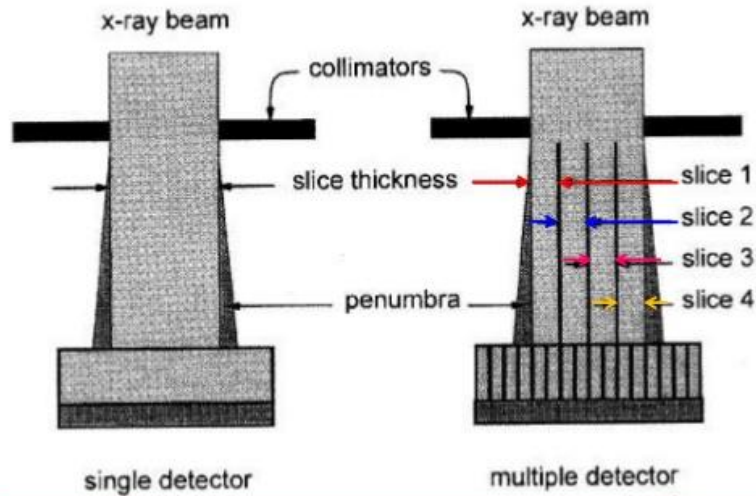


Σημαντικές χρονολογίες στην εξέλιξη της Υπολογιστικής Τομογραφίας

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

Slice Thickness: Multiple Detector Array Scanners



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.

Detector Pitch & Collimator Pitch

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

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

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

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.

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.

Detector Pitch & Collimator Pitch

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

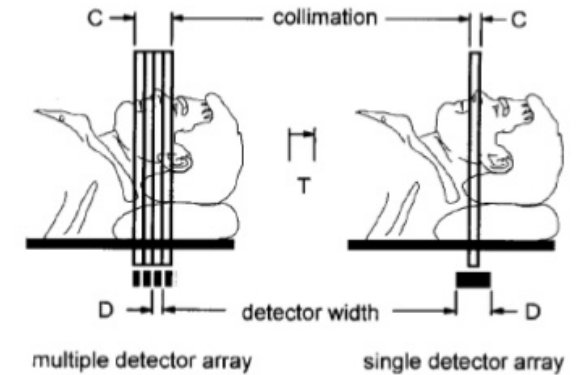
$$\text{Collimator pitch} = \frac{\text{Detector pitch}}{N}$$

N = Number of detectors used

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.

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).

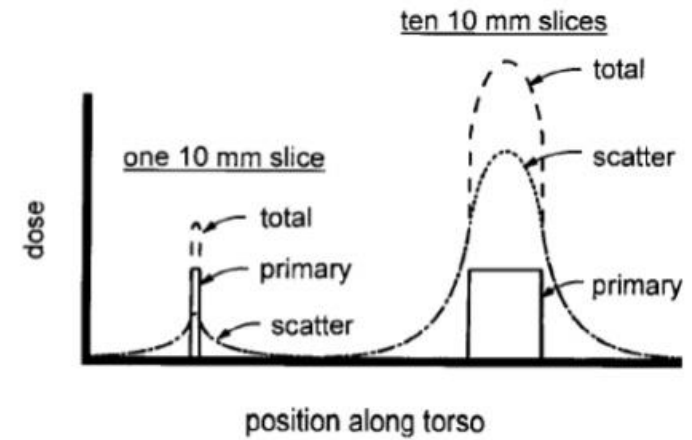
CT Dose Measurement

- ❖ 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.

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.

CT Dose Measurement Methods



CT Dose Measurement Methods

- ❖ Same as previous but a correction factor is needed,

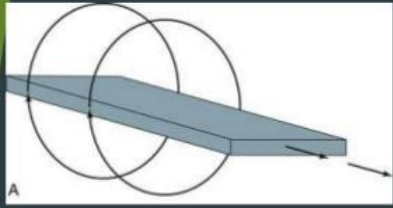
$$\text{Dose (helical)} = \text{Dose (axial)} \times \frac{1}{\text{Collimator pitch}}$$

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

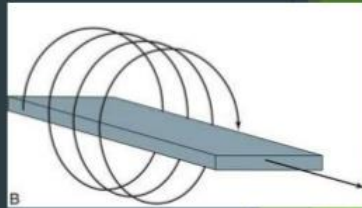
HELICAL CT

❖ 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.

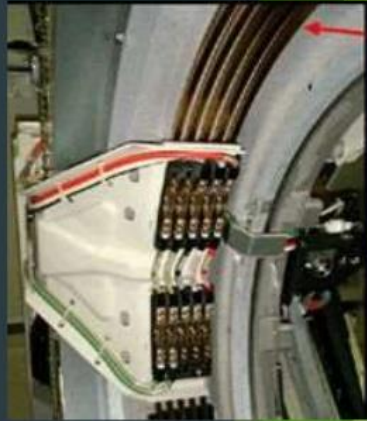
Advances of spiral CT over conventional CT

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

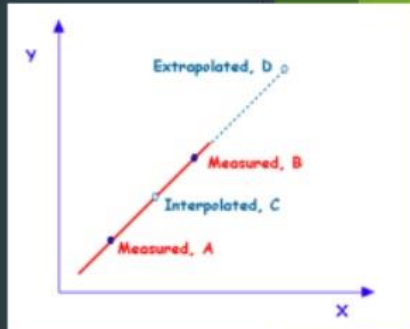
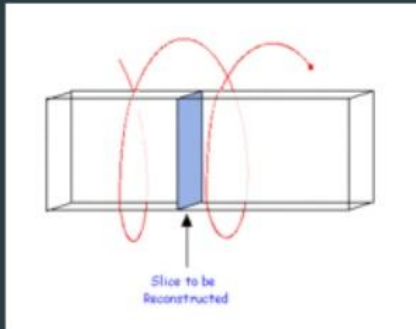


Adjustment in reconstruction algorithm

► Interpolation algorithm

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

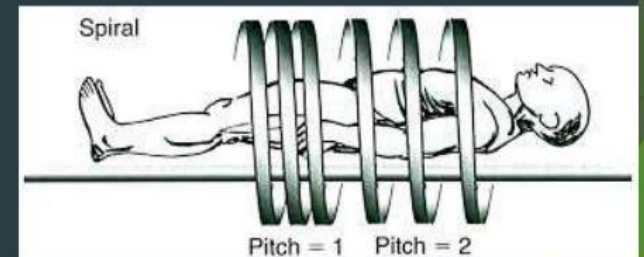
Interpolation



❖ Pitch: relation of table speed to slice thickness

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

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



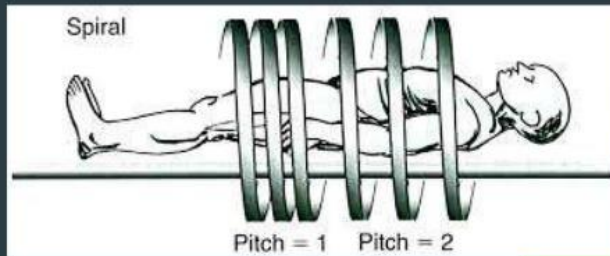
❖ Pitch: relation of table speed to slice thickness

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

collimation

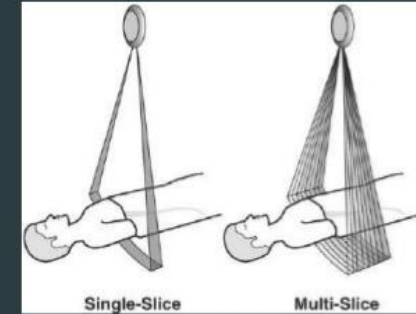
Pitch = $\frac{\text{Table feed}}{\text{collimation}}$, if it is a 1 sec scan.

collimation



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

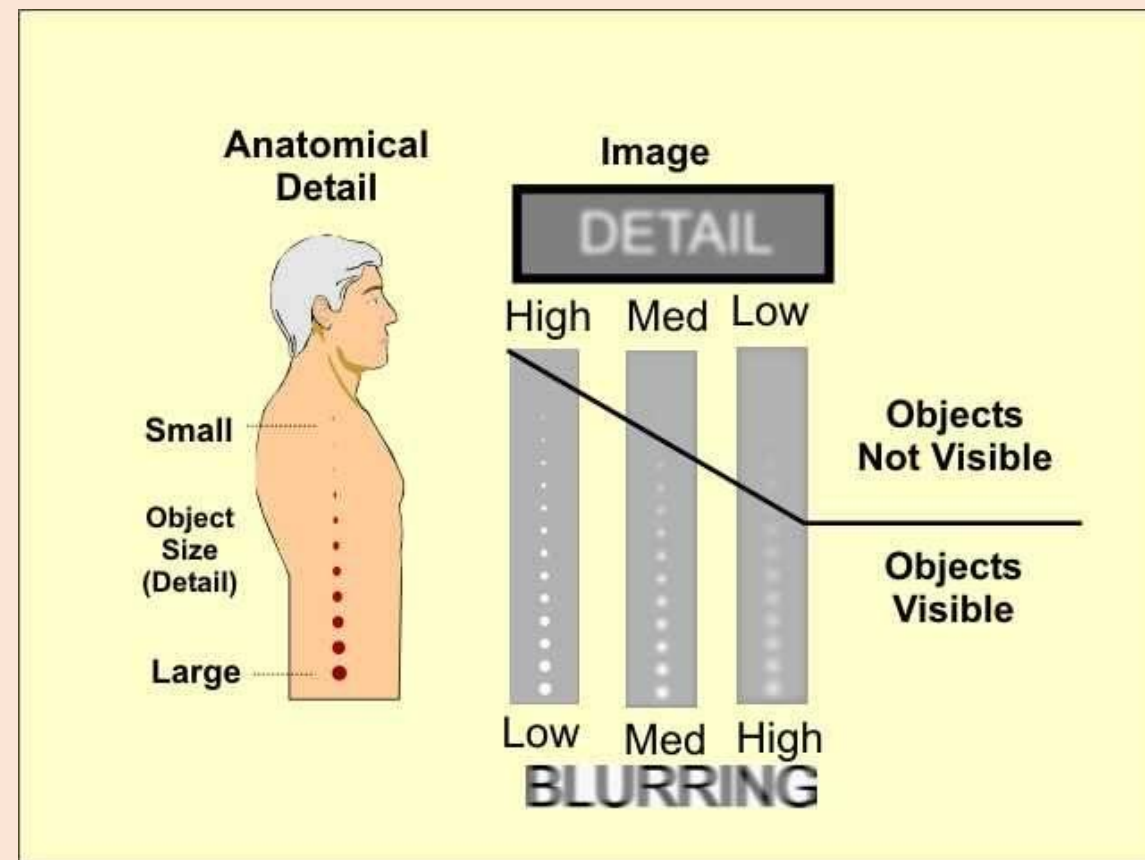
- ▶ Same acquisition in shorter time.
- ▶ Improved z-axis resolution.
- ▶ Reduced artifacts.
- ▶ Increased coverage per rotation.
- ▶ Reduced overall tube loading.
- ▶ More information available for the radiologists.
- ▶ Possibility of new applications.

Ποιότητα εικόνας CT : Ασάφεια

Η ασάφεια μειώνει την ορατότητα λεπτομερειών (μικρά αντικείμενα και χαρακτηριστικά. Κάθε ιατρική απεικονιστική μέθοδος διαθέτει πηγές ασάφειας που μειώνουν την ανάδειξη μικρών λεπτομερειών και καθορίζουν τους τύπους των διαγνωστικών διαδικασιών στους οποίους μπορούν να χρησιμοποιηθούν.

Για παράδειγμα, η ακτινογραφία που χαρακτηρίζεται από χαμηλά επίπεδα ασάφειας και προσφέρει μεγάλη ανάδειξη λεπτομερειών χρησιμοποιείται για την ανάδειξη μικρών οστικών καταγμάτων. Στην CT υπάρχουν αρκετές πηγές ασάφειας που συνδυαστικά μειώνουν την διακριτική ικανότητα λεπτομερειών.

Το ζήτημα είναι ότι μειώνοντας την ασάφεια, αυξάνουμε τον οπτικό θόρυβο και μπορεί να οδηγήσει σε αυξημένη δόση στον ασθενή.



