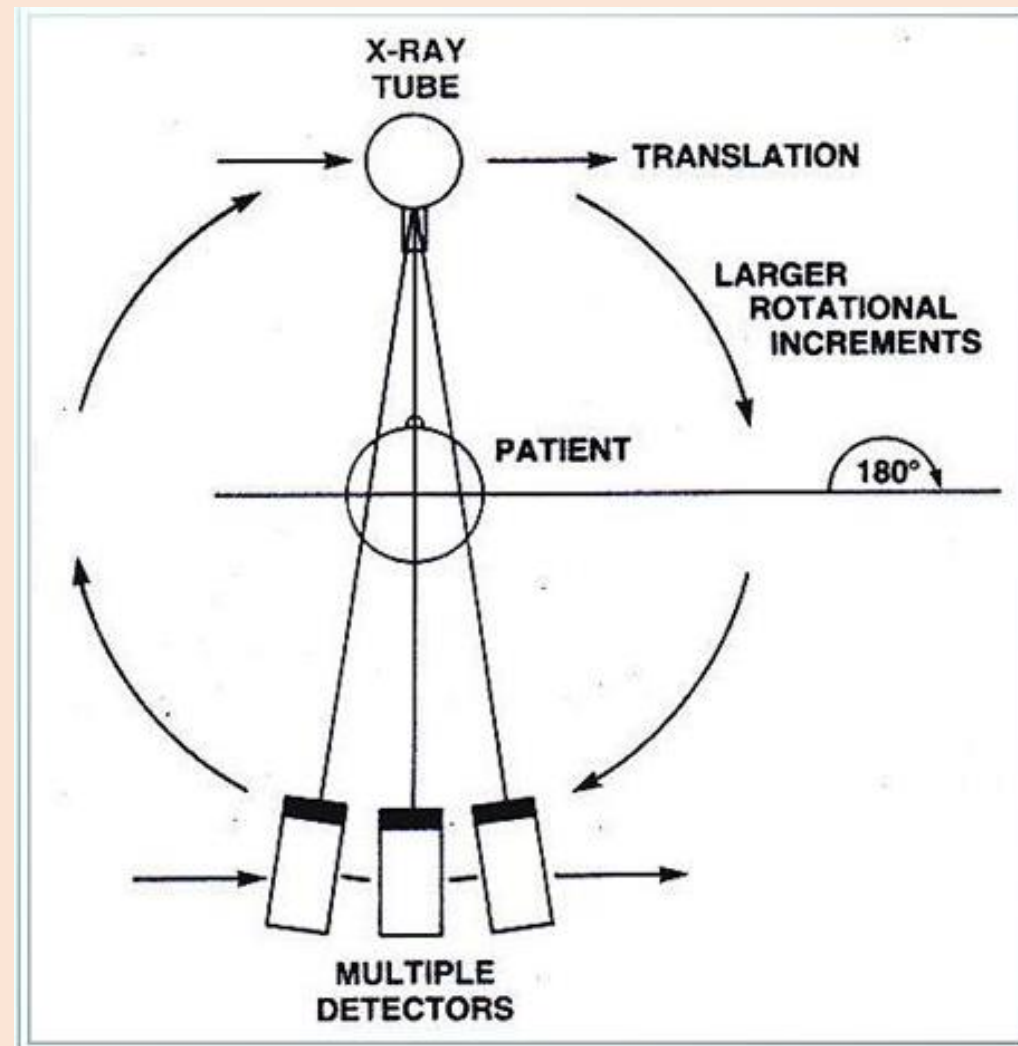


# Σημαντικές χρονολογίες στην εξέλιξη της Υπολογιστικής Τομογραφίας

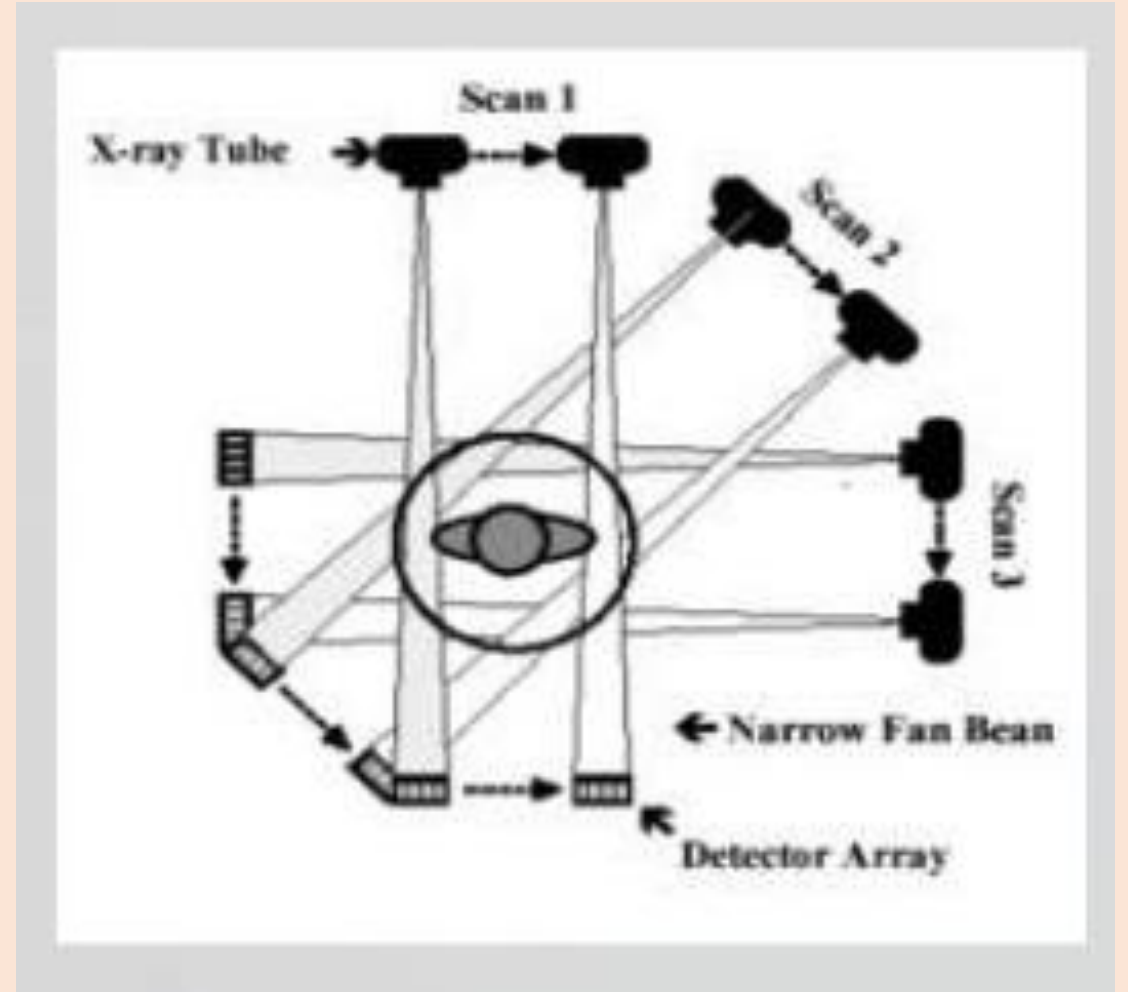
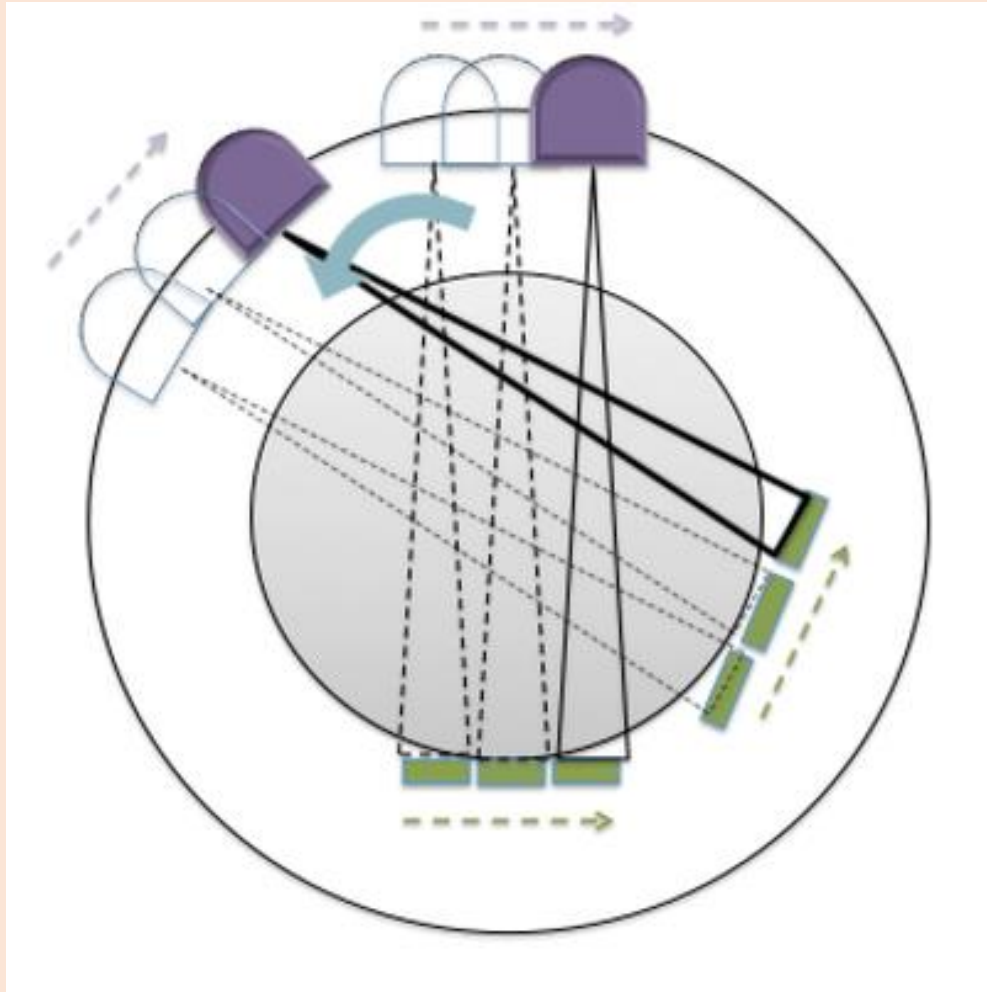
- 1924 - μαθηματική θεωρία τομογραφικής ανακατασκευής δεδομένων (Johann Radon)
- 1930 - κλασσική τομογραφία (A. Vallebona)
- 1963 - θεωρητική βάση της Υ.Τ. (A. McLeod Cormack)
- 1971 - 1<sup>ος</sup> εμπορικός αξονικός τομογράφος – CT (Sir Godfrey Hounsfield)
- 1974 - 1<sup>ος</sup> CT 3<sup>ης</sup> γενεάς
- 1979 - Nobel price (Cormack & Hounsfield)
- 1989 - CT μονής τομής
- 1994 - διτομικός ελικοειδής CT
- 2001 - 16-τομών ελικοειδής CT
- 2007 - 320-τομών ελικοειδής CT

