

Σημαντικές χρονολογίες στην εξέλιξη της Υπολογιστικής Τομογραφίας

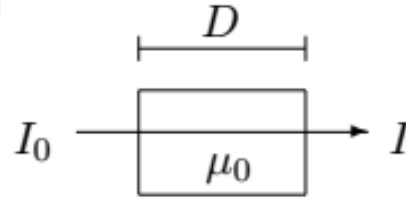
- 1924 - μαθηματική θεωρία τομογραφικής ανακατασκευής δεδομένων (Johann Radon)
- 1930 - κλασσική τομογραφία (A. Vallebona)
- 1963 - θεωρητική βάση της Υ.Τ. (A. McLeod Cormack)
- 1971 - 1^{ος} εμπορικός αξονικός τομογράφος – CT (Sir Godfrey Hounsfield)
- 1974 - 1^{ος} CT 3^{ης} γενεάς
- 1979 - Nobel price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

Διέλευση και Απορρόφηση

Lambert-Beer law of attenuation

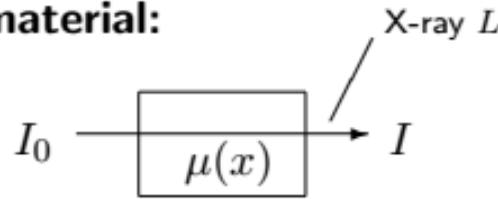
Homogeneous material:

$$I = I_0 \exp \left\{ -\mu_0 D \right\}$$



Non-homogeneous (more interesting) material:

$$I = I_0 \exp \left\{ -\int_L \mu(x) dx \right\}$$



Rearrange to line integral form:

$$-\log \frac{I}{I_0} = \int_L \mu(x) dx$$

A tomographic scan:

- ▶ Measure I along many lines to get many line integral values through the object from which to determine $\mu(x)$.
- ▶ The intensity I is called the *transmission*, while the corresponding $-\log(I/I_0)$ is called *absorption* or *projection*.


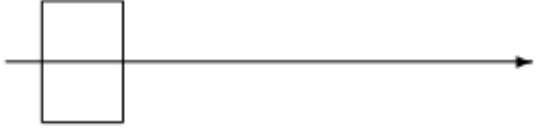


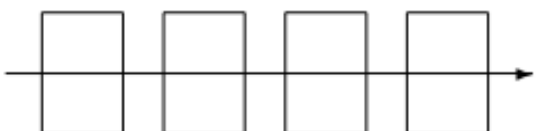
Ομοιογενές υλικό

Ανομοιογενές υλικό

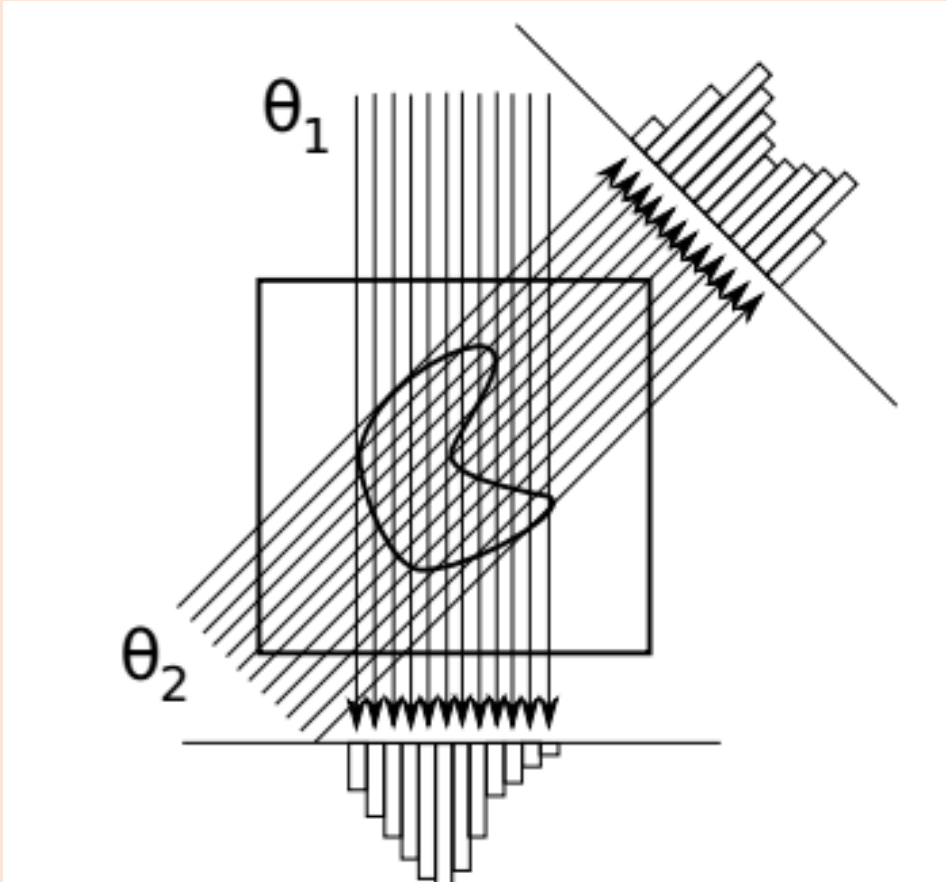
Ολοκλήρωμα κατά μήκος μίας γραμμής

Διέλευση και Απορρόφηση

Transmission vs absorption

$I_0 = 10000$	I	I/I_0	$\int_L \mu(x)dx = -\log(I/I_0)$
	10000	1.0000	0.0
	5000	0.5000	0.7
	2500	0.2500	1.4
	1250	0.1250	2.1
	625	0.0625	2.8

Τομογραφική απεικόνιση από προβολές



- Καταγράφονται προβολές γύρω από το αντικείμενο.
- Στόχος είναι η ανακατασκευή του αντικειμένου από τις προβολές.
- Η πιο απλή γεωμετρία είναι αυτή της 2D παράλληλης δέσμης.
- Η γεωμετρία παράλληλης δέσμης χρησιμοποιείται στους τομογράφους 1^{ης} και 2^{ης} γενεάς.

Μετασχηματισμός Radon για γεωμετρία παράλληλης δέσμης

The Radon transform for parallel-beam geometry

Object $f(x, y)$:

- ▶ contained in disk of radius R

Line of integration $L_{\phi, \rho}$ given by:

- ▶ ϕ : angle of line to be projected onto
- ▶ ρ : position on line

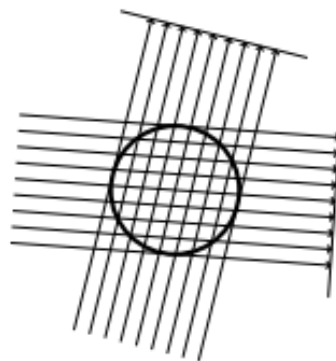
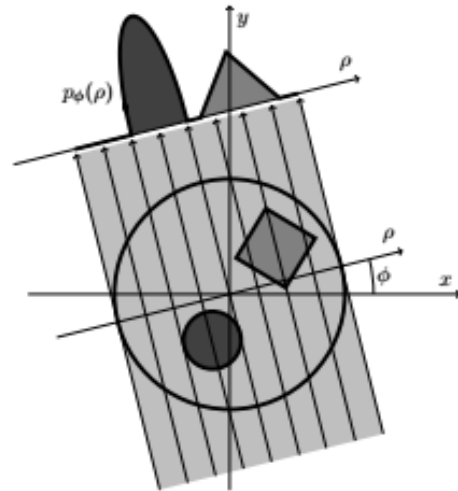
Projection: All line integrals at one ϕ :

$$p_{\phi}(\rho) = \int_{L_{\phi, \rho}} f(x, y) ds \quad \text{for } \rho \in [-R, R].$$

The Radon transform is:

$$[\mathcal{R}f](\phi, \rho) = p_{\phi}(\rho) = \int_{L_{\phi, \rho}} f(x, y) ds$$

for $\phi \in [0^\circ, 180^\circ[$ and $\rho \in [-R, R]$.



