

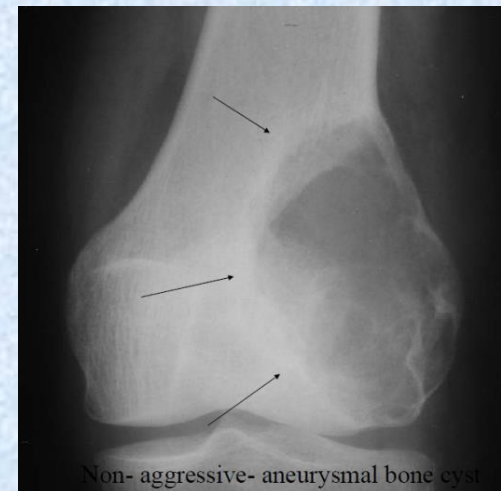
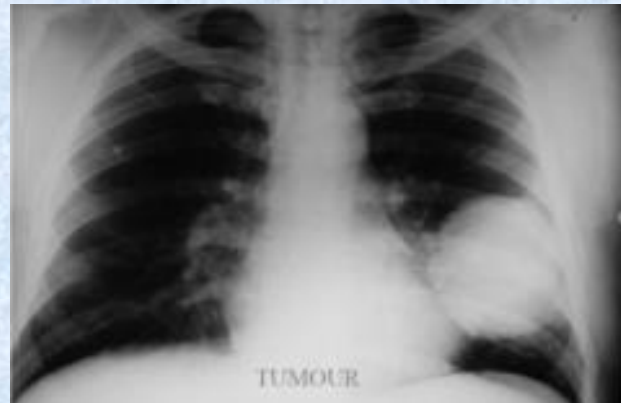
Ποιότητα Ιατρικής Εικόνας

Ε. Κωσταρίδου

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής

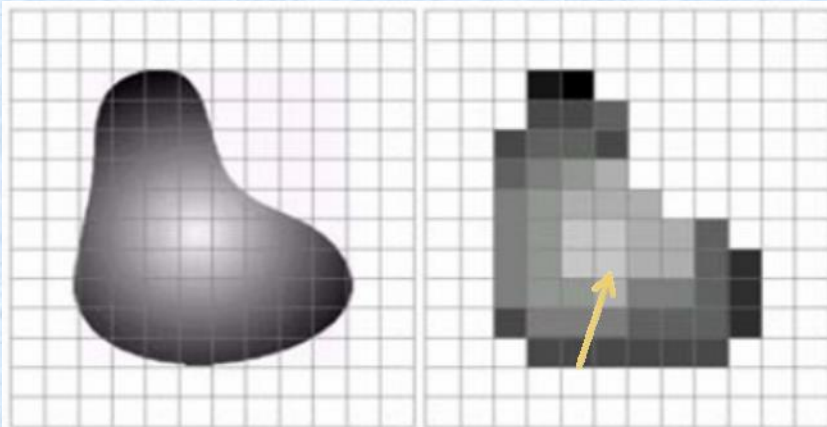
Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Πατρών

