

ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ – ΑΝΑΛΥΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ

Γεώργιος Καγκάδης
Καθηγητής

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής
Πανεπιστήμιο Πατρών

ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑ

Γιώργος Καγκάδης

2^{ος} όροφος κτιρίου προκλινικών λειτουργιών

Τμήμα Ιατρικής

Πανεπιστήμιο Πατρών

Τηλ.: 2610 962345

Email: gkagad@gmail.com

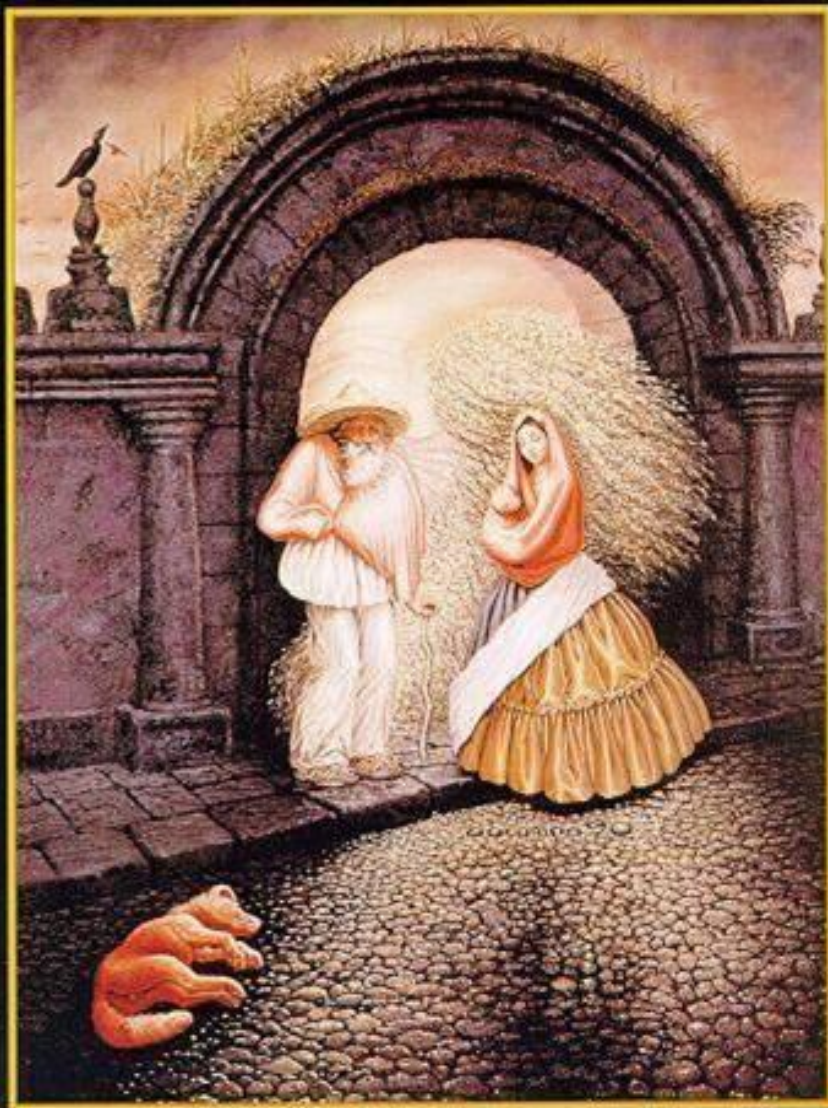
<https://eclass.upatras.gr/>

<https://eclass.upatras.gr/courses/MED805/>

<https://www.facebook.com/UPAT.Medicine.Erasmus1/>

**Ιατρική Πληροφορική, Τμήμα Ιατρικής
Ακαδημαϊκό έτος 2025 – 2026, 1^ο εξάμηνο**

Εβδομάδα	Διαλέξεις Πέμπτη, 09:00-11:00, AI1	Φροντιστήρια (Tutorials) σε <u>υπο-ομάδες</u> ** Τετάρτη, 15:00-17:00, Πέμπτη, 11:00-13:00, 15:00-17:00, 17:00-19:00 <u>Εργ. ΗΥ Ι</u> (Α όροφος Κτηρίου Προκλινικών Λειτουργιών
1	02/10 Γ. Σακελλαρόπουλος Εισαγωγή & Φύση Ιατρικής Πληροφορίας	<u>Κατ'</u> εξαίρεση, όλες οι ομάδες, Πέμπτη 02/10@13:00-15:00, AI1 Γ. Σακελλαρόπουλος, Βασικές έννοιες Πληροφορικής
2	09/10 Γ. Καγκάδης Συστήματα καταγραφής ιατρικής πληροφορίας / Δίκτυα	–
3	16/10 Γ. Καγκάδης Επεξεργασία εικόνας Ι (convolution – deconvolution, φίλτρα low-high pass, smooth-sharp)	–
4	23/10 Γ. Καγκάδης Επεξεργασία εικόνας ΙΙ (έγχρωμη εικόνα – παθολογική ανατομική – DICOM, HL7)	22/10 (Τε), 23/10 (Πε) Γ. Καγκάδης Επεξεργασία εικόνας Ι
5	30/10 Γ. Καγκάδης Ολοκληρωμένα Πληροφοριακά Συστήματα Νοσοκομείων	29/10 (Τε), 30/10 (Πε) Γ. Καγκάδης Επεξεργασία εικόνας Ι
6	06/11 Γ. Καγκάδης Τηλεϊατρική	05/11 (Τε), 06/11 (Πε) Γ. Καγκάδης Επεξεργασία εικόνας ΙΙ
7	13/11 Χ. Αλεξάκος Βάσεις Δεδομένων Ι	12/11 (Τε), 13/11 (Πε) Γ. Καγκάδης Επεξεργασία εικόνας ΙΙ
8	20/11 Χ. Αλεξάκος Βάσεις Δεδομένων ΙΙ	19/11 (Τε), 20/11 (Πε) Φ. Παπαθανασόπουλος Βάσεις Δεδομένων
9	27/11 Γ. Σακελλαρόπουλος Συστήματα υποβοήθησης λήψης ιατρικών αποφάσεων	26/11 (Τε), 27/11 (Πε) Φ. Παπαθανασόπουλος Βάσεις Δεδομένων
10	04/12 Γ. Σακελλαρόπουλος Συμπερασματολογία – Δέντρα απόφασης	03/12 (Τε), 04/12 (Πε) Γ. Σακελλαρόπουλος Συστήματα υποβοήθησης λήψης ιατρικών αποφάσεων
11	11/12 Γ. Σακελλαρόπουλος Τεχνητή Νοημοσύνη Ι	10/12 (Τε), 11/12 (Πε) Γ. Σακελλαρόπουλος Συστήματα υποβοήθησης λήψης ιατρικών αποφάσεων
12	18/12 Γ. Καγκάδης Τεχνητή Νοημοσύνη ΙΙ	–
13	08/01/25 Ανασκόπηση μαθήματος Γ. Καγκάδης, Γ. Σακελλαρόπουλος	–