# CT 2<sup>ης</sup> γενεάς

- Λεπτή δέσμη βεντάλιας ( $3^{\circ}$ - $10^{\circ}$ )
- Πολλαπλοί ανιχνευτές εν σειρά (linear detector array)
- Το σύστημα Λυχνία-Ανιχνευτές ακολουθούν συνδυαστική κίνηση (Μετατόπιση – Στροφή)
- Απαιτούνται λιγότερες γραμμικές μετατοπίσεις λόγω του αυξημένου αριθμού ανιχνευτών.
- Το σύστημα λυχνία-ανιχνευτές στρέφεται κατά  $30^{\circ}$  μεταξύ διαδοχικών set γραμμικών μετατοπίσεων.
- Οι διαδοχικές μετατοπίσεις επαναλαμβάνονται 6 φορές.
- Ο χρόνος λήψης είναι  $\sim 20\text{sec}$ .

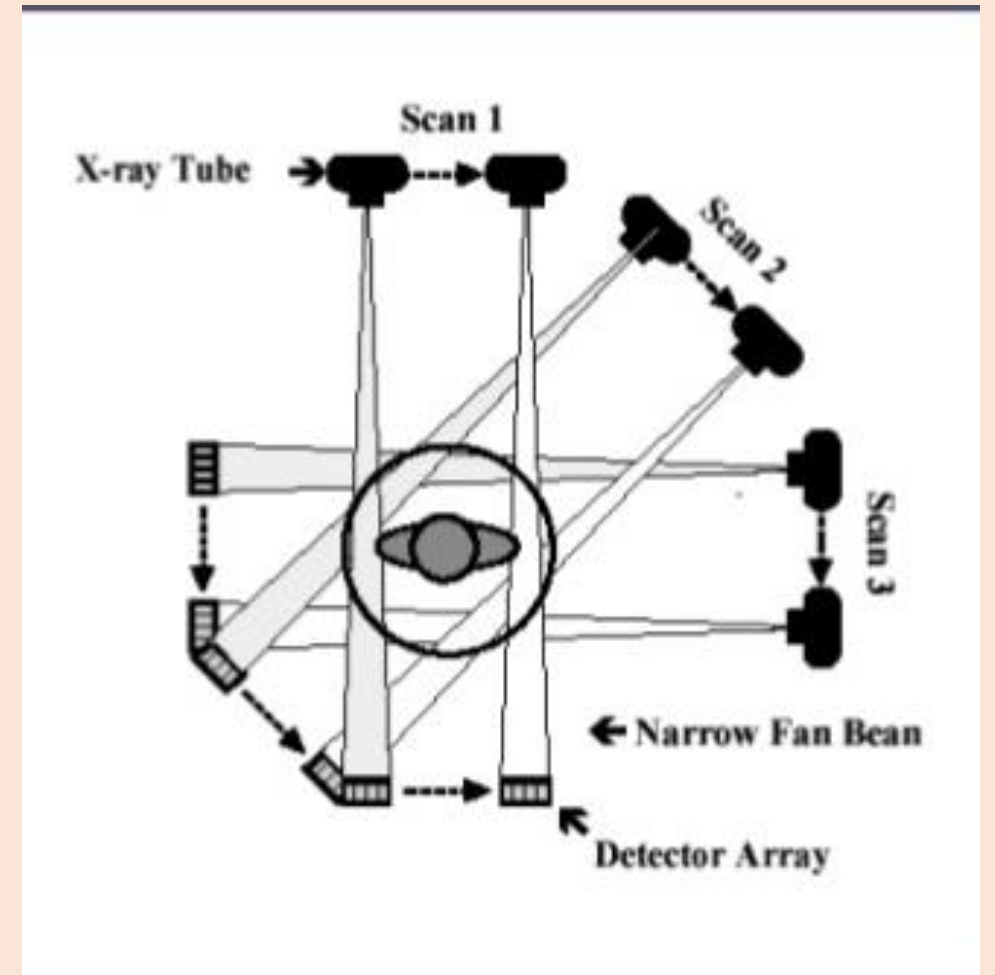


# CT 2<sup>ης</sup> γενεάς



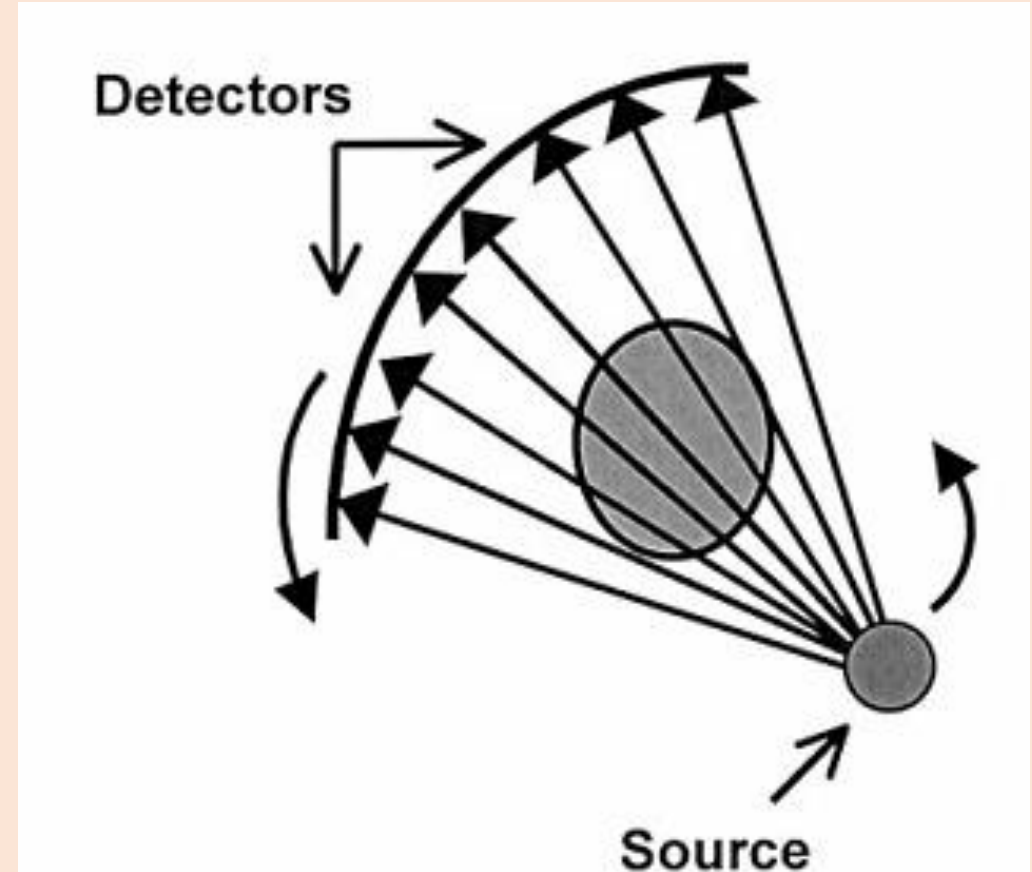
# CT 2<sup>ης</sup> γενεάς

- Λεπτή δέσμη βεντάλιας ( $3^{\circ}$ - $10^{\circ}$ )
- Πολλαπλοί ανιχνευτές εν σειρά (30-60)
- Αριθμός ακτίνων 600
- Αριθμός προβολών 540
- Η ακτινοβολία που σκεδάζεται στο ίδιο επίπεδο με αυτό των ανιχνευτών καταγράφεται, ενώ η σκεδαζόμενη εκτός του πεδίου των ανιχνευτών χάνεται.

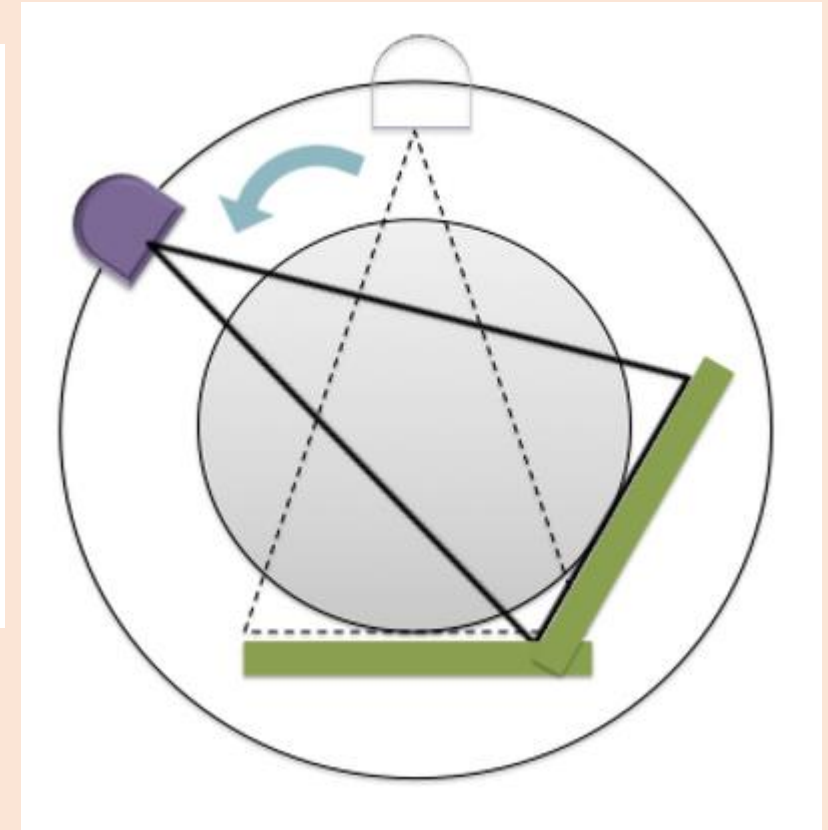
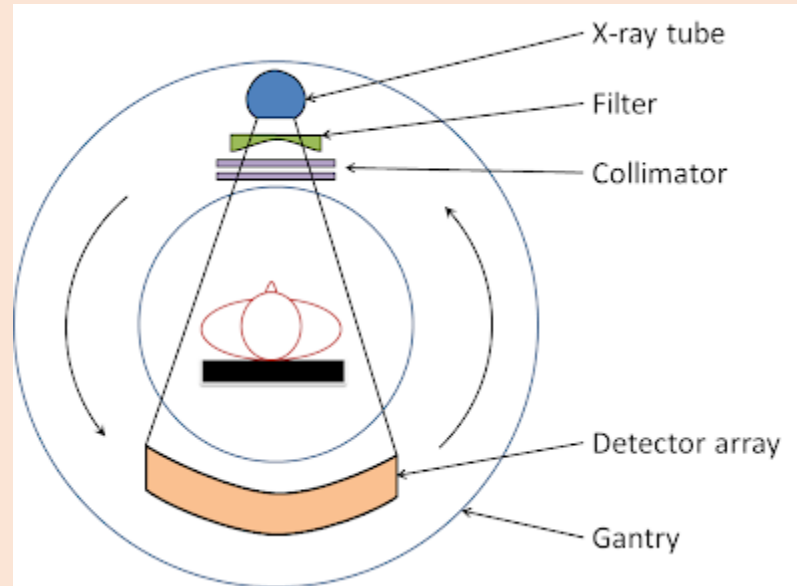
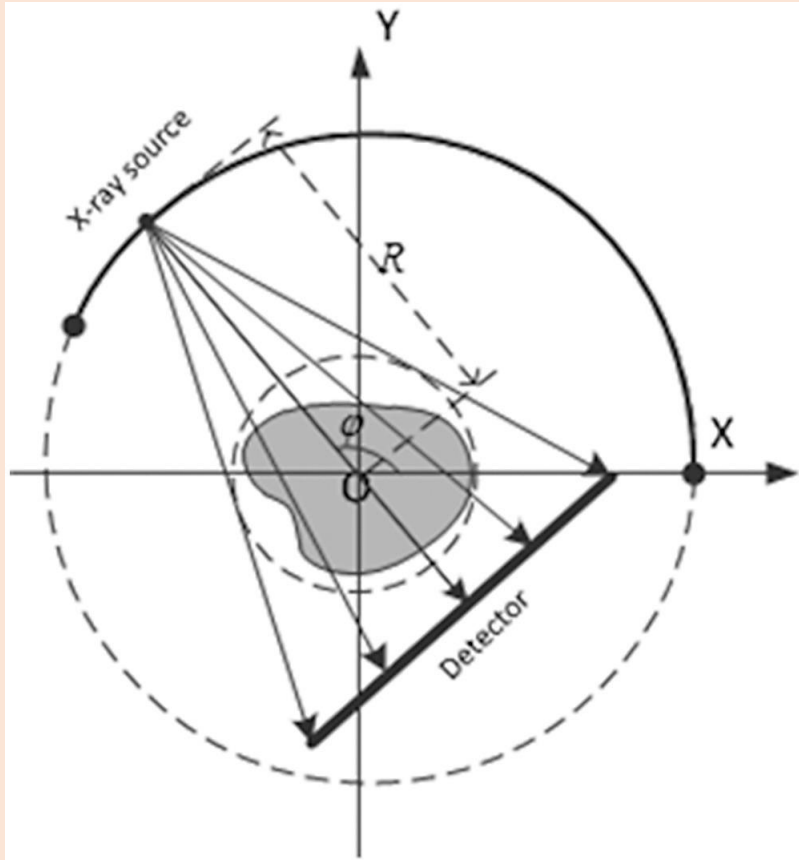


