισμού Radon. Η λύση είναι η κατασκευασμένη εικόνα υπολογισμού $f(x,y)$ του αντικειμένου διανομής $f(x,y)$. Τα μετρούμενα δεδομένα προβολής μπορούν να γραφτούν ως το ολοκλήρωμα ραδιενέργειας κατά μήκος των ακτίνων προβολών.



Μετασχηματισμός Radon (2/2)

- Τα μετρούμενα δεδομένα προβολής μπορούν να γραφτούν ως ολοκλήρωμα της ραδιενέργειας κατά μήκος των ακτίνων προβολών.

$$p(t, \theta) = c_e \rho \int_{-\alpha}^{+\alpha} \rho(x, y) ds$$

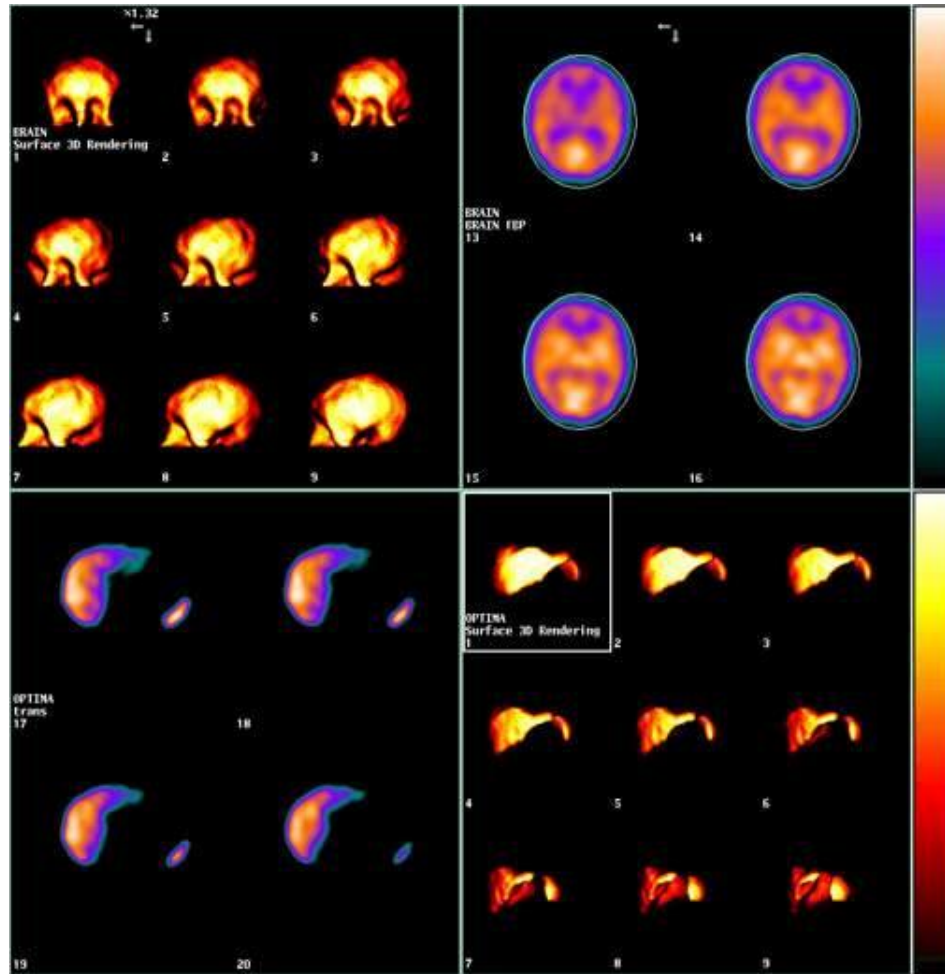
- Στην ΥΤΕΑΦ ο συντελεστής εξασθένησης δεν είναι τόσο σημαντικός, ώστε να θεωρηθεί ως σταθερά στην περιοχή του σώματος υπό απεικόνιση.

$$p(t, \theta) = c_e \int_{-\alpha}^{+\alpha} \rho(x, y) \exp[-\mu l(x, y)] ds$$

- Το $l(x, y)$ είναι το μήκος της διαδρομής μεταξύ του σημείου (x, y) και της άκρης του εξασθενητή (δηλ. του σώματος του ασθενή) κατά μήκος της κατεύθυνσης της ακτίνας προβολής.
- Το πρόβλημα της ανακατασκευασμένης εικόνας περιπλέκεται ακόμη περισσότερο από τις μη στάσιμες ιδιότητες του κατευθυντήρα ανίχνευσης, των συναρτήσεων απόκρισης σκέδασης και της εξάρτησής τους από το μέγεθος και τη σύνθεση του σώματος του ασθενή.