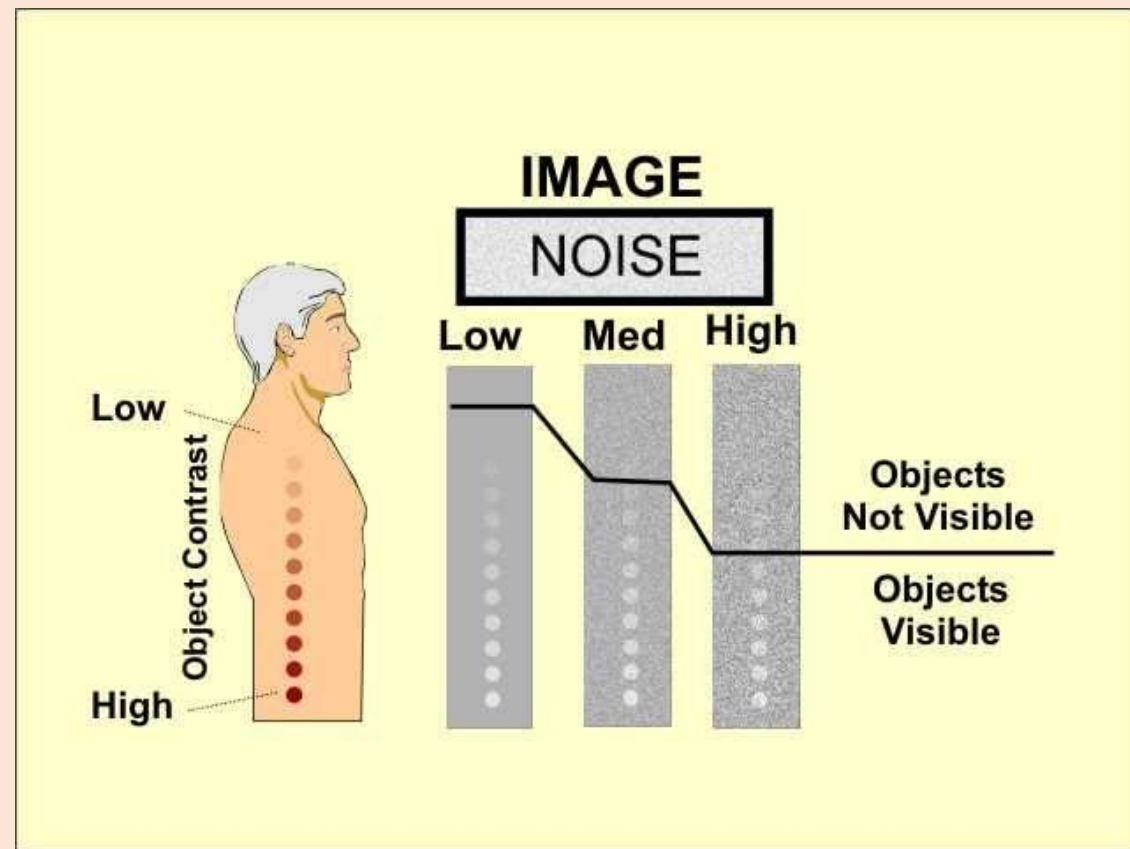
Ποιότητα εικόνας CT : Θόρυβος

Ο θόρυβος είναι ανεπιθύμητο απεικονιστικό χαρακτηριστικό που μειώνει τη διακριτικότητα συγκεκριμένων τύπων δομών.

Ειδικότερα, ο θόρυβος μειώνει την διακριτικότητα δομών χαμηλής αντίθεσης (low contrast objects). Στην CT ο θόρυβος έχει μεγάλη σημασία διότι η CT χρησιμοποιείται για την απεικόνιση χαμηλής αντίθεσης διαφορών μεταξύ ιστών.

Διαφορά μεταξύ Θορύβου και Ασάφειας. Και τα δύο χαρακτηριστικά μειώνουν την απεικόνιση διαφορετικών τύπων δομών. Ο θόρυβος μειώνει την ορατότητα-απεικόνιση δομών χαμηλής αντίθεσης, ενώ η Ασάφεια μειώνει την απεικόνιση μικρών δομών ή λεπτομερειών.

Ο θόρυβος της εικόνας μειώνεται τροποποιώντας παράγοντες των πρωτοκόλλων. Βέβαια, η τροποποίηση των παραγόντων αυτών έχει ως πιθανό αποτέλεσμα την αύξηση της ασάφειας ή/και την αύξηση της δόσης στον ασθενή.

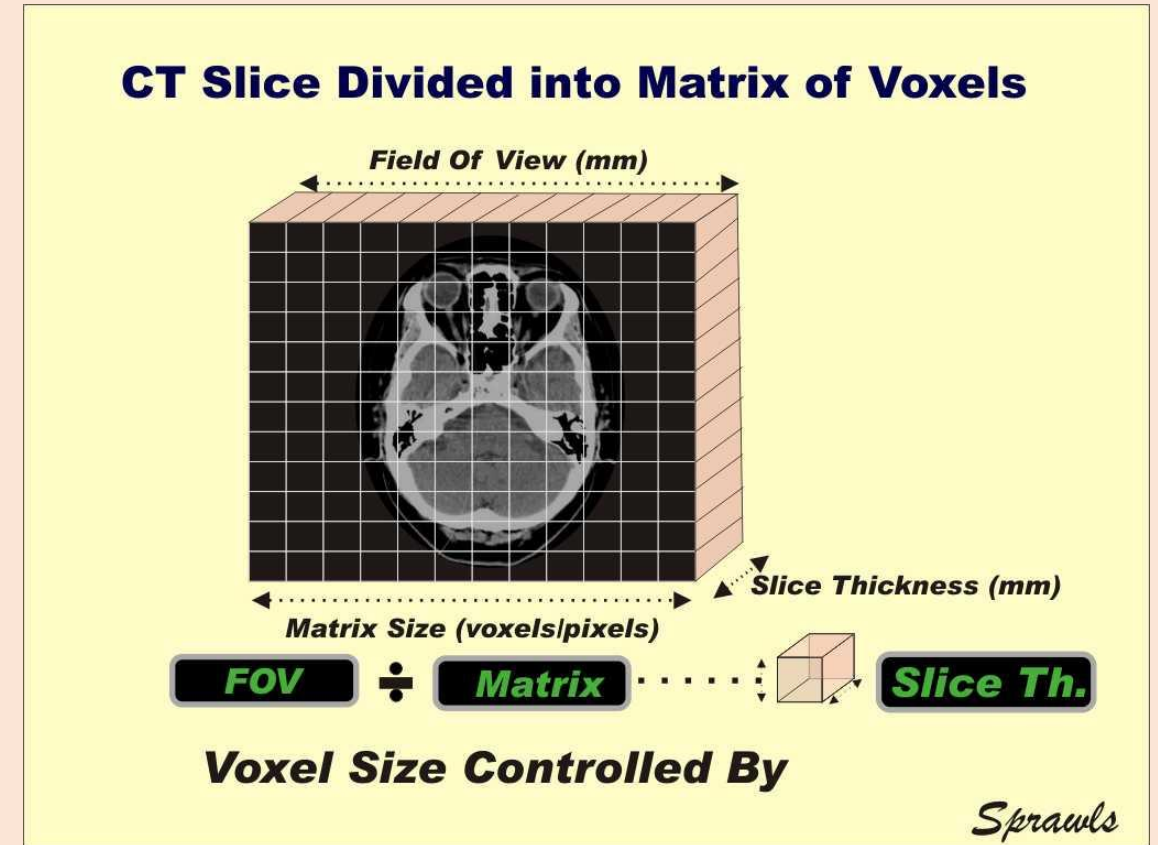


Ποιότητα εικόνας CT : Χωρικά & Γεωμετρικά χαρακτηριστικά

Τα χωρικά και γεωμετρικά χαρακτηριστικά της CT εικόνας συμβάλουν σημαντικά στη βελτιστοποίηση των απεικονιστικών πρωτοκόλλων. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι η εικόνα αποτελείται από χιλιάδες-εκατομμύρια μικρά εικονοστοιχεία (voxels – volume elements).

Μία τυπική CT εικόνα αποτελεί, συνήθως, εγκάρσια τομή του σώματος. Κατά τη διάρκεια της φάσης ανακατασκευής εικόνας, κάθε τομή διαιρείται σε μία μήτρα voxels (ογκοστοιχείων). Το μέγεθος των voxels έχει σημαντική επίδραση στην ασάφεια και το θόρυβο εικόνας και στη δόση στον εξεταζόμενο.

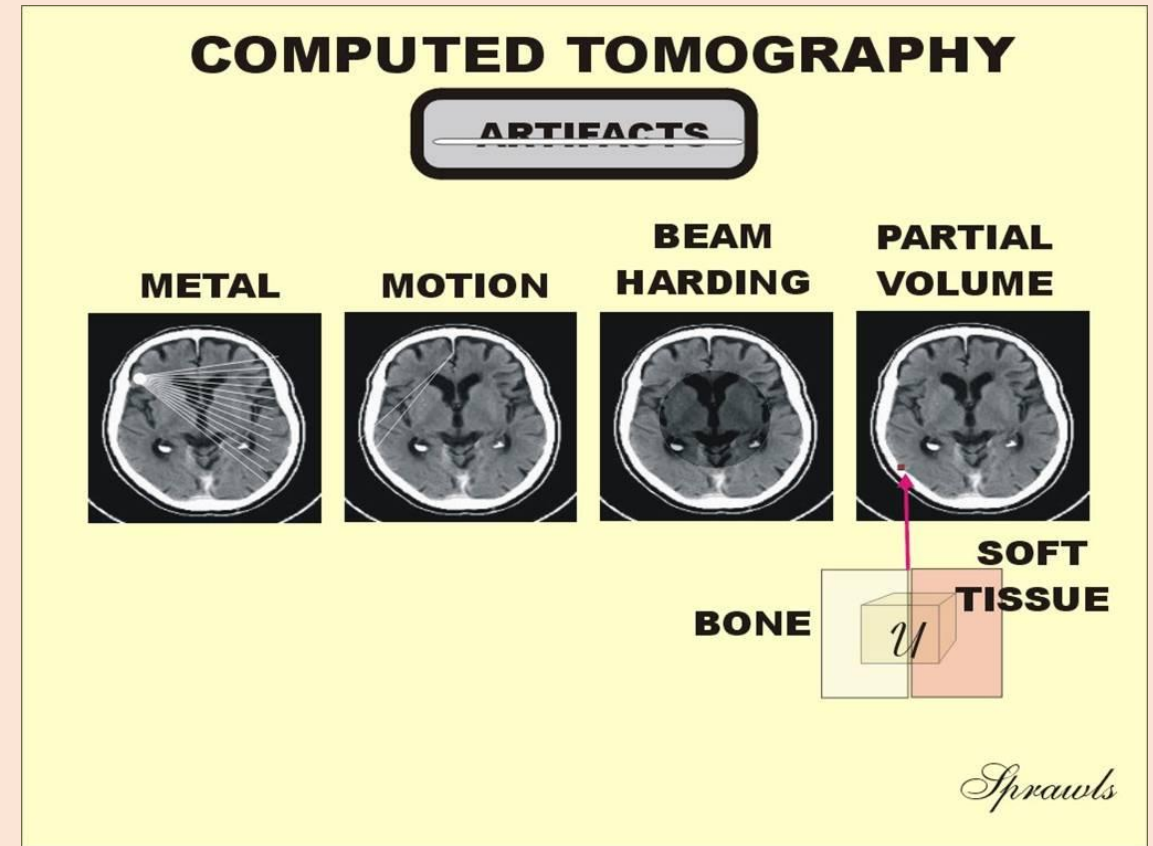
Η διάσταση των voxels καθορίζεται από τρεις παράγοντες : FOV (mm), διαστάσεις μήτρας (voxels/pixels) και πάχος τομής (mm).



Ποιότητα εικόνας CT : Ψευδοεικόνες - Artifacts

Ψευδοεικόνα είναι κάτι που εμφανίζεται σε μία εικόνα-ακτινογραφία το οποίο δεν αποτελεί οπτικοποίηση ενός πραγματικού αντικειμένου ή δομής στο σώμα του εξεταζόμενου.

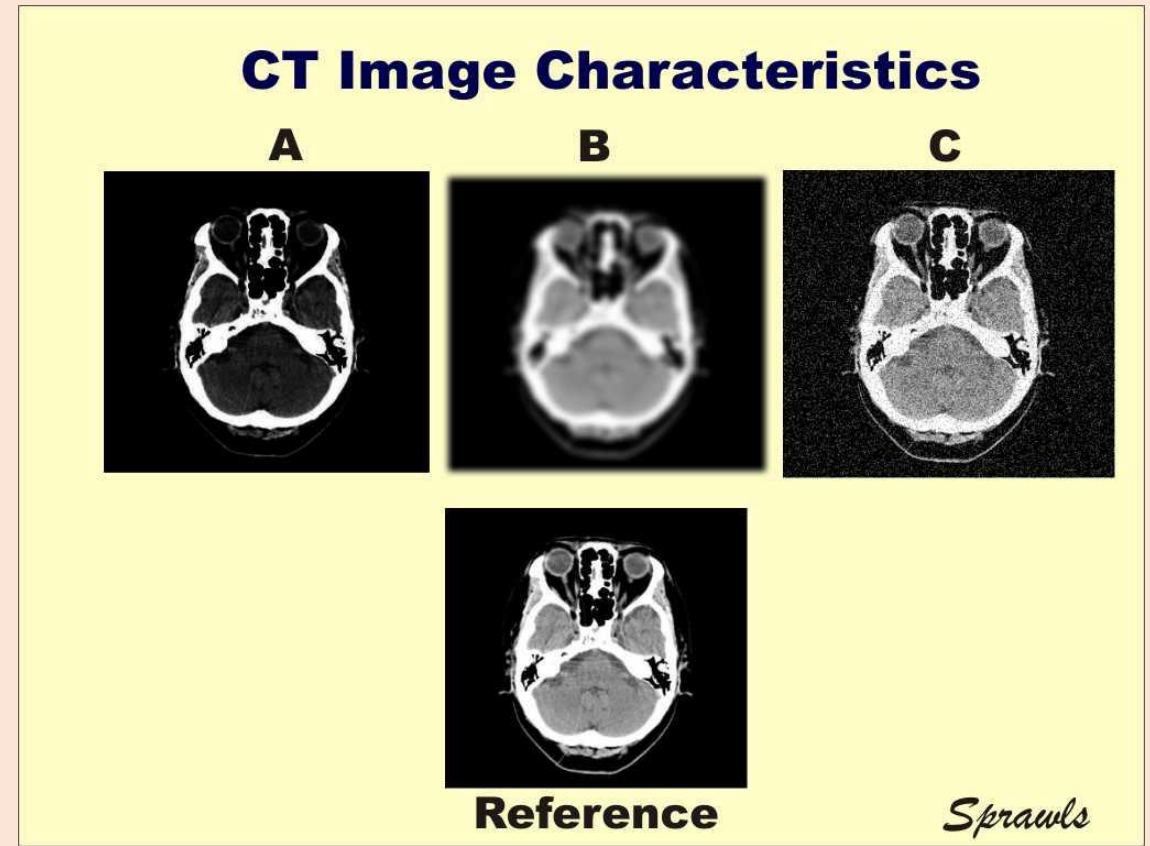
Υπάρχουν αρκετές ψευδοεικόνες, προερχόμενες από ποικιλία συνθηκών, που εμφανίζονται σε μία απεικονιστική διαδικασία. Κάποιες είναι πολύ σαφείς όπως τα streaks και τα ghosts (φαντάσματα), ενώ άλλες είναι λιγότερο εμφανείς και αναγνωρίζονται ως αλλαγές στον τρόπο απεικόνισης συγκεκριμένων ανατομικών δομών.