Nine People

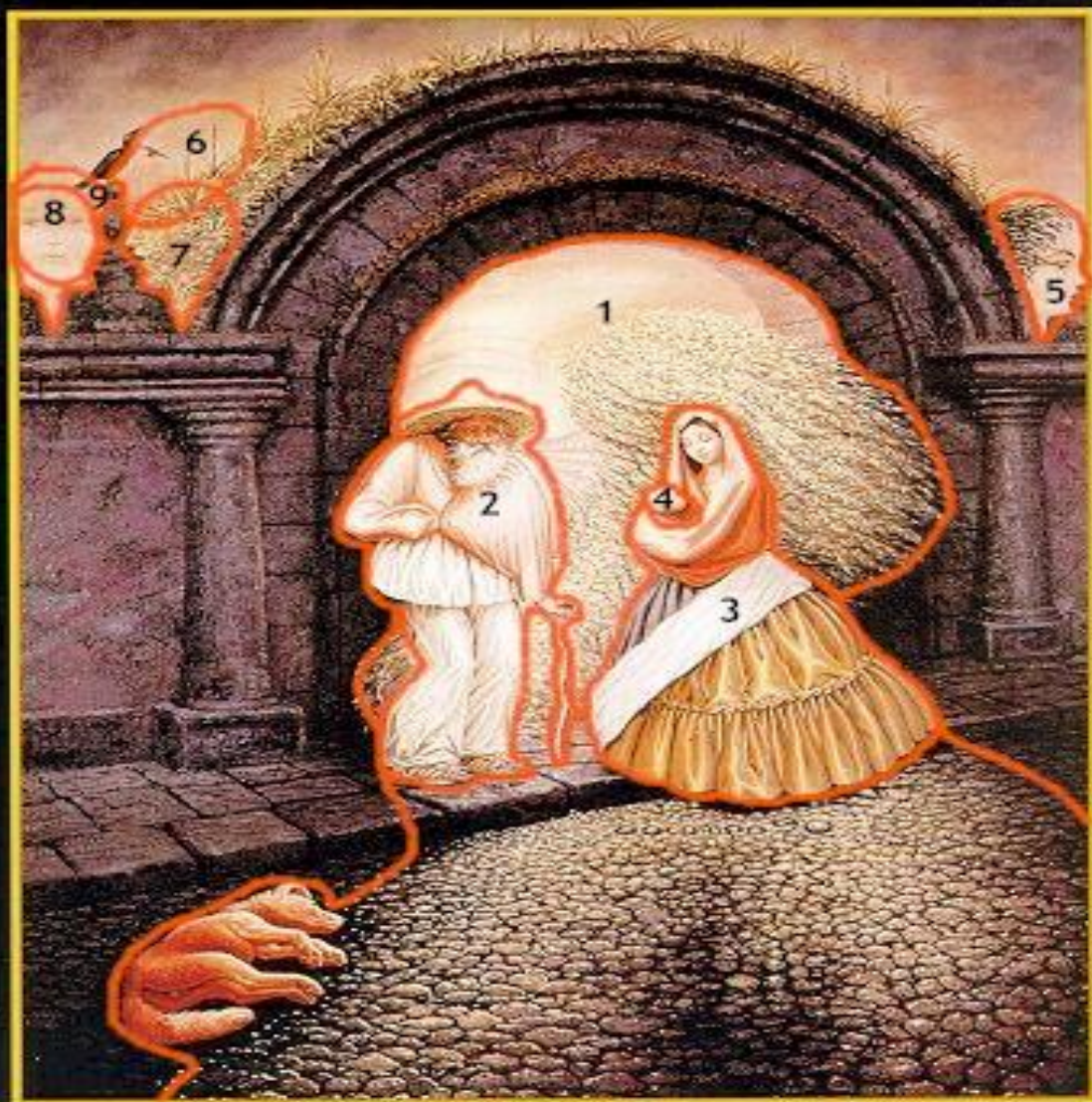
There are 9 people in the attached picture.

If you find 6, you have ordinary powers of observation

Find 7, you have above average powers of observation.

Find 8, you are very observant. Congratulate yourself!

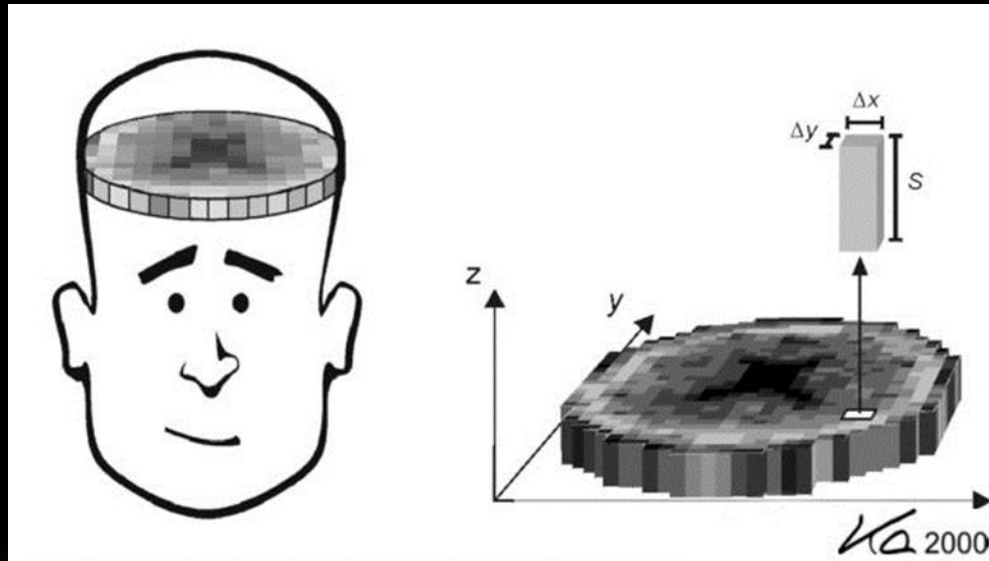
Find 9, you are extremely observant, very intuitive, and creative. You can rival the observant powers of Sherlock Holmes!