Προβολική απεικόνιση με ακτίνες Χ

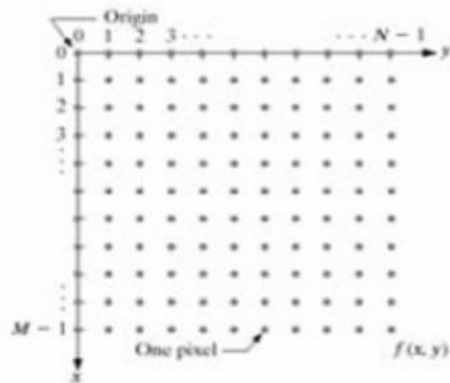


Adapted from ref . 8

Ψηφιακή εικόνα

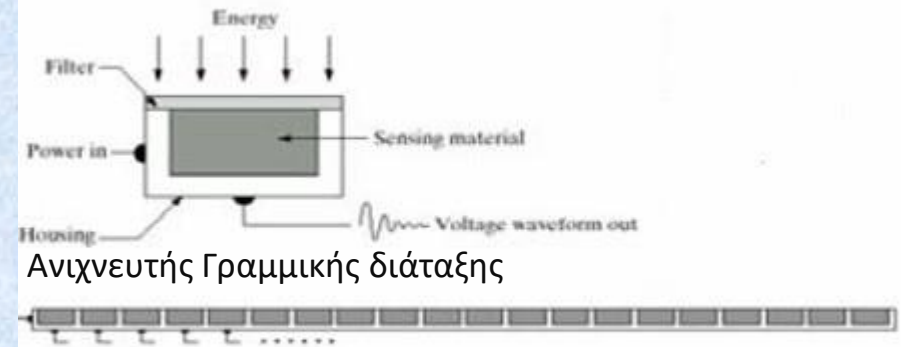


Εικονοστοιχείο

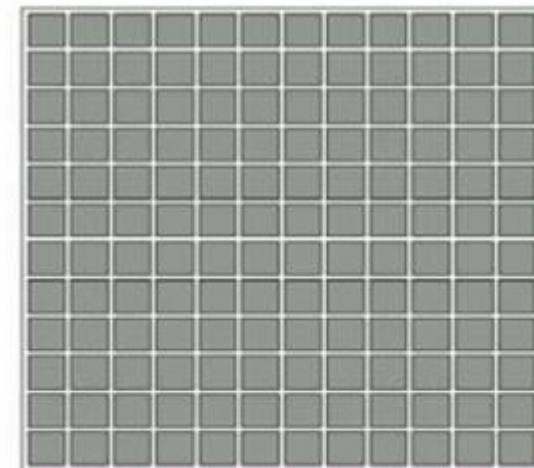


Εικόνα: Δισ-διάστατος πίνακας τιμών $f(x,y)$

Το μέγεθος εικονοστοιχείου καθορίζεται από το μέγεθος του ανιχνευτικού στοιχείου



Ανιχνευτής Γραμμικής διάταξης



Ανιχνευτής διάταξης μήτρας

Ποιότητα εικόνας: γενικά χαρακτηριστικά

Αντίθεση

Ασάφεια – Χωρική διακριτική ικανότητα

Θόρυβος

Ανιχνευσιμότητα
μεθόδου απεικόνισης

Διαγνωστική ακρίβεια
μεθόδου απεικόνισης



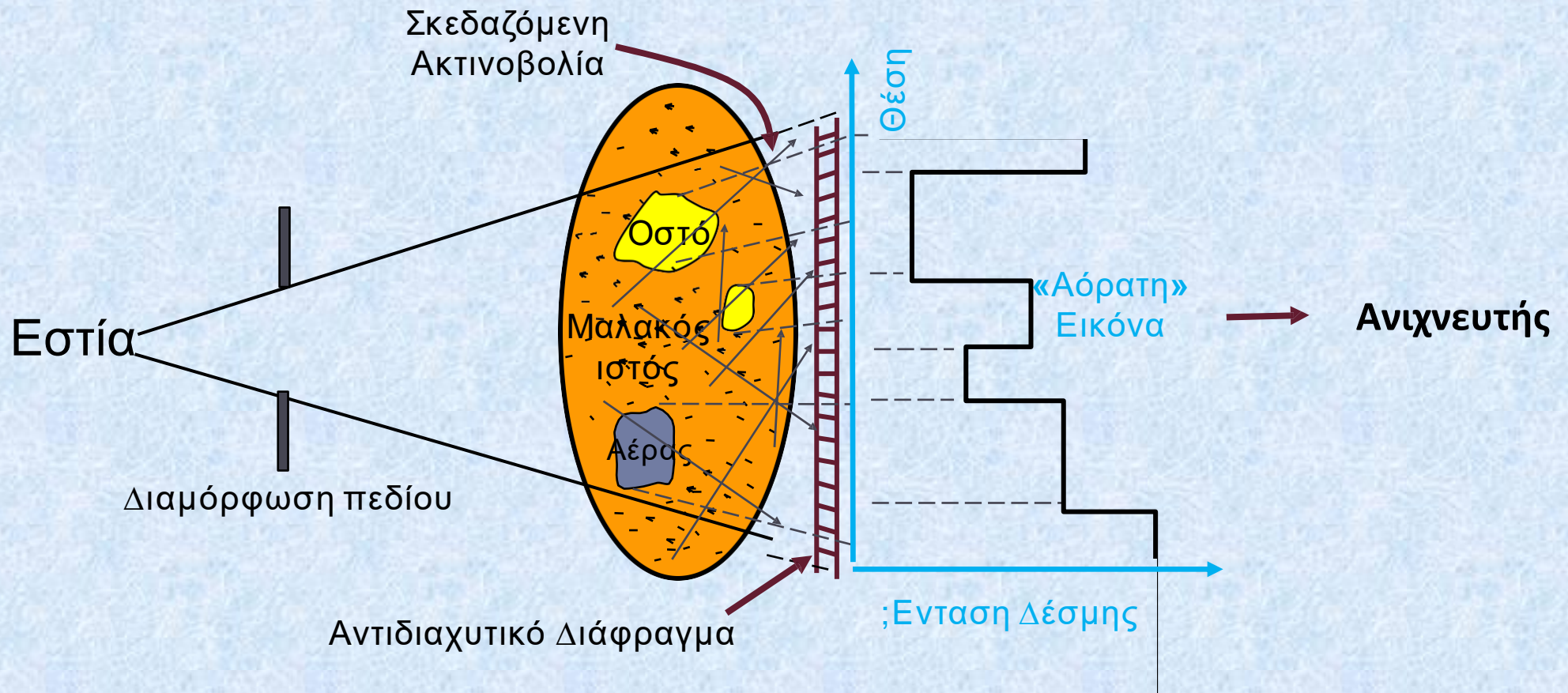
Αντίθεση

Αντίθεση θέματος

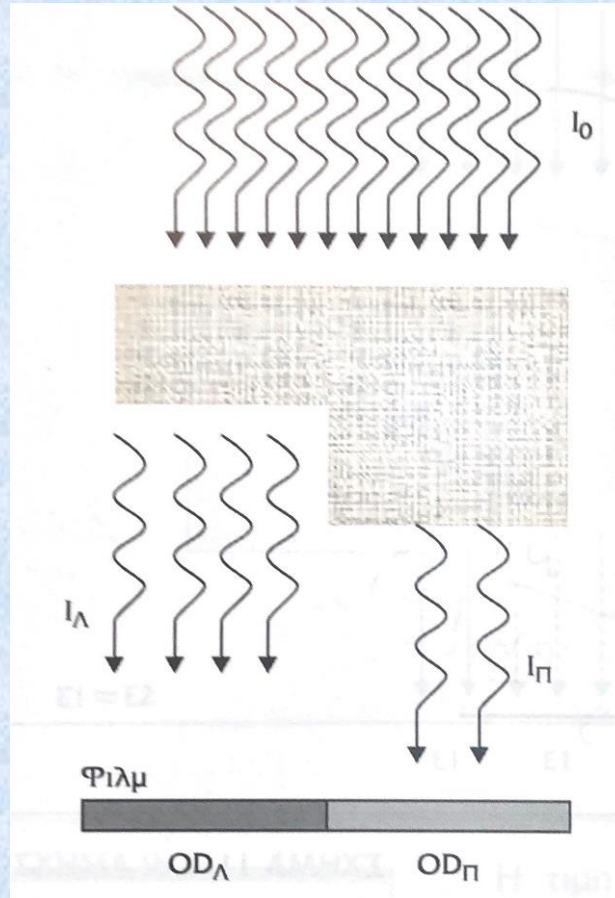
Αντίθεση ανιχνευτή εικόνας

Αντίθεση εικόνας

Αντίθεση θέματος στην απεικόνιση ακτίνων-Χ

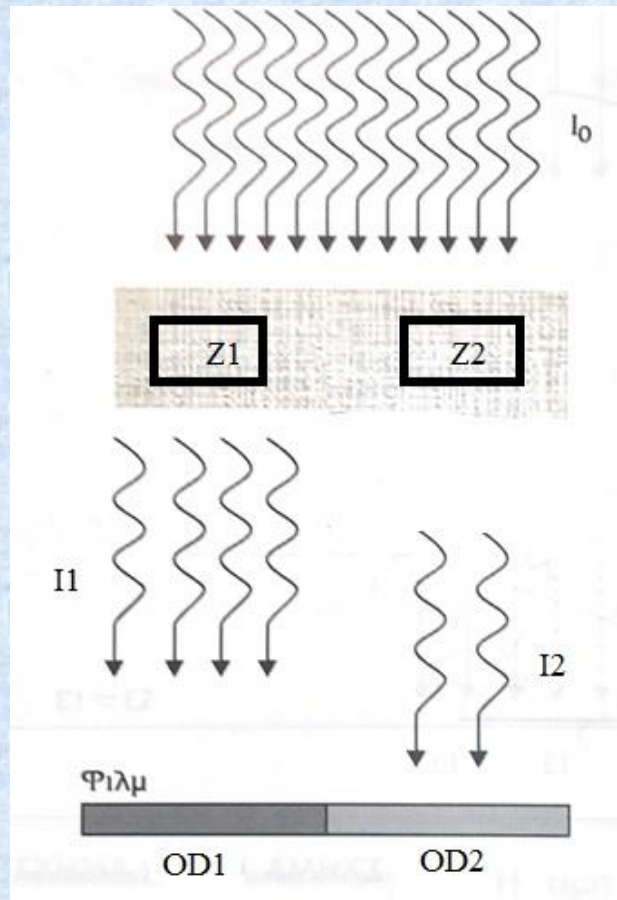


Αντίθεση Θέματος-Πάχος



$$C = (I_1 - I_2) / I_1$$

Αντίθεση Θέματος-Υλικό-Πυκνότητα- Ενέργεια



$$C = (I_1 - I_2) / I_1$$

Διαφορετικές ενέργειες δέσμης επηρεάζουν την αντίθεση, π.χ. αν $Z_2 > Z_1$ και η ενέργεια της δέσμης είναι χαμηλή (40keV) τότε τα φωτόνια που θα διαπεράσουν το τμήμα Z_2 θα είναι πολύ λιγότερα με αποτέλεσμα αύξηση της αντίθεσής

Αν η ενέργεια της δέσμης είναι υψηλή (80keV) η διαφορά των ατομικών αριθμών δεν παίζει σημαντικό ρόλο με αποτέλεσμα οι εξερχόμενες εντάσεις να είναι παραπλήσιες και μειωμένη αντίθεση.

Αντίθεση θέματος στην απεικόνιση ακτίνων- X

Διαφοροποίηση της έντασης της δέσμης ακτίνων X μετά την αλληλεπίδραση της με το προς εξέταση αντικείμενο

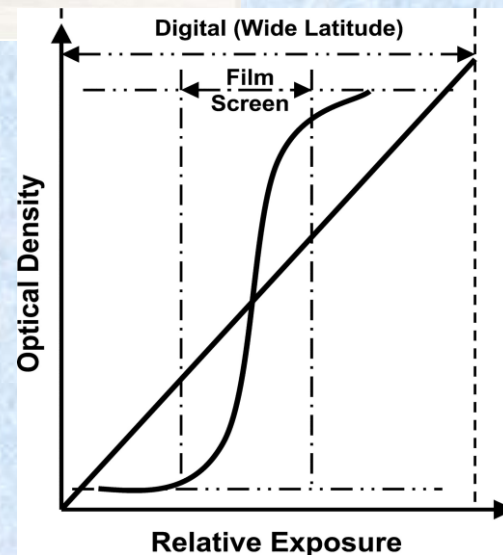
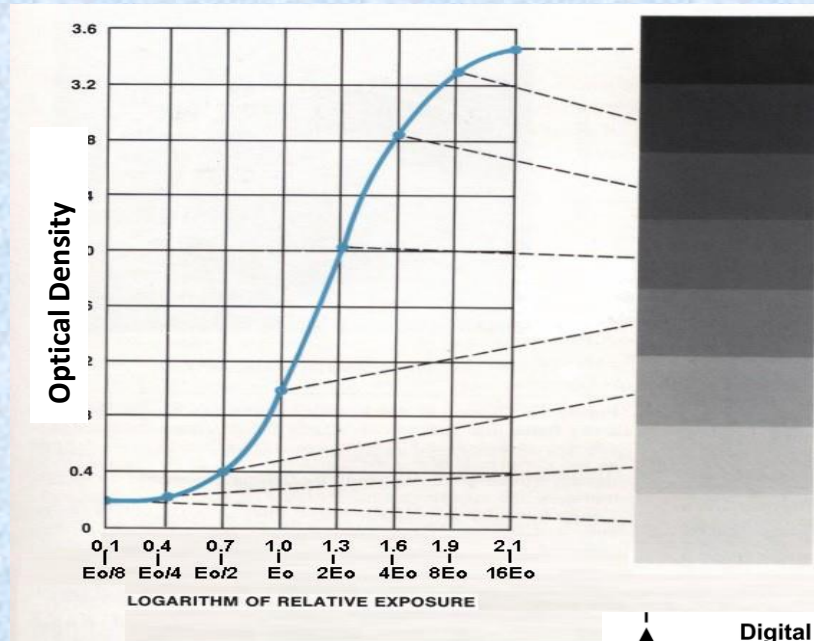
Διαφορές σύστασης του αντικειμένου: Διαφορές ατομικών αριθμών (Z), πυκνότητας και πάχους (διαφορετικοί ιστοί, σκιαγραφικές ουσίες)

Ποιότητα φάσματος της δέσμης ακτίνων X (keV, filtration):

- Διαφοροποίηση της πιθανότητας του φωτοηλεκτρικού** φαινομένου: ποιότητα φάσματος της δέσμης ακτίνων X (keV, filtration). Η πιθανότητα του φωτοηλεκτρικού αυξάνει για χαμηλότερες ενέργειες φωτονίων X
- Διαφοροποίηση της πιθανότητας σκέδασης Compton** . Η πιθανότητα αυτή αυξάνει για υψηλότερες ενέργειες φωτονίων X



Αντίθεση ανιχνευτή εικόνας (φιλμ, ψηφιακοί ανιχνευτές)



Το φιλμ μετατρέπει την αντίθεση θέματος σε τιμές αμαύρωσης (O.D values).

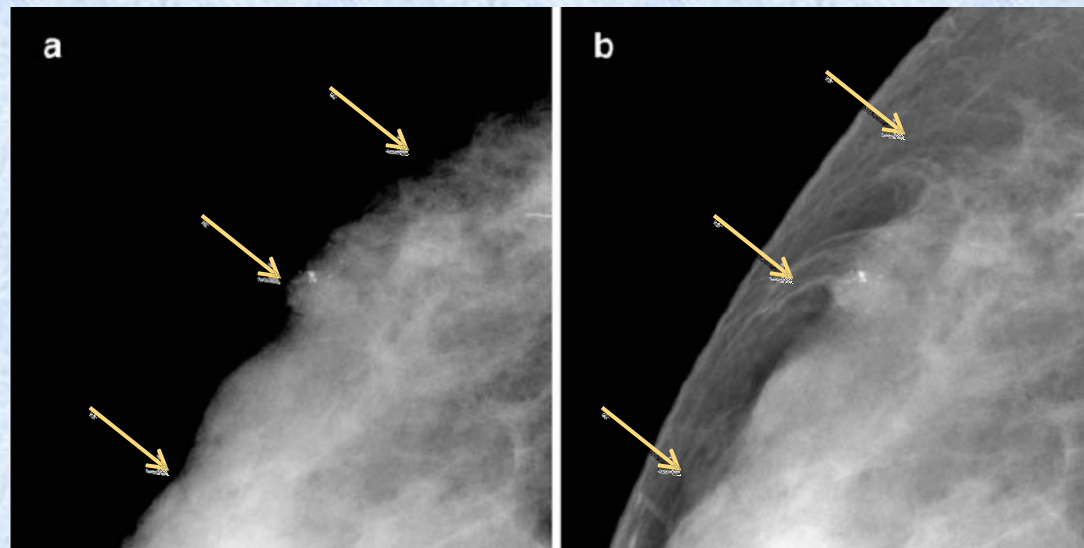
- Οι διαφοροποιήσεις OD εξαρτώνται από την κλίση του φιλμ: γ .
- Συμβιβασμός (**Trade-off**) αντίθεσης και εύρουςχρήσιμων εκθέσεων.

Οι ψηφιακοί ανιχνευτές μετατρέπουν την αντίθεση θέματος σε τόνους του γκρι (grey levels, gl) με γραμμικότητα.

- Οι διαθέσιμοι τόνοι g.l. εξαρτώνται από το βάθος εικονοστοιχείου του ανιχνευτή (τυπικές τιμές: 2^8 , 2^{12} διαθέσιμα gl).

Αντίθεση Εικόνας

Η αντίθεση εικόνας είναι το αποτέλεσμα του συνδυασμού της αντίθεσης θέματος και της αντίθεσης ανιχνευτή εικόνας. Η πηγή της αντίθεσης εικόνας είναι η αντίθεση θέματος.