Ποιότητα εικόνας CT : Χαρακτηριστικά εικόνας

Τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας είναι :

- Θόρυβος εικόνας
- Αντίθεση (Contrast Sensitivity)
- Ασάφεια (Blurring)



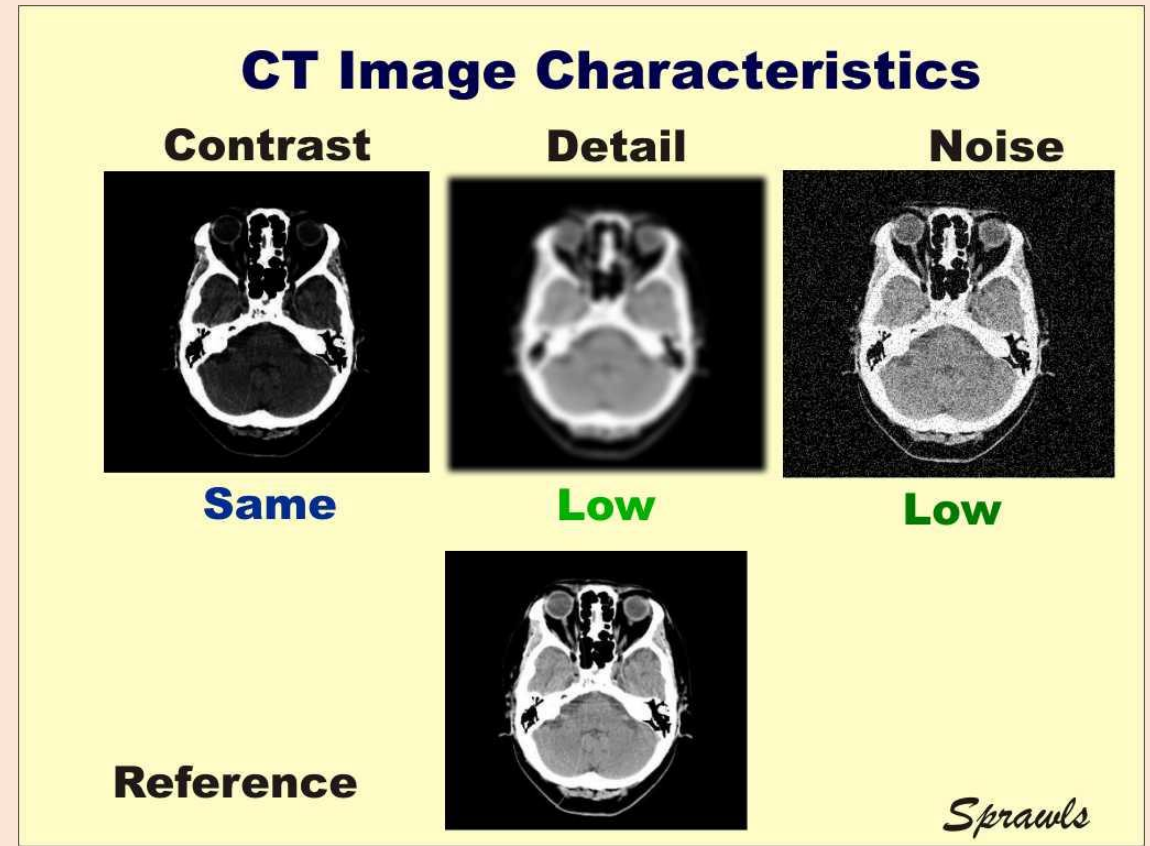
Ποιότητα εικόνας CT : Χαρακτηριστικά εικόνας

Στην πρώτη εικόνα φαίνεται διαφορά στην αντίθεση εικόνας. Τέτοιες διαφορές οφείλονται σε παραμέτρους όπως το επίπεδο και το εύρος παραθύρου (window level, window width).

Στη μεσαία εικόνα, υπάρχει ασάφεια και μειωμένη ανάδειξη λεπτομερειών.

Στην δεξιά εικόνα, ο θόρυβος είναι εμφανής (όπως τα 'χιόνια' σε παλαιές τηλεοράσεις).

Η ποιότητα εικόνας σχετίζεται με την απορροφούμενη δόση.



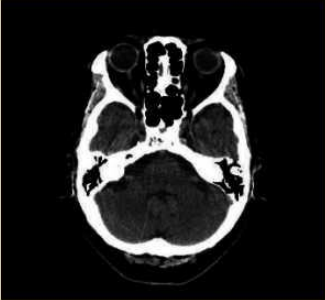



Ποιότητα εικόνας CT : Χαρακτηριστικά εικόνας

Γενικά, στην CT η αντίθεση εικόνας ή η contrast sensitivity μίας διαδικασίας δεν εμφανίζει σημαντική εξάρτηση από τη δόση. Σε αντίθεση με την CT, στην κλασική ακτινογραφία και στη μαστογραφία, η αύξηση της contrast sensitivity σχετίζεται άμεσα με αύξηση της δόσης.

Η λεπτομέρεια εικόνας (image detail) δεν σχετίζεται άμεσα με τη δόση. Όμως, όταν πραγματοποιούνται αλλαγές στα πρωτόκολλα προκειμένου να αυξηθεί η λεπτομέρεια, αυξάνεται και ο θόρυβος. Συνεπώς, χρειάζεται να αυξήσουμε τη δόση (αύξηση mAs) ώστε να μειωθεί ο θόρυβος.

Ο θόρυβος εικόνας είναι σημαντικός παράγοντας καθορισμού της δόσης στον εξεταζόμενο. Αύξηση της δόσης απαιτείται για τη μείωση του θορύβου. Στο διπλανό σχήμα, η μετάβαση από την εικόνα με θόρυβο στην εικόνα αναφοράς απαιτεί αύξηση της χορηγούμενης δόσης.

CT Image Characteristics

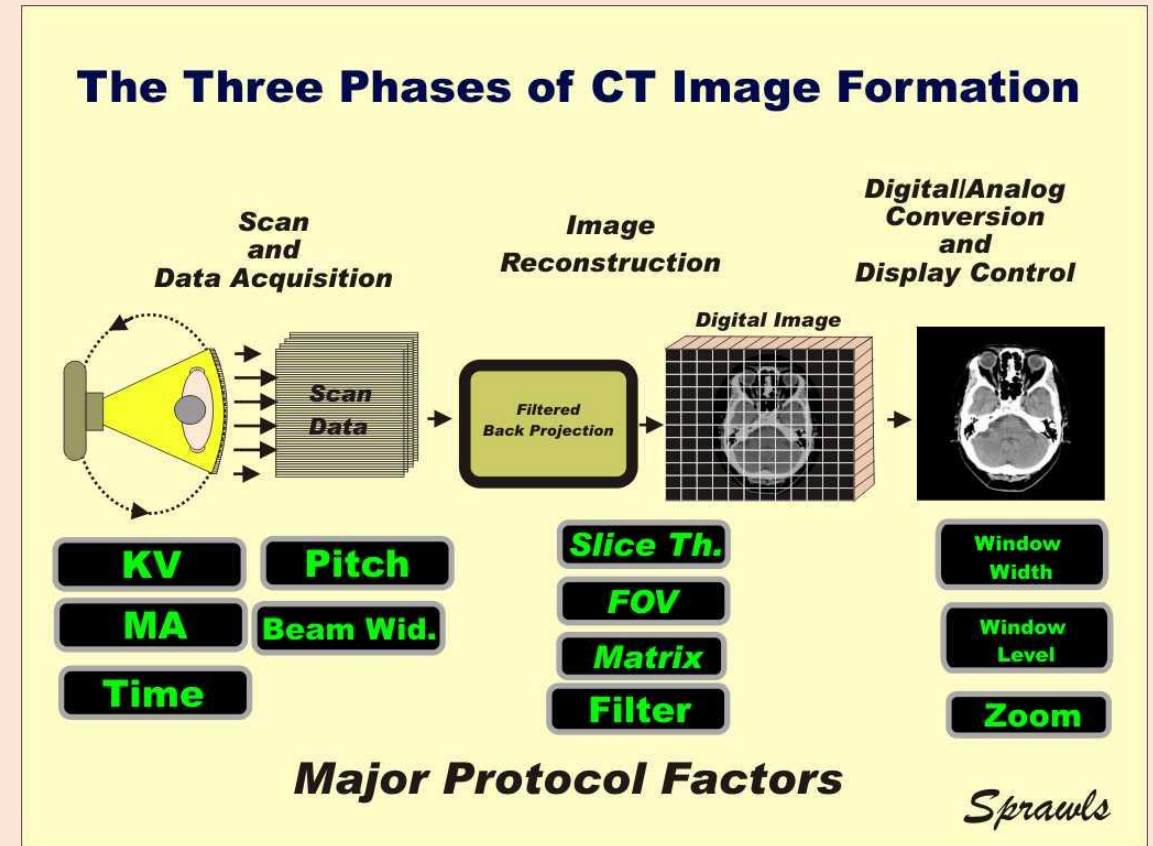
Contrast	Detail	Noise
		
Same	Low	Low
Reference		<i>Sprawls</i>

Φάσεις δημιουργίας CT εικόνας

1^η Φάση : Λήψη δεδομένων με σύγχρονη περιστροφή της λυχνίας γύρω από τον εξεταζόμενο ενώ η τράπεζα κινείται. Τα δεδομένα καταγράφονται και σώζονται στη μνήμη του υπολογιστή.

2^η Φάση : Ανακατασκευή της εικόνας από τα δεδομένα που έχουν συλλεχθεί. Το αποτέλεσμα είναι είτε μία σειρά 2D – δυσδιάστατων εικόνων είτε ένα 3D όγκος απεικονιστικών δεδομένων.

3^η Φάση : Μετατροπή της άορατης ψηφιακής εικόνας σε ορατή (αναλογική) εικόνα για απεικόνιση και παρατήρηση. The third phase is the conversion of the invisible digital image into a visible (analog) image for display and viewing.



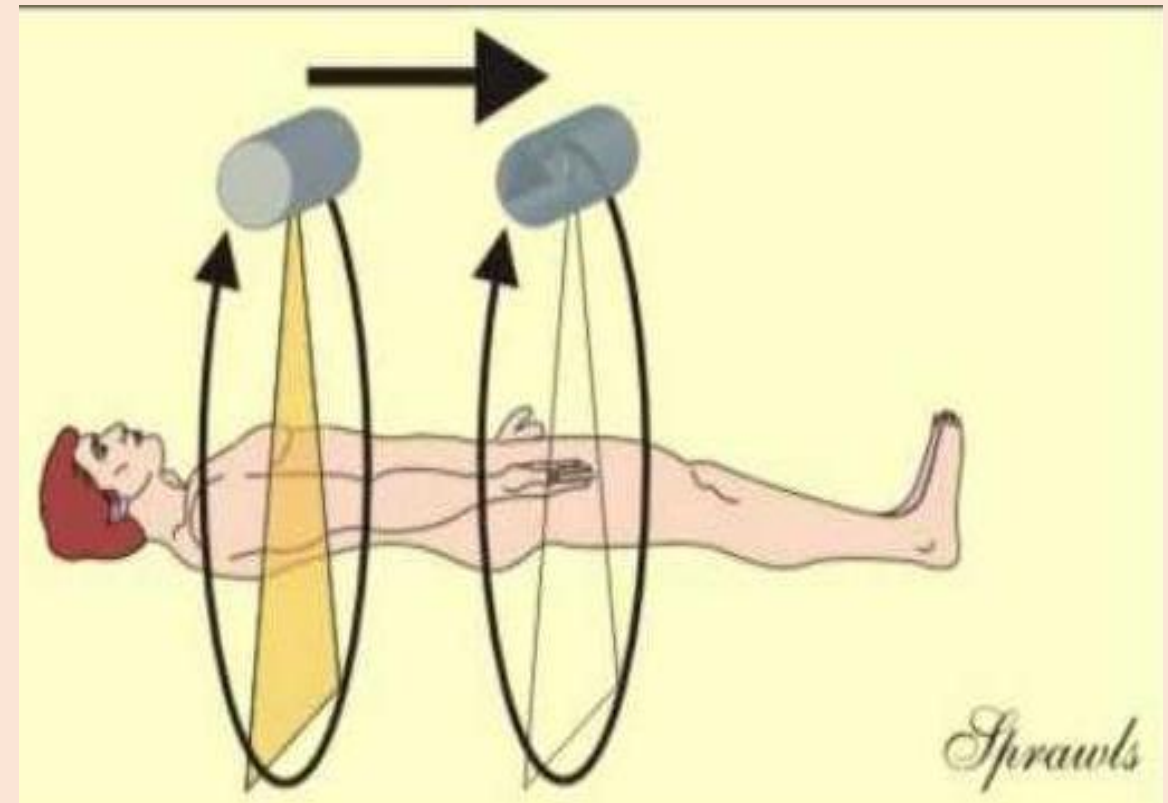
Συλλογή δεδομένων – κίνηση λυχνίας – κίνηση τράπεζας

Η συλλογή δεδομένων πραγματοποιείται με συνδυασμό δύο κινήσεων.