Συσχέτιση μετασχηματισμού Radon και εξασθένησης έντασης κατά μήκος γραμμής L

Connection Radon Transform and Lambert-Beer

The Radon transform

$$p_{\phi}(\rho) = \int_{L_{\phi,\rho}} f(x, y) ds$$

and the Lambert-Beer law along the same line $L_{\phi,\rho}$

$$I_{\phi,\rho} = I_0 \exp \left(- \int_{L_{\phi,\rho}} \mu(x, y) ds \right)$$

are connected through the identifications

$$f(x, y) = \mu(x, y)$$

$$p_{\phi}(\rho) = - \log \left(\frac{I_{\phi,\rho}}{I_0} \right)$$

Parametrizing lines in the plane

How to describe a line?

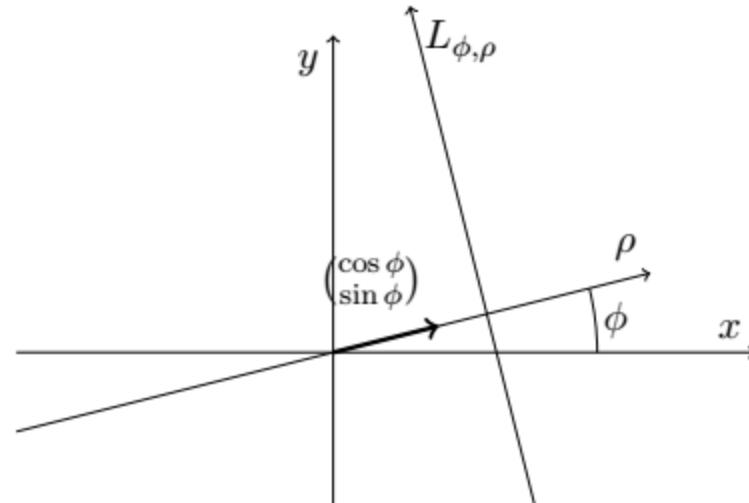
One way is by slope and y intercept. Vertical lines excluded.

Alternative: “normal form”:

$$L_{\phi,\rho} = \{(x, y) \mid x \cos \phi + y \sin \phi = \rho\}$$

ρ is signed orthogonal distance of line to origin.

ϕ is angle between positive x -axis and unit normal vector to $L_{\phi,\rho}$



Μετασχηματισμός Radon για γεωμετρία παράλληλης δέσμης

Projections all around the object

The Radon transform describes the forward problem of how (ideal) X-ray projection data arises in a parallel-beam scan geometry.

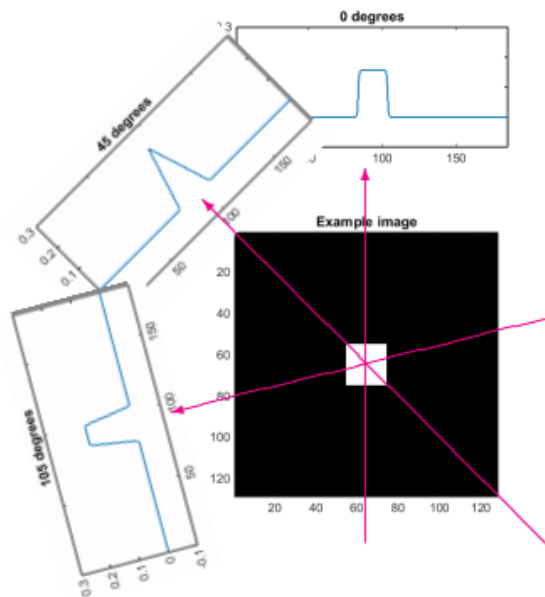
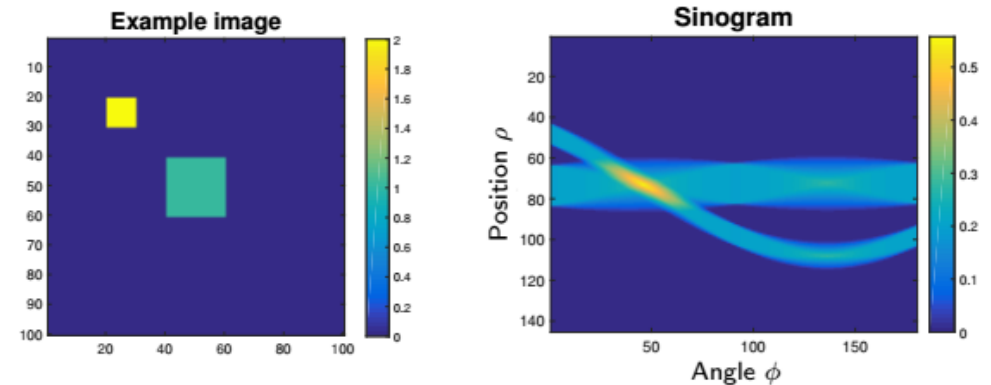