Τομογραφική ανακατασκευή εγκεφάλου και συκωτιού και τριδιάστατη απόδοση



Τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων – PET (1/2)

- Επιτρέπει στους γιατρούς να αξιολογούν χημικές ή φυσιολογικές αλλαγές σχετικά με το μεταβολισμό. Εφόσον η αιτία πολλών ασθενειών είναι βιοχημικής φύσης, αυτές οι λειτουργικές αλλαγές συχνά **προηγούνται χρονικά ή υπερβαίνουν τη δομική αλλαγή στον ιστό ή τα όργανα**. Η απεικόνιση PET χρησιμοποιεί ποίκιλλα ραδιοφάρμακα, αποκαλούμενα ως ιχνοστοιχεία, για την απόκτηση εικόνων.
- Τα ιχνοστοιχεία PET μιμούνται το φυσικό σάκχαρο, το νερό, τις πρωτεΐνες και το οξυγόνο που βρίσκονται στον οργανισμό μας. Αυτά τα ιχνοστοιχεία εγχέονται στον ασθενή και συγκεντρώνονται σε διάφορους ιστούς και όργανα.



Τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων – PET (2/2)

- Το σύστημα PET παίρνει μια έκθεση στο χρόνο του ιχνοστοιχείου και παράγει μια «φωτογραφία» των κυτταρικών βιολογικών δραστηριοτήτων. Οι εικόνες PET μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη μέτρηση πολλών διαδικασιών, συμπεριλαμβανομένων του μεταβολισμού σακχάρου, της ροής αίματος και της αιμάτωσης, των ρυθμών δέσμευσης πρωτεϊνών, της χρήσης οξυγόνου και μιας μεγάλης λίστας από άλλες ζωτικές φυσιολογικές δραστηριότητες.

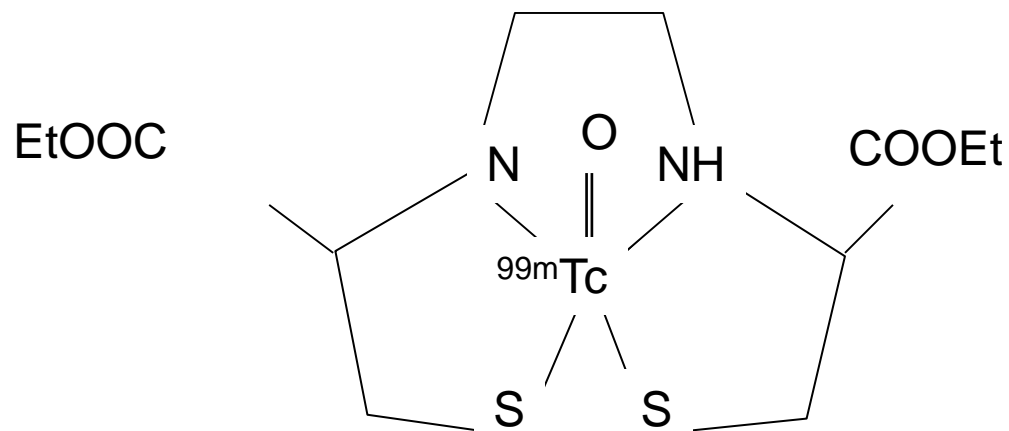


Μερικά παραδείγματα τέτοιων υλικών είναι:

Ραδιονουκλεΐδια	Χρόνος Ημιζωής	Εφαρμογή
Άνθρακας-11	20.3 λεπτά	Εκπομπός ποζιτρονίου για μελέτες μεταβολισμού.
Χαλκός-64	12.8 ώρες	Κλινικός διαγνωστικός συντελεστής για καρκίνο και τη μεταβολική διαταραχή.
Ιώδιο-122	3.76 λεπτά	Εκπομπός ποζιτρονίου για τη μελέτη ροή αίματος
Ιώδιο-131	8.1 μέρες	Διάγνωση των διαταραχών του θυρεοειδή, συμπεριλαμβανόμενου του καρκίνου.
Σίδηρος-52	8.2 ώρες	Ιχνοστοιχεία σιδήρου για την απεικόνιση των μυελών των οστών.
Άζωτο-13	9.9 λεπτά	Εκπομπός ποζιτρονίου που χρησιμοποιείται ως ¹³ NH για μελέτες αιμάτωσης καρδιάς.
Στρόντιο– 85	64 μέρες	Μελέτη μεταβολισμού για το σχηματισμό των οστών.
Οξυγόνο– 15	123 δευτ.	Εκπομπός ποζιτρονίου που χρησιμοποιείται για τη ροή αίματος.
Τεχνητίο – 99m	6 ώρες	Το πιο ευρέως χρησιμοποιούμενο ραδιοφάρμακα στη πυρηνική ιατρική.



Ραδιοφάρμακα



Εφαρμογή: Αιμάτωση εγκεφάλου

Πλεονεκτήματα PET

- Το PET έχει ένα εκατομμύριο φορές μεγαλύτερη ευαισθησία σε σχέση με τη ΜΤ στις μελέτες χημικής ιδιαιτερότητάς. Το PET χρησιμοποιείται για τη μελέτη νευρο-υποδοχέων στον εγκέφαλο και άλλους ιστούς του σώματος. Είναι αποτελεσματικό στην υποκυτταρική περιοχή όπου ανήκουν οι πρωτεΐνες υποδοχής. Οι κλινικές μελέτες περιλαμβάνουν όγκους εγκεφάλου, στήθους, πνεύμονα, κάτω γαστρεντερικού συστήματος. Πρόσθετη μελέτη της νόσου Αλτσχάιμερ, του Πάρκινσον, της επιληψίας και της στεφανιαίας αρτηριακής νόσου η οποία επηρεάζει το μεταβολισμό των μυών της καρδιάς και τη ροή αίματος.