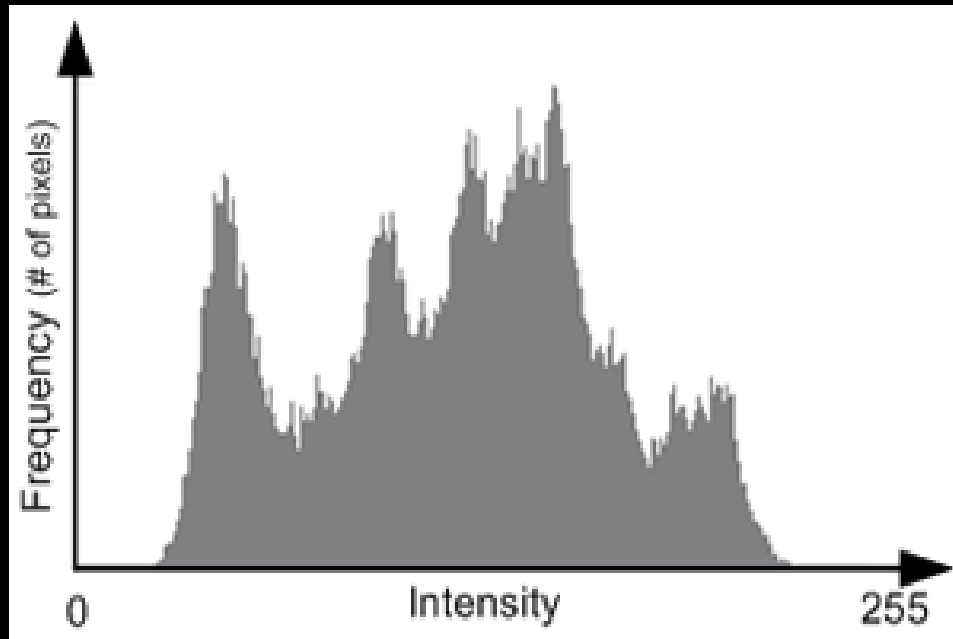


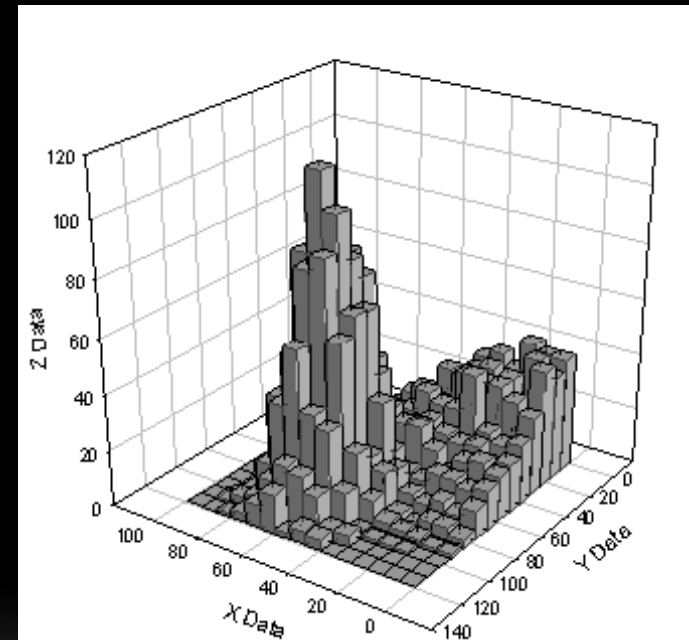
ΤΙ ΕΊΝΑΙ ΕΙΚΟΝΑ;

- Μια ψηφιακή εικόνα χαρακτηρίζεται από μια τρισδιάστατη συνάρτηση $f(x,y,z)$ όπου τα x , y , z συμβολίζουν τις συντεταγμένες ενός σημείου στον χώρο και με f συμβολίζεται η ένταση ή η τιμή της χρωματικής πυκνότητας στο σημείο (x, y, z) – τιμή που παίρνει η συνάρτηση.
- Οι ψηφιακές εικόνες αποτελούνται από pixels (voxels) [στοιχειώδεις πληροφορίες εικόνας]



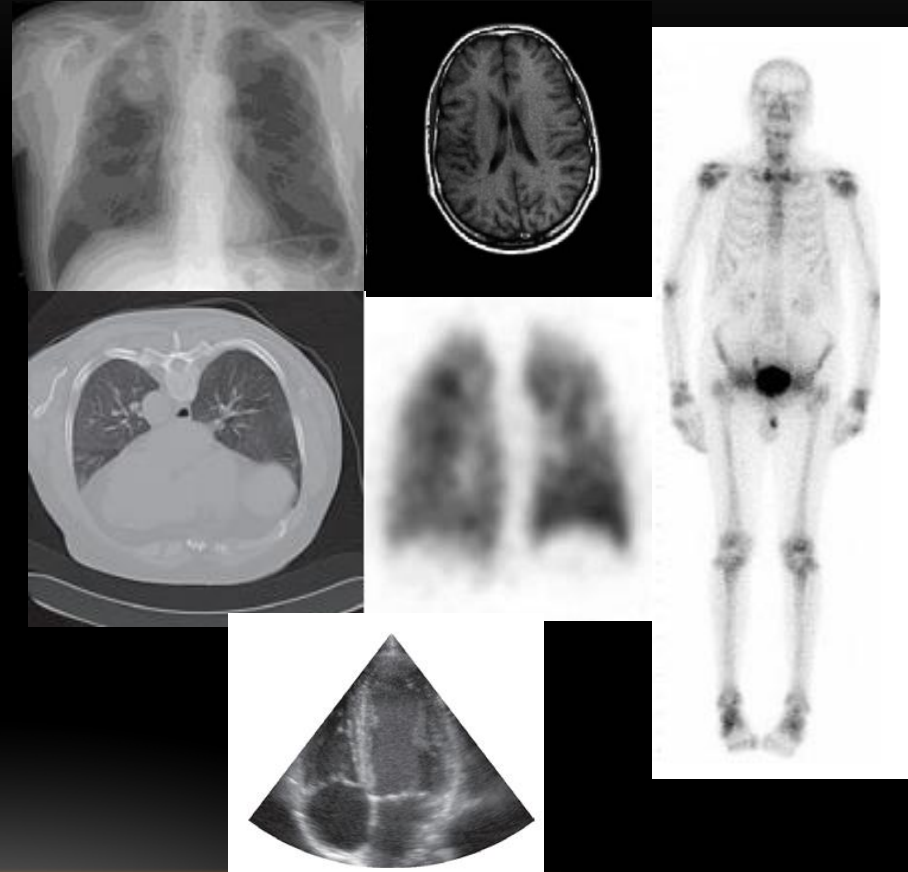
ΙΣΤΟΓΡΑΜΜΑ ΕΙΚΟΝΑΣ





ΕΪΔΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΙΚΌΝΩΝ

- Ακτινογραφίες
- Υπέρηχοι
- Υπολογιστική τομογραφία
- Μαγνητική τομογραφία
- Τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων
- Τομογραφία εκπομπής φωτονίου



ΒΑΣΙΚΑ ΤΜΉΜΑΤΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΟΎ ΣΥΣΤΉΜΑΤΟΣ

- Η λειτουργία ενός ιατρικού απεικονιστικού συστήματος στηρίζεται κυρίως στην λήψη και ψηφιοποίηση της πληροφορίας για την περαιτέρω επεξεργασία και απεικόνισή της:
- Η συσκευή λήψης μπορεί να είναι:
 - η συσκευή λήψης ενός σπινθηρογράφου (γ-κάμερα)
 - το gantry ενός αξονικού ή μαγνητικού τομογράφου
 - ο ηχοβολέας ενός υπερηχογράφου
 - η συσκευή λήψης ενός μικροσκοπίου, κ.λ.π.
- Αυτοί είναι οι μετατροπείς που μετασχηματίζουν τις διάφορες μορφές ακτινοβολίας (π.χ. γ, χ, κ.α.) σε αναλογικά ηλεκτρικά σήματα.

