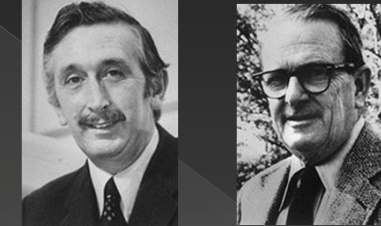


Αξονική τομογραφία – Εισαγωγή

Γ. Οικονόμου

- ◉ November 25, 1975
Patent for Full-body CAT Scan
- ◉ 1979 Nobel prize for physiology



- ◉ Sir Godfrey Newbold Hounsfield CBE, [FRS](#),
([28 August 1919](#) – [12 August 2004](#))
- ◉ Allan MacLeod Cormack
([February 23, 1924](#) – [May 7, 1998](#))

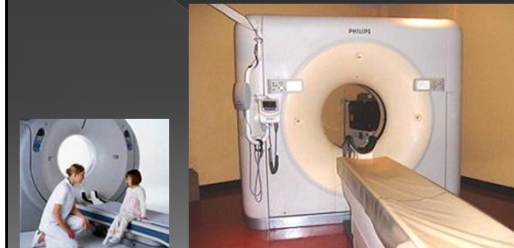
Prototype CT scanner

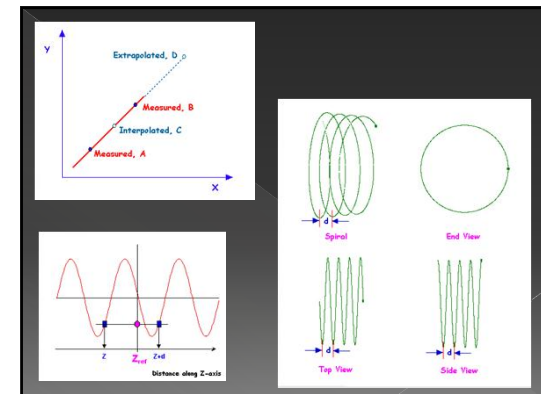
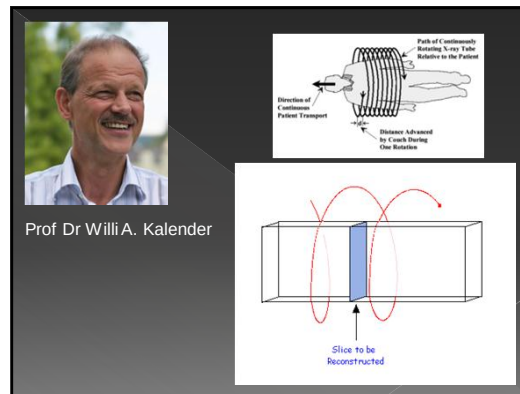
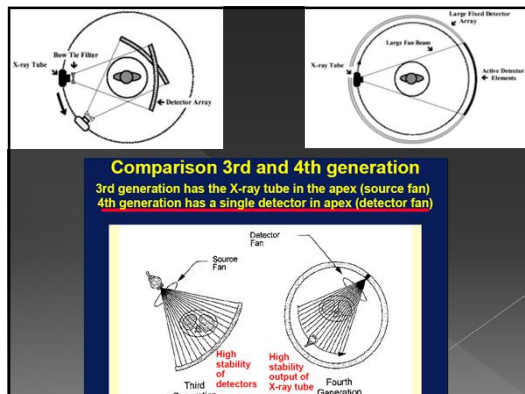
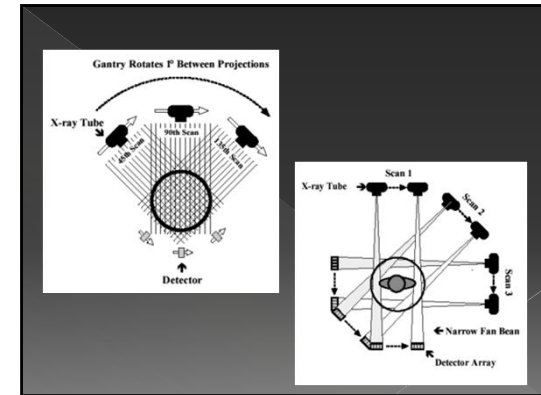
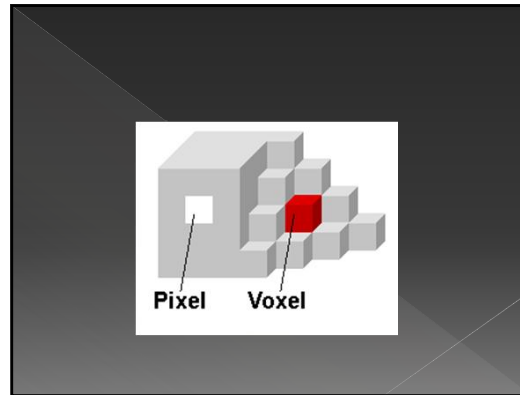
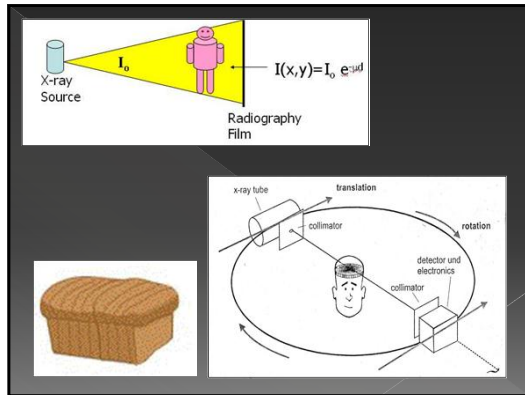