Θεωρία PET (1/3)

- Η απεικόνιση PET ξεκινά με μια ένεση ενός ενεργού μεταβολικά ιχνοστοιχείου – ένα βιολογικό μόριο που μεταφέρει μαζί του ένα ποζιτρόνιο εκπέμποντας το ισότοπο. Μέσα σε λίγα λεπτά το ισότοπο συσσωρεύεται σε μια περιοχή του σώματος για την οποία το μόριο έχει προτίμηση.
- Δηλαδή, η γλυκόζη που επισημαίνεται με ^{11}C ή ανάλογο γλυκόζης που επισημαίνεται με ^{18}F , συγκεντρώνεται στον εγκέφαλο ή στους όγκους, όπου η γλυκόζη χρησιμοποιείται ως πρωταρχική πηγή ενέργειας. Ο ραδιενεργός πυρήνας σχάται εκπέμποντας ποζιτρόνια. Στο ποζιτρόνιο (θετικό ηλεκτρόνιο), να πυρηνικό πρωτόνιο αλλάζει σε ένα θετικό ηλεκτρόνιο και ένα νετρόνιο.



Θεωρία PET (2/3)

- Το άτομο διατηρεί την ατομική του μάζα αλλά μειώνει τον ατομικό του αριθμό κατά ένα (1). Το εκτινασσόμενο ποζιτρόνιο ενώνεται σχεδόν στιγμιαία με ένα ηλεκτρόνιο, και τα δύο αυτά σωματίδια υποβάλλονται στη διαδικασία της εκμηδένισης. Η ενέργεια που συνδέεται με τις μάζες των ποζιτρονίων και των ηλεκτρονίων είναι 12.022MeV σύμφωνα με $E=MC^2$. Η ενέργεια διαιρείται εξίσου ανάμεσα σε 2 φωτόνια που εκπέμπονται αποκρινόμενο το ένα από το άλλο σε γωνία 180°.
- Κάθε φωτόνιο έχει ενέργεια 511 keV. Αυτές οι υψηλής ενέργειας ακτίνες-γ εκπέμπονται από το σώμα σε αντίθετες κατευθύνσεις και καταγράφονται από ένα ζεύγος ανιχνευτών.



Θεωρία PET (3/3)

- Το γεγονός της εκμηδένισης που δημιουργήσε τα πρωτόνια πρέπει να έχει συμβεί κάπου κατά μήκος της γραμμής συνδέοντας τους δύο ανιχνευτές. Φυσικά εάν ένα από τα φωτόνια έχει σκεδαστεί τότε η γραμμή σύμπτωσης θα είναι εσφαλμένη. Μετά την ανίχνευση 100.000 ή περισσότερων γεγονότων εκμηδένισης, η κατανομή των ποζιτρονίων υπολογίζεται με τεχνικές τομογραφικής ανακατασκευής.
- Το PET ανακατασκευάζει δισδιάστατες εικόνες από τις μονοδιάστατες προβολές που βλέπουν προς διαφορετικές γωνίες. Οι τρισδιάστατες ανακατασκευές μπορούν να γίνουν χρησιμοποιώντας δισδιάστατες προβολές από πολλαπλές γωνίες.