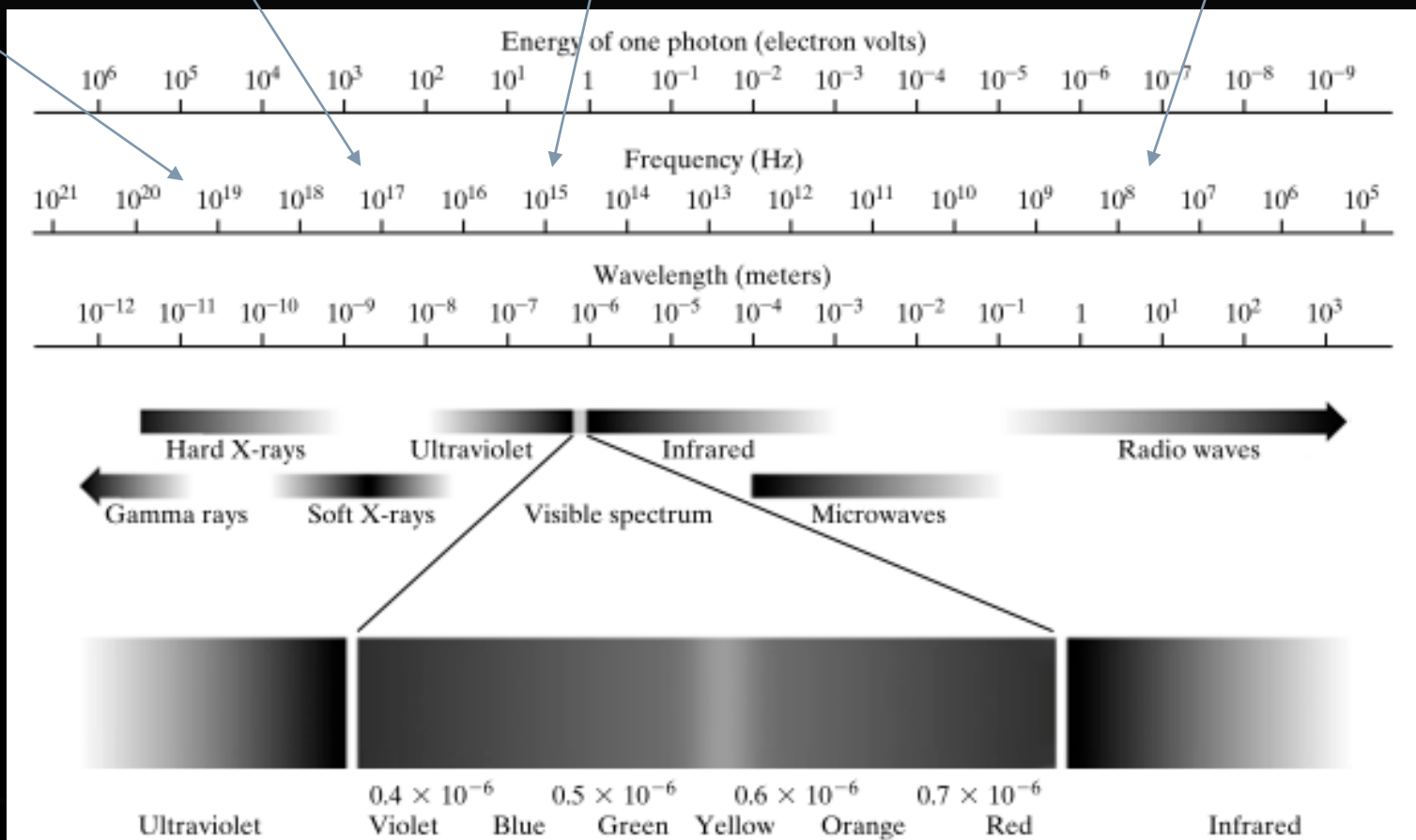
Φάσμα

Nuclear
medicine

X-rays &
CT

Fluorescence
Imaging

MRI



Ψηφιοποίηση

- Η διαδικασία ψηφιοποίησης, μετατρέπει τα αναλογικά σήματα εξόδου της συσκευής λήψης σε ψηφιακή μορφή, κατάλληλη για την αποθήκευσή τους στον Η/Υ (δειγματοληψία, κβαντισμός).
- Επιτελείται από τον ADC (Analog to Digital Converter) και αποτελεί τμήμα της διασύνδεσης μεταξύ της συσκευής λήψης και του Η/Υ.

Παρατήρηση:

- Ο σχεδιασμός της συσκευής λήψης και ηλεκτρονικής διασύνδεσης με τον Η/Υ είναι διαφορετικός για κάθε απεικονιστικό σύστημα, αλλά έχει ένα κοινό στόχο.
 - Στόχος: Μετατροπή της προσπίπτουσας ακτινοβολίας διαμέσου του σώματος του ασθενούς σε ένα δισδιάστατο (τρισδιάστατο) ψηφιακό σήμα, τη λεγόμενη ψηφιακή εικόνα, και την καταχώρηση της εικόνας στη μνήμη του Η/Υ.

Χαρακτηριστικά Εικόνας (1/2)

- Όπως έχουμε ήδη πει, μια ψηφιακή εικόνα χαρακτηρίζεται από μια τρισδιάστατη συνάρτηση $f(x,y,z)$ όπου τα x,y,z συμβολίζουν συντεταγμένες στον χώρο και με f συμβολίζεται η ένταση ή η τιμή της χρωματικής πυκνότητας στο σημείο (x,y,z) .
- Η αριθμητική τιμή $f(x,y,z)$ είναι το αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με τον ανθρώπινο ιστό και αναπαρίσταται (απεικονίζεται) σε μια οθόνη από ένα σημείο συγκεκριμένης έντασης (φωτεινότητας).
- Αυτό το σημείο αποτελεί και τη στοιχειώδη πληροφορία μιας ψηφιακής εικόνας και καλείται pixel (picture element) [voxel (volume element)]

Ποιότητα Εικόνας (2/2)

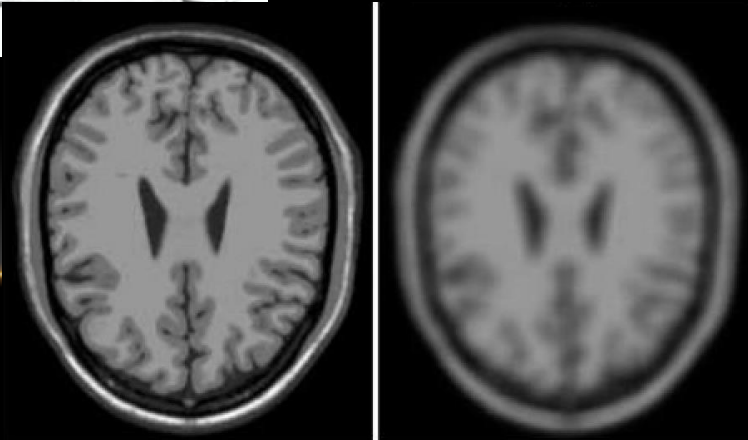
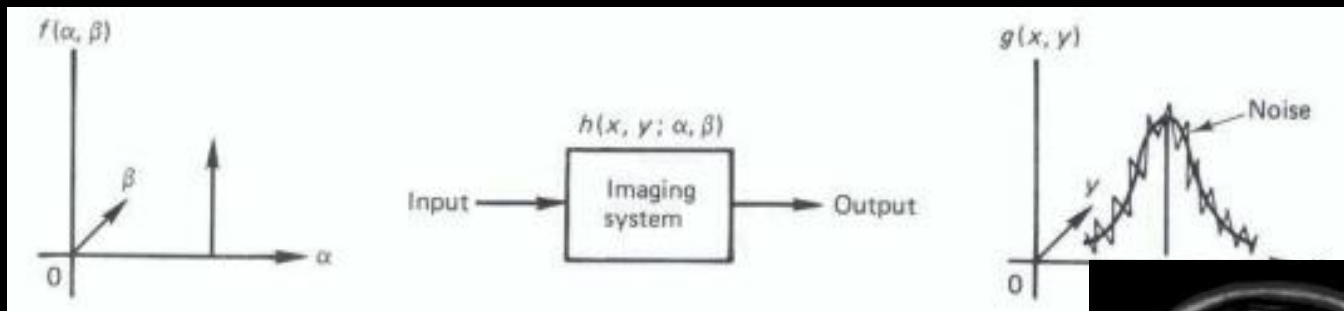
- Η ποιότητα της ψηφιακής εικόνας είναι τόσο καλή όσο πιο καλά φαίνεται η συγκεκριμένη πληροφορία που αναζητείται στην εικόνα από τον ακτινοδιαγνώστη.
- Είναι αναγκαίο να ορισθεί με αντικειμενικά χαρακτηριστικά η ποιότητα της εικόνας ώστε να καταστεί δυνατή η εκτίμηση της ποιότητας της εικόνας που παράγεται από ένα ιατρικό απεικονιστικό σύστημα ή μια τεχνική επεξεργασίας εικόνας.