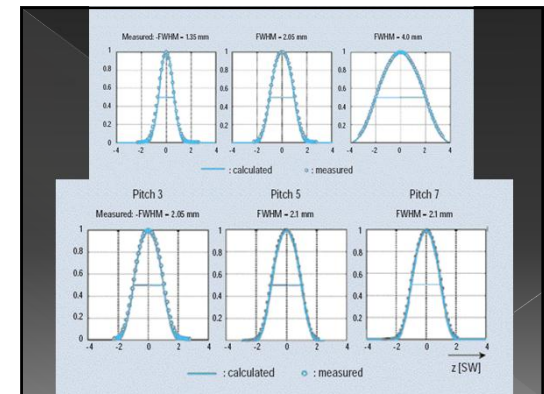
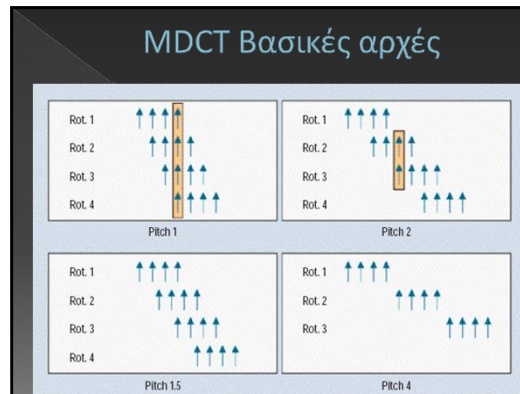
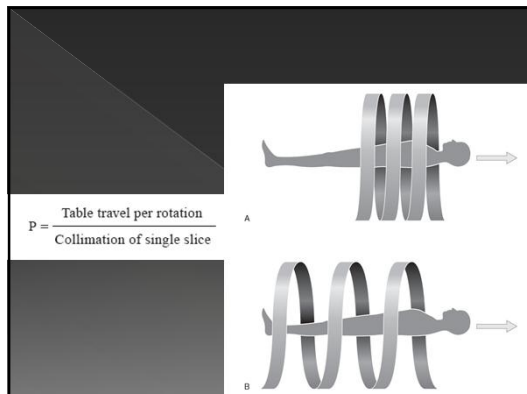
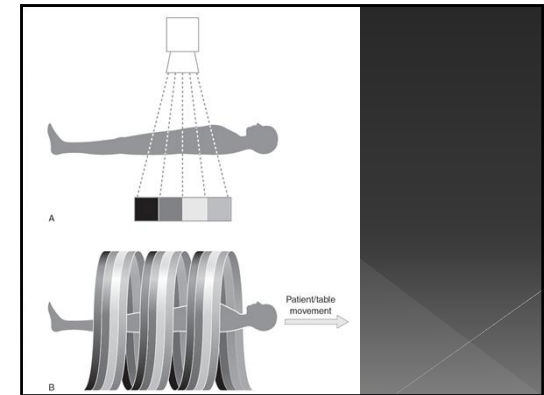
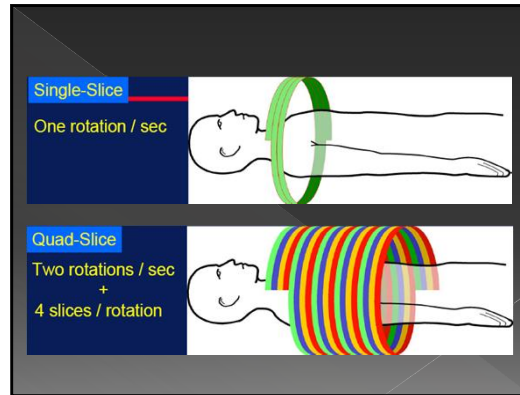
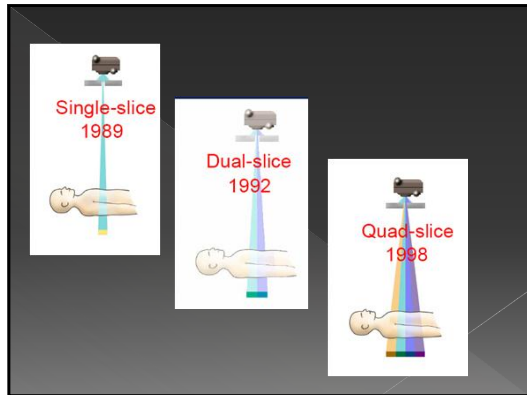
Historic EMI 1010 scanner