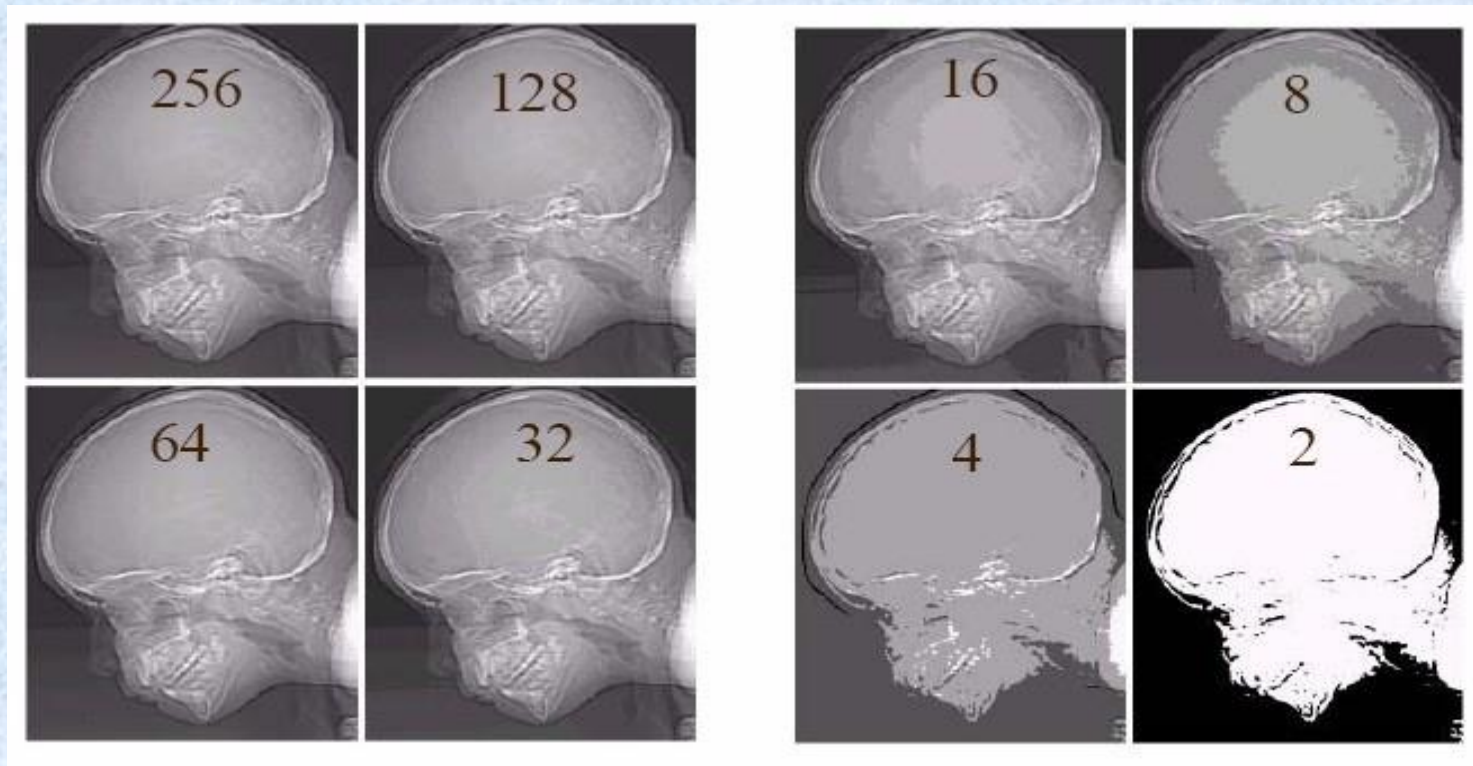


Μειωμένη αντίθεση
εικόνας

Αυξημένη αντίθεση
εικόνας

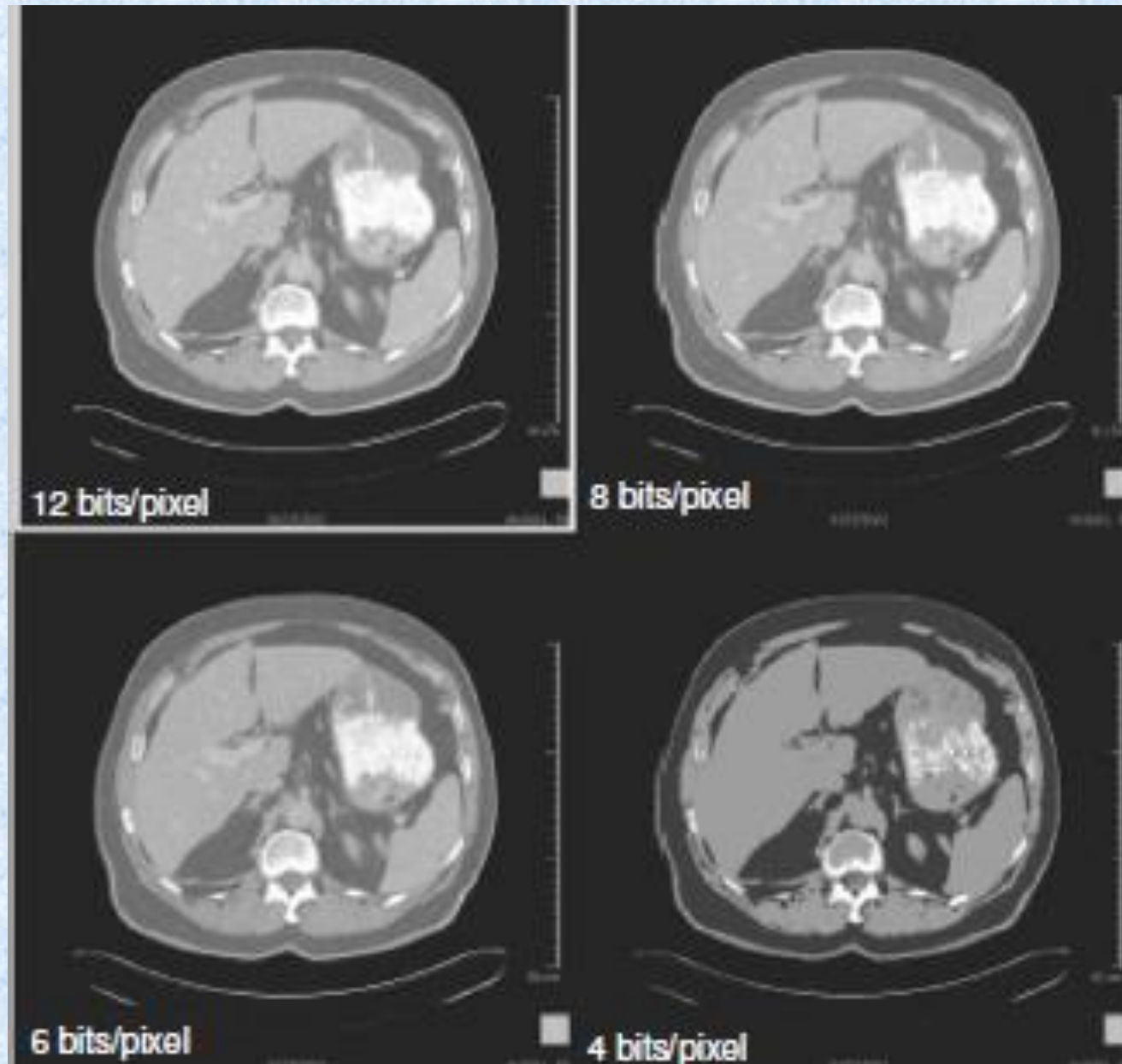


Τόνοι του γκρι-Αντίθεση Εικόνας



(L) = 2^n επίπεδα κβάντισης [$2^0, 2^n-1$]
(π.χ. Για $n=8$, 256 [0, ..., 255])

Τόνοι του γκρι – Αντίθεση Εικόνας



Γενική Αντίθεση Εικόνας: Δυναμικό εύρος τόνων του γκρι εικόνας

Διαθέσιμο δυναμικό εύρος: καθορίζεται από τα επίπεδα κβάντισης των τιμών του γκρι $L=2^n$, όπου n το βάθος του εικονοστοιχείου.

(Τυπικές τιμές: 2^8 (256), 2^{12} (4096) και 2^{16} (65536) g.l.)

Ενεργό δυναμικό εύρος: καθορίζεται από το εκάστοτε μέγιστο και ελάχιστο τιμών του γκρι εικόνας που ποικίλει από εικόνα σε εικόνα:

$$\left| \text{Arg max}[f(m, n)] - \text{Arg min}[f(m, n)] \right|$$



Τοπική Αντίθεση Εικόνας

Τοπική αντίθεση: η **διαφορά** του μέσου τόνου του γκρι μεταξύ περιοχής εικόνας που αντιστοιχεί σε συγκεκριμένο αντικείμενο (σήμα, f), και μέσου τόνου του γκρι περιοχής που αντιστοιχεί στο υπόβαθρό του (b).

$$C = \frac{1}{N_f} \sum_{(m,n) \in f} gl(m,n) - \frac{1}{N_b} \sum_{(m,n) \in b} gl(m,n) = \bar{f} - \bar{b}$$

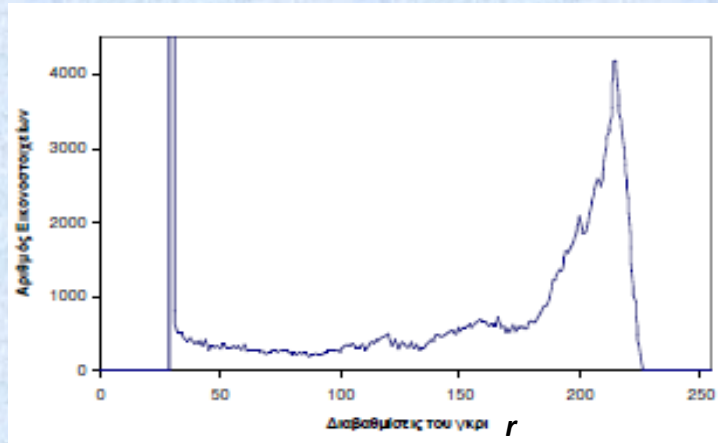
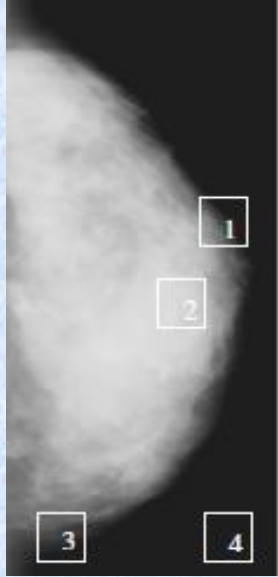