# CT 3<sup>ης</sup> γενεάς

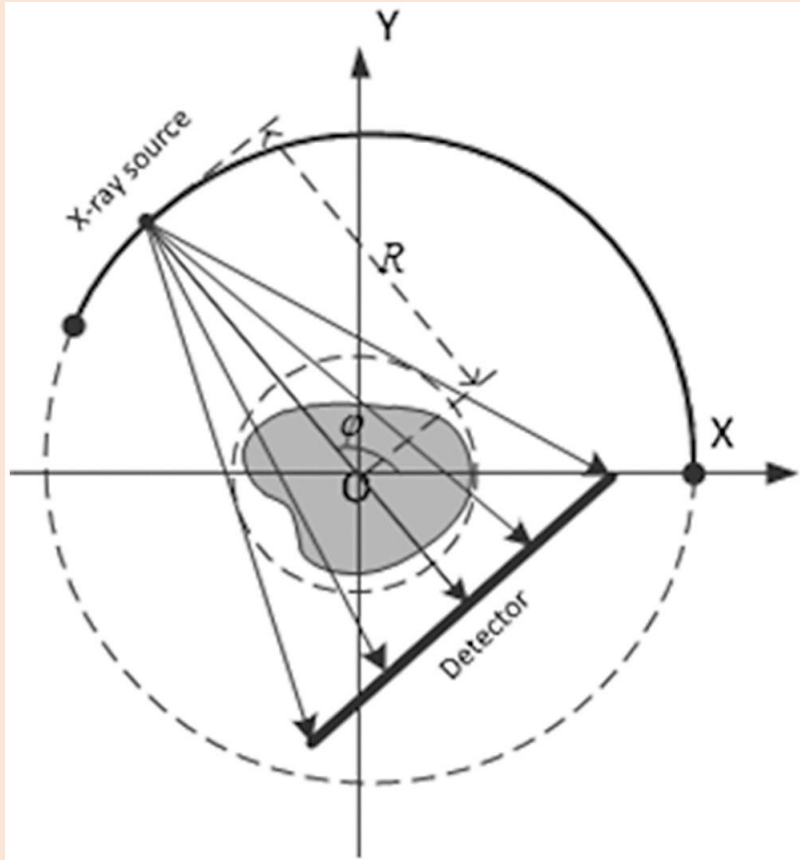
- Πολλοί ανιχνευτές εν σειρά, 300-700, σε σχηματισμό τόξου.
- Ο χρόνος σάρωσης είναι ~2sec.
- Η δέσμη των ακτίνων X έχει το σχήμα βεντάλιας και 'κατευθύνεται' προς μία τοξοειδή γραμμή ανιχνευτών.
- Δεν υπάρχει μετατόπιση του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής, μόνο στροφή.



# CT 3<sup>ης</sup> γενεάς



# CT 3<sup>ης</sup> γενεάς



- Η 3<sup>η</sup> γενεά αξονικών τομογράφων φέρει μεγάλη εξέλιξη στον τομέα του συστήματος ανίχνευσης.
- Πολλοί, εν σειρά, ανιχνευτές, υψηλής διακριτικής ικανότητας που επιτρέπει την καταγραφή των προβολών βεντάλιας που έχουν διέρθει από εγκάρσιες τομές που καλύπτουν όλη την περιφέρεια του
- Ο χρόνος λήψης και ανακατασκευής μίας τομής είναι μικρότερος των 2sec.
- Ο χρόνος που απαιτείται για την επεξεργασία εικόνας είναι σημαντικά μειωμένος σχετικά με τους αξονικούς 1<sup>ης</sup> και 2<sup>ης</sup> γενεάς.

# CT 3<sup>ης</sup> γενεάς

## Third Generation 1974

- Fan-shaped x-ray beam.
- 960 detectors opposite the x-ray tube.
- Complete 360 degree rotation Rotate/Rotate movement.
- One rotation = one slice.
- Second data acquisition could be made as the tube and detectors move in the opposite direction.
- Time reduced to 1 sec per slice.



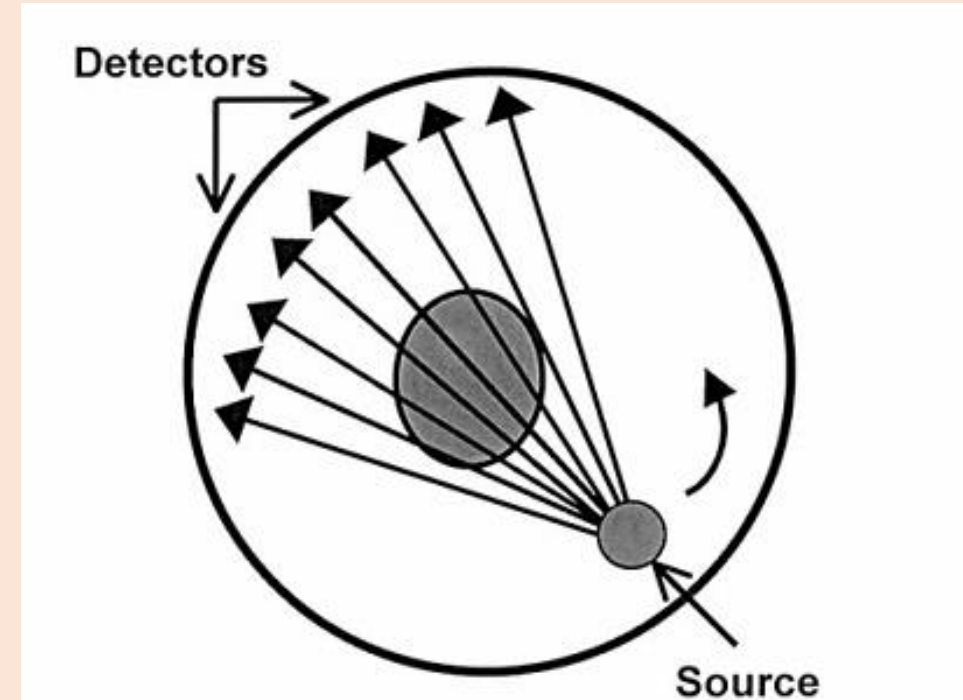
CT scanner 3rd Generation.mp4





# CT 4<sup>ης</sup> γενεάς

- Οι ανιχνευτές δεν περιστρέφονται, σχηματίζουν δακτύλιο γύρω από τον ασθενή.
- Η λυχνία ακτίνων X περιστρέφεται συνεχώς.
- Λόγω της μειωμένης κίνησης, η πολυπλοκότητα του συστήματος μειώνεται.
- Ο σταθερός δακτύλιος ανιχνευτών απαιτεί μεγαλύτερη γωνία αποδοχής (acceptance angle), το οποίο συνεπάγεται περισσότερη σκεδαζόμενη ακτινοβολία, σε σχέση με τους αξονικούς 3<sup>ης</sup> γενεάς.
- Μεγαλύτερος αριθμός ανιχνευτών και ηλεκτρονικών συνδέσεων για την επίτευξη της ίδιας διακριτικής ικανότητας και επιπέδων δόσης με τους αξονικούς 3<sup>ης</sup> γενεάς.



# CT 4<sup>ης</sup> γενεάς

Σταθερός δακτύλιος ανιχνευτών γύρω από τον εξεταζόμενο. Η λυχνία είναι το μόνο κινούμενο τμήμα του συστήματος ακτινοβολήσης, εκπέμποντας μία δέσμη βεντάλιας μεγάλης γωνίας ώστε να 'καλύπτει' όλη τη διατομή του εξεταζόμενου.