Image and sinogram

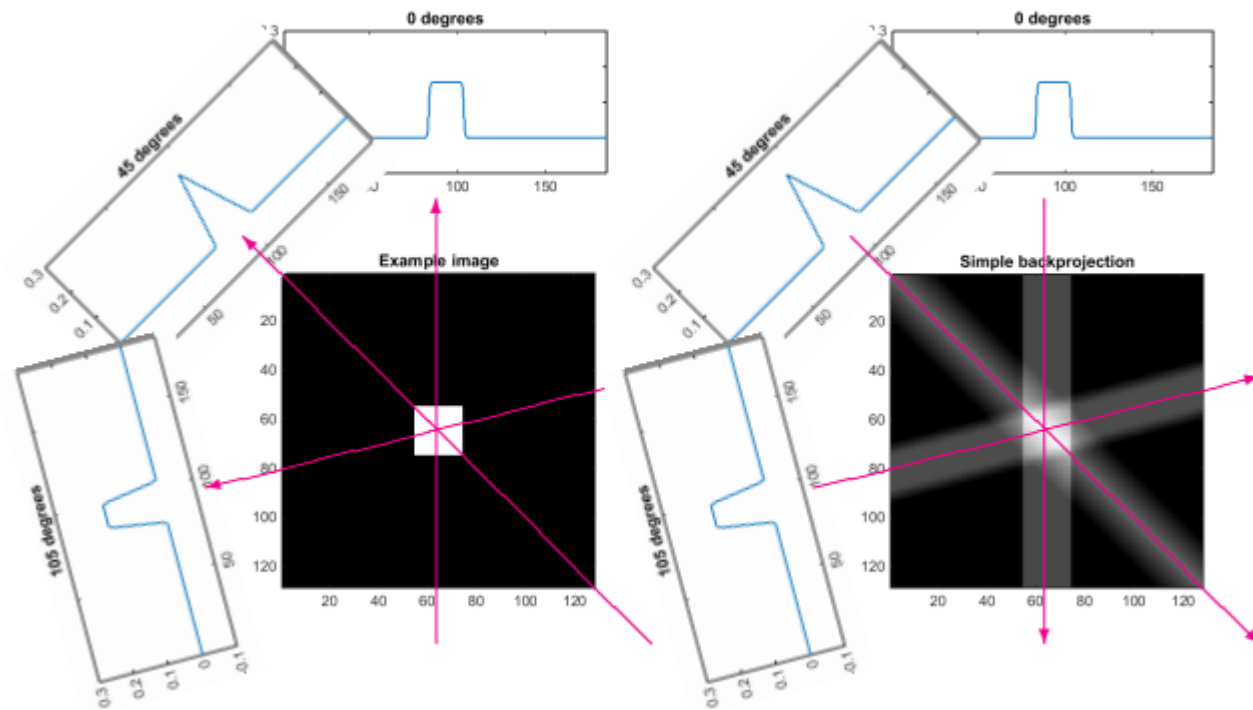
The output of the Radon transform is called a **sinogram**:



Note that 180° captures all necessary projections of the object. The other 180° are mirror images of the opposite projections.

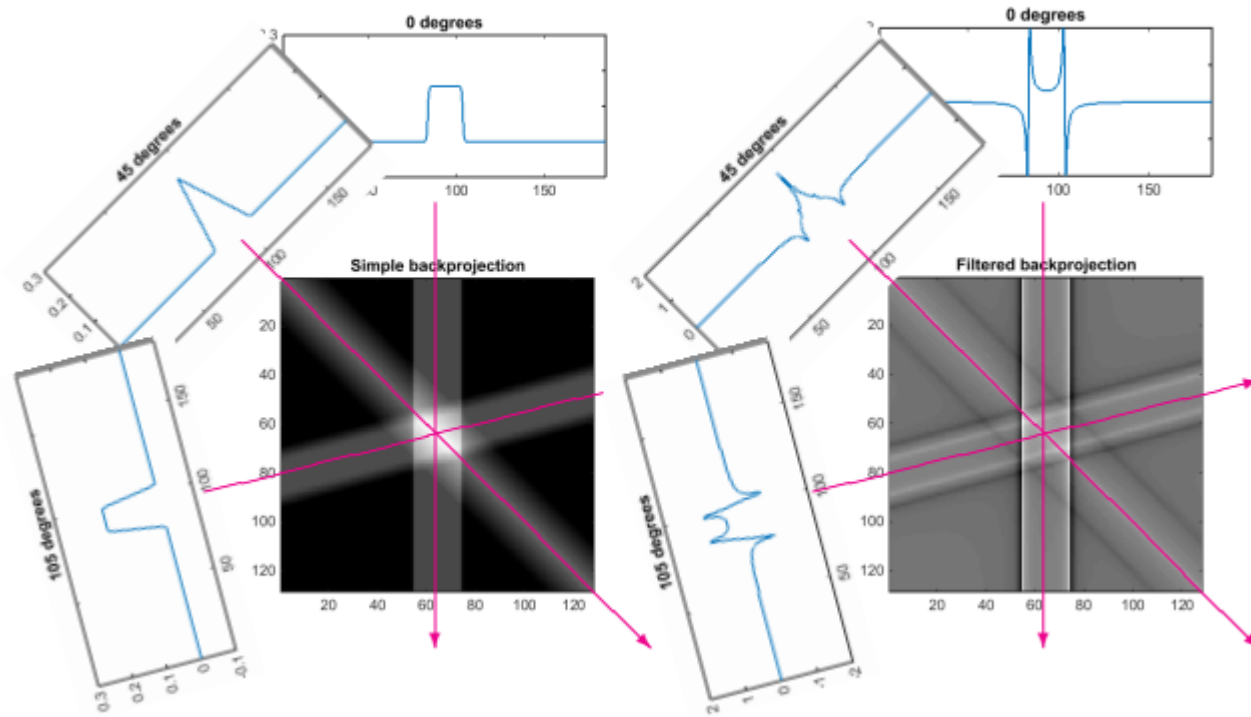
Οπισθοπροβολή

Back-projection: Does it invert projection? (No)



Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα των προβολών

Filter projections by “ramp” before back-projection



Οπισθοπροβολή μετά από φιλτράρισμα των προβολών

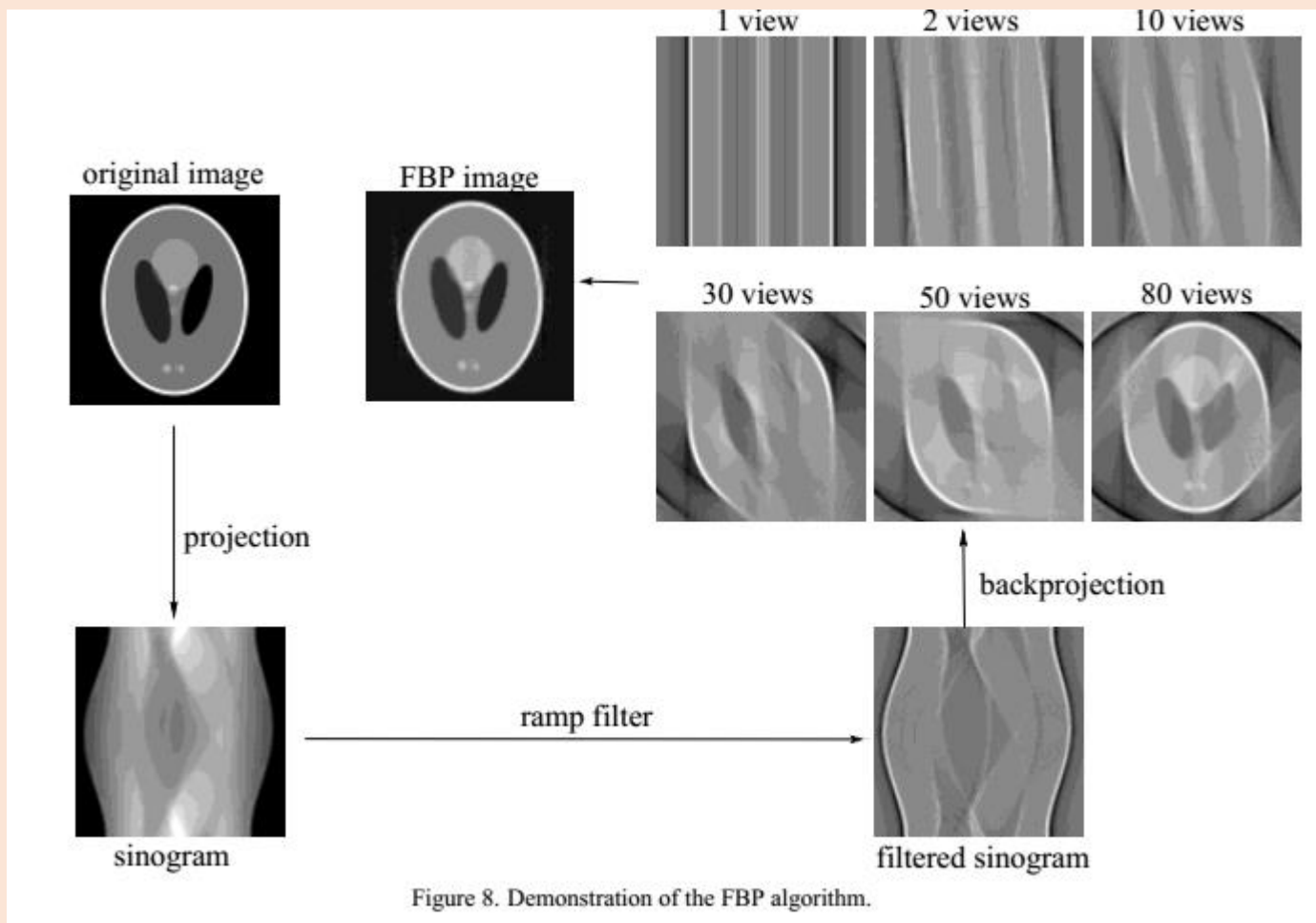
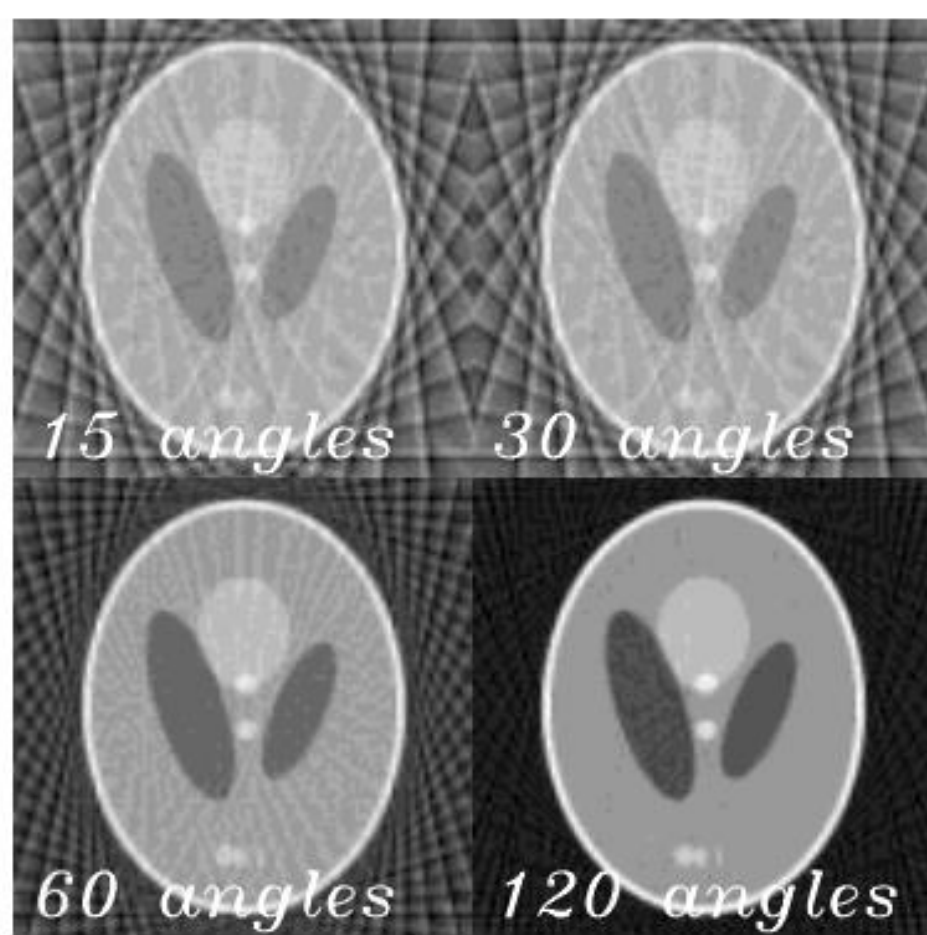


Figure 8. Demonstration of the FBP algorithm.

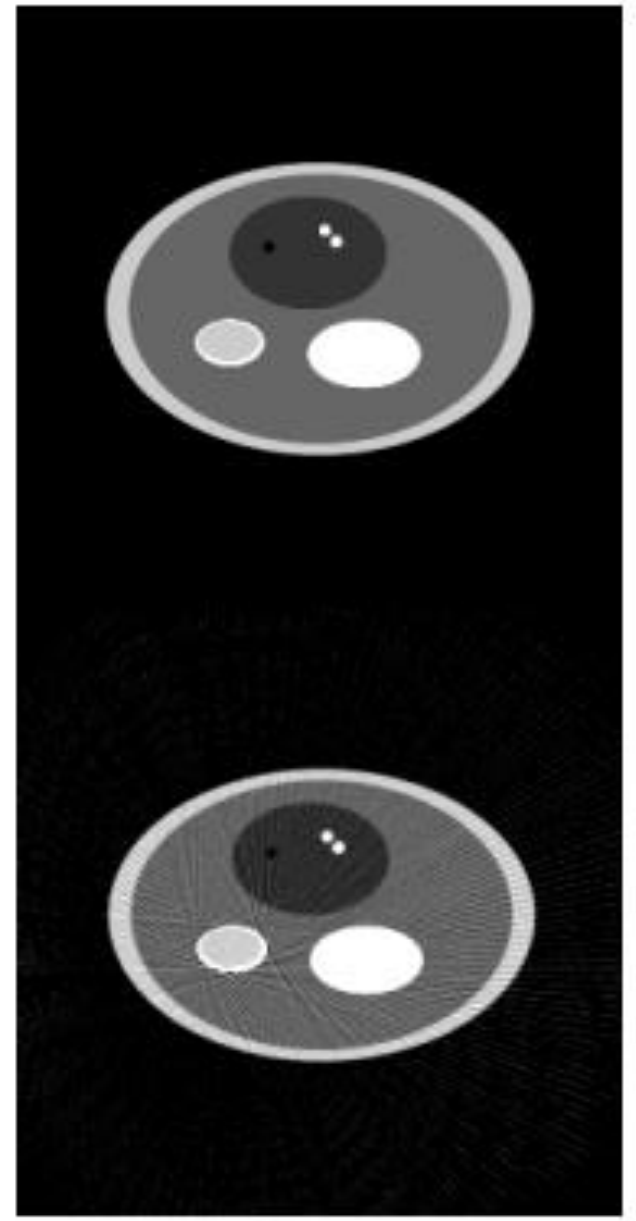
Οπισθοπροβολή : Ψευδείς εικόνες - Artifacts