Μία περιστροφική κίνηση, η περιστροφή της λυχνίας, και επαγωγικά της δέσμης ακτίνων Χ, γύρω από τον εξεταζόμενο για τη λήψη πολλών προβολών της ανατομίας.

Μία γραμμική κίνηση, η γραμμική κίνηση της ακτινολογικής τράπεζας με σύγχρονη περιστροφή της λυχνίας γύρω από τον εξεταζόμενο, που επιτρέπει τη λήψη δεδομένων από μικρό-μεγάλο τμήμα της ανατομίας.

Ο συνδυασμός των δύο παραπάνω κινήσεων επιτρέπει την συλλογή των δεδομένων που απαιτούνται για την ανακατασκευή των εικόνων.



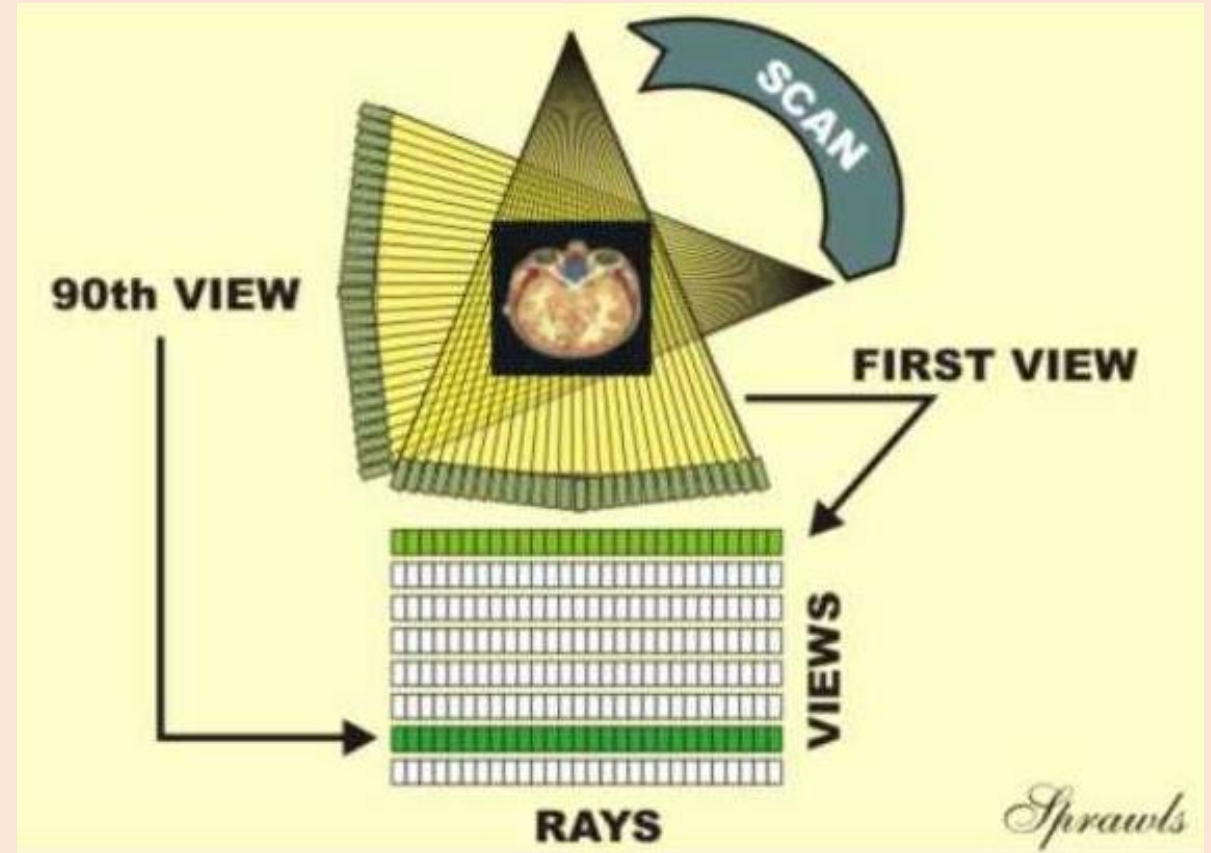
Κίνηση της λυχνίας

Η λυχνία, σε κάθε γεωμετρική θέση, προβάλλει μία λεπτή δέσμη σχήματος βεντάλιας (fan-shaped beam) που διέρχεται από την προς εξέταση ανατομία και στη συνέχεια ανακόπτεται και καταγράφεται από μία σειρά ανιχνευτών ακτινοβολίας (radiation detectors' array).

Το 'μονοπάτι', διαδρομή από το εστιακό σημείο της λυχνίας έως το ανιχνευτικό στοιχείο (detector element) ορίζεται ως **ακτίνα δέσμης**. Ο ανιχνευτής μετρά την ποσότητα ακτινοβολίας που διέρχεται του εξεταζόμενου σώματος κατά μήκος κάθε ακτίνας δέσμης και καταγράφεται ως σημειακό δεδομένο (data point).

Κατά την περιστροφή της λυχνίας γύρω από τον εξεταζόμενο, παράγονται προβολές από κάθε γωνιακή θέση, τυπικά κάθε 1° .

Μία πλήρης περιστροφή γύρω από τον εξεταζόμενο παράγει εκατοντάδες προβολές, τα δεδομένα των οποίων χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή μίας εικόνας.

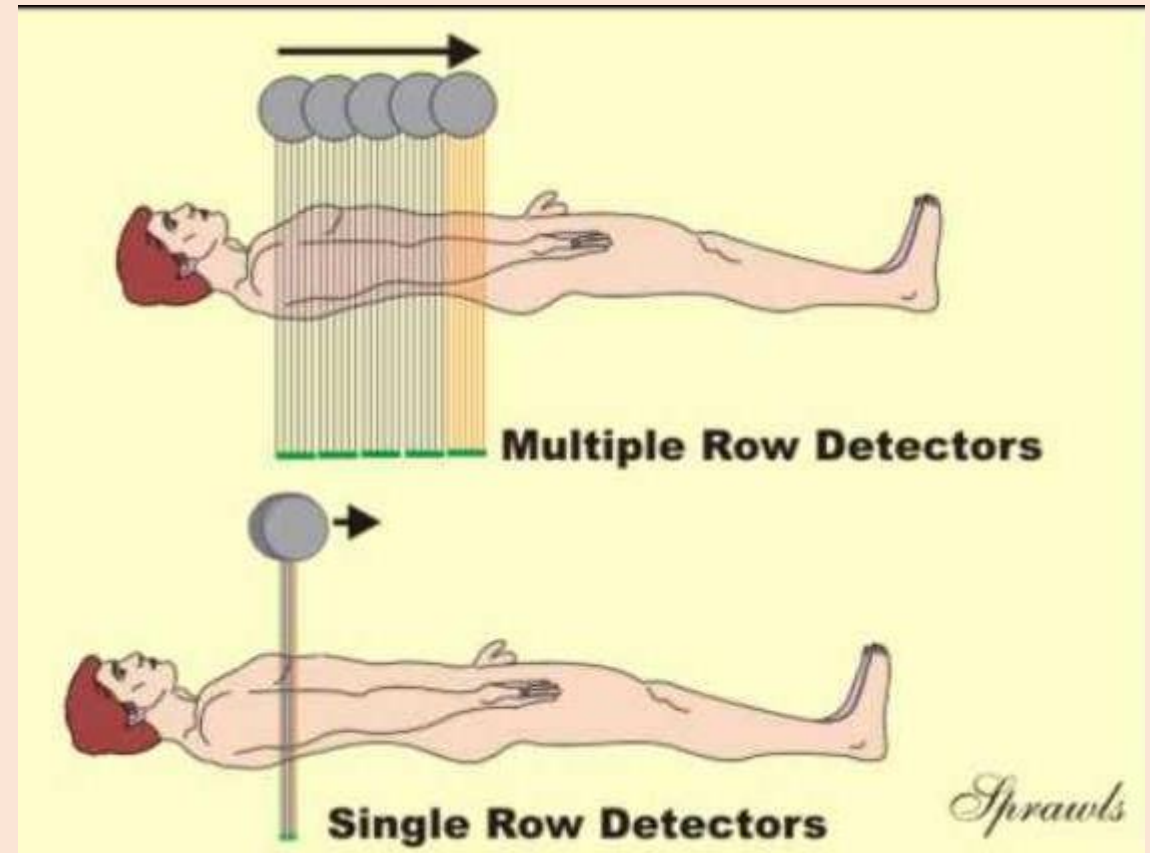


Ανιχνευτές πολλαπλών σειρών- multiple-row detectors

Το σημαντικότερο πλεονέκτημα των ανιχνευτών πολλαπλών σειρών είναι η παραγωγή πολλαπλών, παράλληλων προβολών σε κάθε γωνιακή θέση της λυχνίας, στοιχείο που αυξάνει την ταχύτητα της συλλογής δεδομένων κατά μήκος του άξονα κίνησης του σώματος.

Ο αριθμός των ανιχνευτικών σειρών (8, 16, 32, 64 κλπ) είναι κατασκευαστικό χαρακτηριστικό των CT μηχανημάτων.

Ένας τομογράφος δέσμης 'βεντάλια' (fan-beam scanner) διαθέτει, κατά προσέγγιση, τον ίδιο αριθμό τομών με αριθμό ανιχνευτικών στοιχείων σε κάθε σειρά.

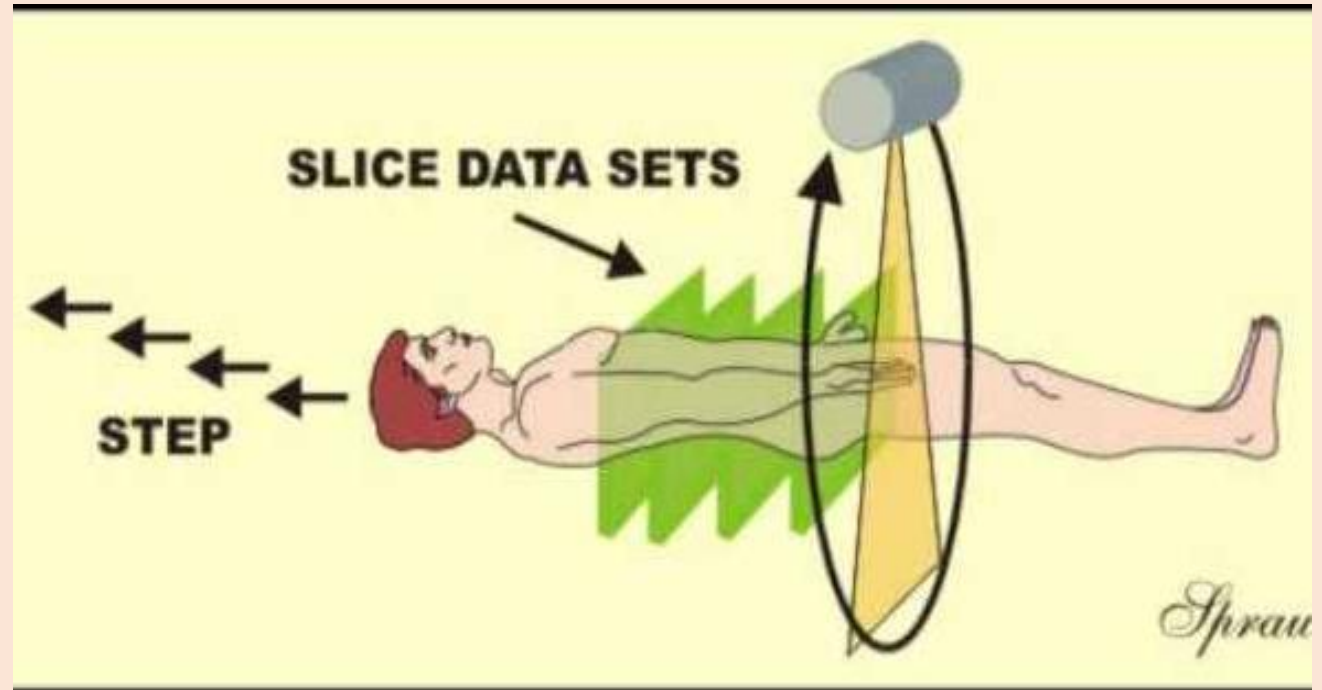


Μέθοδοι σάρωσης της δέσμης ακτίνων Χ

Υπάρχουν δύο μέθοδοι σάρωσης της δέσμης κατά μήκος του εξεταζόμενου σώματος.