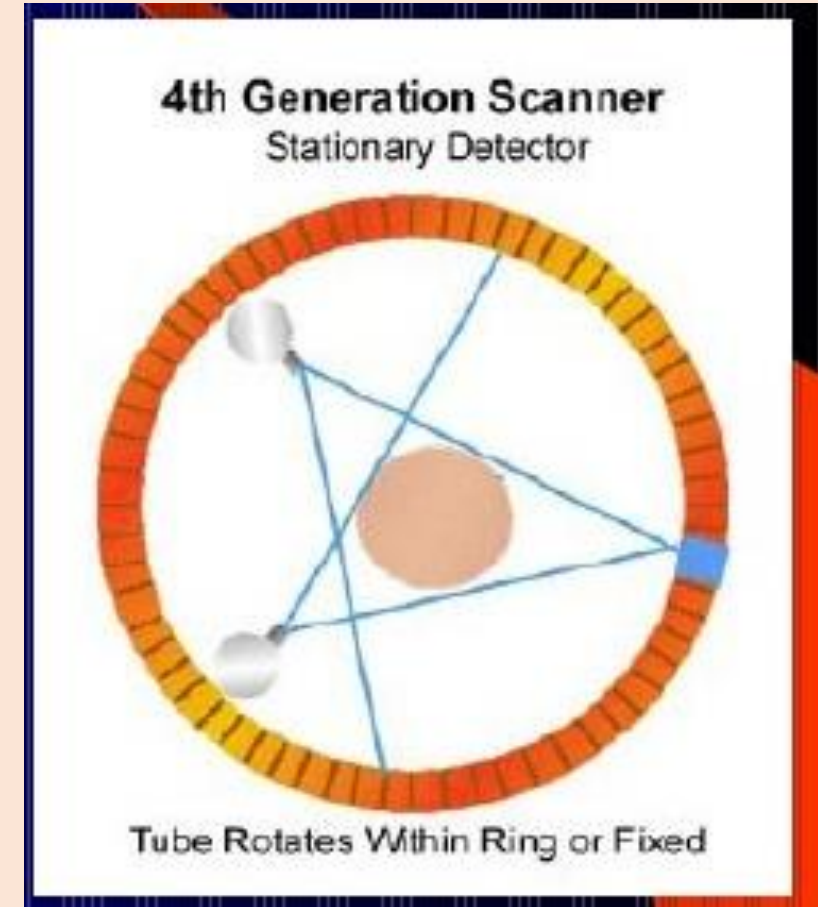
Αρχικές εκδόσεις: 600 ανιχνευτές

Κατοπινές εκδόσεις: έως 4,800 ανιχνευτές

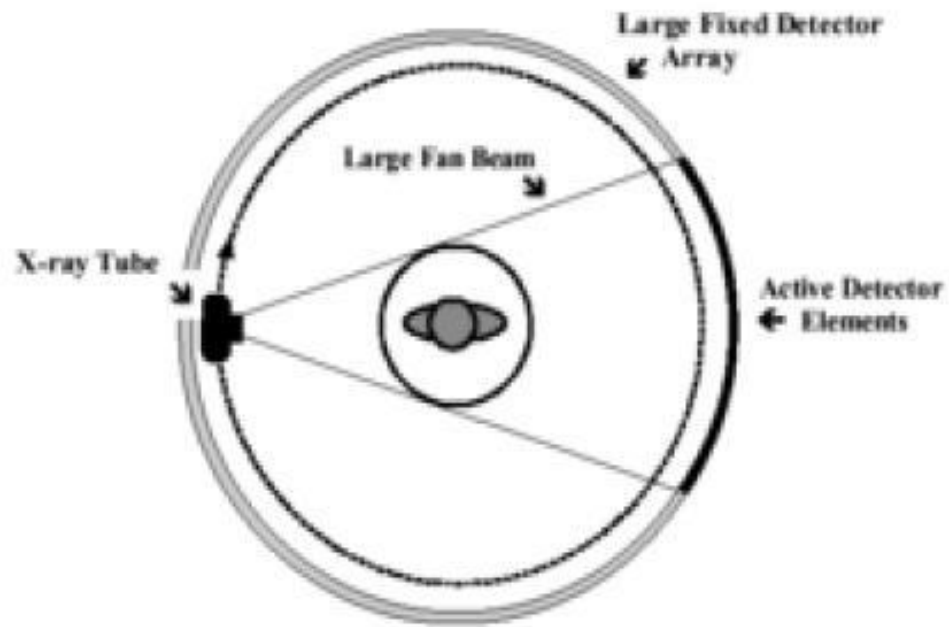
Μειονέκτημα : Η αξιοποίηση των ανιχνευτών δεν είναι αποδοτική, διότι λιγότερο του  $\frac{1}{4}$  των ανιχνευτών χρησιμοποιούνται σε κάθε χρονική στιγμή.

Ο απαιτούμενος χρόνος για μία τομή μειώνεται ακόμη περισσότερο.

Αποφεύγονται τα ring-artifacts (artifacts δακτυλίου) της 3<sup>ης</sup> γενεάς

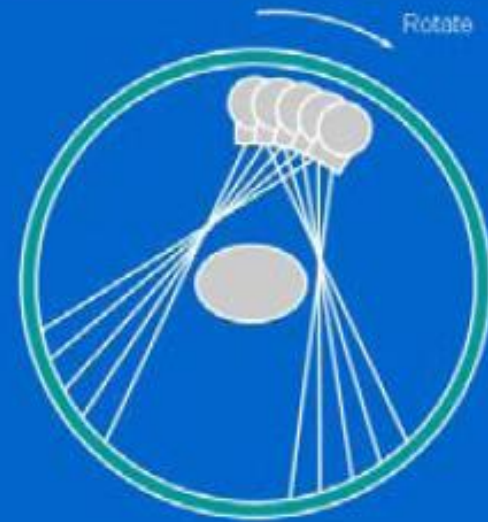


# CT 4<sup>ης</sup> γενεάς



## Fourth generation CT scanners

- Fan beam
- Static detectors all round gantry
- Only tube rotates
- Avoids ring artefact problems of 3rd generation scanners



Differences between 3rd and 4th generation scanners

**3rd generation**

**4th generation**

**\*Tube – detector relation is fixed**

**\*No**

**\*Highly collimated detectors**

**\*Cannot be done as this decreases ray sums & projections**

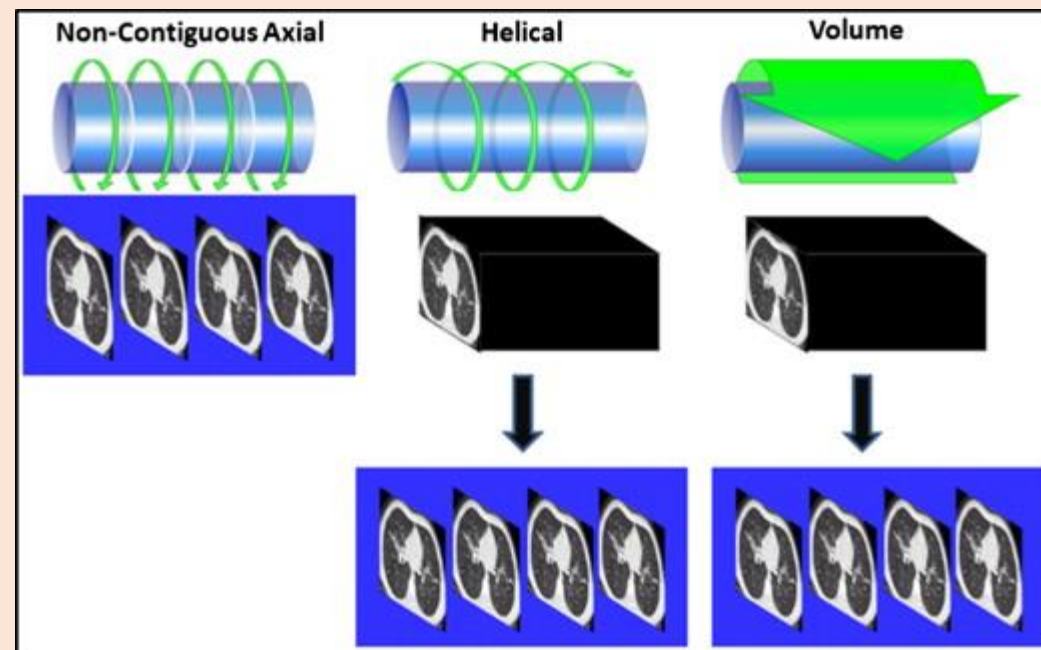
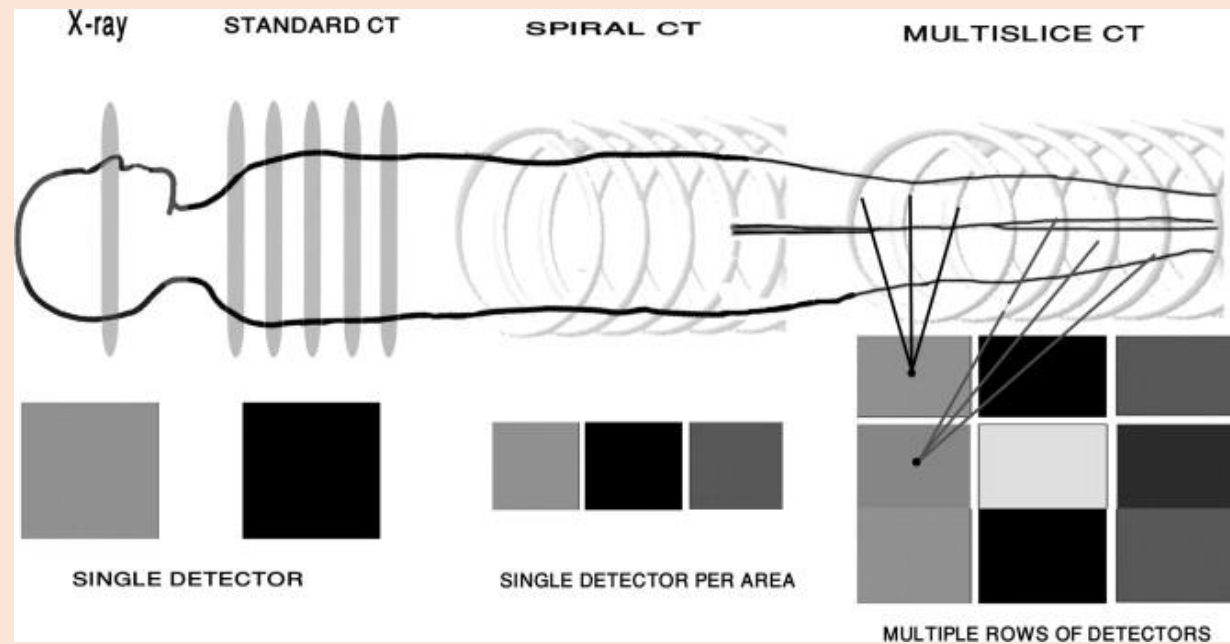
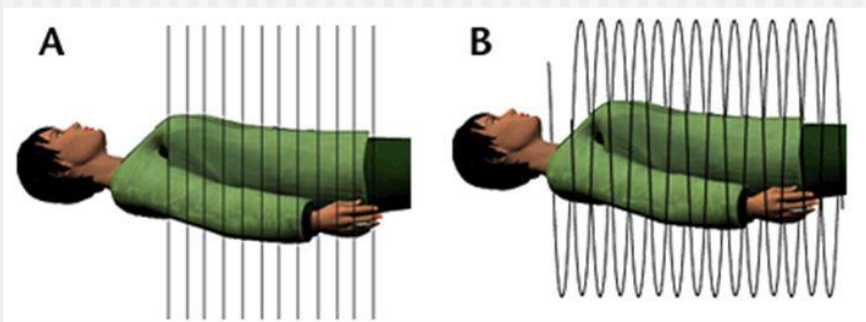
**\*Less scatter and noise**