Παράμετροι Ποιότητας Εικόνας

- Η ποιότητα της ιατρικής εικόνας εξαρτάται από τρεις παραμέτρους:
 - την οξύτητα (sharpness)
 - την αντίθεση (contrast)
 - τον θόρυβο (noise)

Οξύτητα Εικόνας

- Η οξύτητα εικόνας (image sharpness) αφορά κυρίως την δυνατότητα να διακριθεί η λεπτομέρεια σε μια εικόνα.
- Η υποβάθμιση της λεπτομέρειας της εικόνας ή το λεγόμενο «θάμπωμα» (blurring) είναι κυρίως αποτέλεσμα της κρουστικής απόκρισης του απεικονιστικού συστήματος (Point Spread Function (PSF)). Η PSF περιγράφει την αντίδραση ενός απεικονιστικού συστήματος σε ένα σημειακό σήμα ή αντικείμενο

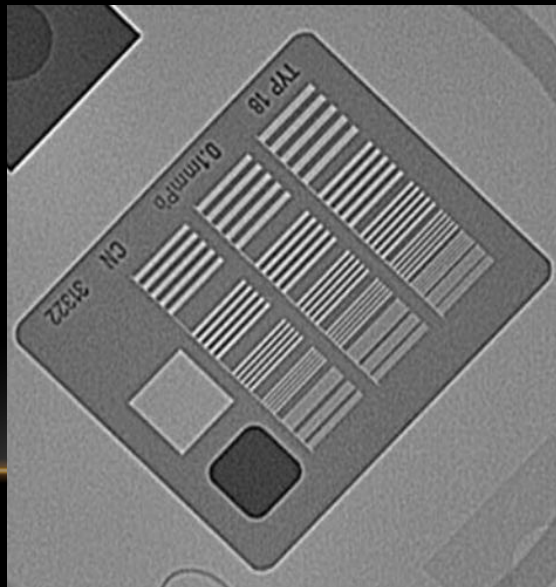


Χωρική Διακριτική Ικανότητα

- Η ποιότητα εικόνας εκτιμάται από την χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας (image spatial resolution).
- Αυτή ορίζεται ως η ικανότητα του απεικονιστικού συστήματος να διακρίνει (δηλ. να απεικονίσει με ευκρίνεια) δυο μικρά υψηλού κοντράστ με το περιβάλλον (δηλ. φωτεινά) σημεία που απέχουν μικρή απόσταση μεταξύ τους.

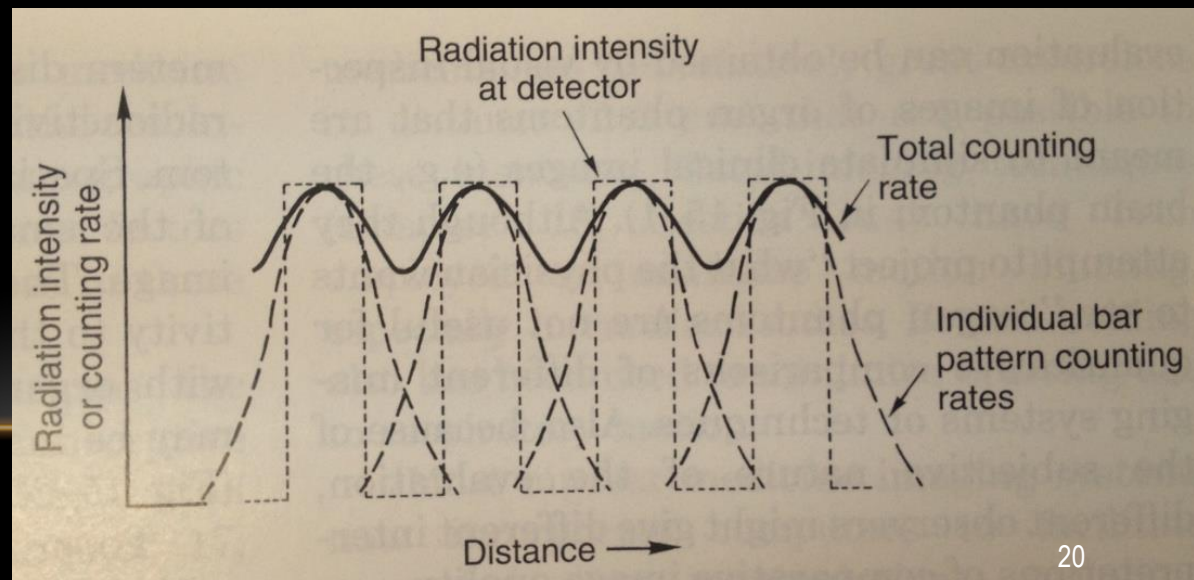
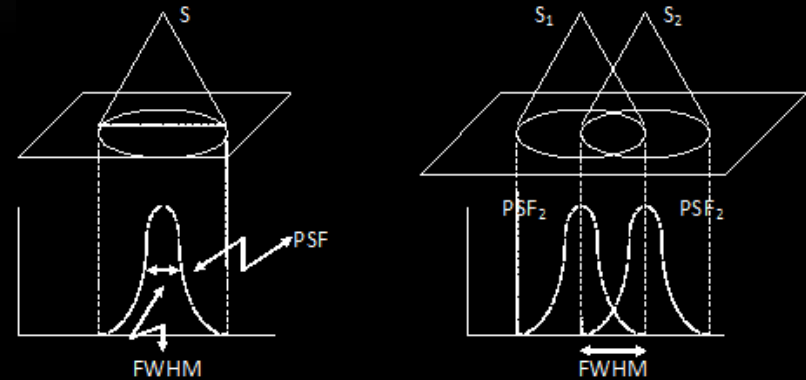
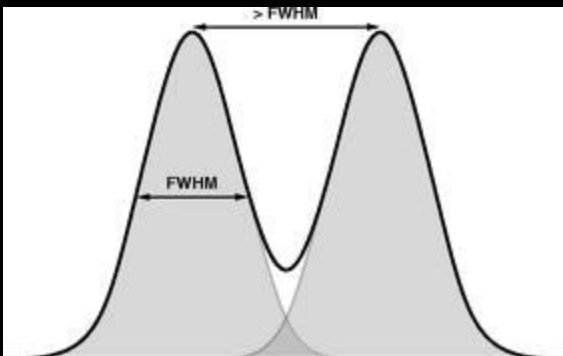
Ποσοτικοποίηση Χωρικής Διακριτικής Ικανότητας

- Ποσοτικά, η χωρική ευκρίνεια καθορίζεται από τη μικρότερη απόσταση μεταξύ 2 σημείων που αυτά μπορούν να διακριθούν ευκρινώς ή από την PSF (Point Spread Function) που καθορίζεται από το μέγεθος FWHM (Full Width at Half Maximum).
- Επίσης η χωρική ευκρίνεια μπορεί να καθοριστεί από την LSF (Line Spread Function), που δίνει τον αριθμό των διακριτών γραμμών ανά cm, ή από την MTF (Modulation Transfer Function) που είναι ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier (DFT) της PSF του απεικονιστικού συστήματος [PSF -> spatial domain, MTF -> frequency domain]