Μειωμένος αριθμός προβολών λόγω :

- Μείωσης χρόνου σάρωσης
- Μείωσης των επιπτώσεων κίνησης
- Μείωσης της δόσης στον ασθενή

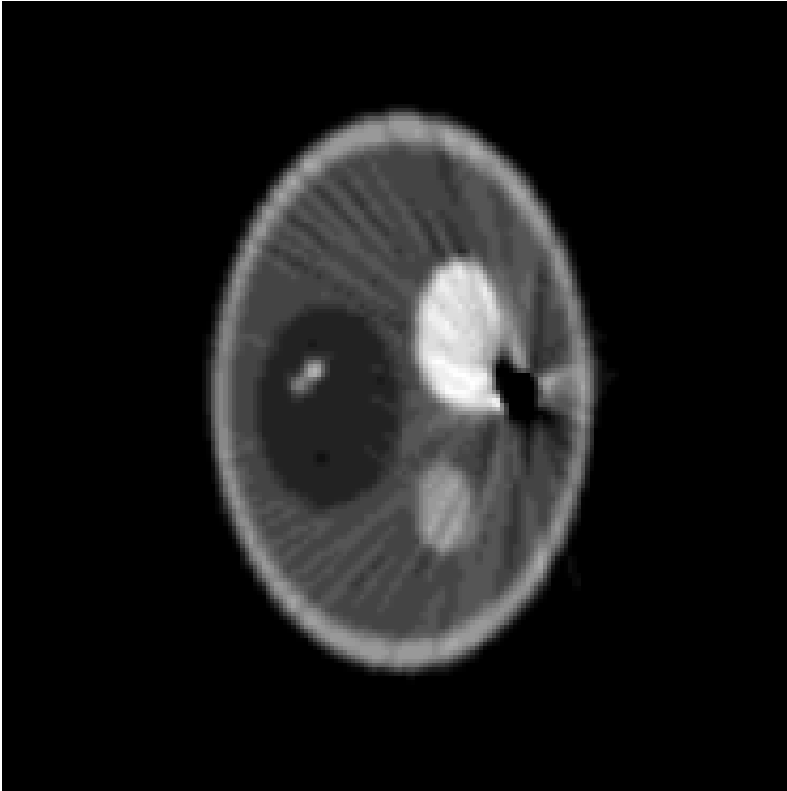
Οπισθοπροβολή : Ψευδείς εικόνες - Artifacts



Στατιστικός θόρυβος – ανεπαρκείς πληροφορίες λόγω :

- Υψηλού συντελεστή εξασθένησης κάποιου υλικού

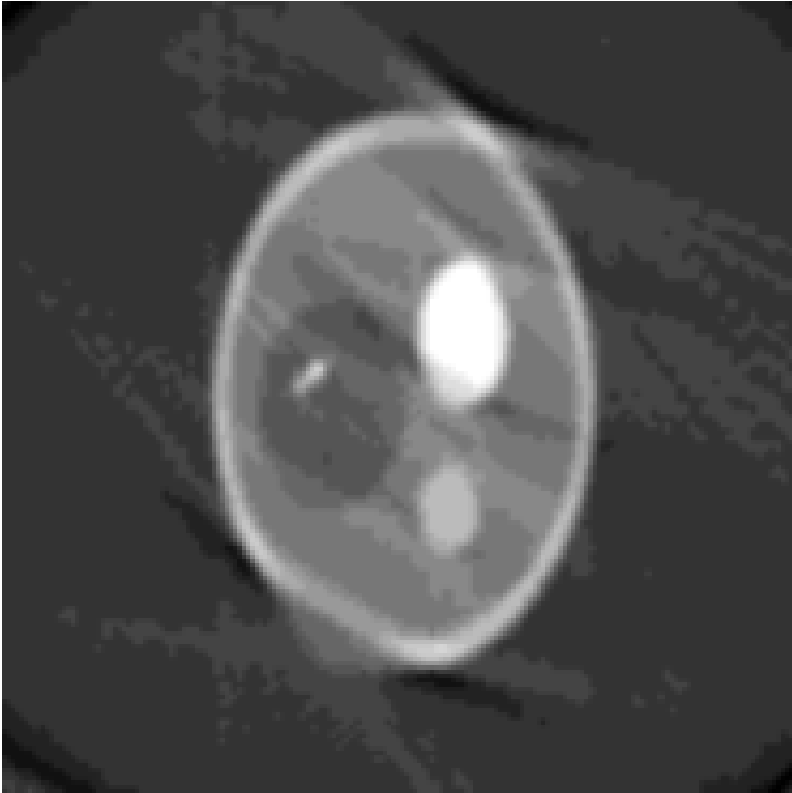
Οπισθοπροβολή : Ψευδείς εικόνες - Artifacts



Στατιστικός θόρυβος – έλλειψη πληροφοριών λόγω :

- Μεταλλικών αντικειμένων

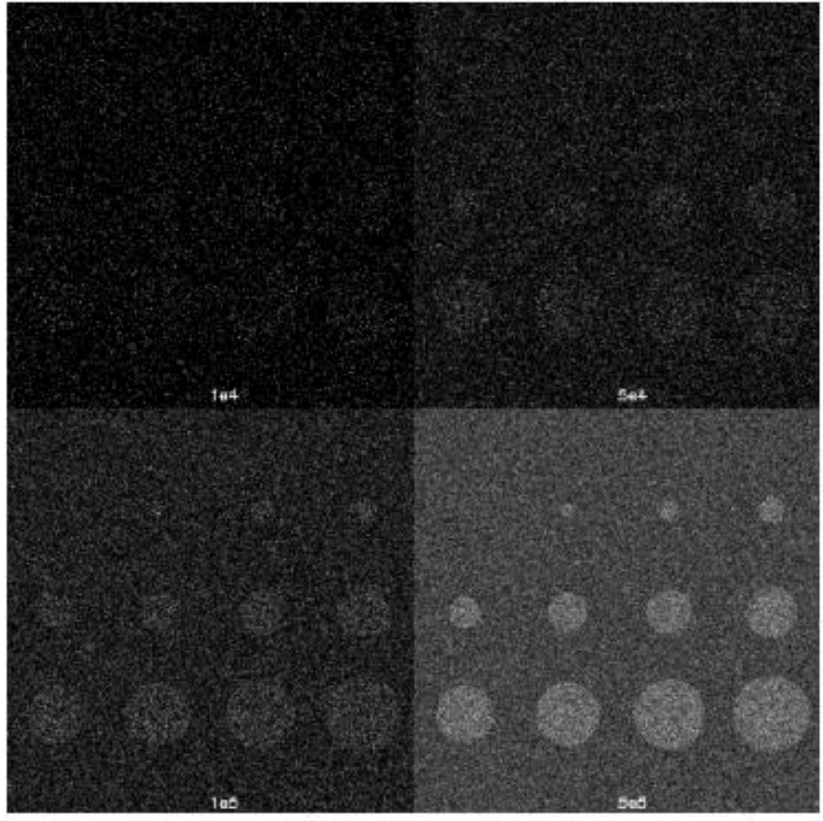
Οπισθοπροβολή : Ψευδείς εικόνες - Artifacts