**\*Wide aperture of detector increase scatter detection & noise which decreases density resolution**

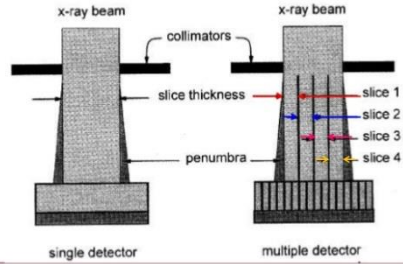
**\*Have good low contrast resolution**

**\*Have high spatial resolution. Due to overlapped measurement and more closely placed ,narrow equivalent ray sums**

# CONVENTIONAL AND SPIRAL/HELICAL CT



### Slice Thickness: Multiple Detector Array Scanners



Shahid Younas Lecture 7

### Detector Pitch & Collimator Pitch

Pitch is a parameter that comes to play when helical scan protocols are used.

In a helical CT scanner with one detector array, the pitch is determined by the collimator (collimator pitch).

Single and Multiple detector arrays scanner have different definitions.



Shahid Younas Lecture 7

### Detector Pitch & Collimator Pitch

❖ In a helical CT scanner with one detector array, the pitch is determined by the collimator (collimator pitch),

$$\text{Collimator pitch} = \frac{\text{table movement (mm) per 360-degree rotation of gantry}}{\text{collimator width (mm) at isocenter}}$$

$$\text{Detector pitch} = \frac{\text{table movement (mm) per 360-degree rotation of gantry}}{\text{detector width (mm)}}$$



Shahid Younas Lecture 7

### Detector Pitch & Collimator Pitch

❖ Pitch fundamentally influences radiation dose to the patient, image quality, and scan time.

❖ For single detector array scanners, a **pitch of 1.0** implies that the number of CT views acquired, when averaged over the long axis of the patient, is comparable to the number acquired with adjoining axial CT.



Shahid Younas Lecture 7

### Detector Pitch & Collimator Pitch

❖ A pitch of less than 1.0 involves **over-scanning** may result in some slight improvement in image quality and a higher radiation dose to the patient.

❖ pitches greater than 1.0, and pitches up to 1.5 are commonly used.

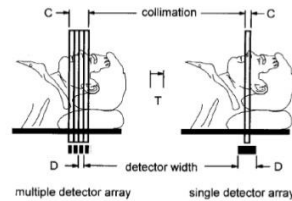


Shahid Younas Lecture 7

### Detector Pitch & Collimator Pitch

$$\text{Collimator Pitch} = T / C$$

$$\text{Detector width} = T / D$$



For a multiple detector array CT scanner with four detector arrays, a collimator pitch of 1.0 is equal to a detector pitch of 4.0.



Shahid Younas Lecture 7

### Detector Pitch & Collimator Pitch

❖ Scanners that have multiple detector arrays require a different definition of pitch.

$$\text{Collimator pitch} = \frac{\text{Detector pitch}}{N}$$

N = Number of detectors used



Shahid Younas Lecture 7

### Detector Pitch & Collimator Pitch

For scanners with **four detector arrays**, detector pitches running from **3 to 6** are used. A detector pitch of 3 for a four-detector array scanner is equivalent to a **collimator pitch of 0.75 (3/4)**, and a detector pitch of 6 corresponds to a collimator pitch of 1.5 (6/4).



Shahid Younas Lecture 7

### CT Dose Measurement

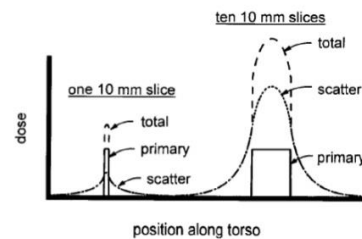
❖ Compton scattering is the principal interaction mechanism in CT, so the radiation dose attributable to scattered radiation is considerable, and it can be higher than the radiation dose from the primary beam.

❖ The multiple scan average dose (MSAD) is the standard for determining radiation dose in CT.



Shahid Younas Lecture 7

### CT Dose Measurement Methods



Shahid Younas Lecture 7

### CT Dose Measurement

❖ The MSAD is the dose to tissue that includes the dose attributable to scattered radiation emanating from all adjacent slices.

❖ The MSAD is defined as the average dose, at a particular depth from the surface, resulting from a large series of CT slices.