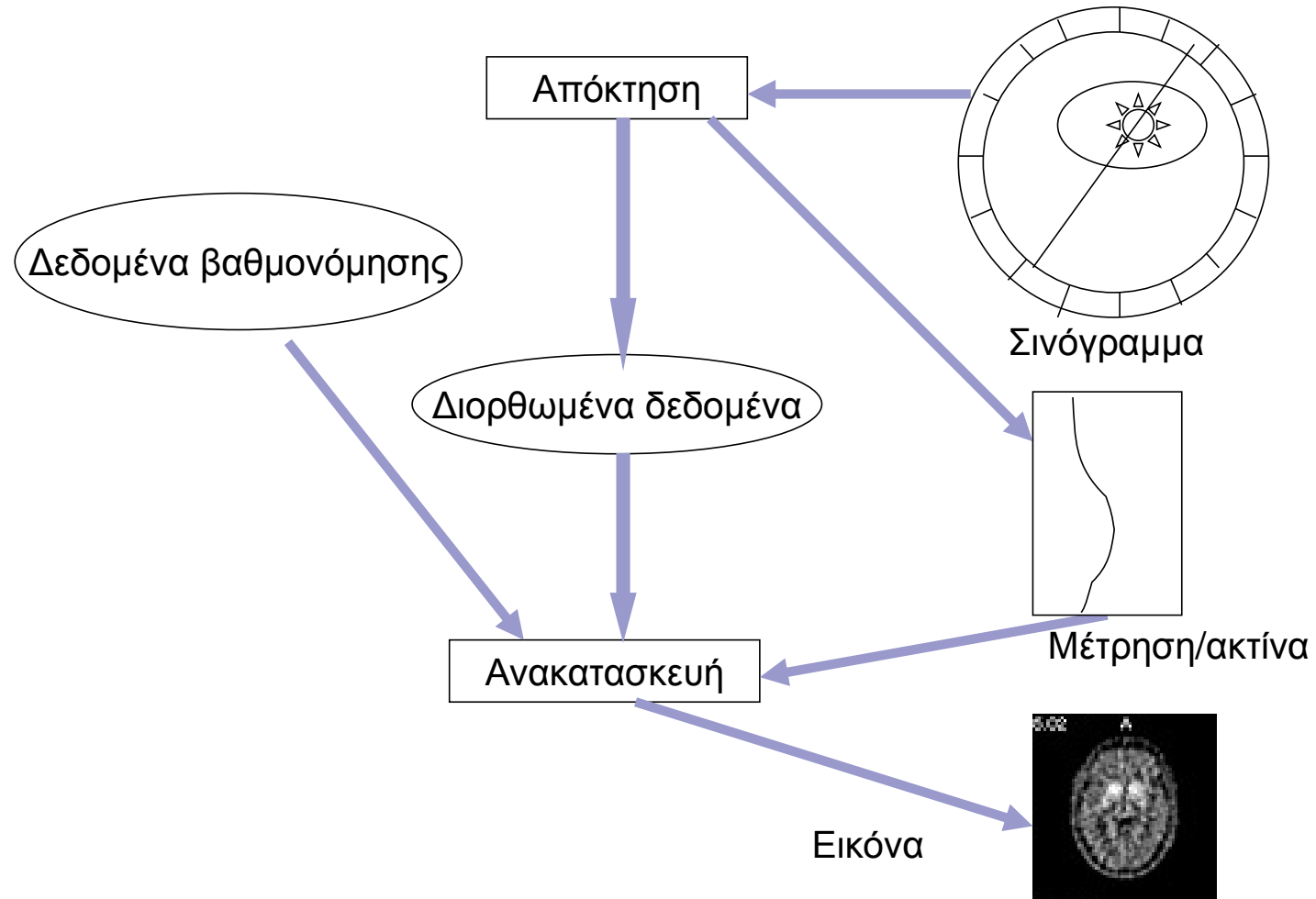


Οι παράγοντες ανάλυσης είναι:

- Πλάτος ανιχνευτή κρυστάλλου.
- Λογική Anger.
- Μη γραμμικότητα φωτονίων.
- Εμβέλεια Ποζιτρονίων.
- Αλγόριθμος ανακατασκευής.



Γενική ροή δεδομένων κατά τη διάρκεια απόκτησης και επεξεργασίας PET



Υπερηχογράφημα



Υπερηχογράφημα (1/6)

- Ο υπέρηχος λειτουργεί σχεδόν όπως το σόναρ, χρησιμοποιώντας υψηλής συχνότητας ήχων κύματα ως πηγή απεικόνισης. Ο υπέρηχος είναι η αντανάκλαση ενός ηχητικού κύματος που έρχεται σε αντίθεση με την ανατομία που μελετάται. Το προκύπτον σχέδιο της αντανάκλασης μετατρέπεται σε διαγνωστικές πληροφορίες μέσω ενός μορφοτροπέα χειρός περνώντας πάνω από την απεικονισμένη περιοχή.



Υπερηχογράφημα (2/6)

- Αρχικά αξιοποιήθηκε πριν 50 χρόνια, η μη ραδιενεργός φύση αυτής της ιατρικής τεχνολογίας έχει γίνει η βοηθητική επιλογή για τις ob-gyn διαδικασίες. Στην πραγματικότητα, συχνότερα συνδέεται με την απεικόνιση του εμβρύου. Η πρόοδος στην τεχνολογία υπέρηχων έχουν οδηγήσει σε εφαρμογές που επεκτείνονται αρκετά πέρα από την απεικόνιση εμβρύου περιλαμβάνοντας καρδιακή, αγγειακή και απεικόνιση μαστού, καθώς και τον εντοπισμό κύστης και την καθοδήγηση ποικίλων χειρουργικών και θεραπευτικών διαδικασιών.



Υπερηχογράφημα (3/6)

- Οι μορφοτροπείς υπερήχων παράγουν ηχητικά κύματα μετατρέποντας τη μαγνητική, θερμική ή ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική. Η πιο αποτελεσματική τεχνική για το ιατρικό υπερηχογράφημα χρησιμοποιεί το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Εφαρμόζοντας πίεση σε έναν κρύσταλλο δημιουργείται ηλεκτρικό δυναμικό και αντίστροφα. Ο μορφοτροπέας αναπτύχθηκε όταν αναπτύχθηκαν οι γραμμικές διατάξεις. Για την εφαρμογή πραγματικού χρόνου απεικόνισης, απαιτείται γρήγορη κατεύθυνση ακουστικής δέσμης. Οι γραμμικές διαδοχικές διατάξεις σχεδιάστηκαν για να συγκεντρώσουν την ακτίνα σε μια ορθογώνια περιοχή εικόνας. Η γραμμική περιοχή μορφοτροπέων σχεδιάστηκε για να κατευθύνει ηλεκτρονικά και να συγκεντρώσει τη δέσμη σε υψηλή ταχύτητα σε έναν τομέα εικόνας μορφής.