Θόρυβος λόγω κίνησης κατά τη λήψη δεδομένων :

- Έντονη εισπνευστική λειτουργία
- Καρδιακή λειτουργία

Οπισθοπροβολή : Ψευδείς εικόνες - Artifacts



- Noise

- photon detection is a stochastic process
- lower noise level can be obtained by increasing the radiation dose, and/or the acquisition time.
- as demonstrated below, perception of structures depends on the contrast, size, and noise level:

Hounsfield units – HU – CT numbers

Με τη μέθοδο της υπολογιστικής τομογραφίας υπολογίζεται η χωρική δι-διάστατη κατανομή των γραμμικών συντελεστών εξασθένησης της ακτινοβολίας X . Στις εικόνες υπολογιστικής τομογραφίας η ποσότητα αυτή αντικαθίσταται από καθαρό αριθμό (CT_{number}) σε μονάδες Hounsfield (HU), ο οποίος υπολογίζεται σχετικά ως προς το γραμμικό συντελεστή εξασθένησης του νερού (μ_{water}), παρέχοντας έτσι χάρτες αριθμών CT ιστών .

$$CT_{number} = \frac{\mu_{\text{ιστού}} - \mu_{\text{νερού}}}{\mu_{\text{νερού}}} * 1000 = \text{HU}$$

Στην κλίμακα Hounsfield, ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του νερού έχει την τιμή μηδέν (0 HU), ενώ για τον ατμοσφαιρικό αέρα (π.χ. κυψελίδες πνευμόνων) είναι -1000 HU. Τα οστά, λόγω αυξημένης απορρόφησης, χαρακτηρίζονται από υψηλές τιμές, δηλ. >2000 HU.

Η αξιοποίηση αυτού του δυναμικού εύρους στην ανάγνωση και ερμηνεία εικόνας υπολογιστικής τομογραφίας, λόγω των περιορισμών διακριτικής ικανότητας αντίθεσης του παρατηρητή (60-80 τόνοι του γκρι), συνοδεύεται από τη χρήση αλγορίθμου μετεπεξεργασίας εικόνας τύπου παραθύρου (window-level processing). Στην τεχνική αυτή η παράμετρος L καθορίζει τον CT αριθμό του κέντρου του δυναμικού εύρους και η παράμετρος W το εύρος των αριθμών CT .

Εύρος τιμών HU – Τεχνική παραθύρου – Window Technique

Το εύρος των τιμών HU, και συνεπώς το εύρος των τόνων του γκρι, που μπορεί να απεικονισθεί είναι πάνω από 2000. Τα monitor-οθόνες των υπολογιστικών συστημάτων μπορούν να απεικονίσουν μόνο 256 τόνους του γκρι. Επίσης, το ανθρώπινο μάτι μπορεί να διαχωρίσει έως 40-50 διαφορετικούς τόνους του γκρι. Το ανθρώπινο μάτι δεν μπορεί να διαφοροποιήσει διαφορές αντίθεσης μικρότερες του 10%, ενώ οι σύγχρονοι CT μπορούν να απεικονίσουν διαφορές μικρότερες του 1%. Για τους παραπάνω λόγους, έγινε απαραίτητο να ορισθεί μία τεχνική που θα αντιστοιχεί μία ομάδα HU σε έναν συγκεκριμένο τόνο του γκρι. Το εύρος της ομάδας αυτής, δηλαδή ο αριθμός των διαφορετικών HU, καθορίζει και τον αριθμό των HU που αντιστοιχούνται σε κάθε τόνο του γκρι.

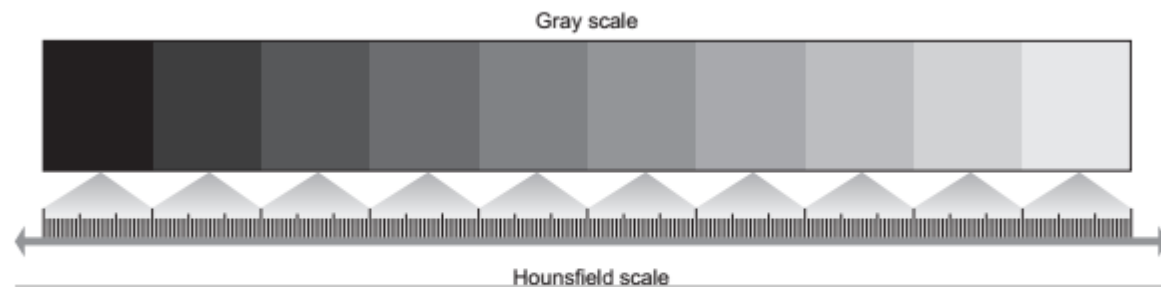


FIGURE 4-2 The display processor assigns a group of Hounsfield unit to each shade of gray. In this simplified illustration, 10 different shades are available to display the 300 Hounsfield units in the window width.

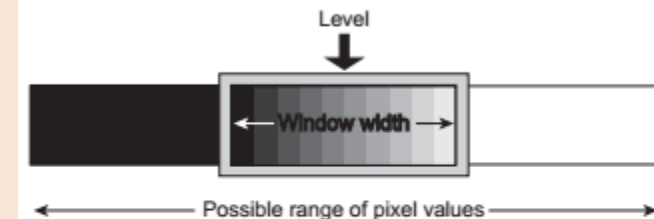


FIGURE 4-3 Window width assigns the quantity of pixel values to the gray scale. Window level determines the center pixel value in the gray scale.

Εύρος τιμών HU – Τεχνική παραθύρου – Window Technique

Εύρος παραθύρου – Window Width - WW : Ο αριθμός των HU που θα απεικονισθούν στη συγκεκριμένη εικόνα. Το λογισμικό αποδίδει τόνους του γκρι στους CTnumbers που εμπίπτουν στο επιλεγμένο εύρος. CTnumbers μεγαλύτεροι του επιλεγμένου εύρους απεικονίζονται ως άσπρο (στην κλίμακα του γκρι), ενώ αυτοί με τιμές μικρότερες του συγκεκριμένου εύρους απεικονίζονται ως μαύρο.

Επίπεδο παραθύρου – Κέντρο παραθύρου - Window Level - WL: Η τιμή HU που αντιστοιχεί στο κέντρο του επιλεγμένου δυναμικού εύρους τιμών. Το κέντρο του παραθύρου καθορίζεται από τον ιστό ενδιαφέροντος.