Philipps Brilliance 64

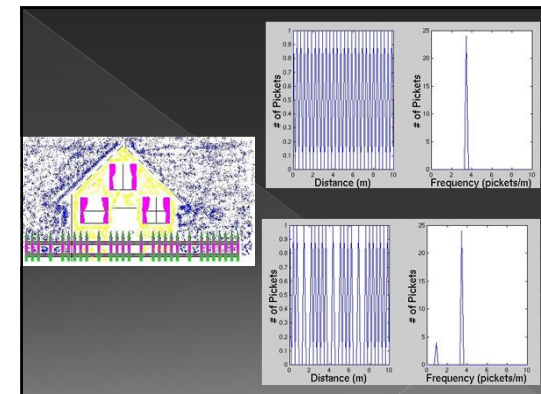
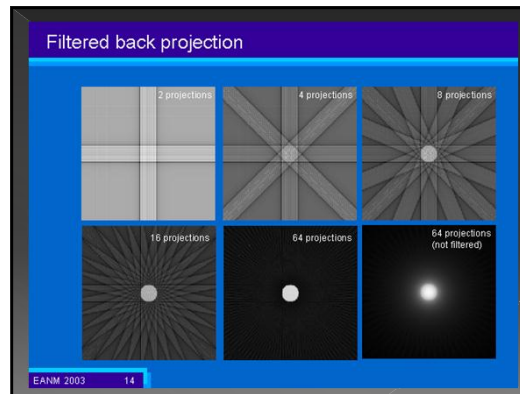
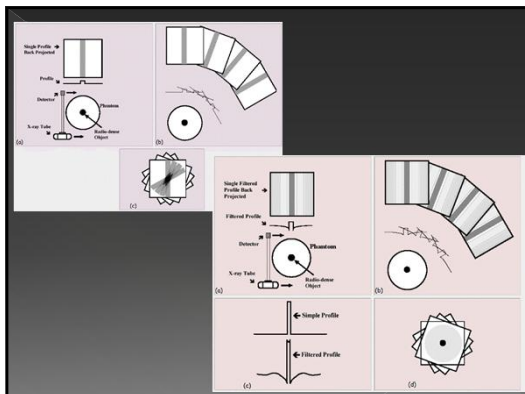
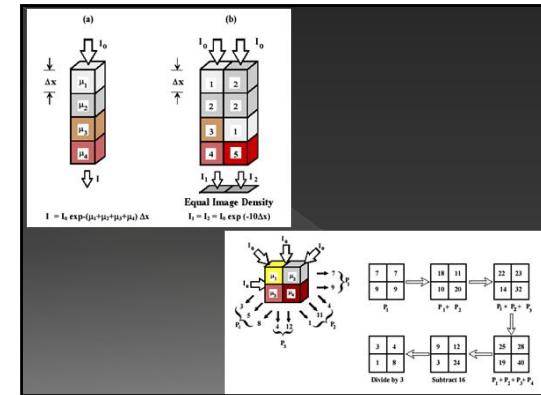
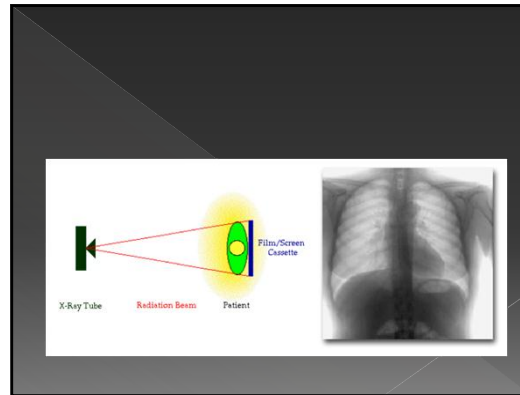
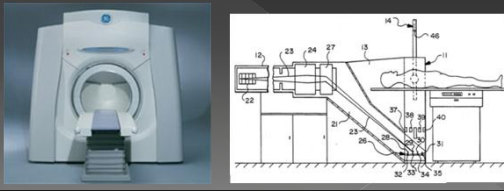