Κανονικοποιημένες
εκφράσεις αντίθεσης

$$C_1 = \frac{\bar{f} - \bar{b}}{\bar{f} + \bar{b}}$$

$$C_2 = \frac{\bar{f} - \bar{b}}{\bar{b}}$$

Ιστόγραμμα Εικόνας: Ένα εργαλείο χαρακτηρισμού της κατανομής των τόνων του γκρι εικόνας



$$h(r_k) = n_k, \quad k \in [0, L-1]$$

Ο αριθμός pixels n_k με τιμή r_k ,

$$\sum_{k=0}^{L-1} h(r_k) = M \times N$$

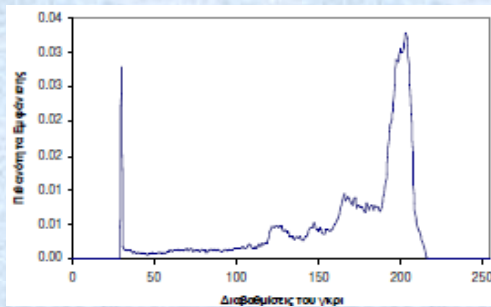
Ιστόγραμμα

$N \times M$: ο συνολικός αριθμός εικονοστοιχείων

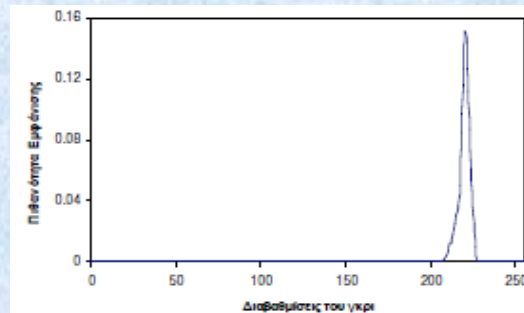
$$p(r_k) = \frac{n_k}{M \times N}$$

Πιθανότητα εμφάνισης του τόνου γκρι r_k

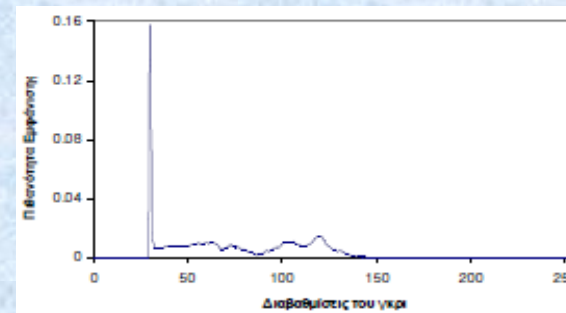
$$L = 2^8$$



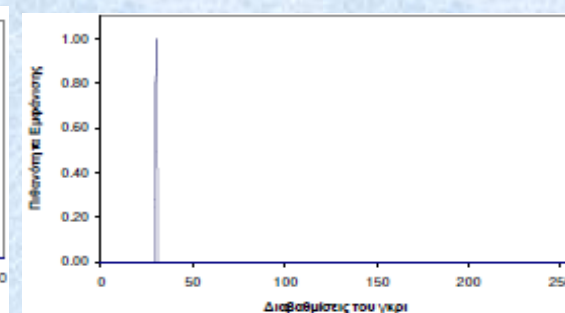
(1)



(2)

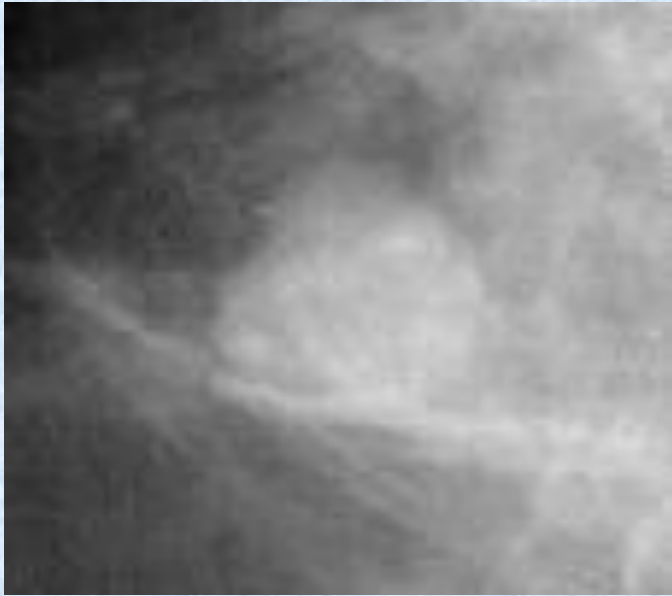


(3)



(4)

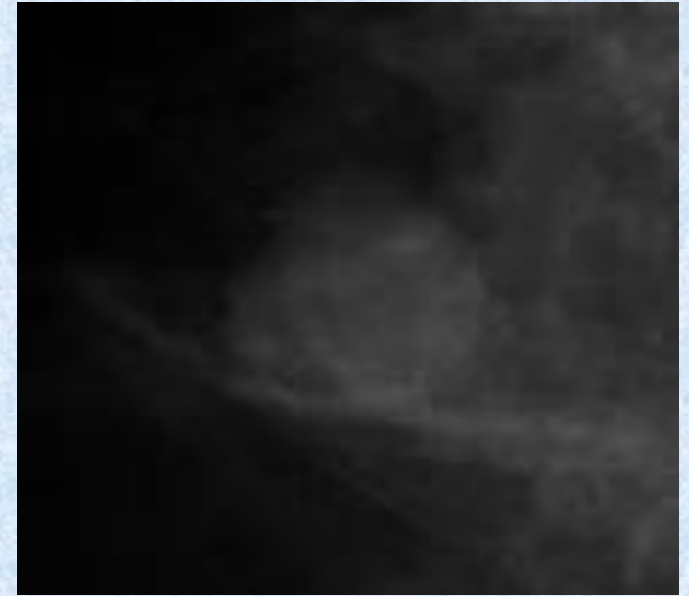
Μειωμένη αντίθεση ως αποτέλεσμα ανεπαρκούς χρήσης ενεργού δυναμικού εύρους εικόνας



α



β



γ

Επαρκείς τόνοι γκρι(α). Ανεπαρκής χρήση ενεργού δυναμικού εύρους εικόνας αλλιώνουν: (β) την εσωτερική δομή της μάζας και(γ) την αρχιτεκτονική του υποβάθρου

Ασάφεια Εικόνας-Χωρική Διακριτική Ικανότητα Συστήματος

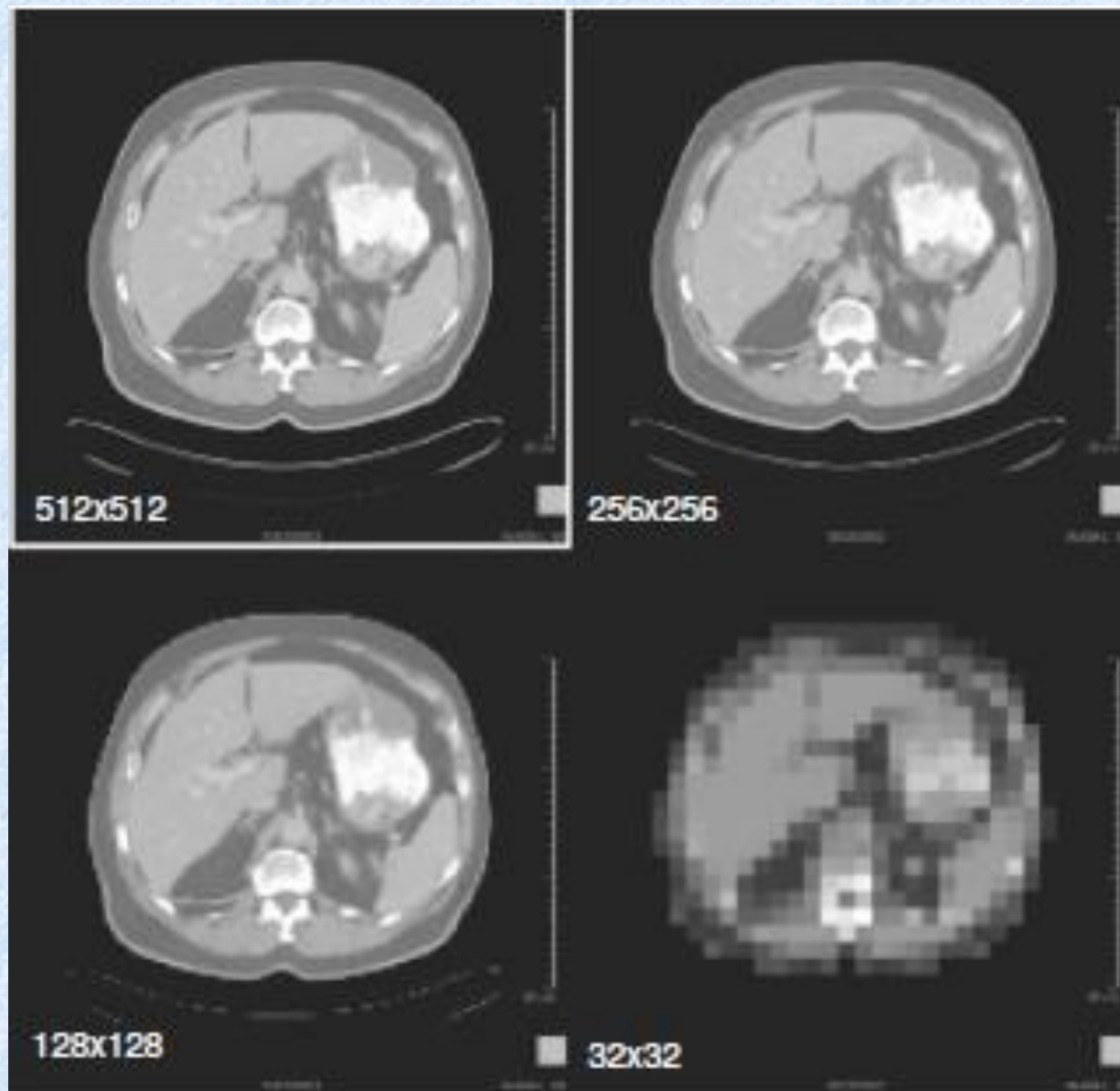
Η **χωρική διακριτική ικανότητα** απεικονιστικού συστήματος αφορά στο **μικρότερο μέγεθος αντικειμένου** που το σύστημα μπορεί να απεικονίσει ή στη **μικρότερη απόσταση** μεταξύ δύο αντικειμένων ώστε αυτά να είναι αντιληπτά από τον παρατηρητή ως δύο διακριτά αντικείμενα.

Η ασάφεια εικόνας είναι η έλλειψη ικανότητας του συστήματος να αποτυπώνει καθαρά (με σαφήνεια) τις **ακμές της εικόνας**, δηλαδή διαφοροποιήσεις αμαύρωσης γειτονικών αντικειμένων ή λεπτομέρειες της εικόνας.

Η ασάφεια αποτελεί συνέπεια της αλληλεξάρτησης της χωρικής διακριτικής ικανότητας συστήματος και της μεταφοράς αντίθεσης θέματος του απεικονιστικού συστήματος.