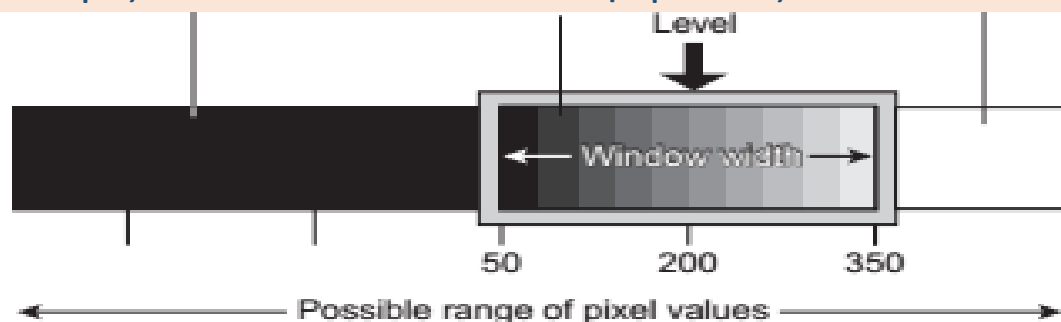


FIGURE 4-6 The software assigns shades of gray to CT numbers that fall within the range selected. All values higher than the selected range (in the current example, 350) will appear white, and any value lower than 50 will appear black.

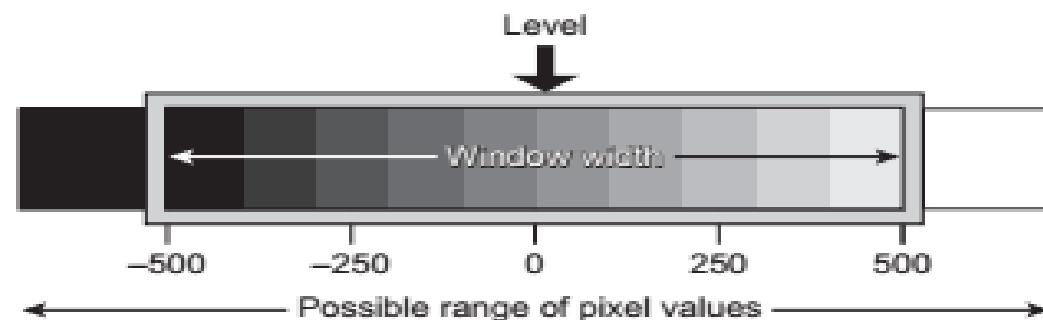
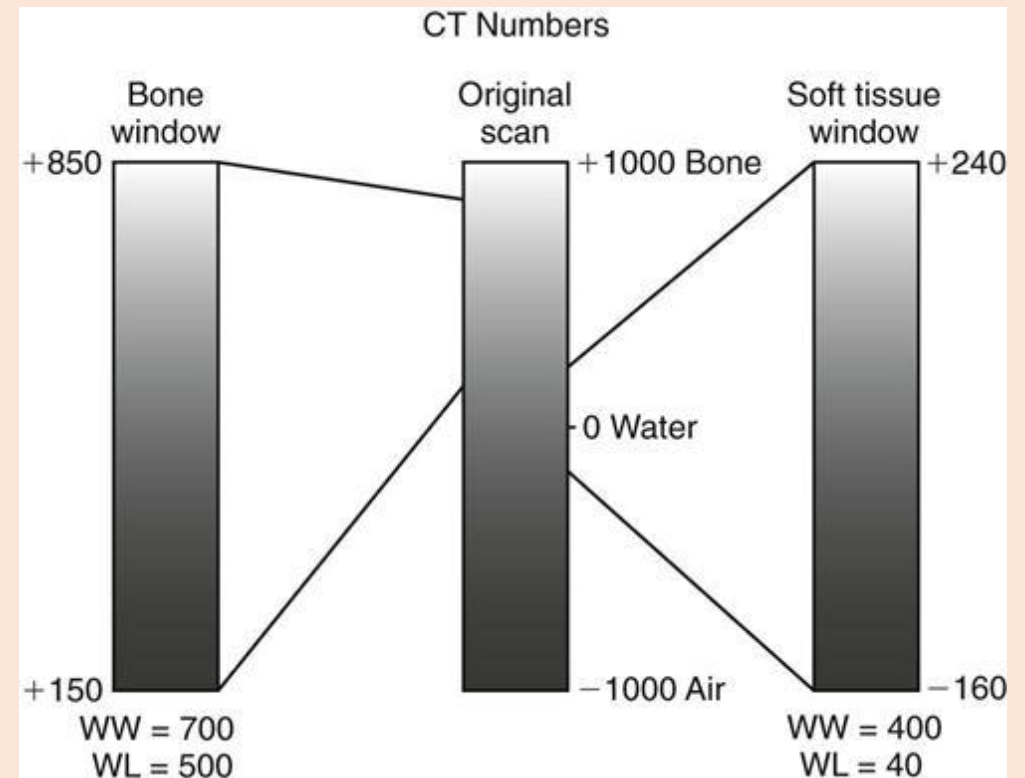


FIGURE 4-7 Widening the window width will include a wider range of values by placing more Hounsfield units into each shade of gray.

Εύρος τιμών HU – Τεχνική παραθύρου – Window Technique

Εύρος παραθύρου – Window Width - WW : Ο αριθμός των HU που θα απεικονισθούν στη συγκεκριμένη εικόνα. Το λογισμικό αποδίδει τόνους του γκρι στους CTnumbers που εμπίπτουν στο επιλεγμένο εύρος. CTnumbers μεγαλύτεροι του επιλεγμένου εύρους απεικονίζονται ως άσπρο (στην κλίμακα του γκρι), ενώ αυτοί με τιμές μικρότερες του συγκεκριμένου εύρους απεικονίζονται ως μαύρο.

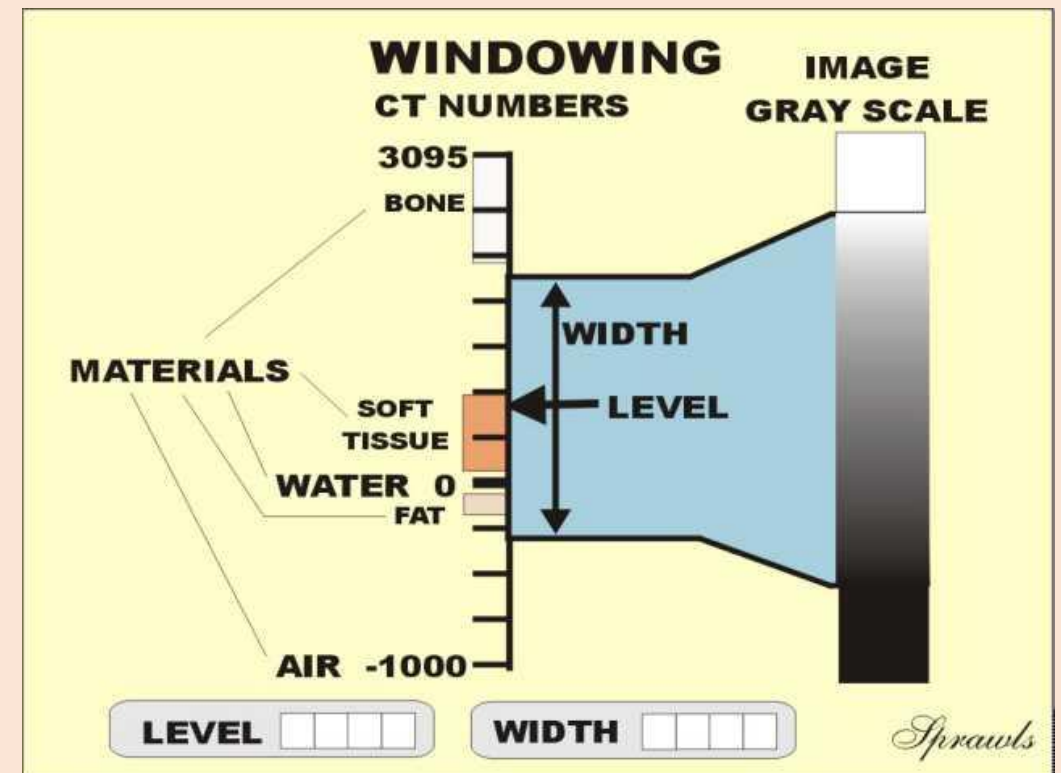
Επίπεδο παραθύρου – Κέντρο παραθύρου - Window Level - WL: Η τιμή HU που αντιστοιχεί στο κέντρο του επιλεγμένου δυναμικού εύρους τιμών. Το κέντρο του παραθύρου καθορίζεται από τον ιστό ενδιαφέροντος.