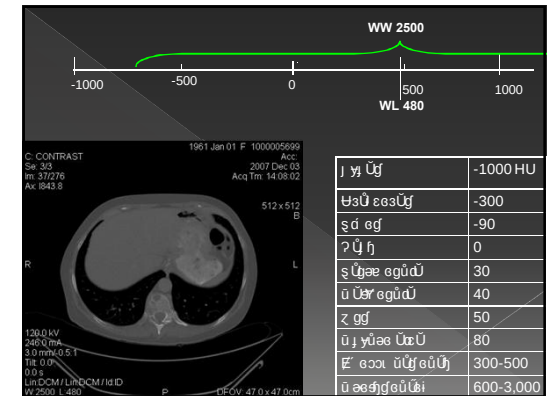
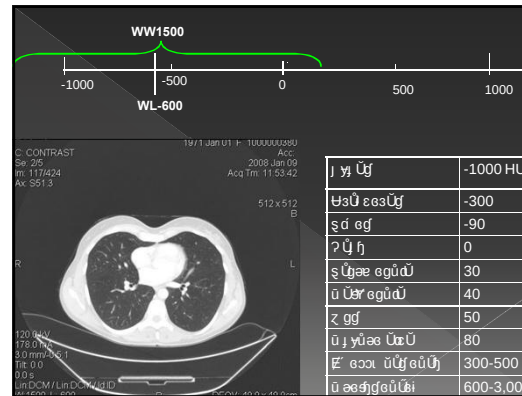
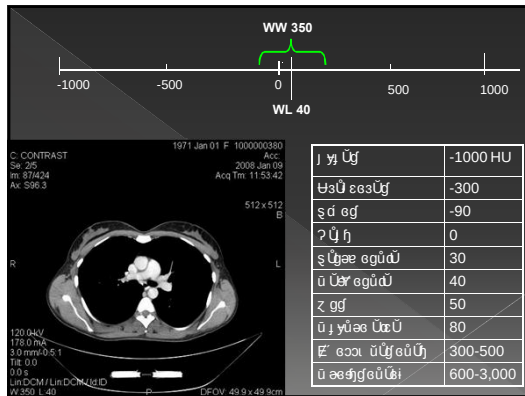




EBT

- Early 1980s, by medical physicist [Andrew Castagnini](#)
- 0.025 sec (25-100 ms) περιστροφή
vs 0.33 sec των μηχανικών συστημάτων
- Πολύ πιο ακριβό

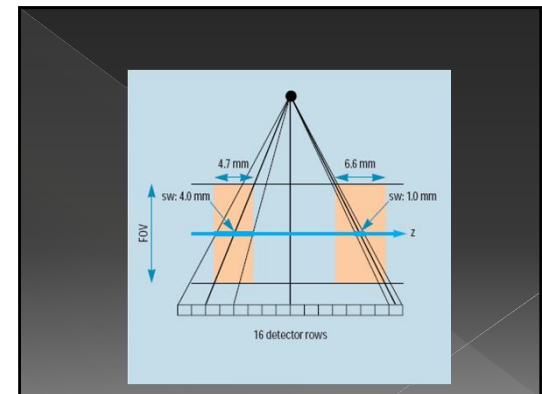
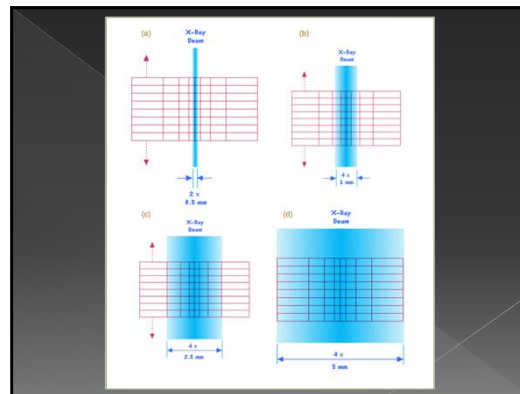
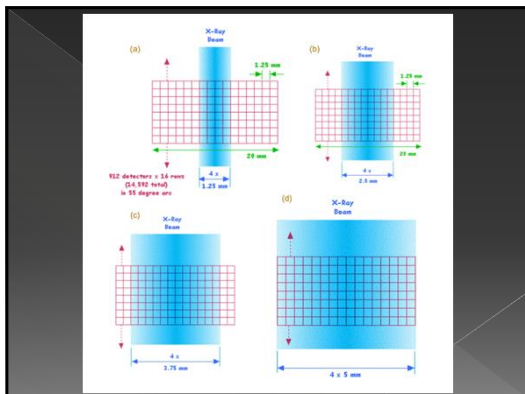
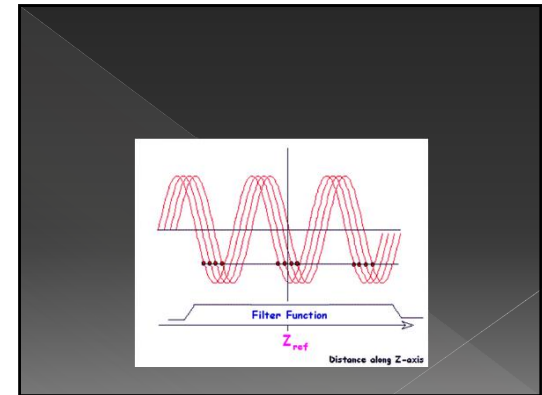
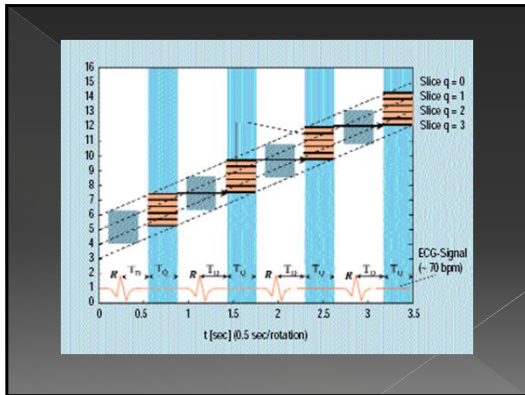