Ο απλούστερος τρόπος είναι ο **'scan and step'** – **προβολή-μετακίνηση**. Η λυχνία περιστρέφεται γύρω από τον εξεταζόμενο, ενώ η τράπεζα είναι ακίνητη, και λαμβάνονται δεδομένα για μία τομή. Έτσι, το πάχος και οι συντεταγμένες κάθε τομής είναι ορισμένες και καθορισμένες. Μετά την πλήρη περιστροφή της λυχνίας, η τράπεζα μετακινείται στην επόμενη θέση και η διαδικασία επαναλαμβάνεται.

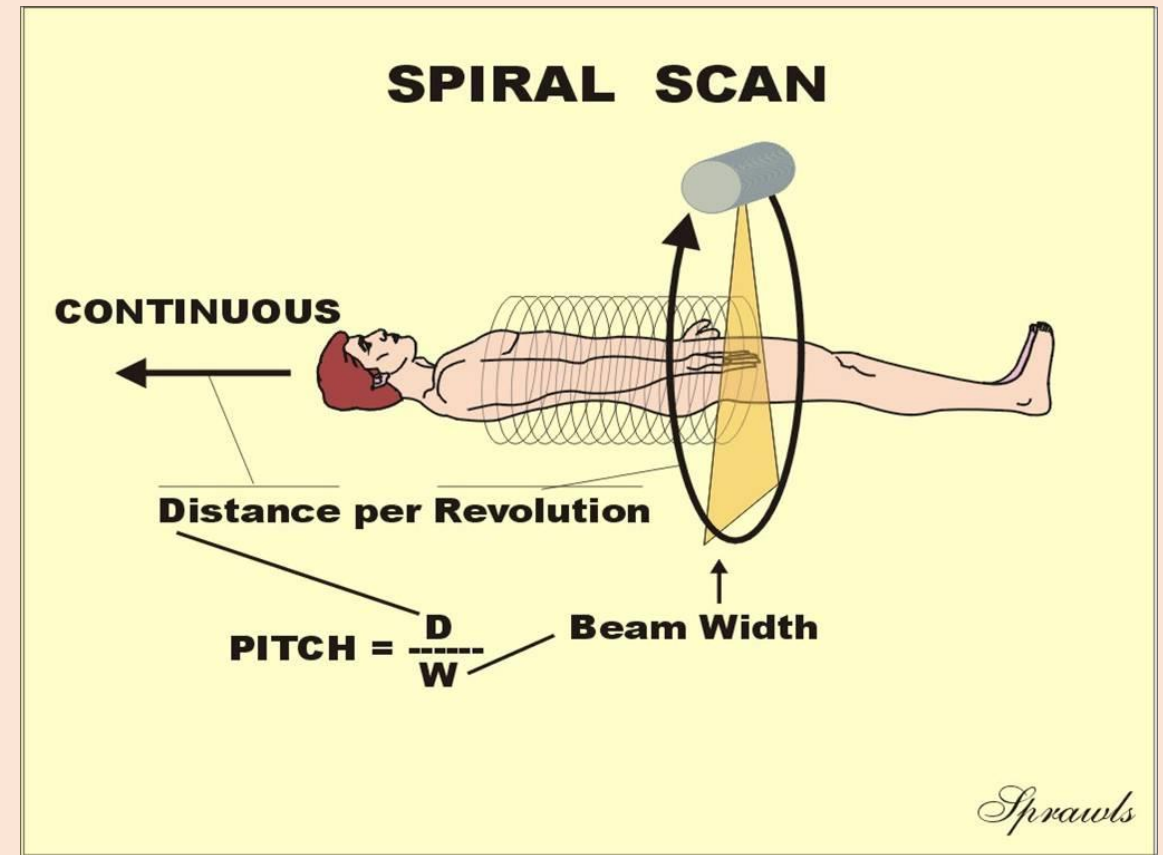
Δύο είναι τα **βασικά μειονεκτήματα** της παραπάνω τεχνικής. Πρώτον, είναι αργή κυρίως όταν απαιτείται η σάρωση εκτεταμένης ανατομικής περιοχής. Δεύτερον, οι τομές (θέση και πάχος) καθορίζονται την ώρα της λήψης δεδομένων και δεν είναι δυνατόν να αλλάξουν κατόπιν.



Ελικοειδής-σπειροειδής σάρωση και λήψη δεδομένων

Η ελικοειδής σάρωση είναι η μέθοδος επιλογής και περιλαμβάνει δύο σύγχρονες, συνεχείς κινήσεις. Η λυχνία ακτίνων Χ (η δέμη ακτίνων Χ) περιστρέφεται γύρω από τον εξεταζόμενο συνεχώς ενώ το εξεταζόμενο σώμα κινείται συνεχώς κατά μήκος του τομογράφου. Η παραπάνω σύγχρονη κίνηση λυχνίας και τράπεζας παράγει ένα ελικοειδές 'μονοπάτι' της δέσμης στο εξεταζόμενο σώμα.

Μία σημαντική παράμετρος της ελικοειδούς σάρωσης, σχετιζόμενη με την ταυτόχρονη κίνηση λυχνίας και τράπεζας, είναι ο παράγοντας pitch (pitch factor) ο οποίος επιδρά σημαντικά στην ποιότητα εικόνας και στη δόση στον εξεταζόμενο.



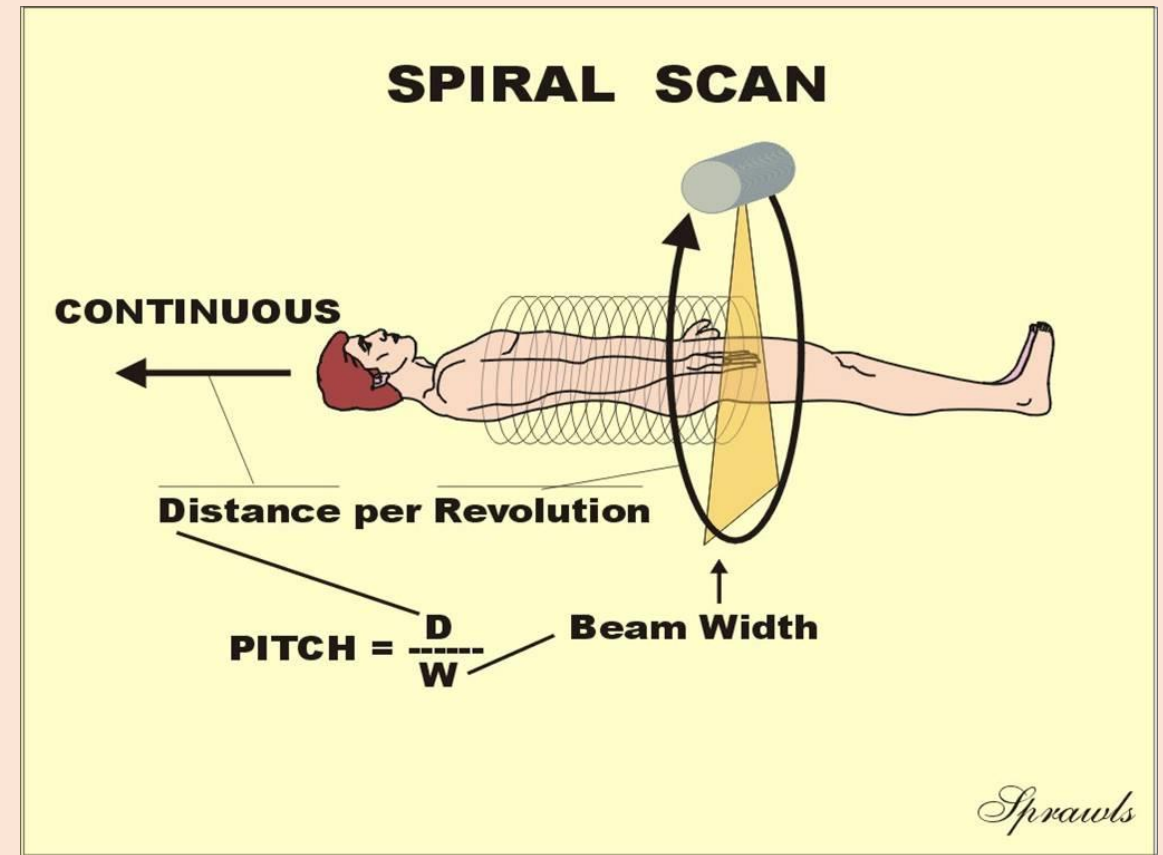
Ελικοειδής-σπειροειδής σάρωση - Pitch factor

Ο παράγοντας **pitch** είναι η απόσταση μετακίνησης του εξεταζόμενου, εκφραζόμενη ως πολλαπλάσιο του εύρους της δέσμης (beam width), κατά τη διάρκεια μίας πλήρους περιστροφής της λυχνίας ακτίνων-Χ.

Για παράδειγμα, εάν το pitch έχει τιμή 2, το εξεταζόμενο σώμα θα μετατοπισθεί απόσταση διπλάσια του εύρους-πάχους της δέσμης κατά τη διάρκεια μίας περιστροφής.

Αύξηση του pitch, αυξάνει την ταχύτητα μετατόπισης του ανατομικού θέματος και μειώνει το χρόνο που απαιτείται για την κάλυψη συγκεκριμένης ανατομικής περιοχής.

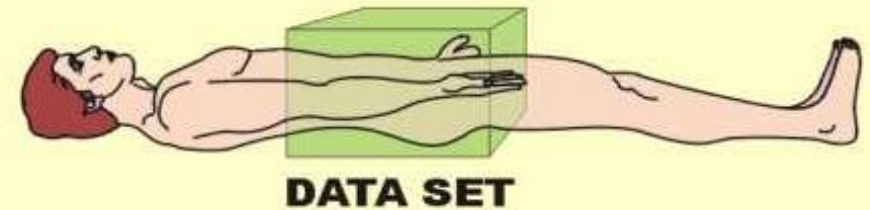
Γενικά, η αύξηση του pitch παράγοντα μειώνει τη δόση στον ασθενή και επηρεάζει αρνητικά την ποιότητα εικόνας.



Ελικοειδής-σπειροειδής σάρωση - Ανακατασκευή

Ο όγκος δεδομένων είναι συνεχής για την περιοχή που έχει σαρωθεί και δεν διαιρείται σε μεμονωμένες τομές όπως συμβαίνει στη μέθοδο 'scan and step'. Το χαρακτηριστικό αυτό προσφέρει μεγάλη ευελιξία στον τρόπο ανακατασκευής των εικόνων. Με το τρισδιάστατο (3D) σετ δεδομένων, είναι δυνατή η ανακατασκευή εικόνων σε οποιοδήποτε επίπεδο και τμήμα του όγκου δεδομένων. Οι εικόνες αυτές είναι δυνατόν να ανακατασκευασθούν σε διαφορετικά πάχη τομών και προσανατολισμούς.

VOLUME ACQUISITION HELICAL/SPIRAL SCAN

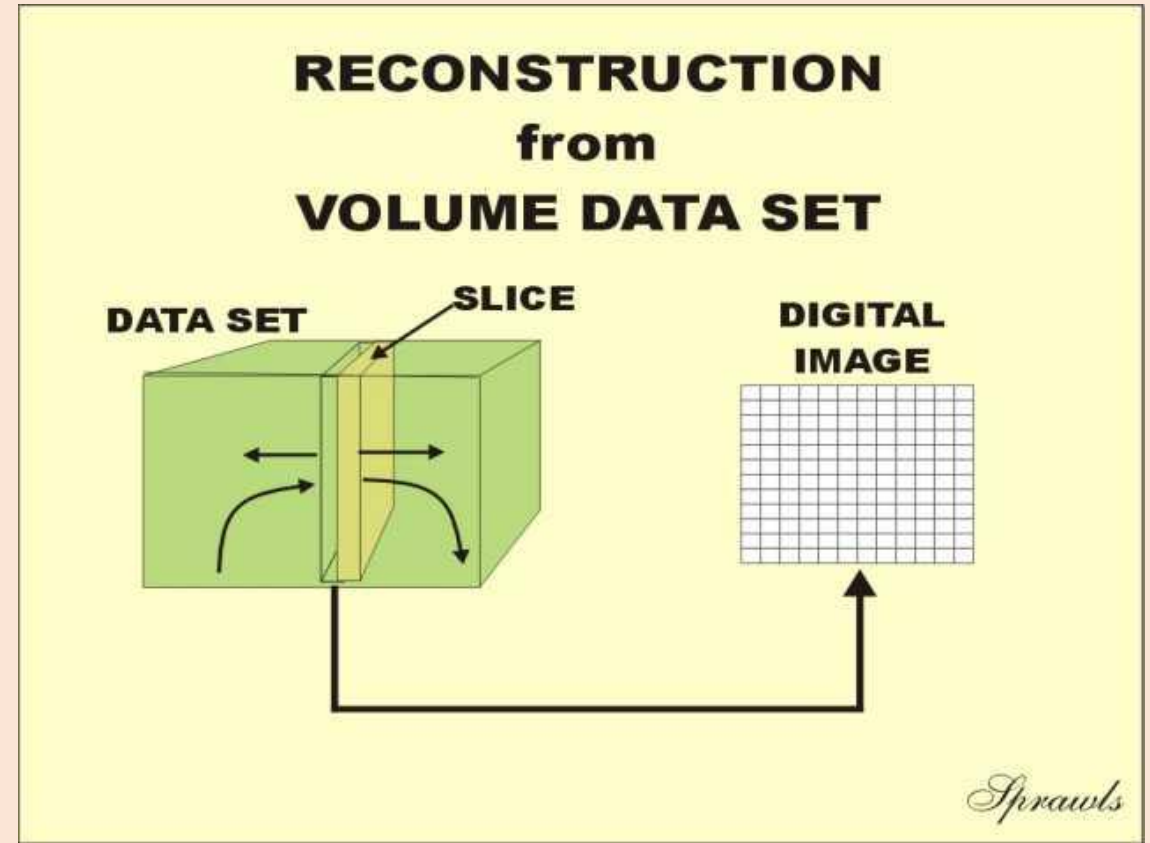


Ελικοειδής-σπειροειδής σάρωση - Ανακατασκευή

Με την ελικοειδή σάρωση, οι τομές ορίζονται κατά τη διάρκεια της ανακατασκευής και όχι κατά τη διάρκεια της λήψης δεδομένων.