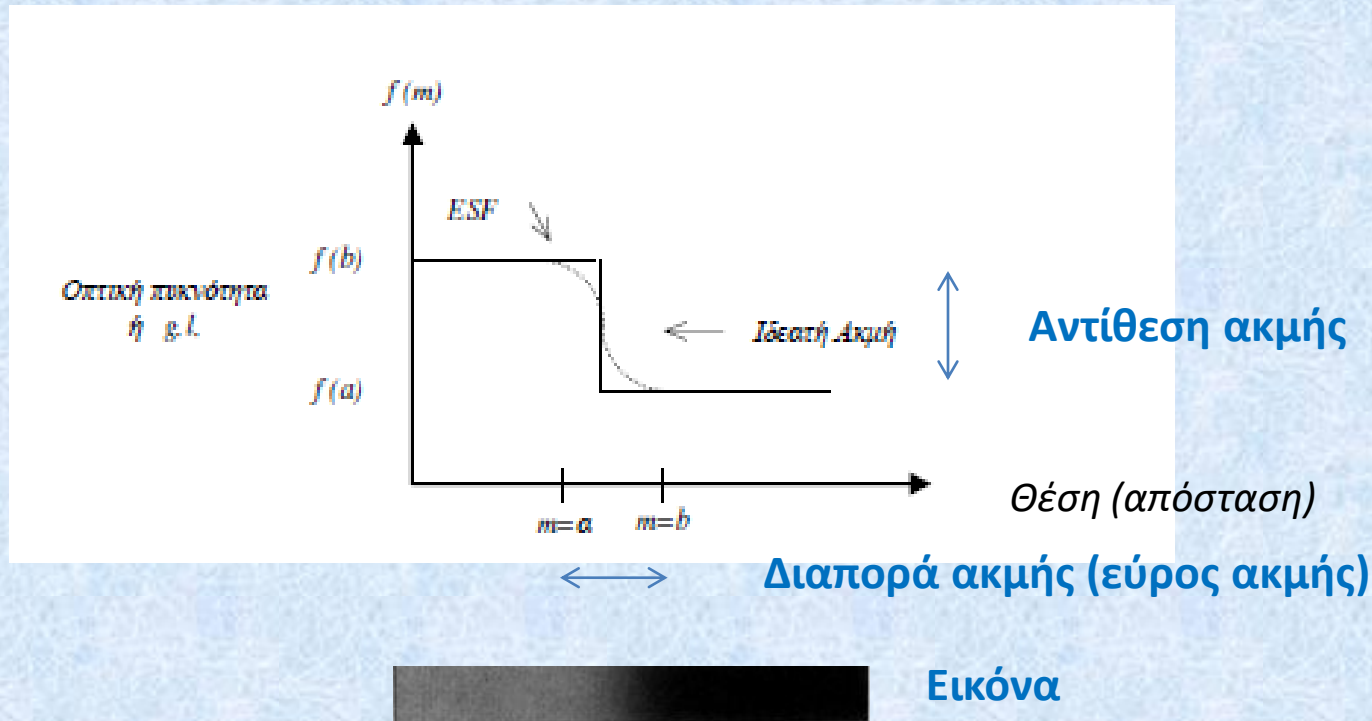


Ασάφεια: μέγεθος εικονοστοιχείου

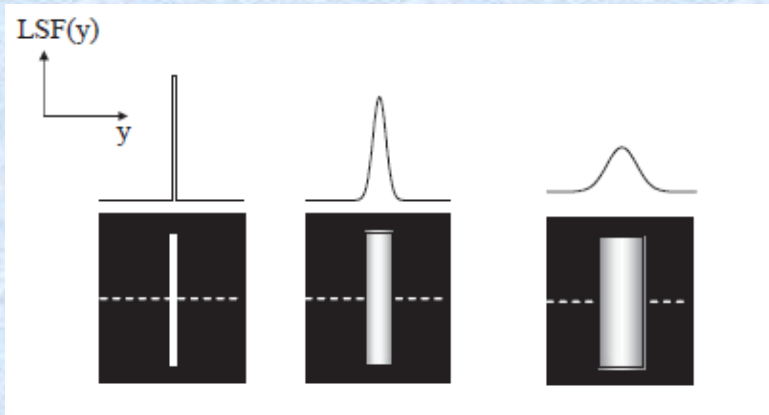


Adapted from ref . 1

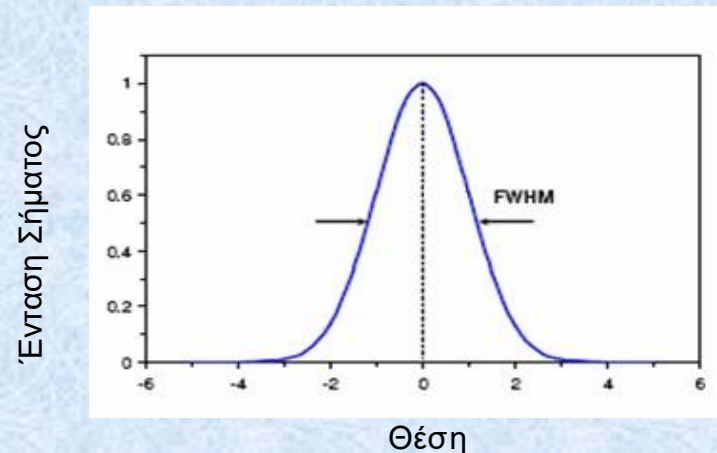
Ασάφεια ακμής (Συνάρτηση Διασποράς Ακμής- Edge Spread Function, ESF)



Ασάφεια γραμμής-Συνάρτηση Διαφοράς γραμμής- Line Spread Function (LSF)

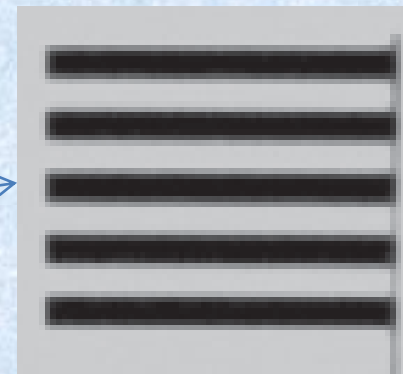
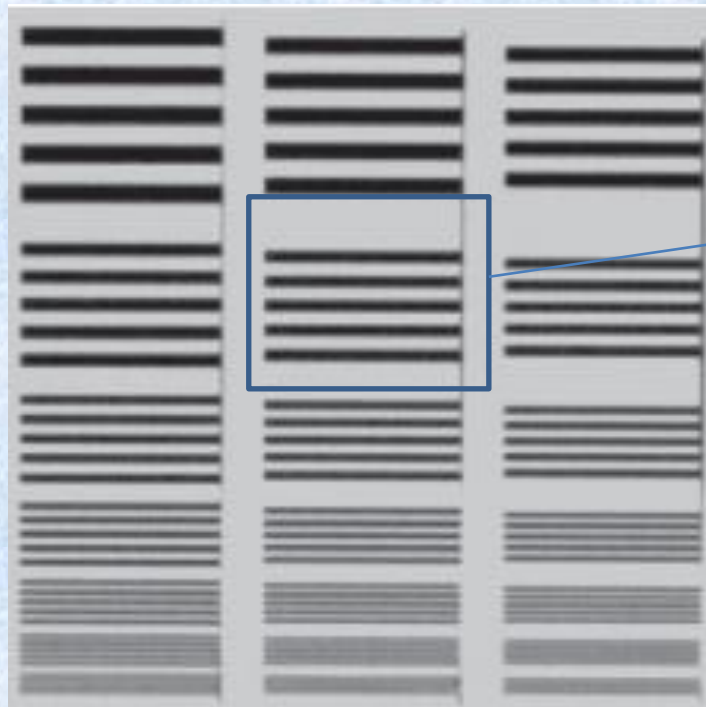


Η μέτρηση αφορά συγκεκριμένη διεύθυνση (στο παράδειγμα μέτρηση κατά τον άξονα x, εκτίμηση ασάφειας κατά τον άξονα y).



Εύρος Συνάρτησης Διασποράς Γραμμικής Πηγής (Εύρος που αντιστοιχεί στο Ήμισυ του μεγίστου έντασης (Full Width at Half Maximum, FWHM))

Εκτίμηση χωρικής διακριτικής ικανότητας μέσω μεταφοράς χωρικής συχνότητας ζευγών γραμμών μέγιστης αντίθεσης

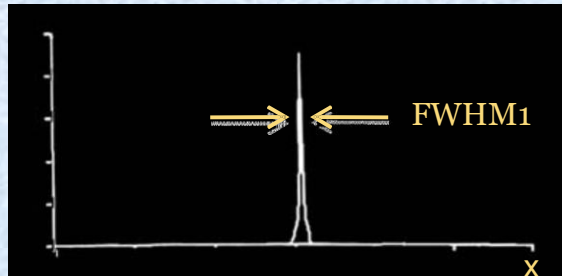


Εύρος ζεύγους γραμμής: $2W$

Χωρική διακριτική ικανότητα: $1/2W$
(Nyquist frequency limit);
Η χωρική συχνότητα μετράται σε
πλήθος ζευγών γραμμών (lp)/mm)

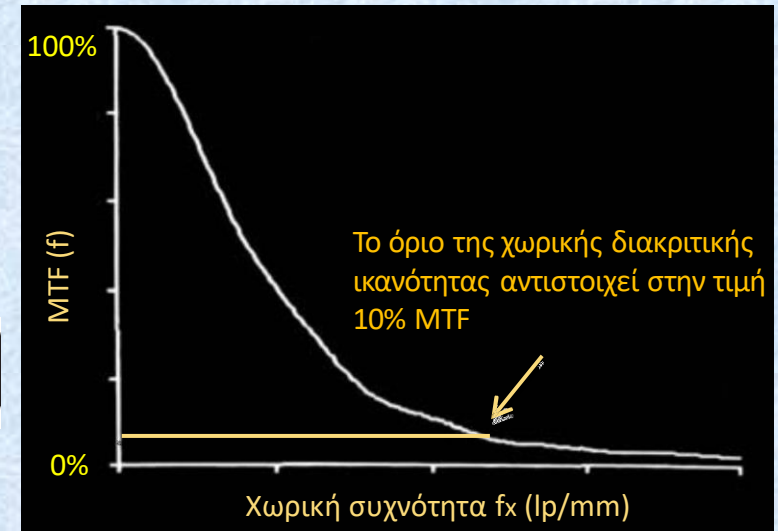
Αντικείμενο ελέγχου χωρικών συχνοτήτων

Συνάρτηση Μεταφοράς Διαμόρφωσης (Modulation Transfer Function-MTF)



$$MTF(u) = |\mathfrak{F}[LSF(x)]| = \left| \int_{-\infty}^{\infty} [LSF(x) \exp(-i2\pi x u)] dx \right|$$

\mathfrak{F} : Fourier transform



Η συνάρτηση MTF περιγράφει την ικανότητα απεικονιστικού συστήματος να αναπαράγει στην έξοδό του τη χωρική συχνότητα σημάτων (εικόνων) εισόδου (ζεύγη γραμμών). Σε κάθε χωρική συχνότητα αντιστοιχεί μια τιμή της MTF. Τιμή MTF 100% σημαίνει ότι η εικόνα εξόδου θα διατηρεί τη συχνότητα του ζεύγους γραμμών και οι γραμμές θα είναι διακριτές. Τιμή MTF 0% αντιθέτως σημαίνει ότι οι δύο γραμμές δεν είναι διακριτές. Γενικά η MTF μειώνεται όσο αυξάνει η χωρική συχνότητα, ώσπου να προσεγγίσει την οριακή χωρική διακριτική ικανότητα. Στους ψηφιακούς ανιχνευτές η διακριτική ικανότητα καθορίζεται από το μέγεθος εικονοστοιχείου (μέσω της εξίσωσης Nyquist).