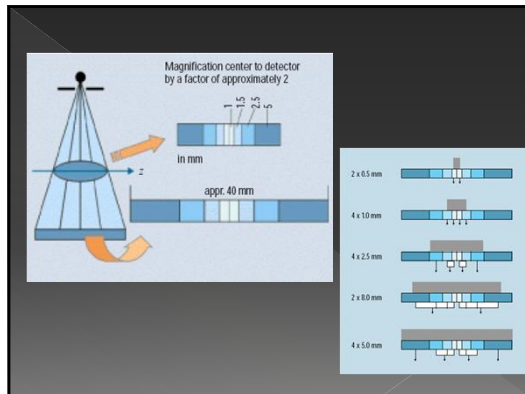


Παράγοντες που επηρεάζουν τη χωρική διακριτική ικανότητα

- pitch (center-to-center spacing)
 - Για 3rd γενιά αξονικών, το pitch καθορίζει την απόκλιση των ακτίνων της δέσμης. Στην 4th γενιά, καθορίζει την πυκνότητα της δειγματοληψίας.
- Διαφράγματα του ανιχνευτή
 - Μικρότεροι ανιχνευτές βελτιώνουν τη διακριτική ικανότητα
- Αριθμός δειγματοληψιών
 - Λίγες δειγματοληψίες προκαλούν aliasing, που φαίνεται περισσότερο στην περιφέρεια της εικόνας

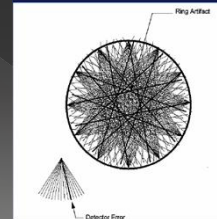
Πηγή ακτινοβολίας	Δόση (mrem)
Περιβάλλοντος (ετήσια)	350
A/α θώρακος	10
Συμβατική AT θώρακος	800
Συμβατική AT κοιλίας	1000
Ελικοειδής AT θώρακος	700
Ελικοειδής AT σώματος	1800
AT δέσμης ηλεκτρονίων	320





Κυκλικό artifact

- Πρόβλημα ανιχνευτή στην 3^η γενεά προκαλεί κυκλικό artifact.
- Μικρός κύκλος σε κεντρικό ανιχνευτή
- Μεγάλος σε περιφερικό



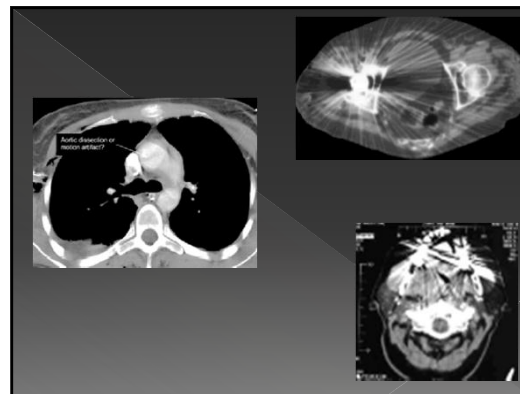
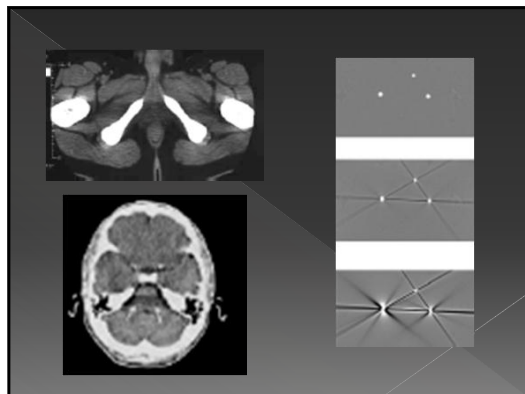
Σκλήρυνση Δέσμης

Αιτία

- Καθώς η δέσμη περνά από αντικείμενο υψηλού ατομικού αριθμού η μέση ενέργειά της αυξάνεται

Διόρθωση

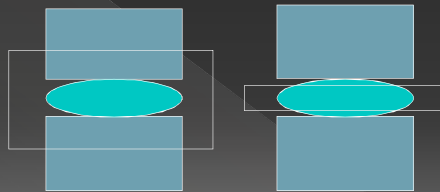
- Φιλτράρισμα της δέσμης κοντά στη λυχνία
- Αποφυγή οστικών δομών υψηλής απορρόφησης
- αλγόριθμοι