Εύρος τιμών HU – Τεχνική παραθύρου – Window Technique

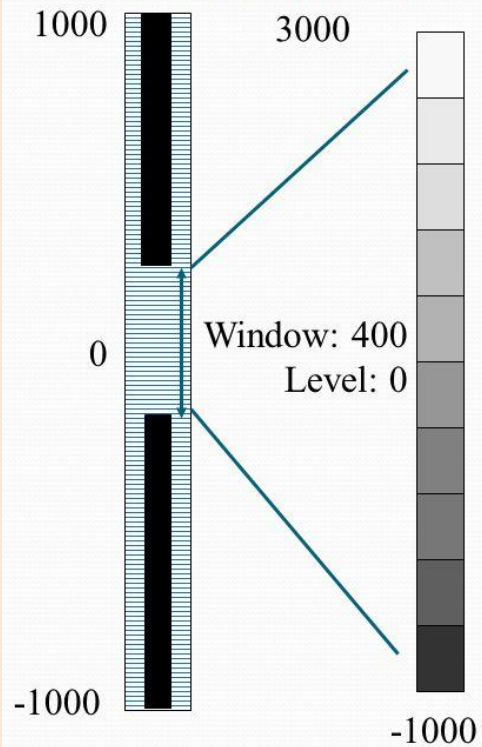
Εύρος παραθύρου – Window Width - WW : Ο αριθμός των HU που θα απεικονισθούν στη συγκεκριμένη εικόνα. Το λογισμικό αποδίδει τόνους του γκρι στους CTnumbers που εμπίπτουν στο επιλεγμένο εύρος. CTnumbers μεγαλύτεροι του επιλεγμένου εύρους απεικονίζονται ως άσπρο (στην κλίμακα του γκρι), ενώ αυτοί με τιμές μικρότερες του συγκεκριμένου εύρους απεικονίζονται ως μαύρο.

Επίπεδο παραθύρου – Κέντρο παραθύρου - Window Level - WL: Η τιμή HU που αντιστοιχεί στο κέντρο του επιλεγμένου δυναμικού εύρους τιμών. Το κέντρο του παραθύρου καθορίζεται από τον ιστό ενδιαφέροντος.



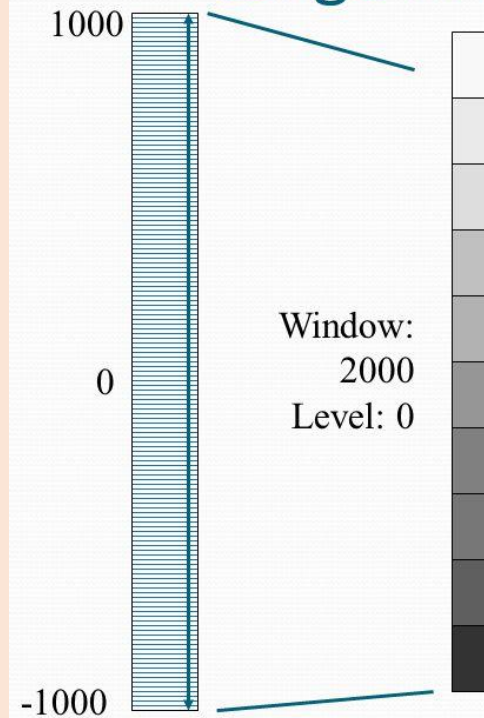
Εύρος τιμών HU – Τεχνική παραθύρου – Window Technique

Small Window Width



- ◆ Short gray scale
- ◆ Small block of CT #'s assigned gray levels
- ◆ Small transition zone of white to black

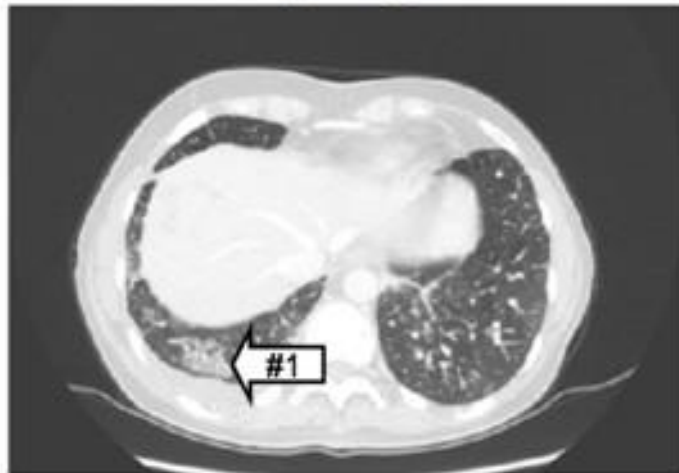
Large Window Width



- ◆ Long gray scale
- ◆ Large block of CT #'s assigned gray levels
- ◆ Large transition zone of white to black

Εύρος τιμών HU – Τεχνική παραθύρου – Window Technique

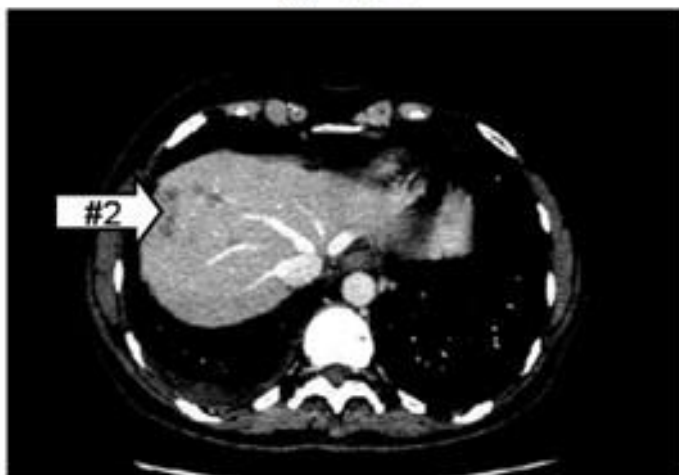
(a) Lung



(b) Soft tissues



(c) Liver



(d) Bone