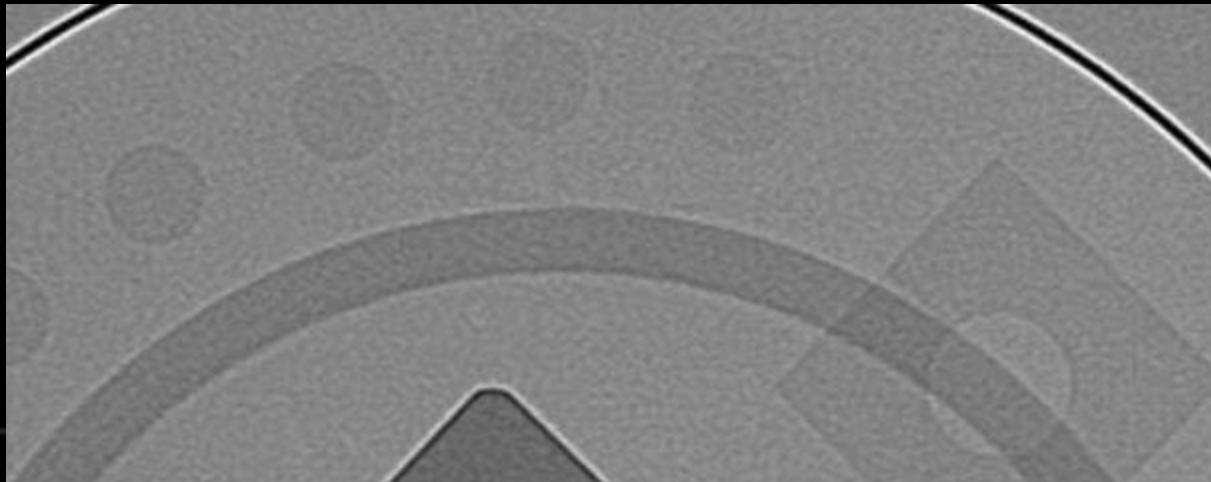
PSF

- Το παρακάτω σχήμα δίνει το νόημα της PSF και δείχνει την απόσταση FWHM, που είναι η οριακή απόσταση μεταξύ 2 φωτεινών σημείων ώστε αυτά να μπορούν να είναι διακριτά.



Αντίθεση – CONTRAST

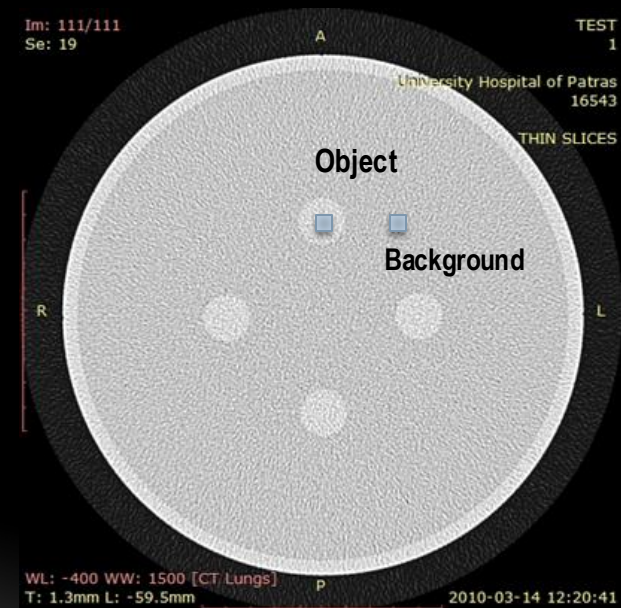
- Το contrast της εικόνας (image contrast) αφορά την ικανότητα διάκρισης λεπτομέρειας εικόνας που βρίσκεται σε χαμηλό contrast με τον περιβάλλοντα ιστό.
- Είναι η ικανότητα του απεικονιστικού συστήματος να ανιχνεύει μικρές μεταβολές στην ένταση ακτινοβολίας και να απεικονίζει αυτές τις μεταβολές. Μια πηγή υποβάθμισης του κοντράστ είναι η παρουσία θορύβου στην εικόνα.



Εκτίμηση Αντίθεσης

- Για την εκτίμηση του κοντράστ εικόνας χρησιμοποιείται ο όρος αντιθετική ευκρίνεια (contrast resolution) και ορίζεται σαν η μικρότερη διακριτή διαφορά έντασης μεταξύ μίας μικρής επιφάνειας της εικόνας (συγκεκριμένου σχήματος και μεγέθους) και του περιβάλλοντος ιστού.
- Το κοντράστ ποσοτικοποιείται από τη σχέση:

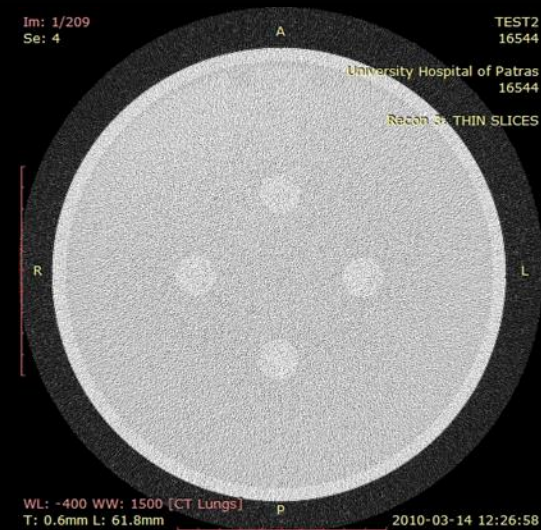
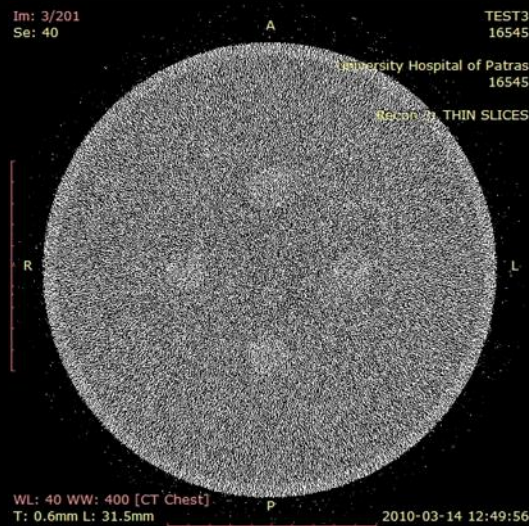
$$\%contrast = \frac{I_{area} - I_{background}}{I_{background}} \times 100$$