Partial volume averaging

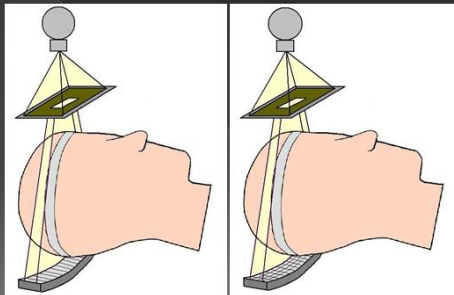
- Ο αριθμός CT ενός voxel αποτελεί τον μέσο όρο των συντελεστών απορρόφησης των ιστών που περιλαμβάνονται στο voxel και της ποσότητάς τους
- Εάν υπάρχει μόνο ένας ιστός τότε η μέτρηση είναι αντιπροσωπευτική του συγκεκριμένου ιστού
- Διαφορετικά προκύπτει μια ενδιάμεση τιμή που δεν είναι αντιπροσωπευτική ενός ιστού και μπορεί μοιάζει με παθολογία
- Αποφυγή με λεπτές τομές και αλγόριθμους

Partial volume averaging

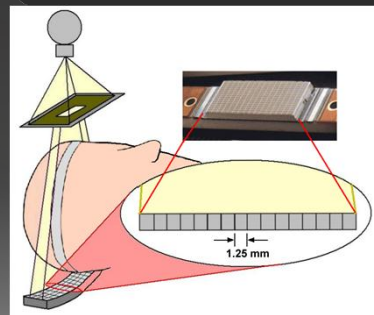


Spiral CT: + / -

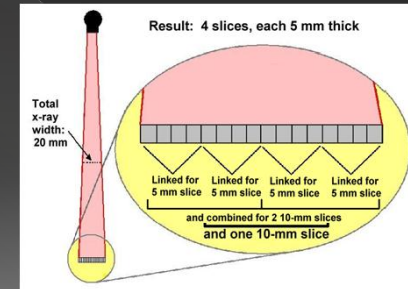
- ⊙ **Spiral CT** καθιερωμένη τεχνική
 - > Περισσότερες τομές ανά αναπνοή
 - > Γρηγορότερες εξετάσεις
 - > Πολυεπίπεδες ανασυνθέσεις
 - > Μικρότεροι χρόνοι
- ⊙ **Ποιότητα εικόνας και κάλυψη ασθενούς:** περιορισμοί από τις δυνατότητες της λυχνίας (mA και beam-on time)
- ⊙ **Λύση:** multislice CT – αποτελεσματικότερη χρήση της δέσμης

SSCT Ανιχνευτές MSCT

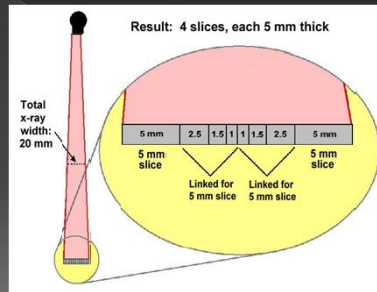
Multislice CT Ανιχνευτές



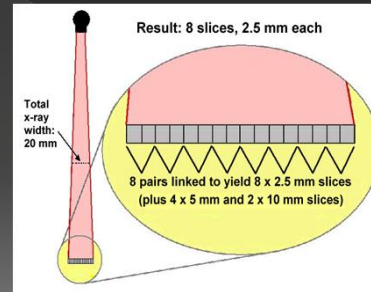
GE QX/i



MSCT: Adaptive Array: Siemens/Philips



Multislice Acquisition: GE 8-Channel



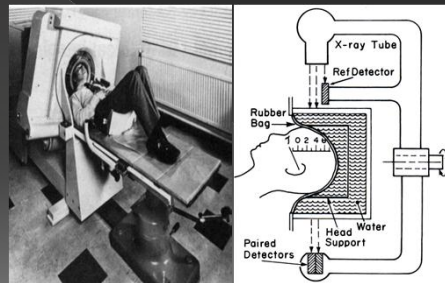
Ερώτηση:

- ⦿ Πότε εφαρμόσθηκε για πρώτη φορά η πολυτομική αξονική?

Dual Slice CT (Elscent, 1991)

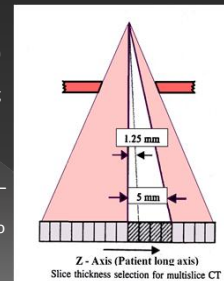


Πρώτη πολυτομική CT: EMI Mark 1



MSCT: ορισμοί

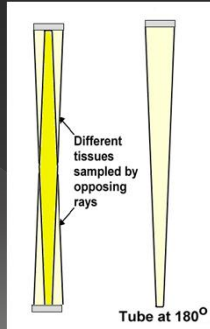
- ⦿ Detector Thickness: το μέγεθος στον άξονα - Z κάθε στοιχείου του ανιχνευτή
- ⦿ Detector Collimation: το πάχος της ανακατασκευασμένης εικόνας (μπορεί να προκύπτει από ένωση ανιχνευτών)
- ⦿ Beam Collimation: πάχος της ακτινολογικής δέσμης στον άξονα - Z
- ⦿ Slice Thickness: καθορίζεται από το detector collimation and **OXI** από το beam collimation



(Adapted from Hsieh, Med Phys 29:401 2002)