Υπερηχογράφημα (4/6)

- Το πρότυπο υλικό ιατρικού υπερήχου *fof* για πολλά χρόνια είναι το σιδηροηλεκτρικό κεραμικό lead-zirconate-titanate (PZT) όπου έχει υψηλή ηλεκτρομηχανική μετατροπή απόδοση και χαμηλές εγγενείς απώλειες. Οι ιδιότητες του PZT μπορούν να ρυθμιστούν με την τροποποίηση της αναλογίας του ζirkονίου σε τιτάνιο και εισάγοντας μικρές ποσότητες άλλων ουσιών, όπως Ταντάλιο. Το PZT είναι δυνατό μηχανικά και μπορεί να λειτουργήσει σε θερμοκρασίες μέχρι 100°C και είναι σταθερό για μεγάλο χρονικό διάστημα.



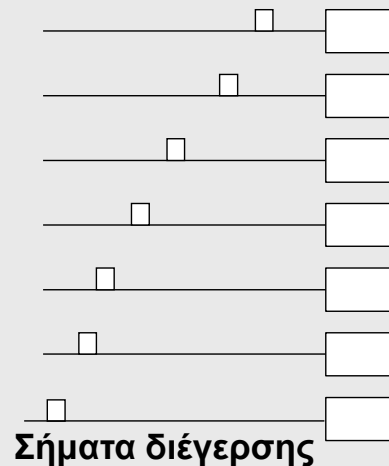
Υπερηχογράφημα (5/6)

- Το μειονέκτημα είναι η υψηλή ακουστική αντίσταση ($Z=30 \text{ Mrayls}$) σε σύγκριση με τον ιστό σώματος (1.5 Mrayls). Αυτό αντισταθμίζεται με στρώματα ακουστικής σύζευξης. Άλλα υλικά που χρησιμοποιούνται :
 - (δηλ. PVDF-Πολυβινυλοφθορίδιο).



Υπερηχογράφημα (6/6)

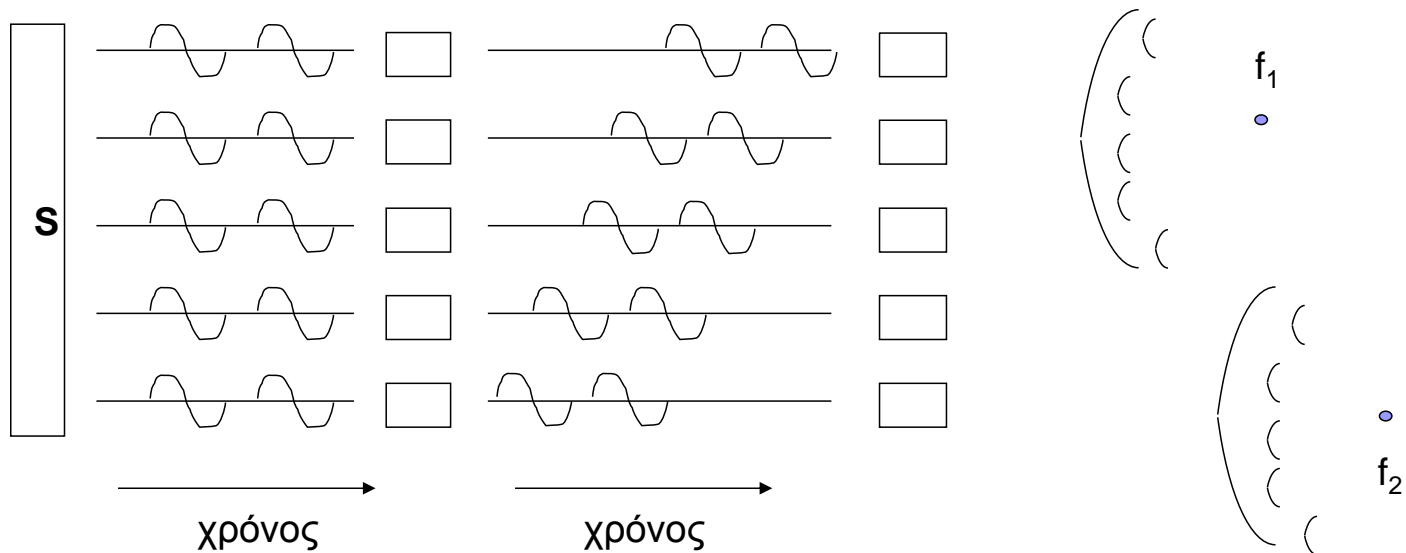
- Η διάταξη μορφοτροπέων χρησιμοποιεί την ίδια principal as ακουστικούς φακούς για την εστίαση μιας ακουστικής δέσμης. Και στις δύο περιπτώσεις οι μεταβλητές καθυστέρησης εφαρμόζονται στο διάφραγμα μορφοτροπέα. Η εστίαση και καθοδήγηση γίνονται από τα καθυστερημένα σήματα διέγερσης ως εξής:



- Το ακουστικό σήμα από όλα τα στοιχεία φτάνει στο σημείο εστίασης την ίδια χρονική στιγμή. Σύμφωνα με την αρχή του Huygens το καθαρό ακουστικό σήμα είναι το άθροισμα όλων των σημάτων. Για τη λήψη ενός υπερηχογραφήματος ηχώ, η σειρά φάσης λειτουργεί αντίστροφα. Η ηχώ από τη λήψη εστίασης είναι περιστατικό σε κάθε στοιχείο σειράς σε ένα διαφορετικό χρονικό διάστημα. Τα λαμβανόμενα σήματα καθυστερούν ηλεκτρονικά έτσι ώστε καθυστερημένα προστίθεται στη φάση μια ηχώ που δημιουργείται στο σημείο εστίασης.