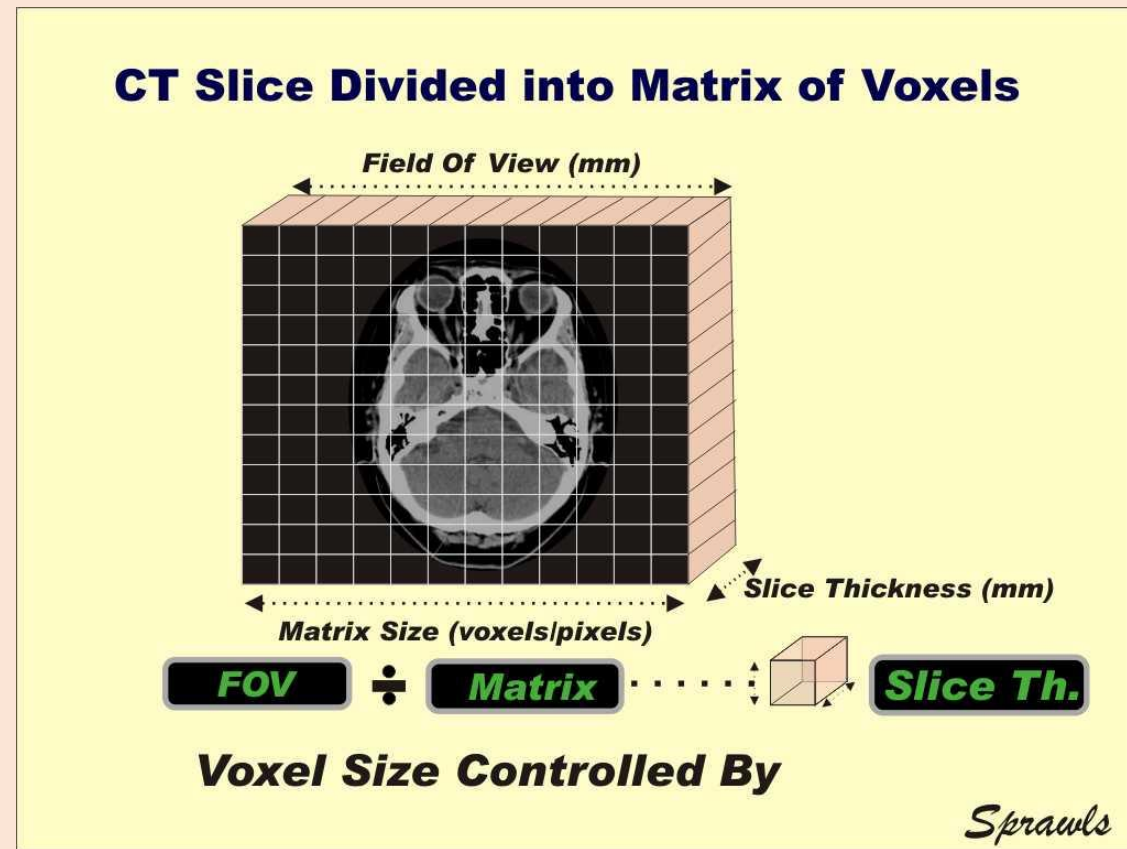
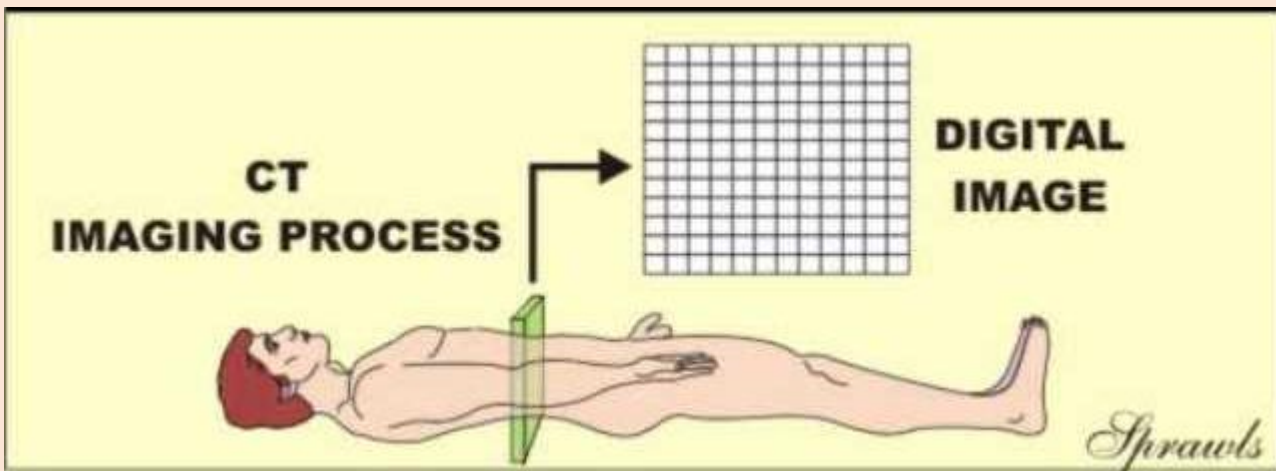
Είναι πιθανή η εκ-των-υστερών ανακατασκευή εικόνων για διαφορετικές παραμέτρους (πάχος τομής, διαστάσεις pixel), χωρίς να χρειάζεται η επανακινοβόληση του εξεταζόμενου θέματος.

Ένα ακόμη πλεονέκτημα της ελικοειδούς σάρωσης είναι η δυνατότητα ανακατασκευής τρισδιάστατου (3D) όγκου σε αντίθεση με δυσδιάστατες (2D) τομές.



Ανακατασκευή εικόνας - Voxels

Ανακατασκευή εικόνας είναι η μαθηματική διαδικασία μετατροπής των δεδομένων εξασθένισης της δέσμης, όταν αυτή διέρχεται ενός συγκεκριμένου ανατομικού θέματος, σε ψηφιακή εικόνα του ίδιου ανατομικού θέματος. Υπάρχουν αρκετοί μέθοδοι ανακατασκευής (filtered-back-projection FBP φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή, iterative).



Το μέγεθος των voxel (volume element – ογκοστοιχείο) είναι καθοριστική παράμετρος για την ποιότητα εικόνας. Το μέγεθος καθορίζεται από τρεις παράγοντες του πρωτοκόλλου : το μέγεθος πεδίου (field of view - FOV), διαστάσεις μήτρας (matrix size – αριθμός voxels σε κάθε διεύθυνση) και το πάχος τομής (slice thickness).

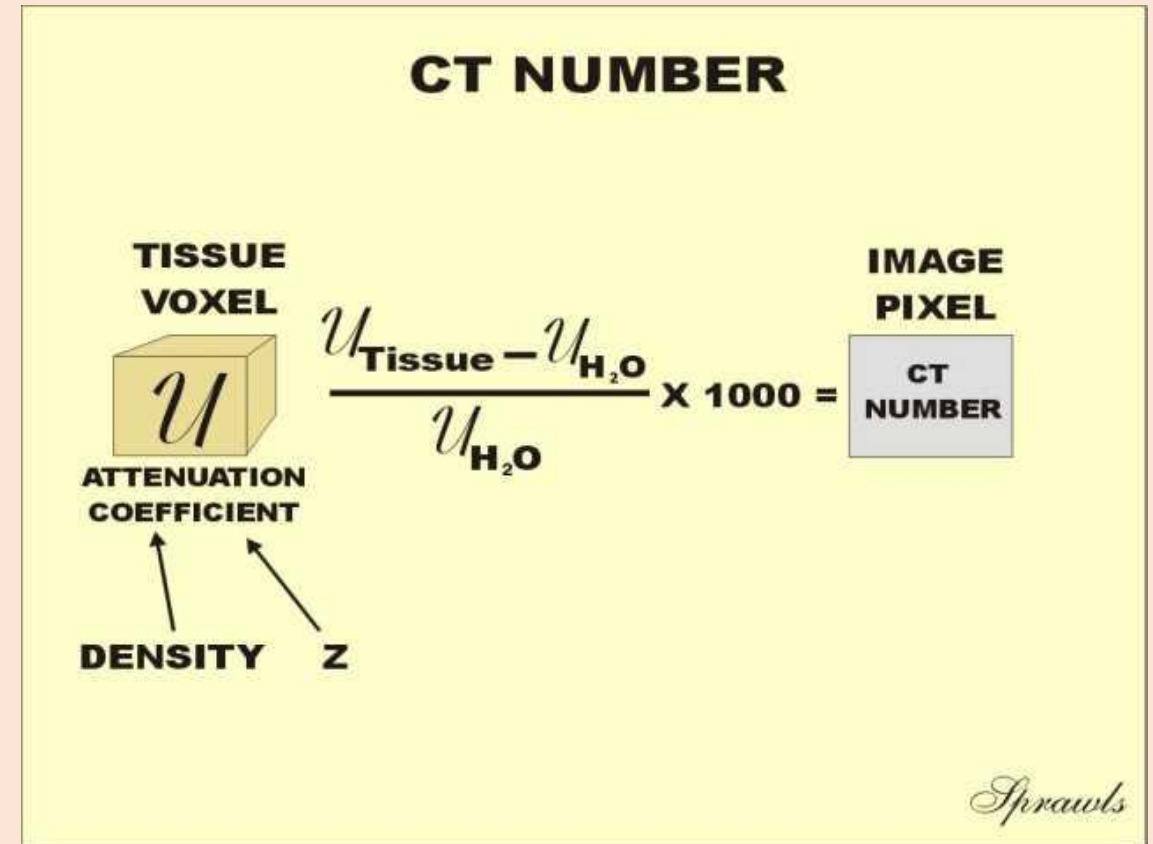
Τα voxels σε κάθε ανακατασκευασμένη τομή αναπαρίστανται από pixels (picture elements).

Ανακατασκευή εικόνας – CT Numbers

Τα φωτόνια της δέσμης εξασθενούν ανάλογα με τις ιδιότητες εξασθένισης (attenuation properties) των ιστών από τους οποίους διέρχονται. Η εξασθένιση αυτή εκπροσωπείται από τον συντελεστή εξασθένισης του συγκεκριμένου ιστού. Λόγω των χαρακτηριστικών της δέσμης ακτίνων-Χ που χρησιμοποιείται στην CT (υψηλό kVp, ηθμός-φίλτρο), η εξασθένιση της δέσμης εξαρτάται από την πυκνότητα των ιστών.

Κατά τη διαδικασία της ανακατασκευής οπισθοπροβολής (filtered back-projection), ο συντελεστής εξασθένισης κάθε μεμονωμένου voxel υπολογίζεται. Ο συντελεστής εξασθένισης δεν γίνεται φανερός λόγω μίας επιπλέον μαθηματικής διαδικασίας που κανονικοποιεί τους επιμέρους συντελεστές εξασθένισης με αυτόν του νερού.