Θόρυβος

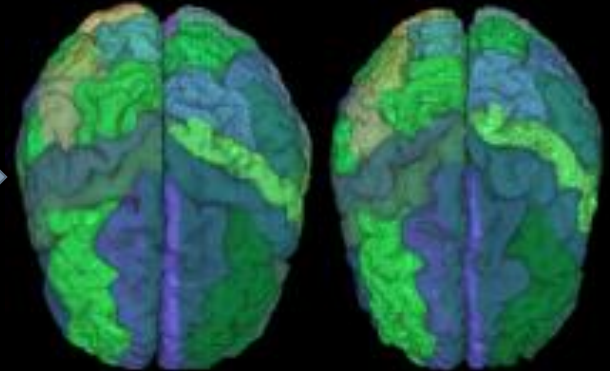
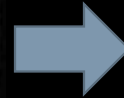
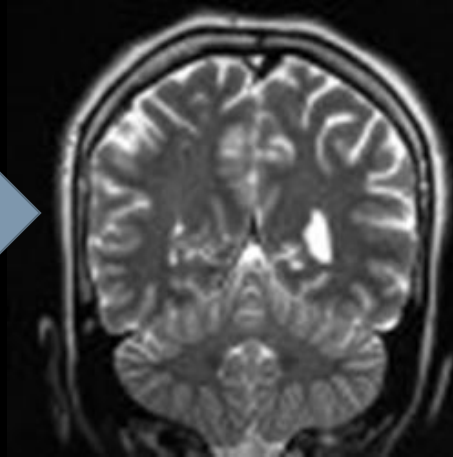
- Ο θόρυβος της εικόνας (image noise) είναι στατιστικός και το μέγεθός του εξαρτάται από την ένταση του σήματος. Προσεγγιστικά μπορεί να θεωρηθεί σαν προσθετικός στο σήμα.
- Η συνεισφορά του θορύβου σε κάθε pixel της εικόνας δεν είναι γνωστή αλλά μια ολική εκτίμηση της συνεισφοράς του θορύβου στην εικόνα μπορεί να εκτιμηθεί από:
 - Την τυπική απόκλιση (standard deviation) του μεγέθους του σήματος σε μια συγκεκριμένη περιοχή της εικόνας με σχετικά σταθερή ένταση.
 - Το φάσμα ισχύος του θορύβου (noise power spectrum), το οποίο προσεγγιστικά μπορεί να εκτιμηθεί από τις υψηλές συχνότητες της εικόνας όπου ο λόγος σήματος προς θόρυβο είναι μικρός.

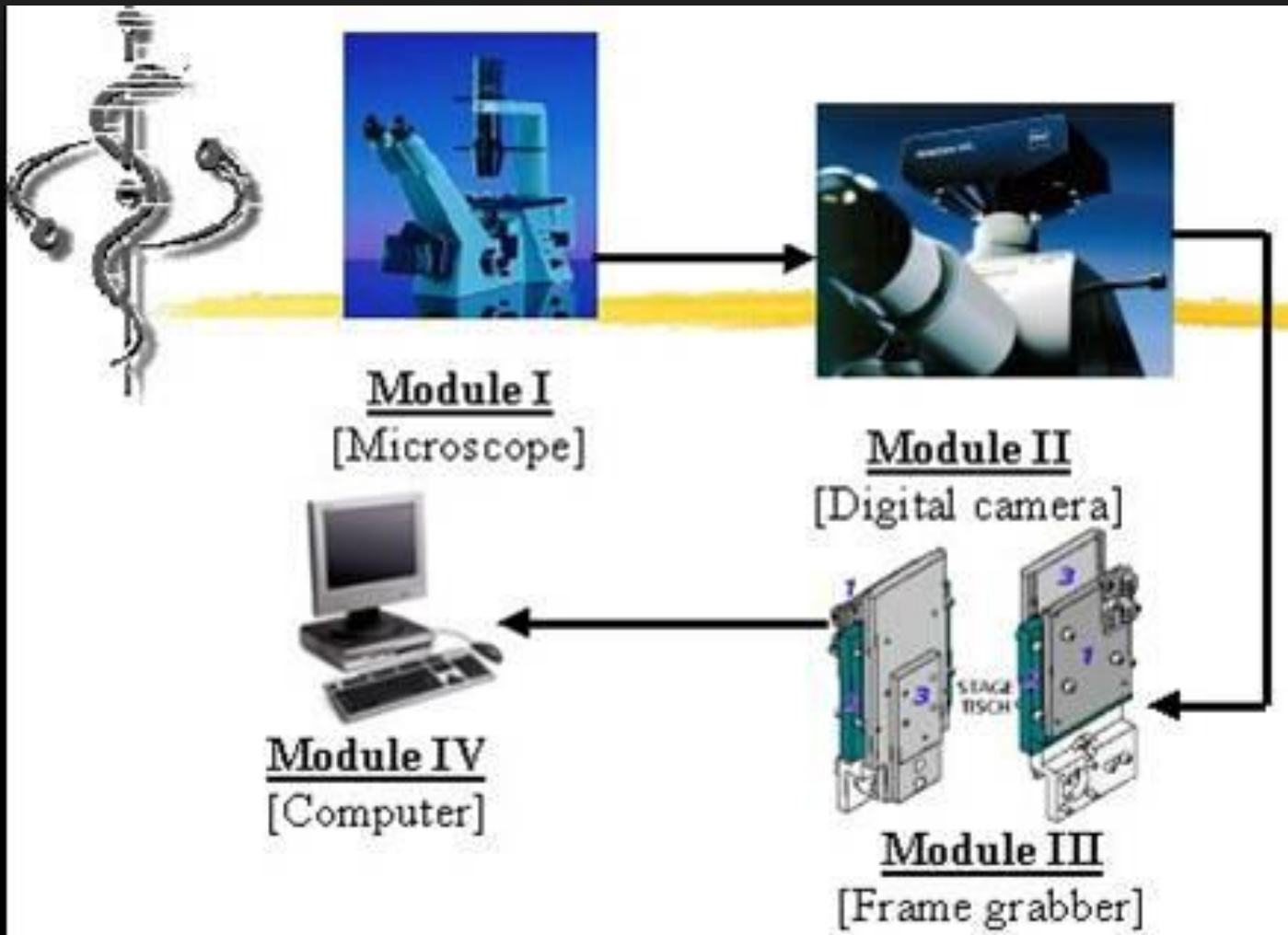
Θόρυβος στην Υπολογιστική Τομογραφία



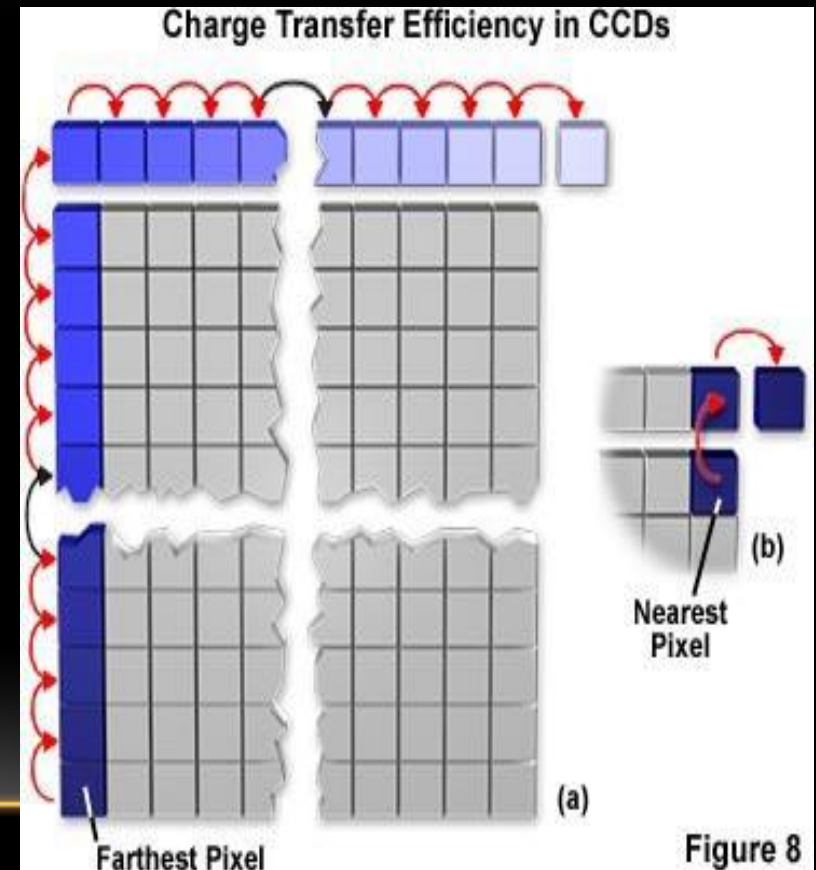
Στόχοι Μεθοδολογιών Επεξεργασίας Εικόνων