Ασάφεια ορίου ως αποτέλεσμα μη επαρκούς χωρικής διακριτικής ικανότητας



α

β

γ

Μαστογραφική μάζα σε υπόβαθρο λιπώδους ιστού. Μέγεθος εικονοστοιχείου: (α) 300 μm , (β) 600 μm και (γ) 1200 μm .

Θόρυβος Εικόνας

- Ακτινογραφικός θόρυβος (κβαντικός ή στατιστικός θόρυβος)
- Θόρυβος δομής ή ανατομικός θόρυβος (παρουσία ανεπιθύμητων δομών εικόνας σε σχέση με το κλινικό ερώτημα). Οφείλεται στην επιπροβολή ανατομικών δομών, λόγω προβολικής γεωμετρίας.

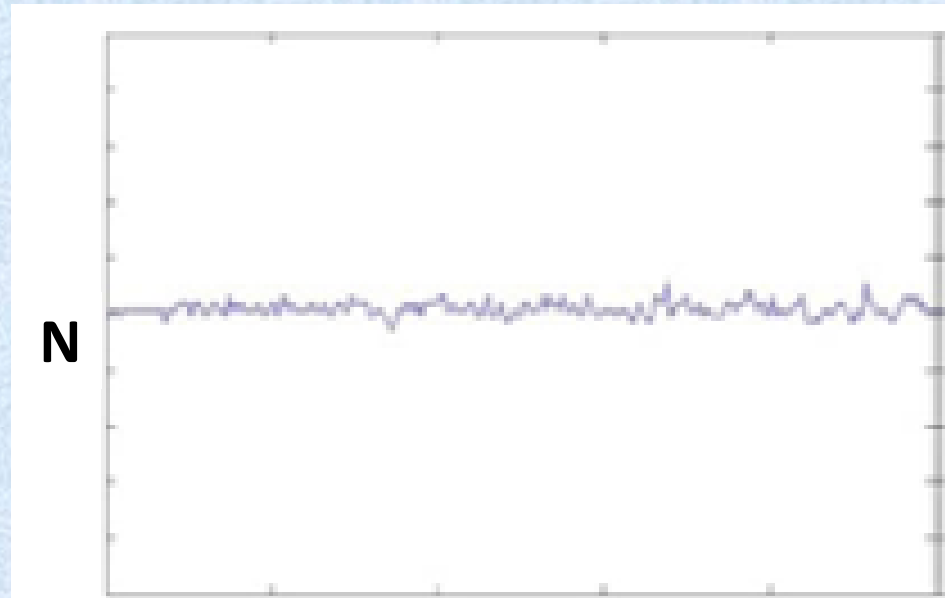
Ακτινογραφικός θόρυβος

Ο τυχαίος θόρυβος στην απεικόνιση ακτίνων Χ είναι συνέπεια της σύστασης της εικόνας από κβάντα πληροφορίας που παράγονται από φαινόμενα που έχουν στατιστικό χαρακτήρα:

- Εκπομπή δέσμης e- από την κάθοδο
- Παραγωγή φωτονίων Χ από την άνοδο
- αλληλεπίδραση φωτονίων Χ με την ύλη
- Αλληλεπίδραση φωτονίων Χ με τον επόπεδο ανιχνευτή εικόνας

Η παρουσία τυχαίου θορύβου είναι ιδιαίτερα αντιληπτή κατά την απεικόνιση μακροσκοπικά ομοιογενούς περιοχής.

Θόρυβος-Διακύμανση τόνων του γκρι



- Αριστερα μακροσκοπικά ομοιογενής περιοχή εικόνας. Δεξιά οι τόνοι του γκρι που καταγράφονται κατα μήκος της οριζόντιας γραμμής παρουσιάζουν μικρές διακυμάνσεις γύρω από τη μέση τιμή N που αντιπροσωπεύει το μέσο τόνο του γκρι ($A \pm \text{SQRT}(N)$, για Poisson στατιστική κατανομή).
- Ο θόρυβος εικόνας εκτιμάται σε περιοχές εικόνας που “αναμένονται” να είναι ομοιογενείς.
- Θεωρώντας το θόρυβο ως τυχαίο σήμα το οποίο υπερτίθεται στο πραγματικό σήμα, η μέση τιμή του είναι μηδέν, και έτσι η μέση τιμή δεν δίνει πληροφορίες για την ύπαρξη του θορύβου. Αντιθέτως, η διακύμανση αποτελεί μέτρο εκτίμησης θορύβου.

Δείκτες θορύβου εικόνας

Για πλήθος N μετρήσεων της έντασης σε ομοιογενή περιοχή, ορίζονται οι ακόλουθοι δείκτες:

$$\sigma = \sqrt{\bar{N}} \quad \text{Τυπική απόκλιση}$$

$$\sigma^2 = \bar{N} \quad \text{Διακύμανση}$$

$$COV = \frac{\sigma}{\bar{N}} \quad \text{Συντελεστής Μεταβλητότητας}$$

$$SNR = \frac{\bar{N}}{\sigma} = \frac{\bar{N}}{\sqrt{\bar{N}}} = \sqrt{\bar{N}} \quad \text{Λόγος σήματος προς θόρυβο (ανιχνευσιμότητα)}$$

Υποθέτουμε ότι η μορφή της στατιστικής κατανομής του θορύβου είναι Poisson ($\mu = \sigma^2$).

Θόρυβος-Αντίθεση Εικόνας- Ανιχνευσιμότητα Δομών



Χαμηλό, ενδιάμεσο και υψηλό επίπεδο θορύβου

$$C_{AB} = |S_A - S_B|$$

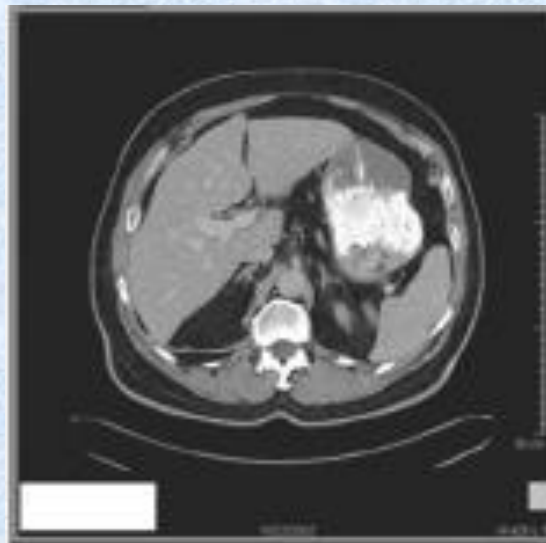
Σήμα ιστών, S_A , S_B
Αντίθεση

$$CNR_{AB} = \frac{C_{AB}}{\sigma_N} = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_N} = |SNR_A - SNR_B|$$

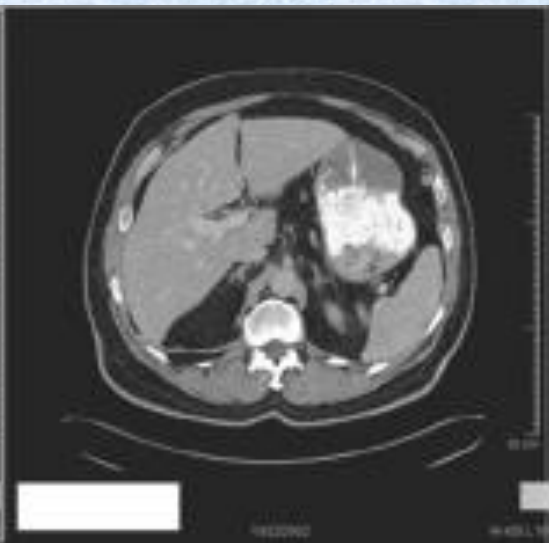
σ_N : τυπική απόκλιση θορύβου

Επίπεδα Θορύβου: Υπολογιστική τομογραφία ακτίνων Χ

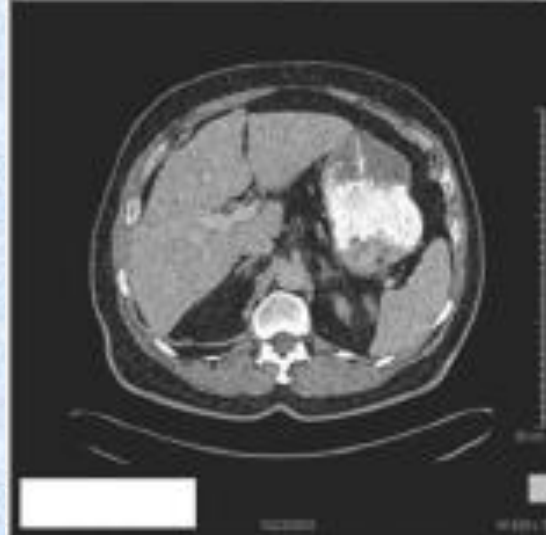
α



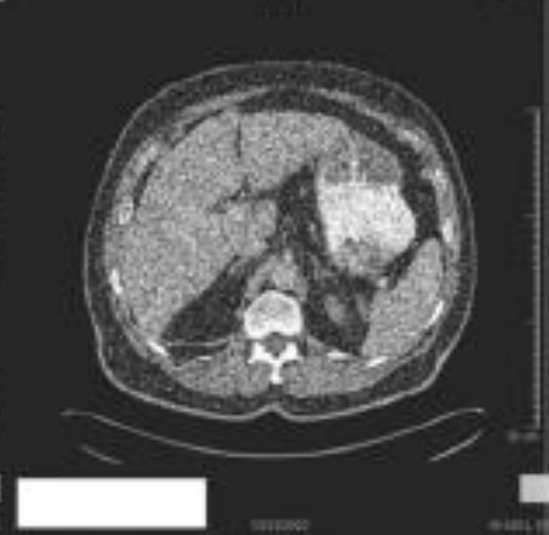
β



γ



δ

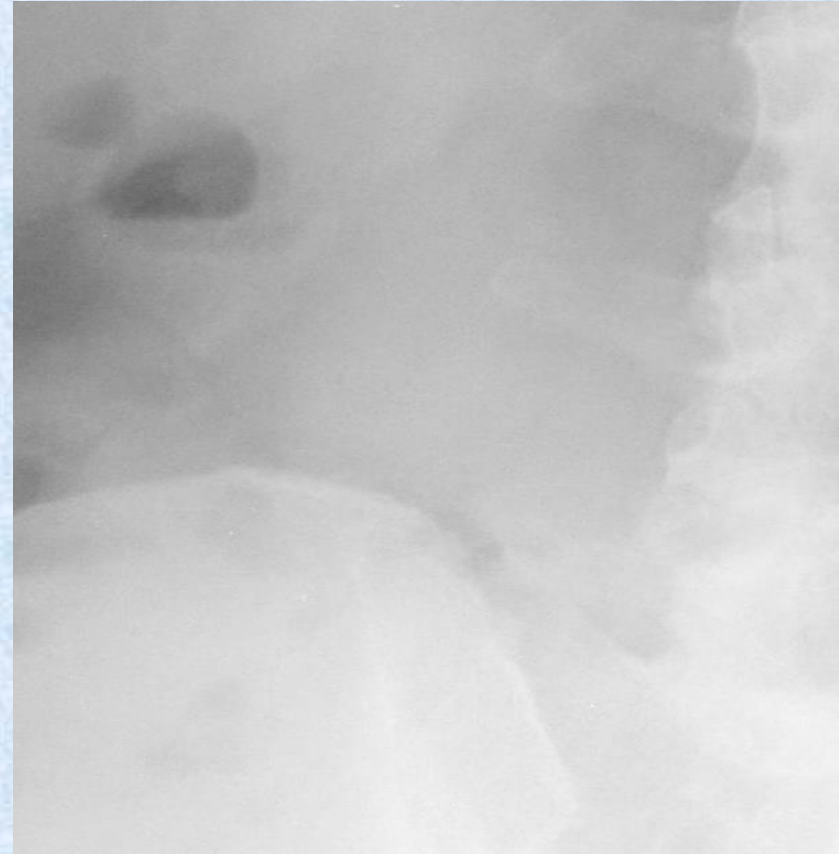


Στη αρχική 512x512 εικόνα (α) έχει προστεθεί στατιστικός θόρυβος σε 1000 (β), 10000 (γ) και 100000 (δ) εικονοστοιχεία τα οποία έχουν επιλεγεί από γεννήτρια τυχαίων αριθμών. Η τροποποίηση της αρχικής τιμής αυτών των εικονοστοιχείων διακυνάνθηκε 0,7-1,3 της αρχικής τιμής τους, πάλι με χρήση γεννήτριας τυχαίων αριθμών.