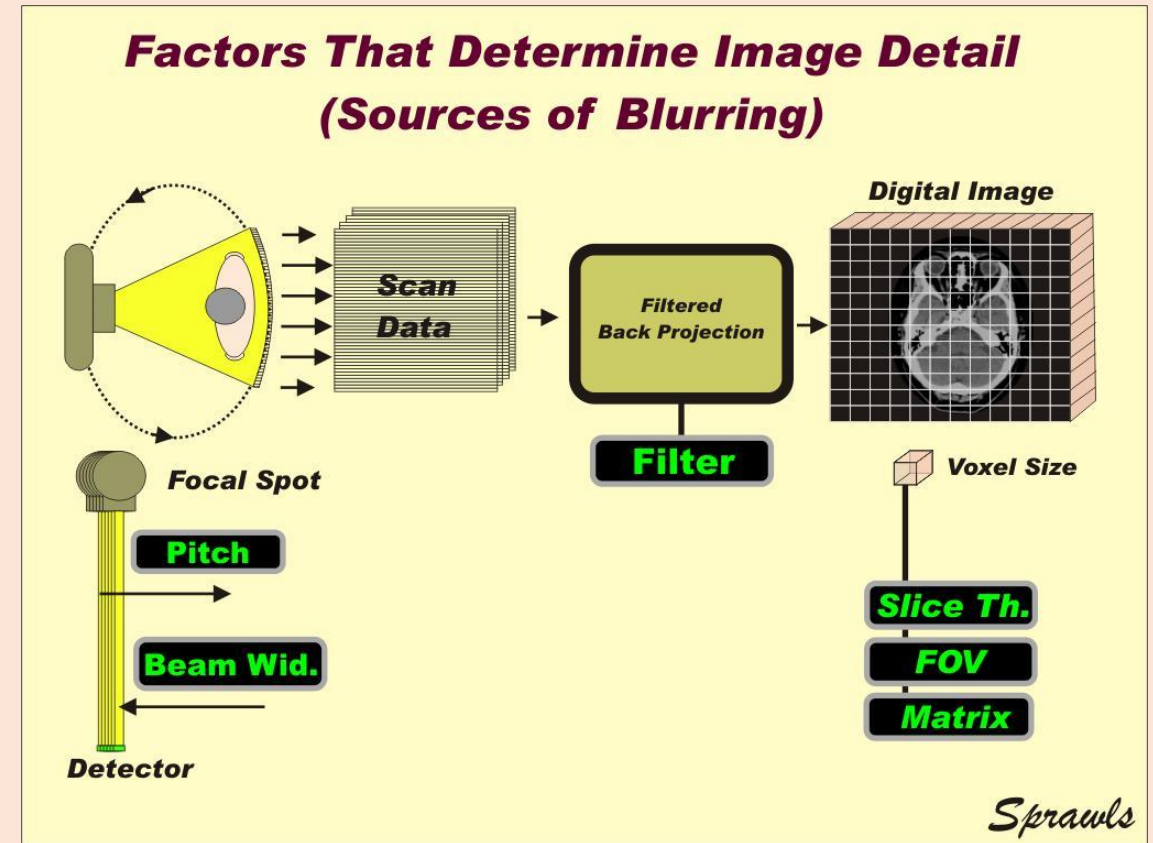
Ο αριθμός CT (CT number) υπολογίζεται για κάθε voxel και γίνεται η τιμή του αντίστοιχου pixel στην ψηφιακά ανακατασκευασμένη εικόνα. Η εξίσωση υπολογισμού του #CT είναι η κάτωθι:



Παράγοντες που επηρεάζουν την λεπτομέρεια εικόνας

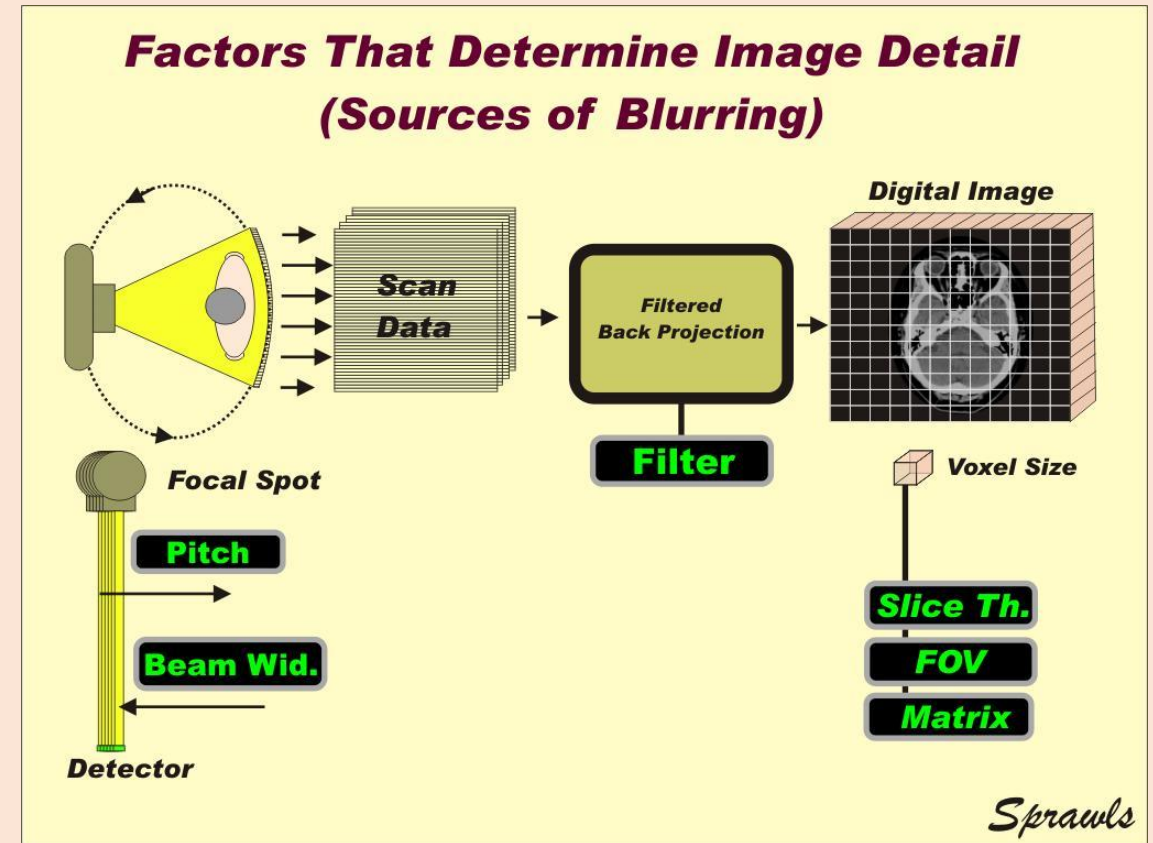
Η πληροφορία που διατίθεται σε μία εικόνα καθορίζεται από την επίδραση της ασαφοποίησης καθ'όλη τη διαδικασία παραγωγής εικόνας. Η σημαντικότερη ασάφεια λαμβάνει χώρα στις δύο πρώτες φάσεις, την λήψη και την ανακατασκευή.

Κατά τη λήψη, η δέσμη διαιρείται σε πολλές μικρές ακτίνες που διέρχονται από τον εξεταζόμενο ανατομικό θέμα και καταγράφουν την εξασθένηση κατά μήκος του μονοπατιού διέλευσης. Για την επίτευξη λεπτομέρειας (μειωμένη ασάφεια) πρέπει να χρησιμοποιούμε small rays (μέγεθος των ακτίνων καθορίζεται από το μέγεθος της εστίας και το μέγεθος των ανιχνευτικών μονάδων). Η διάσταση της ακτίνας που συνήθως μεταβάλλεται είναι το beam width (πλάτος δέσμης), που καθορίζεται από τον αριθμό των ανιχνευτικών στοιχείων που επιλέγονται σε αυτή τη διάσταση.



Παράγοντες που επηρεάζουν την λεπτομέρεια εικόνας

Αύξηση του pitch, 'ανοίγει' την ακτίνα και έτσι εισάγει ασάφεια κατά μήκος του ανατομικού θέματος. Κατά τη διάρκεια της φάσης ανακατασκευής εικόνας, υπάρχουν δύο επιπλέον πηγές ασάφειας. Η πρώτη πηγή είναι το μαθηματικό φίλτρο που χρησιμοποιείται στην ανακατασκευή και η δεύτερη είναι το μέγεθος του voxel.



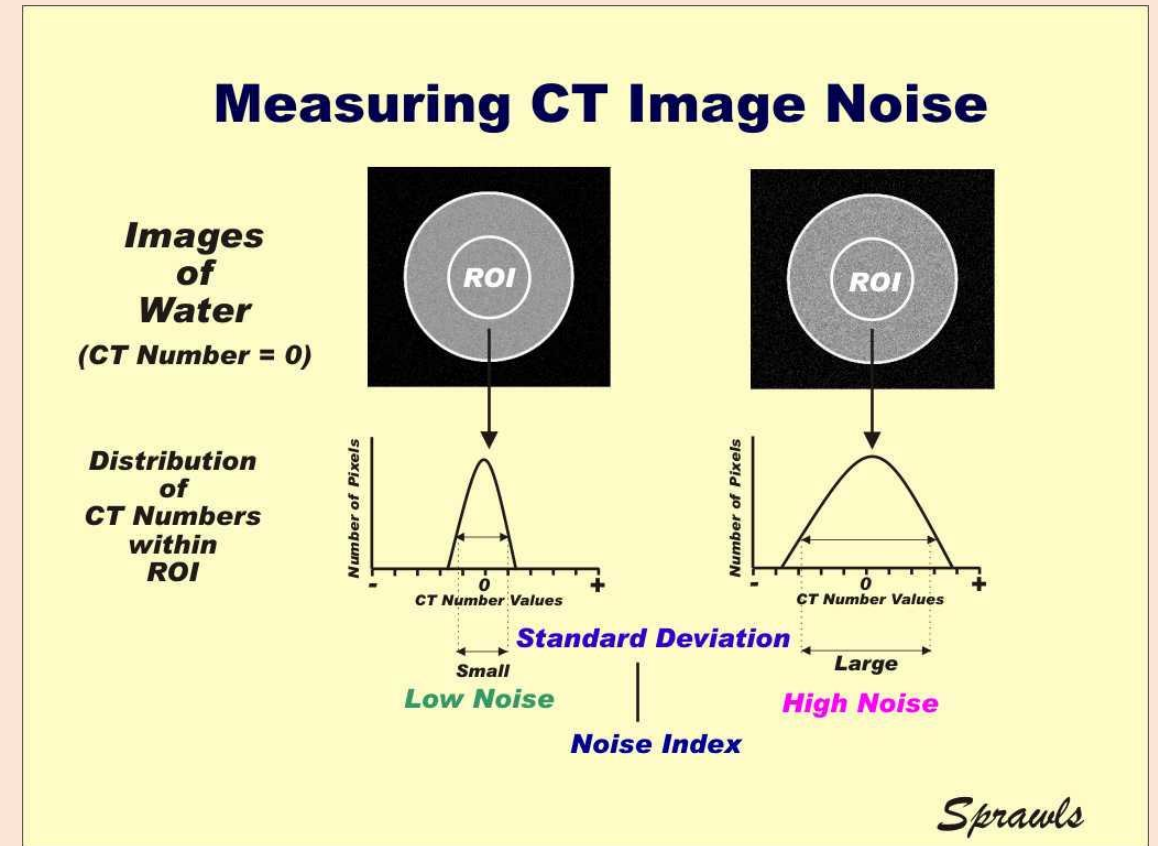
Υπολογισμός θορύβου εικόνας

Ο υπολογισμός του θορύβου εικόνας πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας το λογισμικό (software) του συστήματος και ειδικά ομοιώματα που συνοδεύουν το σύστημα.

Επιλέγουμε μια περιοχή ενδιαφέροντος (region of interest – ROI) σε μία ομοιογενή περιοχή νερού του ειδικού ομοιώματος. Μέσω του λογισμικού του συστήματος, υπολογίζουμε τη μέση τιμή και τη σταθερά απόκλιση (standard deviation – SD) των CT numbers μέσα στην συγκεκριμένη περιοχή ενδιαφέροντος.

Το νερό έχει, θεωρητικά, CT number 0. Συνεπώς, όλα τα pixels του συγκεκριμένου ROI πρέπει να έχουν τιμή 0, στην ιδεατή περίπτωση απουσίας θορύβου.

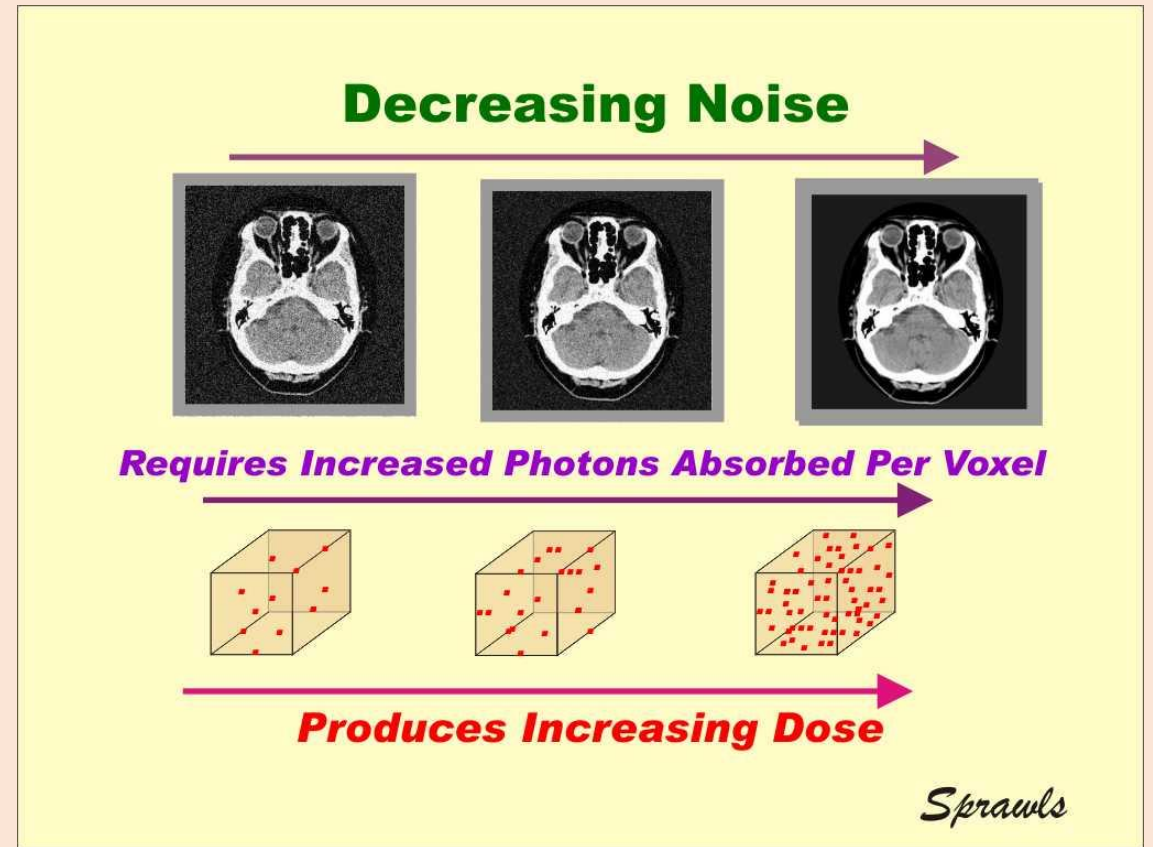
Ο θόρυβος προκαλεί στατιστική διακύμανση στις καταγεγραμμένες τιμές από pixel σε pixel. Το εύρος της διακύμανσης, όπως καταγράφεται από τη σταθερά απόκλισης (standard deviation – SD), αποτελεί μέτρο του θορύβου και συνήθως αναφέρεται ως noise index.