Δυναμική λήψη εστίασης

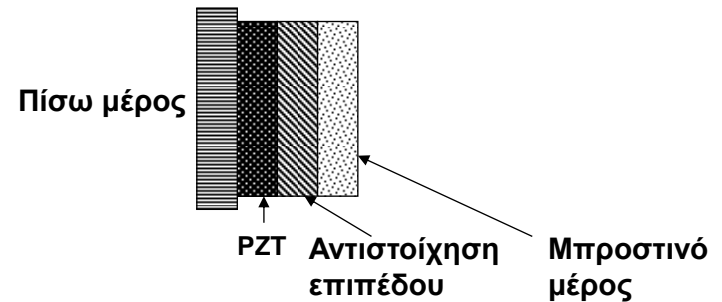
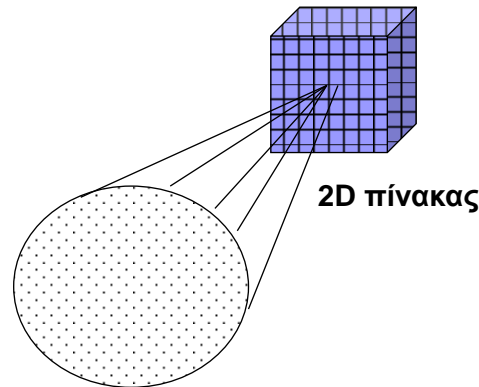
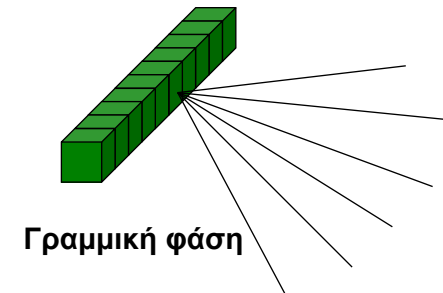
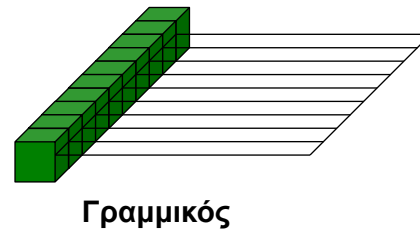
- Στη λειτουργία λήψης, το σημείο εστίασης μπορεί δυναμικά να ρυθμιστεί έτσι ώστε να συμπίπτει με το φάσμα της επιστρεφόμενης ηχώ. Μετά τη μετάδοση του ακουστικού παλμού, οι αρχικές ηχώ επιστρέφουν από το στόχο κοντά στο μορφοτροπέα. Επομένως, ο σαρωτής εστιάζει τη σειρά φάσης σε αυτούς τους στόχους, που βρίσκονται στην πρώτη εστίαση. Οι ηχώ επιστρέφουν από τους περισσότερους στόχους απόστασης, ο σαρωτής εστιάζει σε μεγαλύτερο βάθος. Οι εστιακές ζώνες καθιερώνονται με επαρκή βάθος πεδίου, έτσι οι στόχοι είναι πάντα στην εστίαση που λαμβάνει. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται δυναμική λήψη εστίασης.



Διαμορφώσεις Πινάκων

Οι πίνακες μπορούν να διαμορφωθούν ως εξής:

- Γραμμικός διαδοχικός πίνακας (~512 στοιχείων).
- Κυρτογραμμικοί (κυρτοί) πίνακες.
- Γραμμική φάση πινάκων.
- 1.5D πίνακας.
- 2D πίνακας.



Ο υπέρηχος (1/2)

- Ο υπέρηχος είναι μια συχνότητα πάνω από 20Khz όπου είναι η μέγιστη ακουστική συχνότητα. Όμως η συχνότητα και το μήκος κύματος (άρα ανάλυση) σχετίζονται αντίστροφα έτσι ώστε η χαμηλότερη χρησιμοποιούμενη συχνότητα να είναι 1 MHz. Η αξονική ανάλυση είναι περίπου μήκος κύματος στο 1Mhz είναι 1.5 χιλ. στους περισσότερους μαλακούς ιστούς. Έτσι κάποιος πρέπει να πάει στο 1.5 MHz για ανάλυση 1 χιλ.
- Η μείωση των σημάτων υπερήχων αυξάνεται με τη συχνότητα στο μαλακό ιστό και έτσι η ανταλλαγή πρέπει να γίνει μεταξύ της διείσδυσης σε μια συγκεκριμένη εφαρμογή.



Ο υπέρηχος (2/2)

- Βαθιά διείσδυση όπως στην καρδιολογία και γυναικολογία αίτημα 2-8 MHz και εφαρμογής με ρηχή διείσδυση όπως οφθαλμολογία και περιφερειακή αγγειακή χρήση των 20 MHz, Ενδοαρτηριακές χρήσεις των 20-50 MHz και στο μικροσκόπιο υπερήχου για τον έλεγχο των δομών μέσα στα μεμονωμένα κύτταρα ανεβαίνουν έως 200 MHz.
 - Υψηλές Συχνότητες: Καλή ανάλυση αλλά μικρή διείσδυση.
 - Χαμηλές Συχνότητες: Κακή ανάλυση αλλά βαθιά διείσδυση.