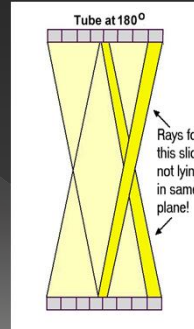
Cone Beam Effect: Single Slice CT

Էմիսիայի միայն
հոսքը միայն մեկ
լույսի ճառագայթ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ

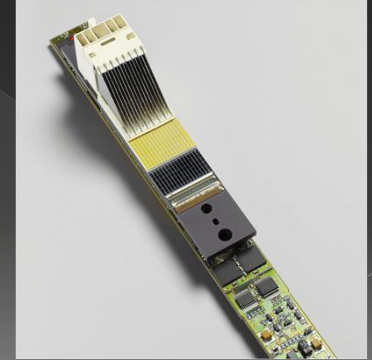


Cone Beam Effect: MSCT

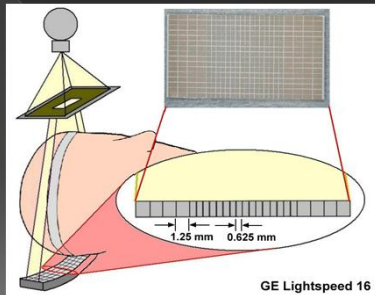
միայն մեկ
(միայն մեկ)
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ
միայն մեկ



Σκέδαση MSCT



2η (ή 3η) γενιά MSCT



16-Slice (2η γενιά) MSCT

← Slice Thickness Direction (Z) →

GE (20 mm total length)



Siemens/Philips (24 mm total length)



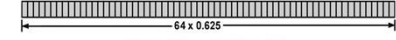
Toshiba (32 mm total length)



Σύγχρονοι ανιχνευτές Multislice CT

← Slice Thickness Direction (Z) →

GE (40 mm total length)



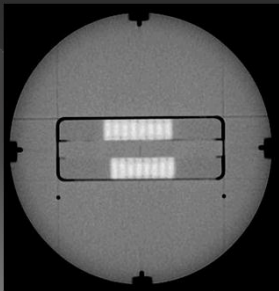
Siemens (24 mm total length)



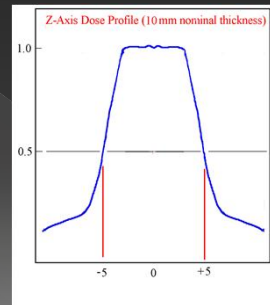
Toshiba (32 mm total length)



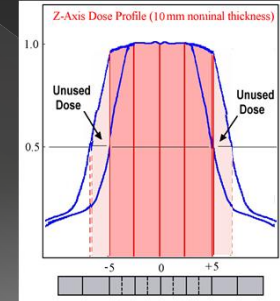
Sensitivity Profile: 10 mm πάχος τομής



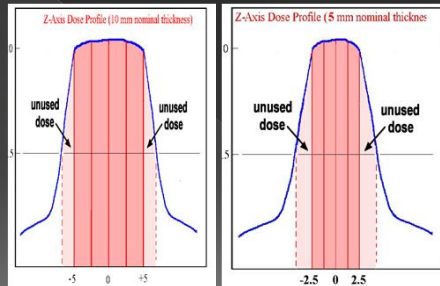
Z-Axis Dose Profile for 10 mm slice



Z-Axis Dose Profile for 10 mm slice



Dose Efficiency vs Slice Thickness



Θόρυβος

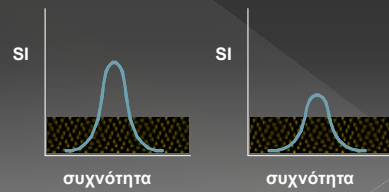
- Μη χρήσιμες πληροφορίες
- Σταθερός υπό συγκεκριμένες παραμέτρους του συστήματος
- Μειώνει την δυνατότητα διαχωρισμού σημείων με μικρή αντίθεση
- Προσθέτει ή αφαιρεί από τη μέση ένταση ενός pixel

Θόρυβος

- Αύξηση του παραγομένου σήματος μειώνει τη σχετική επίδραση του θορύβου
- Παράμετροι εξέτασης επιλέγονται ώστε να μειώνουν το θόρυβο χωρίς να μακραίνουν σημαντικά το χρόνο της εξέτασης
- S/N είναι σχετικό μέτρο που επιτρέπει τη σύγκριση σε ποικίλες περιπτώσεις