Επίδραση του πλήθους φωτονίων X στο θόρυβο εικόνας



Έκθεση X



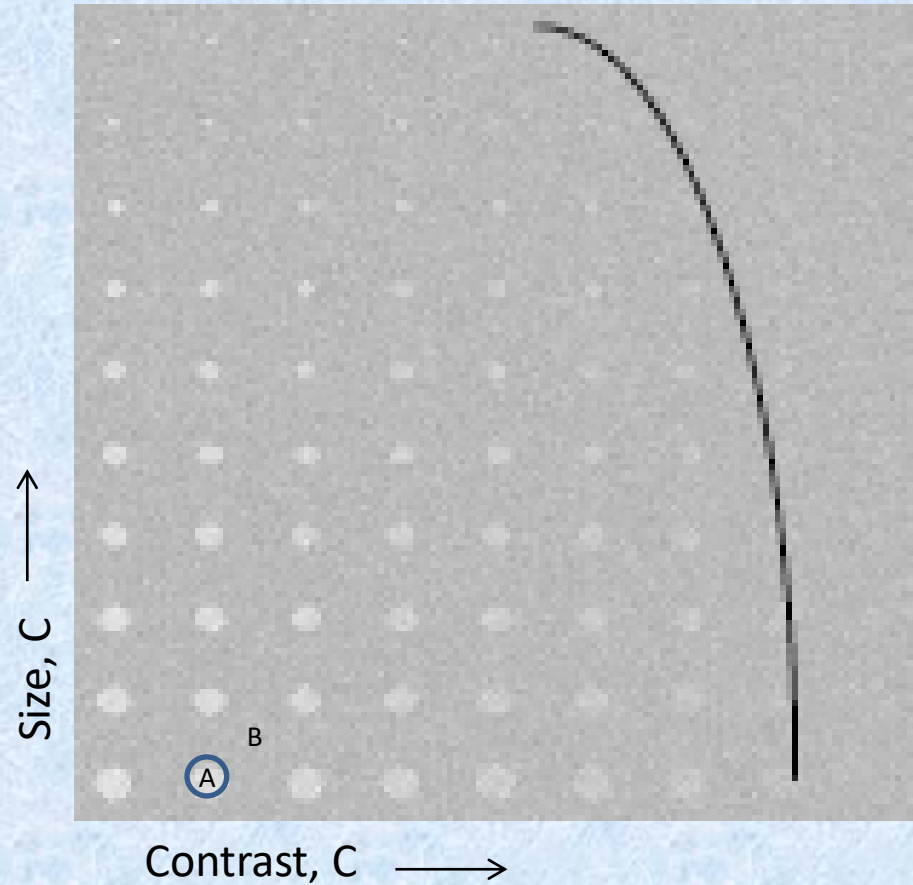
Έκθεση 10X

Ανιχνευσιμότητα δομών: αντίθεση, χωρική διακριτική ικανότητα, θόρυβος

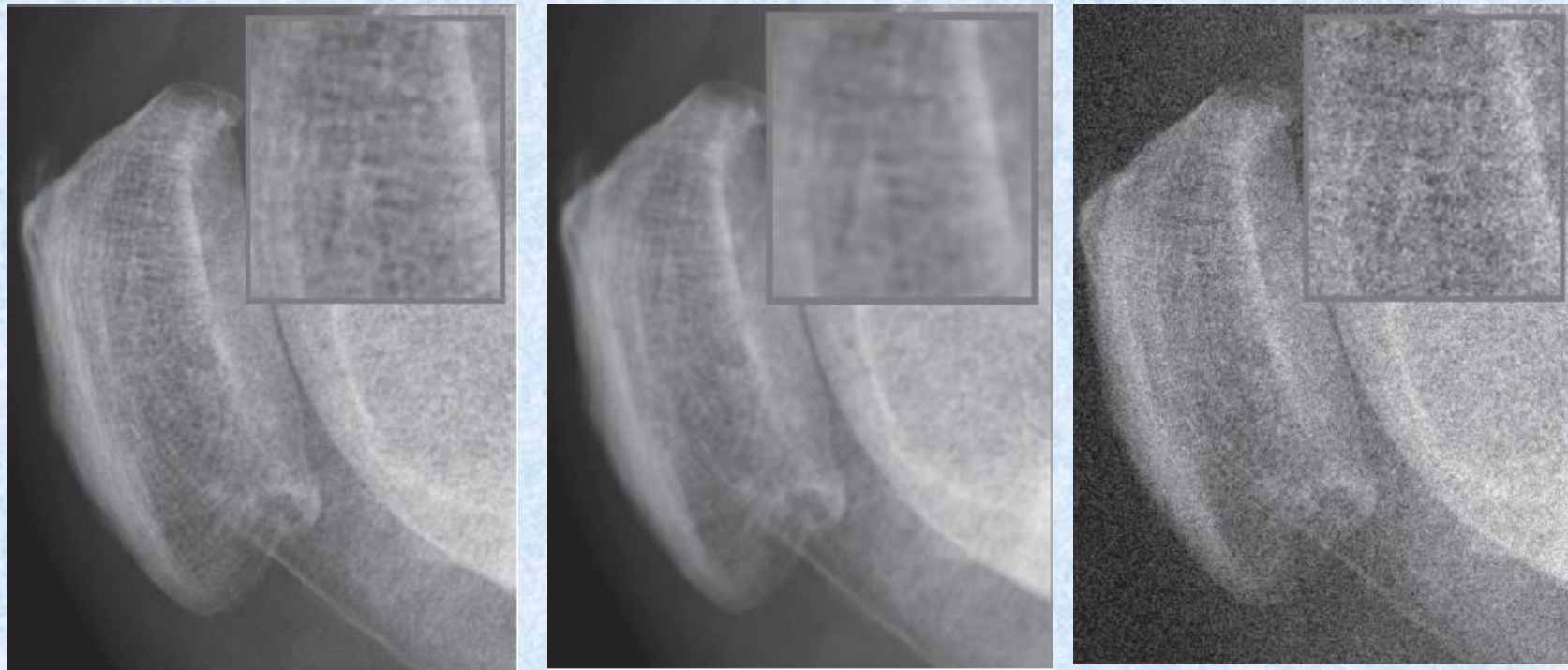
$$CNR_{AB} = \frac{C_{AB}}{\sigma_N} = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_N} = |SNR_A - SNR_B|$$

σ_N : τυπική απόκλιση θορύβου

Επιπροσθέτως, της ενδογενούς αντίθεσης μεταξύ των ιστών, S_A , S_B , και του θορύβου σ_N , το CNR εξαρτάται και από τη χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος απεικόνισης.



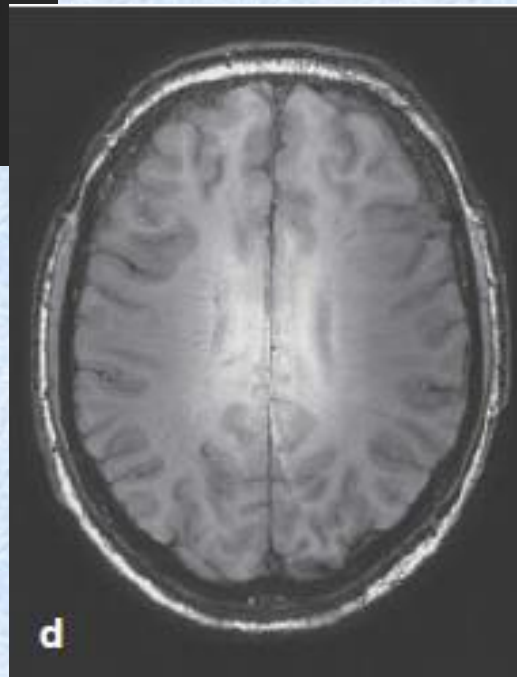
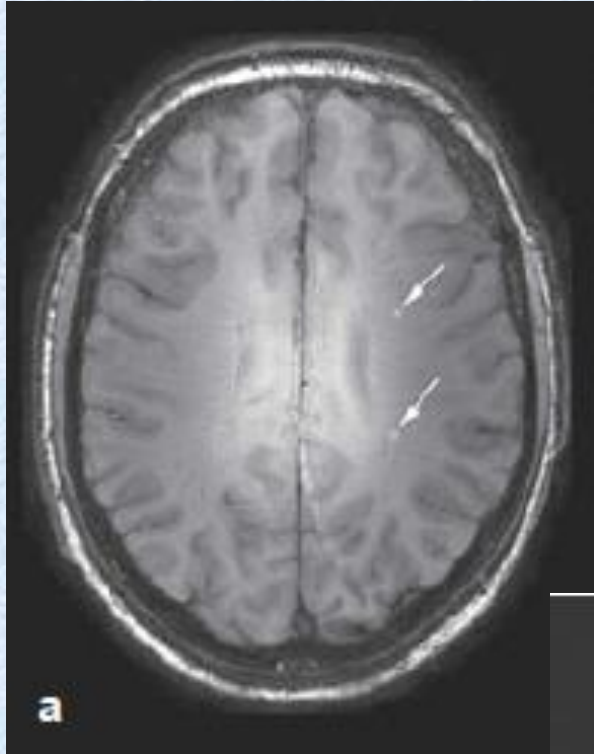
Ποιότητα εικόνας: Χωρική διακριτική ικανότητα/Ασάφεια - Θόρυβος



(α) Τμήμα ψηφιακής ακτινογραφίας γόνατος υψηλής ευκρίνειας, (β) λήψη χαμηλής ευκρίνειας (αυξημένης ασάφειας και (γ) λήψη αυξημένου θορύβου.