Δύο βασικές εξισώσεις που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση υπερήχου:

$$d = \frac{1}{2}tc$$

Όπου:

- d = ο τρόπος απόστασης ενός αντικειμένου που προκαλεί την ηχώ
- t = χρονική καθυστέρηση (για το ταξίδι μετ' επιστροφής)
- c = ταχύτητα ήχου στον ιστό (μεταξύ 1450 και 1520 m/s)

Άλλη εξίσωση:

$$S(t) = T(t) \otimes B(t) \otimes A(t) \otimes \eta(t)$$

Όπου:

- $S(t)$ - λαμβανόμενη ισχύς σήματος
 - $T(t)$ - εκπεμπόμενο σήμα
 - $B(t)$ - ιδιότητες μορφοτροπεία
 - $A(t)$ - η μείωση του σήματος από και προς το διασκορπιστή
 - $\eta(t)$ - η ισχύς του διασκορπιστή
- Το πεδίο συχνότητας γίνεται: $S(f) = T(f)B(f)A(f)\eta(f)$

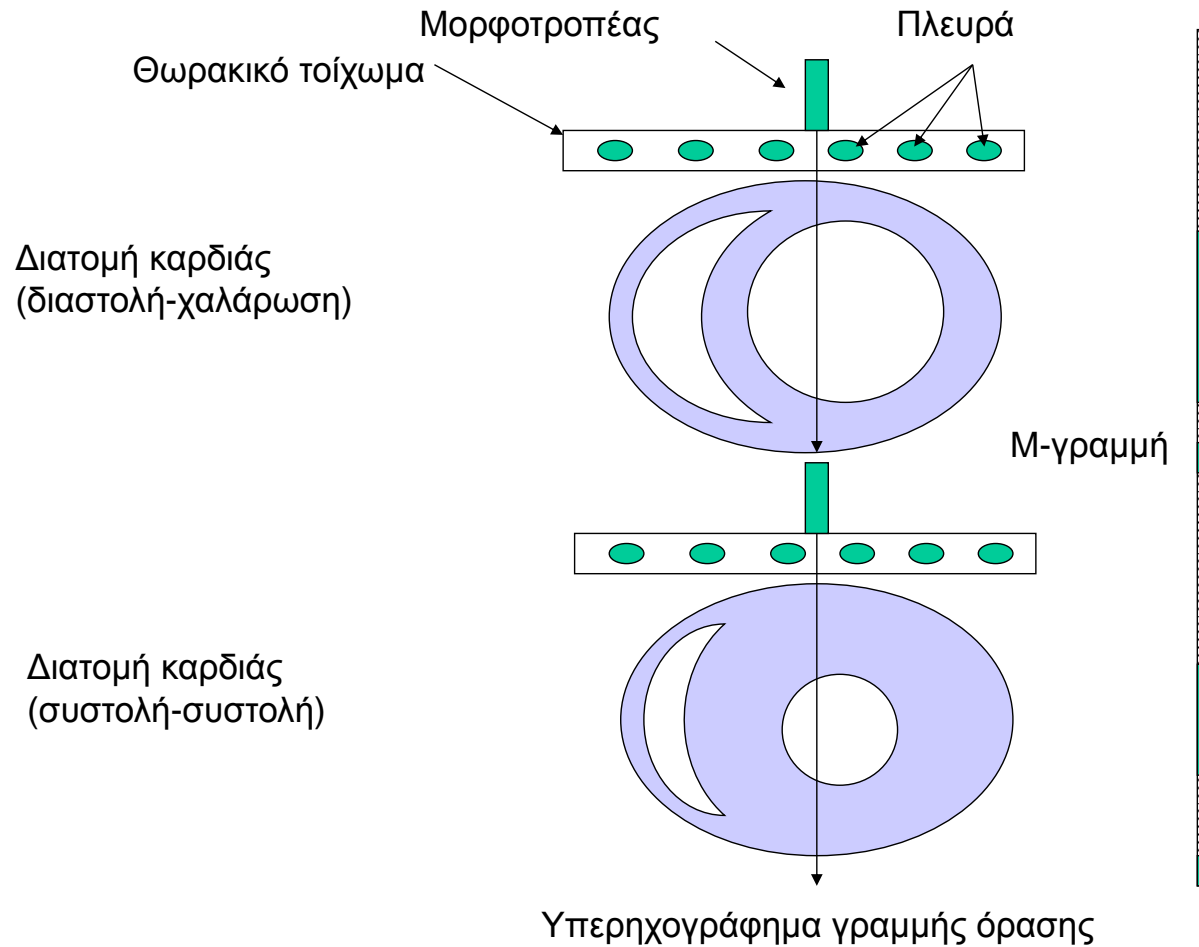


Ορισμός των όρων

- **A-λειτουργία**- Η αρχική λειτουργία οθόνης των μετρήσεων ενός υπερήχου, στην οποία το εύρος των επιστρεφόμενων ηχώ εμφανίζονται σε έναν παλμογράφο.
- **B-λειτουργία (2D)**-Τρέχουσα λειτουργία προβολής επιλογής. Παράγεται σαρώνοντας το μορφοτροπέα από τη μια πλευρά στην άλλη και προβάλλοντας την ισχύ των επιστρεφόμενων ηχώ ως φωτεινά σημεία στη σωστή γεωμετρική κατεύθυνση και απόσταση τους.
- **M-λειτουργία** – Ακολουθεί τη λειτουργία A καταγράφοντας την ισχύ των ηχώ ως σκούρα σημεία κινούμενο σε φωτοευαίσθητο έγγραφο. Το αντικείμενο που κινείται, όπως η καρδιά προκαλεί απλούς χτύπους από την κίνηση που παρουσιάζεται. Πολλές διαγνωστικές πληροφορίες όπως το κλείσιμο βαλβίδας αξιολογούν, ότι οι εντελώς ανοιχτές και κλειστές βαλβίδες, και το πάχος του τοιχώματος μπορούν να αποκτηθούν από αυτή τη λειτουργία.

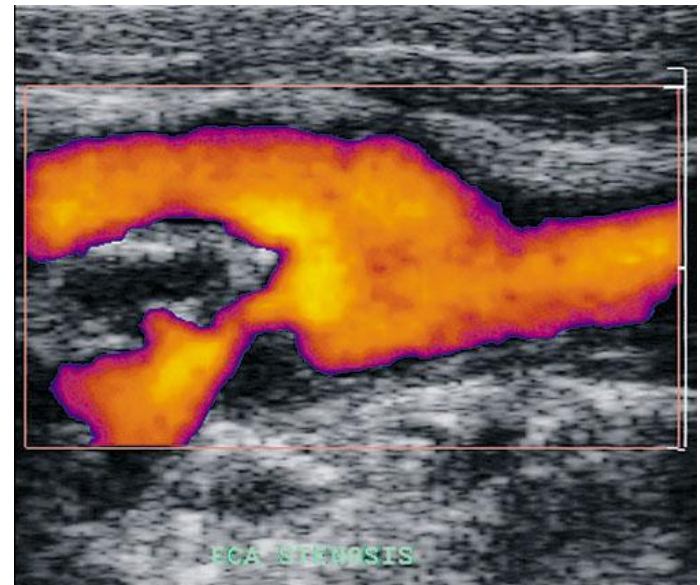


Υπερηχογράφημα γραμμής όρασης



Χαρτογράφηση ροής χρώματος