Shahid Younas Lecture 7

### CT Dose Measurement Methods

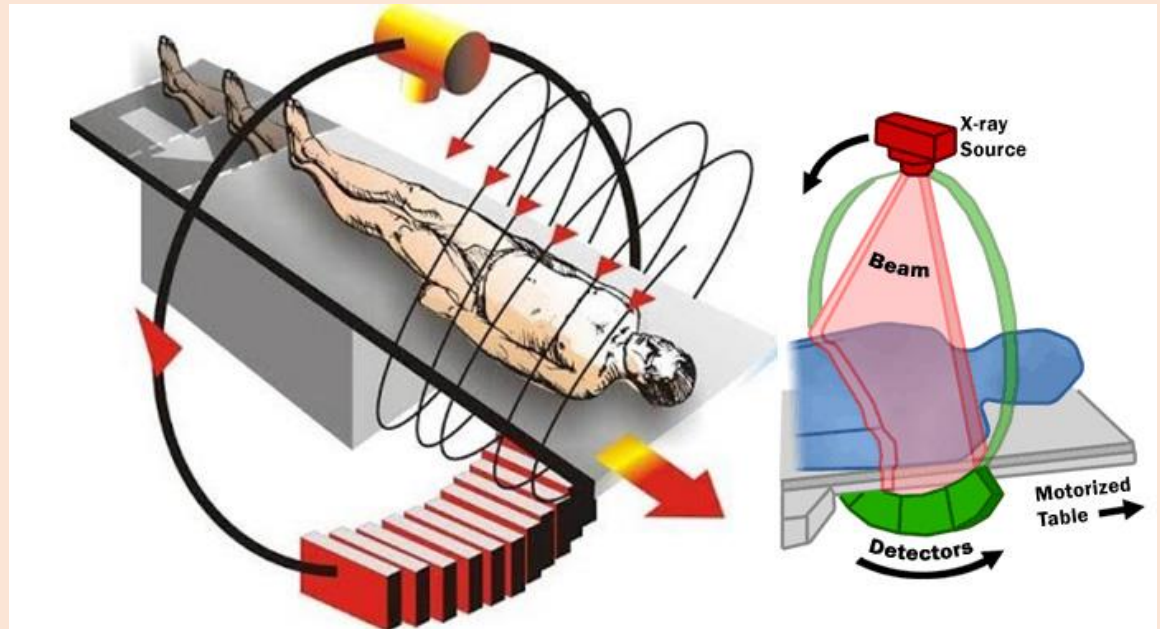
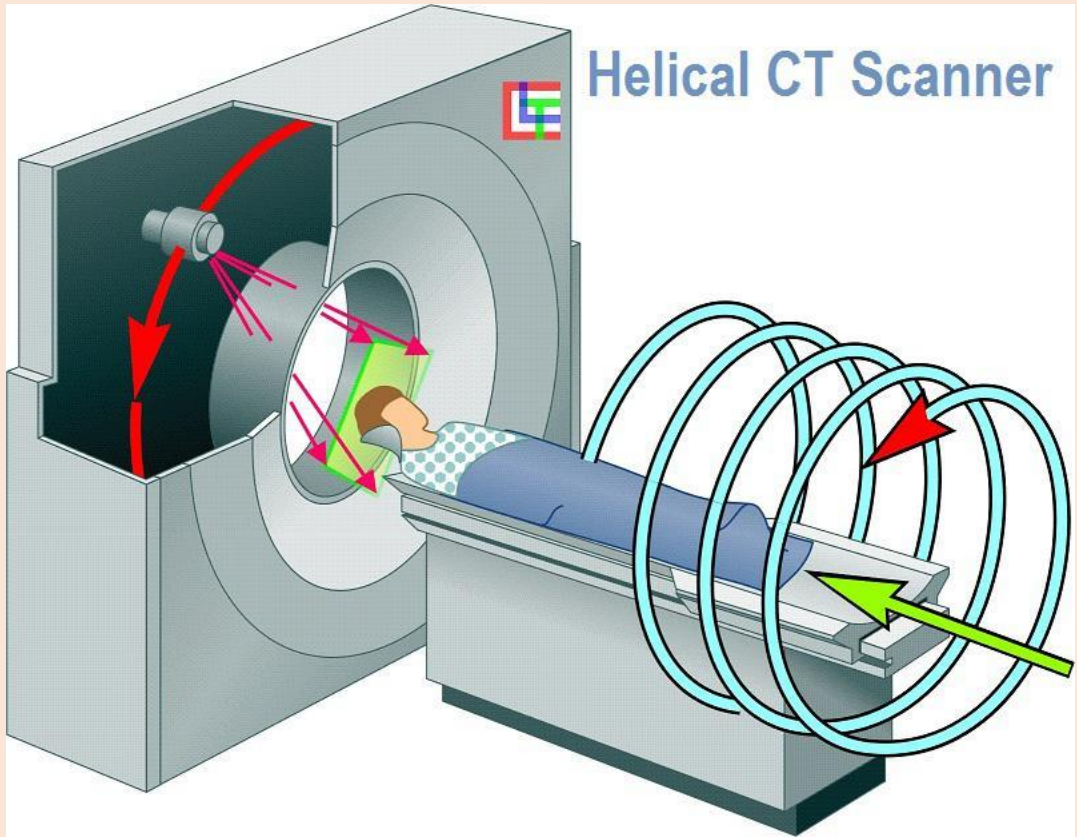
❖ Same as previous but a correction factor is needed,

$$\text{Dose (helical)} = \text{Dose (axial)} \times \frac{1}{\text{Collimator pitch}}$$

$$\text{Dose (fluoro)} = \text{CTDI dose} \times \frac{\text{Time} \times \text{Current}}{\text{mAs of CTDI measurement}}$$