Οι μεγεθυμένες περιοχές δείχνουν την απώλεια λεπτομερειών της εικόνας είτε λόγω ασάφειας ή λόγω θορύβου.

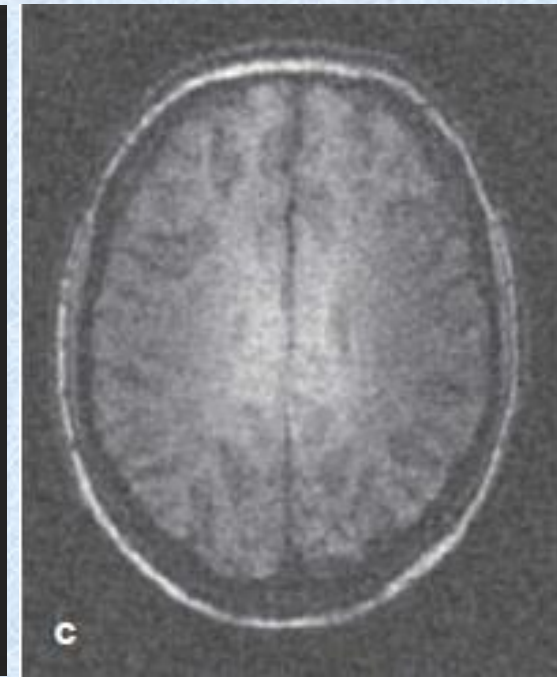
Ποιότητα Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού



Ανεπαρκής Αντίθεση



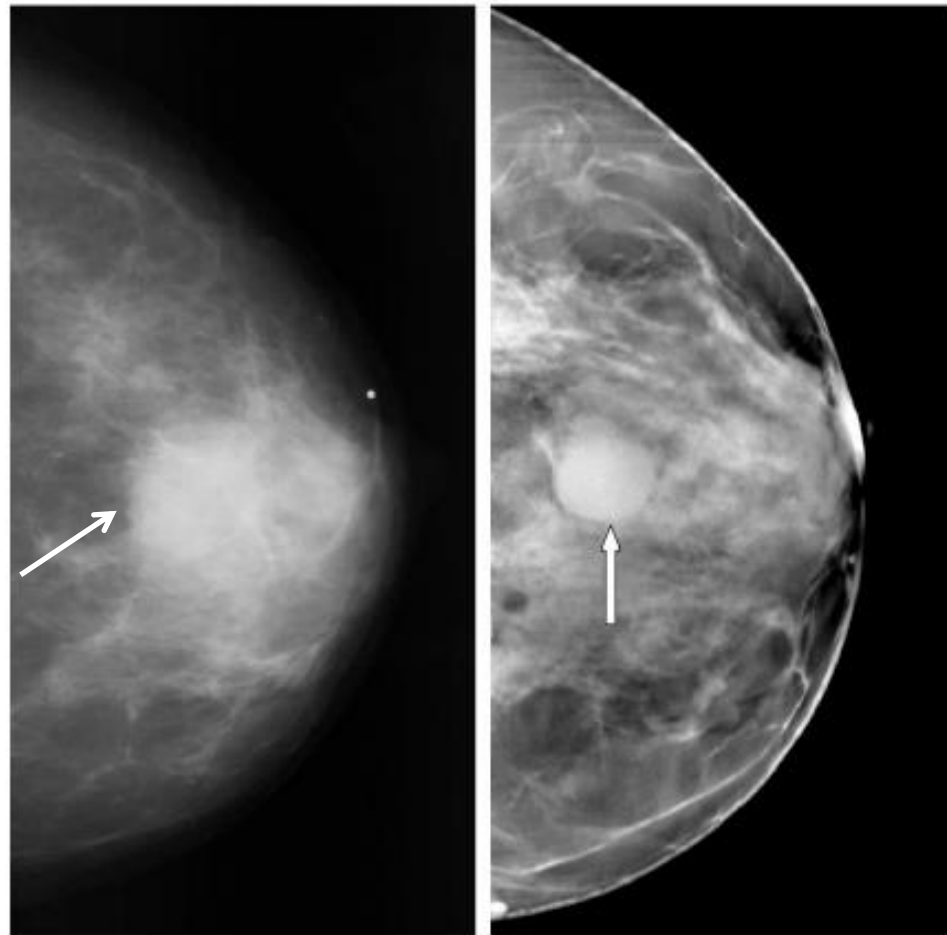
Χαμηλή Διακριτική
Ικανότητα-Ασάφεια



Ήθορυβος

Adapted from ref . 5

Θόρυβος Δομής (αναλογική μαστογραφία-τομοσύνθεση)



A

B

Figure 1.

A, B – Cranial-caudal conventional mammography view (A) of a middle-aged woman presenting with a palpable mass indicated by a metallic BB marker. Tomosynthesis 1 mm thick image (B) depicts a circumscribed mass (arrow). Five such masses were noted by DBT at other levels, all proven to be cysts by ultrasound.

[Adapted from Helvie Radiol Clin North Am. 2010]

Θόρυβος Δομής (ψηφιακή μαστογραφία-τομοσυνθεση)

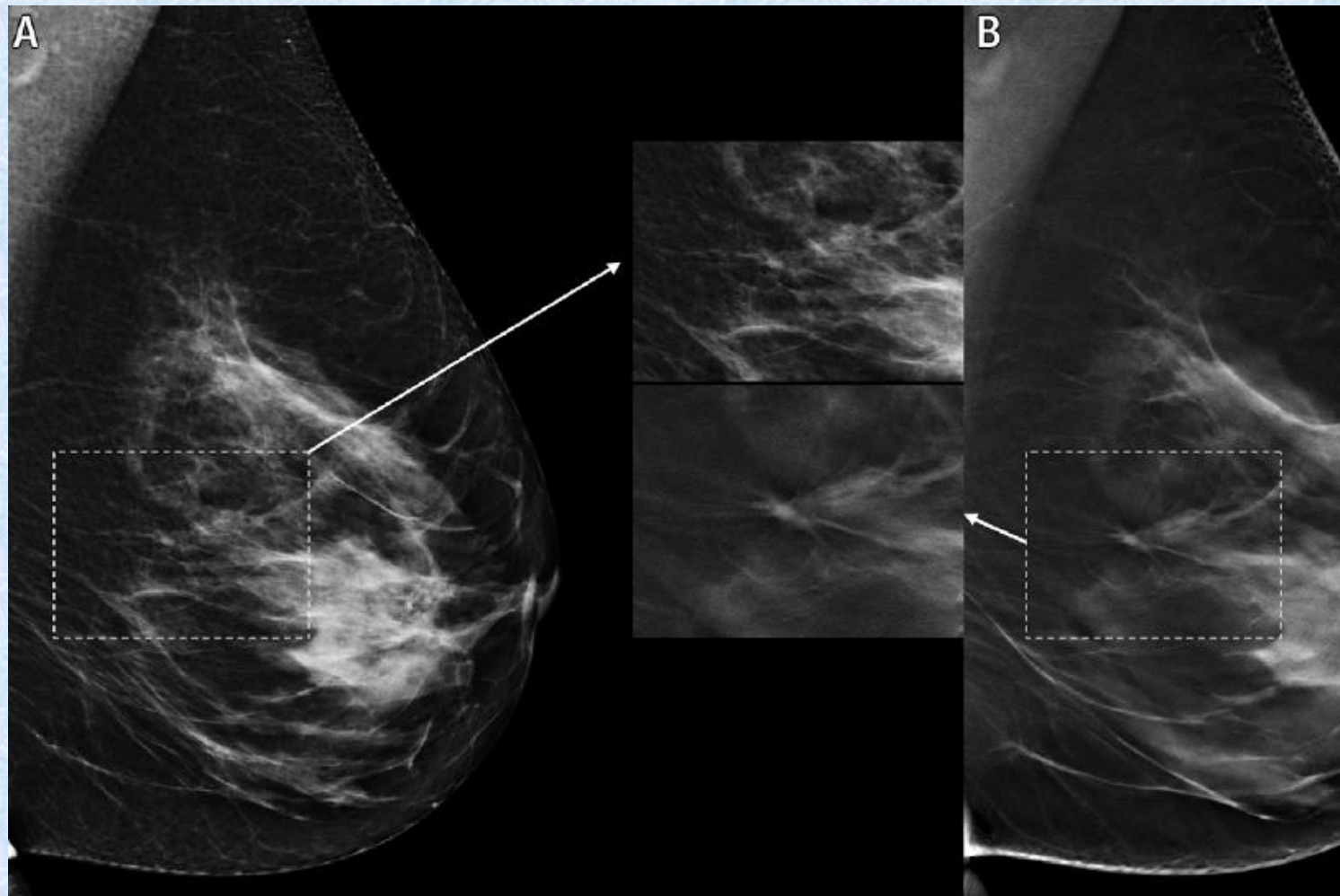


Figure 2: Mediolateral oblique views of left breast in 57-year-old woman recalled after mammographic screening because of a spiculated mass seen only at mammography plus tomosynthesis. *A*, Mammogram shows normal findings (score, 1). *B*, Tomosynthesis image demonstrates spiculated mass (score, 3). An 8-mm invasive ductal carcinoma was diagnosed at histologic examination.

[Adapted from Per Skaane et al, Radiology 2013]

Βιβλιογραφικές πηγές

1. H., K., Huang, *PACS and Imaging Informatics, Part I: Medical Imaging principles*; chapter 2: Digital Medical Image Fundamentals, p 31-58, John Wiley & Sons 2010, Hoboken, New Jersey, USA.
2. Beutel J., Kundel H.L., Van Metter R.L. (eds.), *Handbook of Medical Imaging, Volume I: Physics and Psychophysics, chapter 2: Applied Linear System Theory*, I. A. Cunningham, p79-156, SPIE Press 2000, Bellingham, Washington, USA.
3. Beutel J., Kundel H.L., Van Metter R.L. (eds.), *Handbook of Medical Imaging, Volume I: Physics and Psychophysics, chapter 3: Image Quality Metrics for Digital Systems*, J.Dobbins III, p79-156, SPIE Press 2000, Bellingham, Washington, USA.
4. W. Huda and R. M. Slone, *Review of Radiologic Physics, chapter 7*, Williams and Wilkins 1995, Media, PA, USA.
5. N. B. Smith and A. Webb, *Introduction to Medical Imaging, Physics, Engineering and Clinical Applications: Chapter 1*, Cambridge University Press, 2011
6. T. A. Gallagher, A. J. Nemeth, L. Hacin-Bey. An Introduction to the Fourier transform: Relationship to MRI, *AJR* 2008;190: 1369-1396.
7. E. Samei. Performance of Digital radiographic Detectors: Quantification and Assessment Methods, *RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology and Physics*, 2003; pp37-47.
8. <http://www.chemistry.uoc.gr/biointensive/KAJ/Lecture%202%20KAJ.pdf>