Ρύθμιση θορύβου εικόνας

Ο θόρυβος εικόνας προέρχεται από στατιστικά λάθη στον υπολογισμό των CT numbers κάθε voxel ιστού. Η ακρίβεια των μετρήσεων, βασιζόμενες στον αριθμό των εξασθενημένων ή απορροφημένων φωτονίων, εξαρτάται από το μέσο αριθμό των φωτονίων που συμμετέχουν. Η ακρίβεια (precision) αυξάνει, και συνεπώς ο θόρυβος και το λάθος μειώνεται, όσο αυξάνεται ο αριθμός των συμμετεχόντων φωτονίων (η σταθερά απόκλιση είναι αντιστρόφως ανάλογη της μέσης τιμής των φωτονίων σε κάθε μέτρηση, δηλαδή των φωτονίων που αντιστοιχούν σε κάθε voxel).

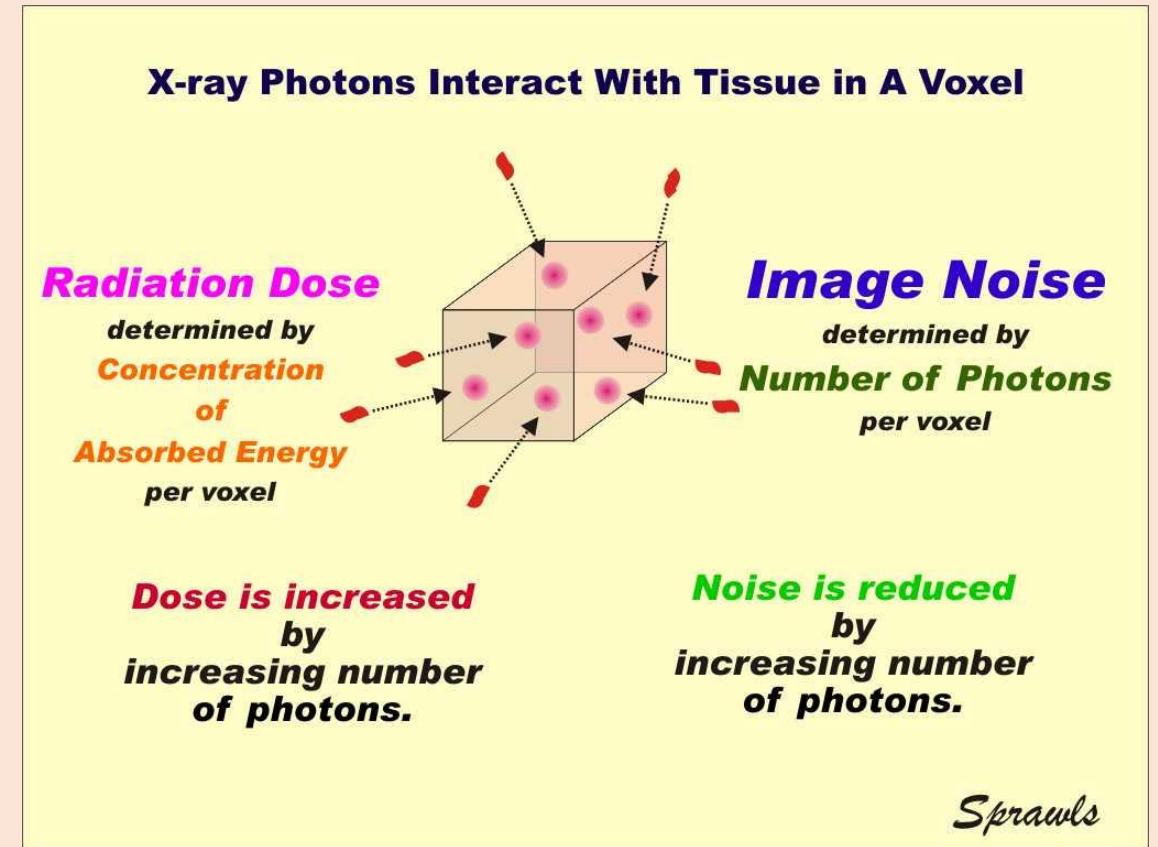
Όμως, η αύξηση του αριθμού των φωτονίων, μέσω αύξησης των mAs, που καταγράφονται, οδηγεί ανάλογη αύξηση της δόσης στον εξεταζόμενο.



Ρύθμιση θορύβου εικόνας

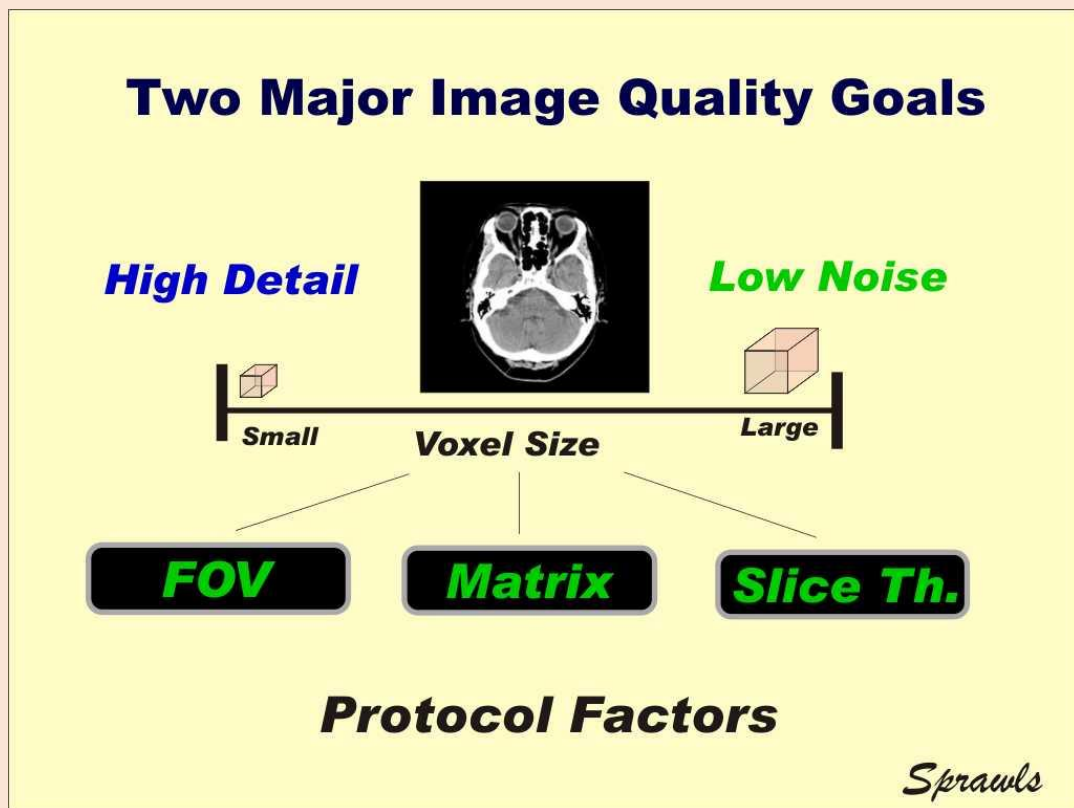
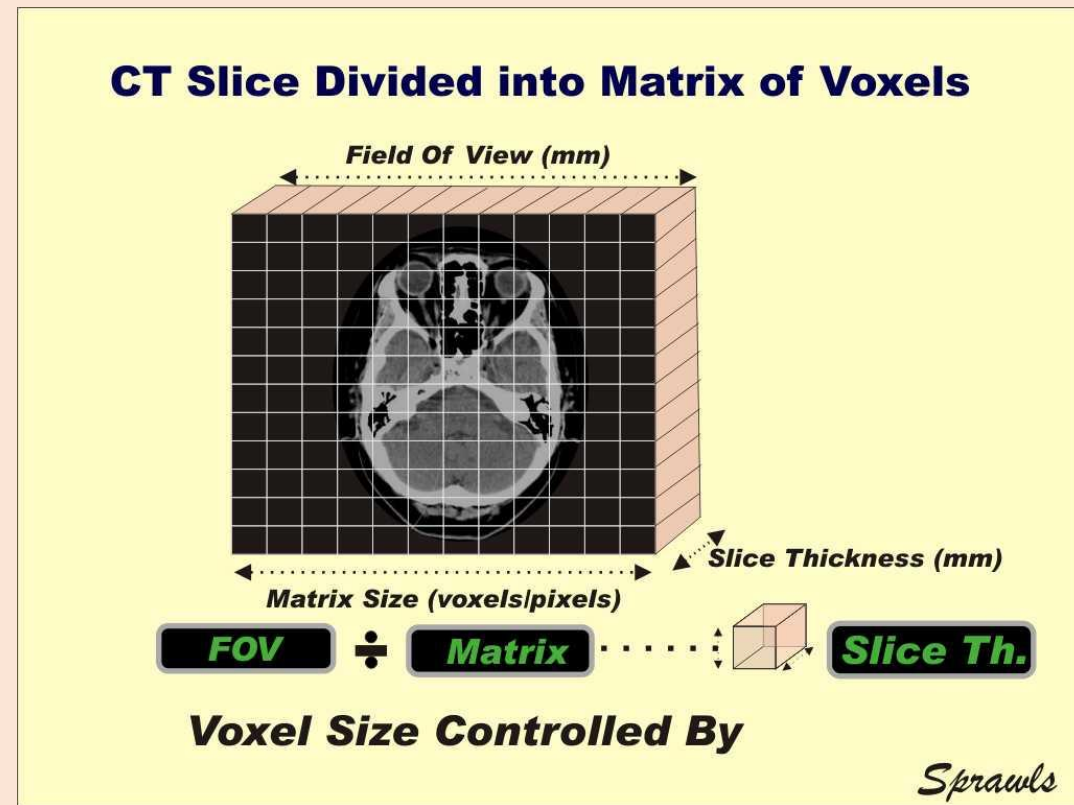
Ένα σημαντικό σημείο στη ρύθμιση του θορύβου είναι η διαφορά μεταξύ του αριθμού των φωτονίων που απορροφάται σε κάθε voxel και στην πυκνότητα των απορροφημένων φωτονίων, η οποία καθορίζει τη δόση. Συνεπώς, το ζητούμενο είναι να αυξηθεί ο αριθμός των απορροφημένων φωτονίων χωρίς την αύξηση της συγκέντρωσης των φωτονίων και συνεπώς την αύξηση της δόσης.

Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με την αύξηση των διαστάσεων του voxel..... Όμως;;;;;;



Το μέγεθος του voxel

Ο λόγος του FOV (mm) προς τη διάσταση της μήτρας (ο αριθμός των voxels σε μία τομή) καθορίζει τη διάσταση τομής του voxel. Για παράδειγμα, εάν το FOV έχει διάσταση 250mm και η μήτρα έχει διαστάσεις 512x512 (pixels), η διάσταση τομής είναι 0.5mm. Η άλλη διάσταση του voxel είναι το πάχος τομής, που είναι συνήθως η μεγαλύτερη εκ των τριών διαστάσεων αυτού και η παράμετρος που τροποποιείται μεταξύ κλινικών πρωτοκόλλων.



Είναι θεμιτή η ανακατασκευή εικόνων με μικρά voxels (↓ ασάφειας και ↑ λεπτομερειών) αλλά αυξάνοντας τη διάσταση του voxel μειώνεται ο θόρυβος εικόνας (↑ αριθμού φωτονίων για συγκεκριμένη δόση, βελτίωση στατιστικής και ↓ θορύβου).

Παράγοντες που επηρεάζουν το θόρυβο εικόνας

During the scanning phase the same factors we introduced earlier as those that affect dose also have an effect on noise because they control the concentration of photons absorbed in tissue.

Changing any of these factors changes both noise and dose.

Now to the reconstruction phase. As we have just observed, changing the voxel size changes the ratio of number of photons (noise) to the concentration of photons (dose).

The other controlling factor is the mathematical filter that is included in the reconstruction process.