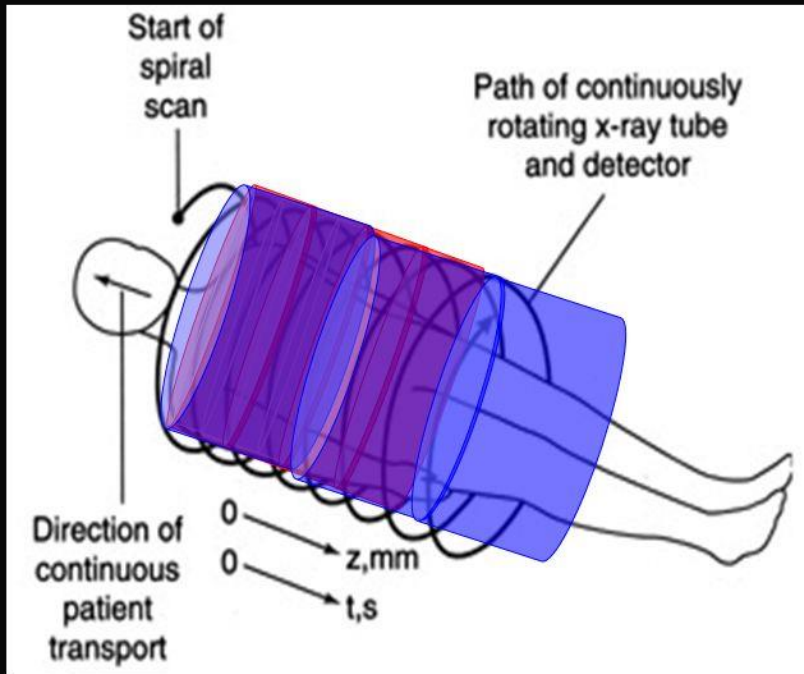


## Helical CT Scanner





## Helical/Spiral CT

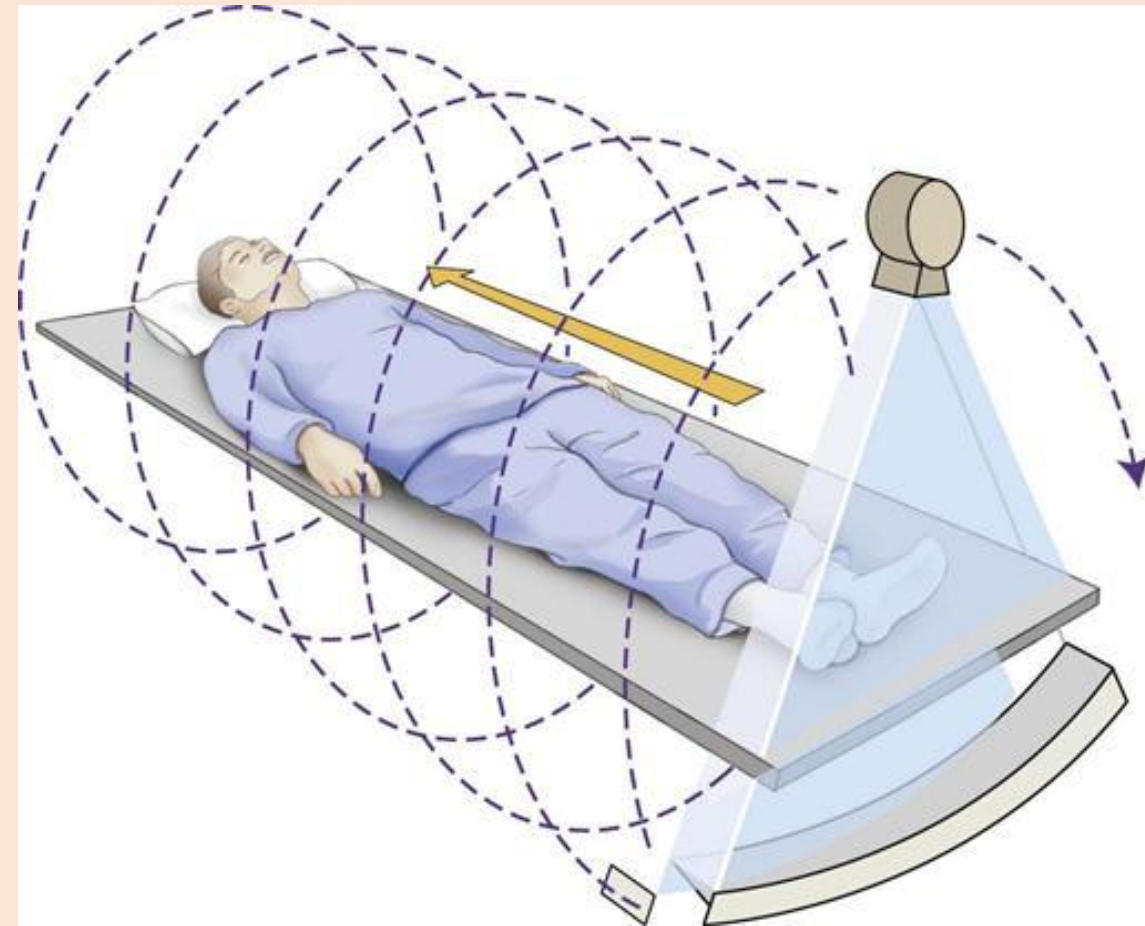


2-4 slice

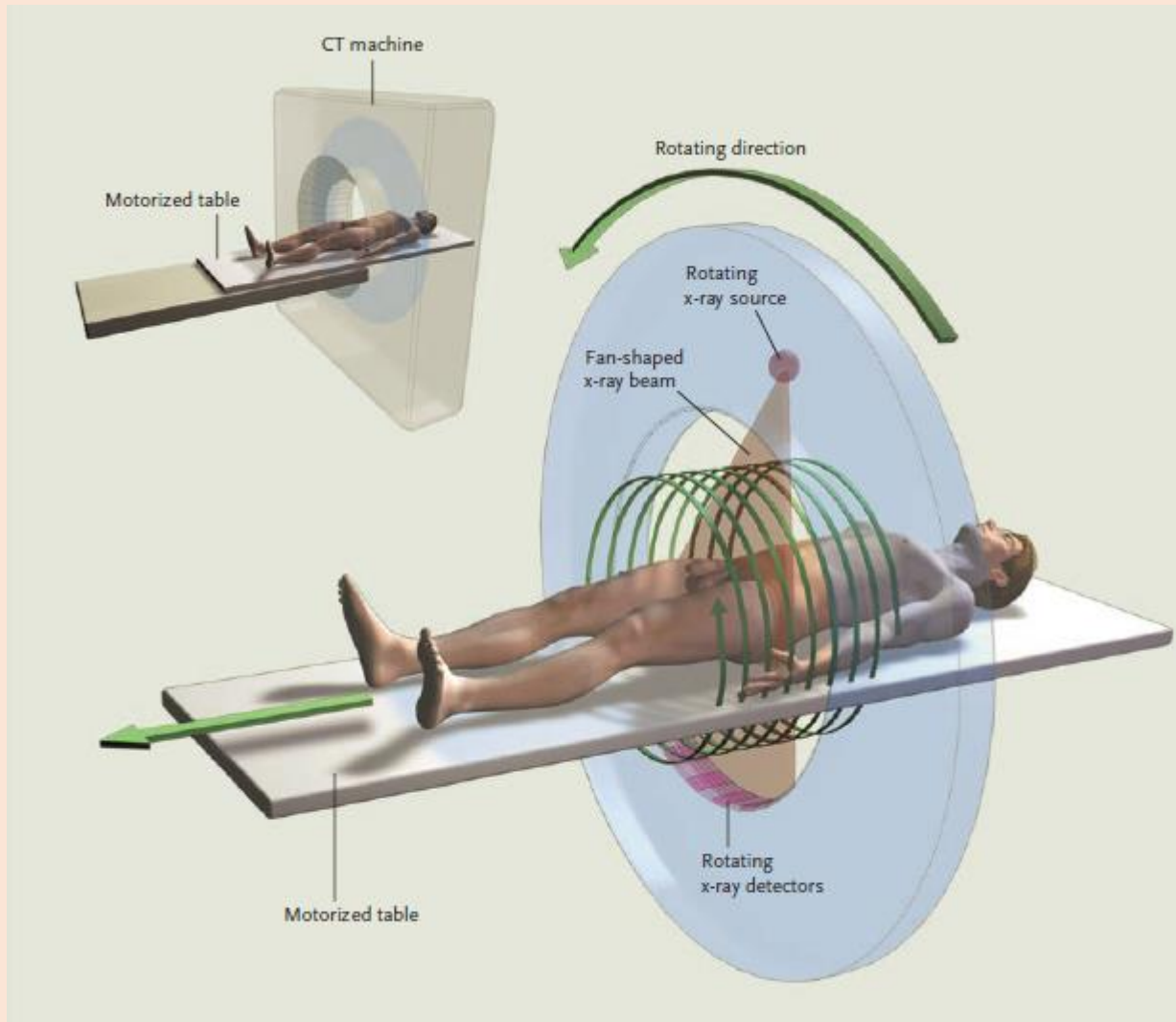
8-16 slice

16-32 slice

32-64 slice



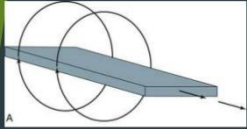




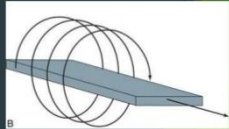
## HELICAL CT

❖ A technique where by the patient is transported continuously through the gantry while data are acquired continuously during several 360 degrees scans.

❖ Also k/a spiral or volume CT.



Slice by slice CT



Spiral/helical CT

## Advantages of helical CT

- ▶ Increased speed a study.
- ▶ Exact continuity of images.
- ▶ Less slice misregistration.
- ▶ Less motion artifact.
- ▶ Need for less contrast medium.
- ▶ Availability of volumetric data.

## Advances of spiral CT over conventional CT

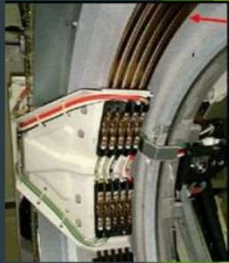
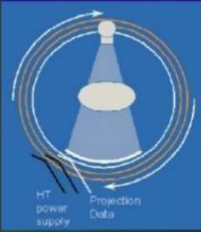
1. Slip ring device
2. More efficient tube cooling
3. Increased milliampere capability
4. Smoother table movement
5. Software adjustment for table movement
6. Efficient detectors

## Slip-ring technology

- ❑ Is one of the important parts of spiral CT machines.
- ❑ Serves as a connection of the gantry rotating part and the fixed portion of the power line and the signal line.

## Slip-ring technology

### Slip-ring scanning

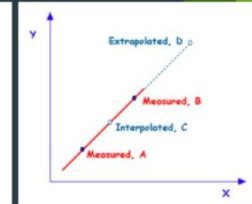
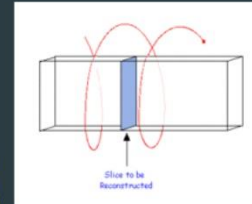


## Adjustment in reconstruction algorithm

### ▶ Interpolation algorithm

- Estimation of a unknown value between known values is called **interpolation**.
- Estimation of a unknown value beyond known values is called **extrapolation**.

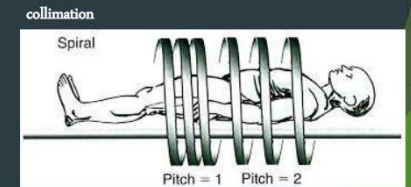
## Interpolation



❖ Pitch: relation of table speed to slice thickness

$$\text{Pitch} = \frac{\text{Table feed} \times \text{time per rotation of 360}}{\text{collimation}}$$

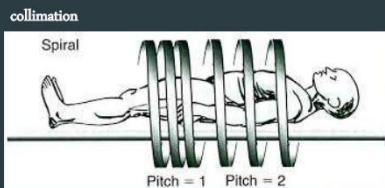
$$\text{Pitch} = \frac{\text{Table feed}}{\text{collimation}}, \text{ if it is a 1 sec scan.}$$



❖ Pitch: relation of table speed to slice thickness

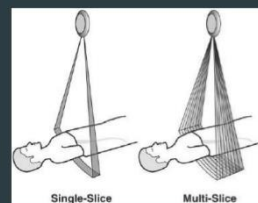
$$\text{Pitch} = \frac{\text{Table feed} \times \text{time per rotation of 360}}{\text{collimation}}$$

$$\text{Pitch} = \frac{\text{Table feed}}{\text{collimation}}, \text{ if it is a 1 sec scan.}$$



## Multislice CT (MSCT) or Multi-detector CT (MDCT)

- ▶ Uses multiple parallel detectors instead of a single detector array.
- ▶ And hence greater volume of patient is scanned in a single rotation



## Advantages of MSCT over single slice

- ▶ Same acquisition in shorter time.
- ▶ Improved z-axis resolution.
- ▶ Reduced artifacts.
- ▶ Increased coverage per rotation.
- ▶ Reduced overall tube loading.
- ▶ More information available for the radiologists.
- ▶ Possibility of new applications.