- Χαρτογράφηση ροής χρώματος - Μια ταχύτητα ψευδό χρώματος παρουσιάζεται καλύπτοντας μια δισδιάστατη εικόνα γκρίζας κλίμακας. Ταυτόχρονα παρουσιάζονται οι πληροφορίες εύρους και ταχύτητας.



Υπερηχογράφημα σκιαστικών (1/2)

- Η αντανάκλαση των ηχητικών κυμάτων εξαρτάται από την ακουστική αντίσταση που ορίζεται από την πυκνότητα και την ταχύτητα του ήχου στο μέσο. Οι διαφορές των ακουστικών αντιστάσεων είναι πολύ μικρές ανάμεσα στους μαλακούς ιστούς. Η εταιρεία Echofarnaceuticals (US Cas) πρότεινε να αυξηθούν οι διαφορές της ακουστικής αντίστασης στις διεπαφές ιστού. Δεύτερον να αυξήσουν τις αντίστοιχες εντάσεις ηχώ.
- Η αποτελεσματικότερη αρχή που έχει προκύψει μέχρι τώρα είναι η διάθλαση των υπέρηχων κυμάτων σε φυσαλίδες αερίου (μικροφυσαλίδες περιέχουν λύσεις) και σε κολλοειδή, όπου μερικές φορές η θερμοκρασία εξαρτάται από τα διφασικά συστήματα.



Υπερηχογράφημα σκιαστικών (2/2)

Μορφή	Ουσίες	Ιδιότητες, Ενδείξεις
Λύσεις	Shaken αλατούχο διάλυμα Πράσινη ινδοκυανίνη	Φυσαλίδες αερίου, σύντομη ημιζωή, δύσκολη παραγωγιμότητα, λιποαναρρόφηση και shaking αποτελέσματα
Κολλοειδή γαλακτώματα (αφρός)	Perfluorooctylbromide, γαλακτώματα λιπιδίων	Υψηλή πυκνότητα, χαμηλή ακουστική ταχύτητα, χαμηλή διαλυτότητα αίματος, παρατείνει την ενίσχυση Doppler
Κολλοειδής αναστολές	Iodipamide, αιθυλικός εστέρας, μικροσωματίδια	Υδατινή αναστολή μικροσωματιδίων με πολύ λεπτές φυσαλίδες αερίου
Αναστολές με μικροφυσαλίδες αερίου	Αναστολή μικροσωματιδίων γαλακτόζης σχηματίζοντας μικροφυσαλίδες	Σωστή διάγνωση καρδιακής πάθησης



Ερωτήσεις

- Ιστοσελίδα μαθήματος:
eclass.uowm.gr/modules/auth/opencourses.php?fc=8
- Π. Αγγελίδης: paggelidis@uowm.gr
- Σ. Μπέλλου: sbellou@uowm.gr



Τέλος Ενότητας



Ευρωπαϊκή Ένωση
Ευρωπαϊκό Κοινωνικό Ταμείο



Με τη συγχρηματοδότηση της Ελλάδας και της Ευρωπαϊκής Ένωσης