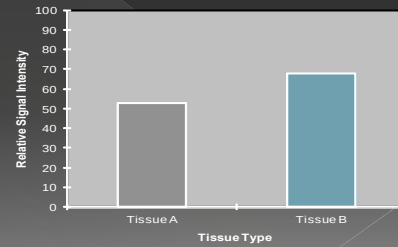
Σχέση Signal προς Noise

- Υψηλό σήμα
- Υψηλό SNR
- Χαμηλό σήμα
- χαμηλό SNR



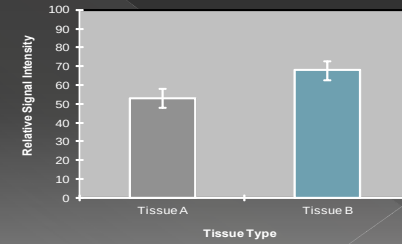
Απουσία θορύβου

Noiseless Conditions



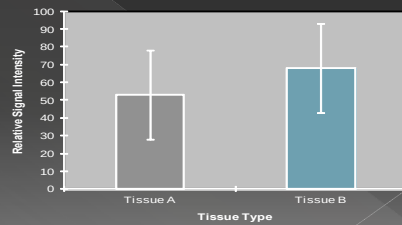
Υψηλό σήμα / χαμηλός θόρυβος

High Signal/Low Noise



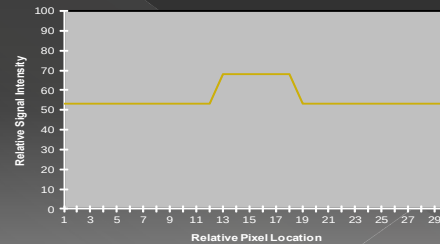
Χαμηλό σήμα/ υψηλός θόρυβος

Low Signal/High Noise



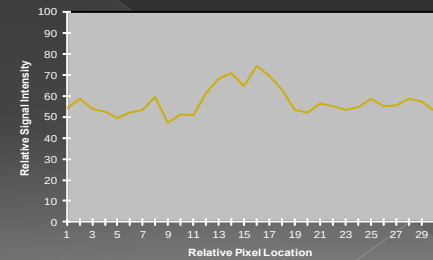
Απουσία θορύβου

Noiseless Conditions

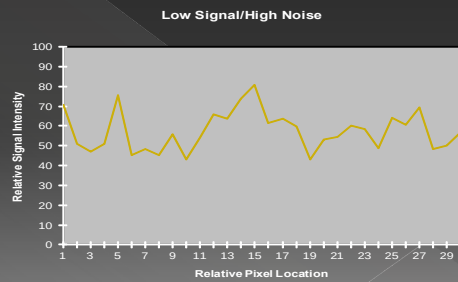


Υψηλό σήμα/ χαμηλός θόρυβος

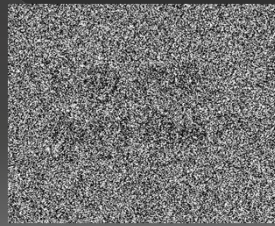
High Signal/Low Noise



Χαμηλό σήμα/υψηλός θόρυβος

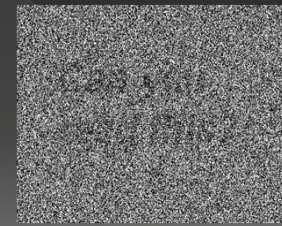


SNR Εικόνας



100% θόρυβος

SNR εικόνας



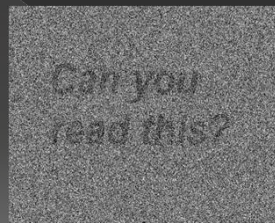
80% θόρυβος

SNR εικόνας



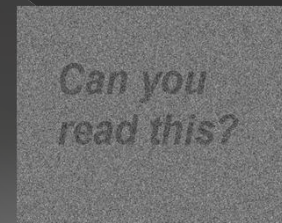
60% θόρυβος

SNR εικόνας



40% θόρυβος

SNR εικόνας



20% θόρυβος

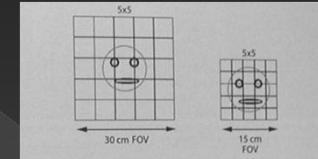
SNR εικόνας

*Can you
read this?*

0% αή, γδεβ

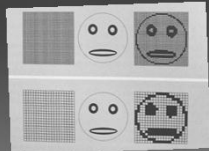
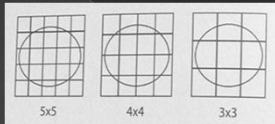
Παράγοντες που επηρεάζουν SNR

- Ρυθμός δειγματοληψίας
 - > Τα περισσότερα συστήματα σταθερός
 - > Επηρεάζεται από τον ελάχιστο χρόνο περιστροφής
- Μήτρα
- Πάχος τομής
- pitch

FOV
Matrix

- Για την ίδια μήτρα, όσο μικρότερο το FOV, τόσο μικρότερο το τμήμα ιστού που ανυπηρετείται από κάθε pixel
- Μικρό pixel:
 - > Υψηλή διακριτική ικανότητα
 - > Χαμηλό SNR
- Χρόνος εξέτασης είναι ανάλογος του μεγέθους της μήτρας

FOV, Matrix



- Ελάττωση του μεγέθους της μήτρας με σταθερό FOV αυξάνει το pixel size μειώνει τη διακριτική ικανότητα
- Για σταθερό FOV η αύξηση της μήτρας μειώνει το pixel size άρα αυξάνει την διακριτική ικανότητα και μειώνει SNR