- Εξαγωγή ποσοτικής και ποιοτικής πληροφορίας από ένα σύνολο πολυδιάστατων δεδομένων που περιλαμβάνουν μια δομή ή ένα σύνολο δομών ενδιαφέροντος



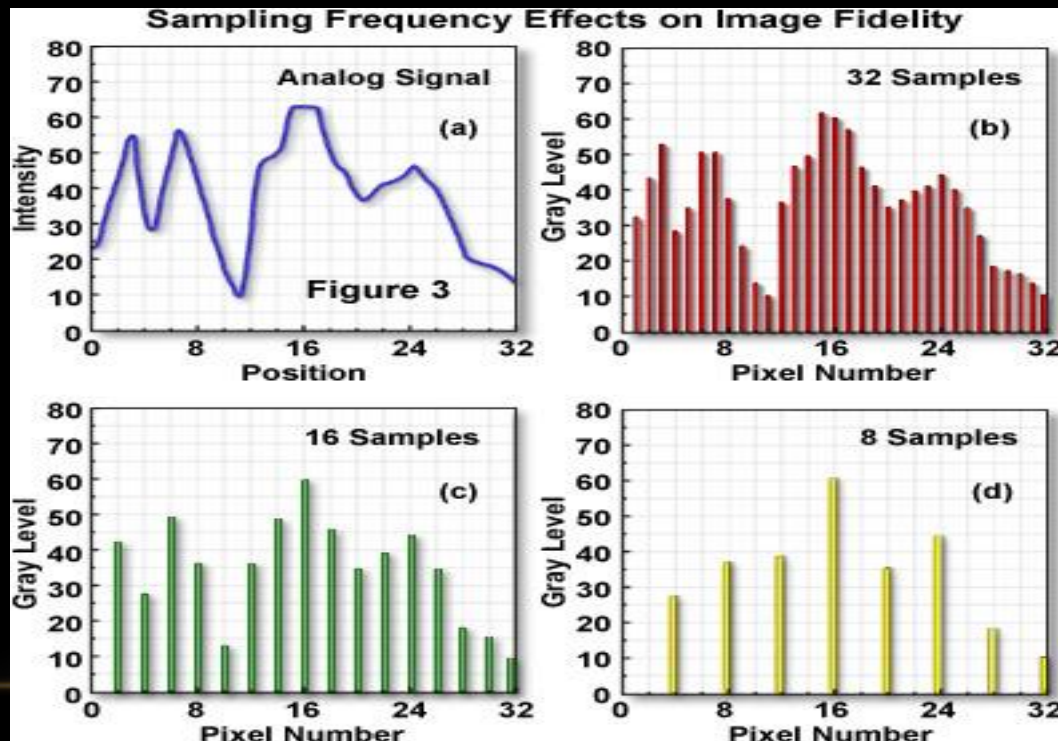


Fluorescence Microscope with Digital Camera



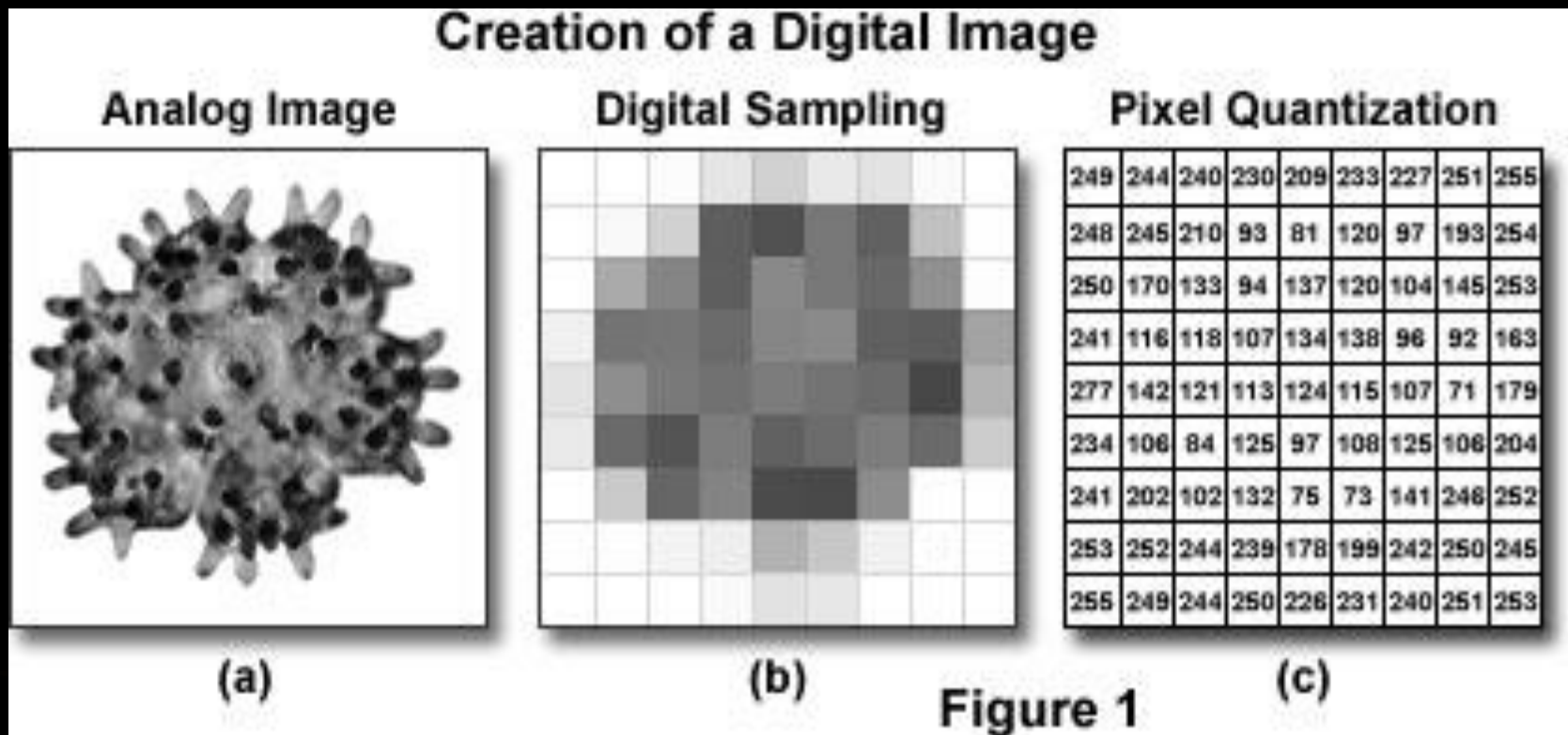
Δειγματοληψία

- Με τη δειγματοληψία τα αναλογικά σήματα μετατρέπονται σε σήματα διακριτού χρόνου.
- Στην περίπτωση που δεν ακολουθήσουμε το θεώρημα δειγματοληψίας εισάγουμε παραμόρφωση στο σήμα μας (φαινόμενο aliasing)

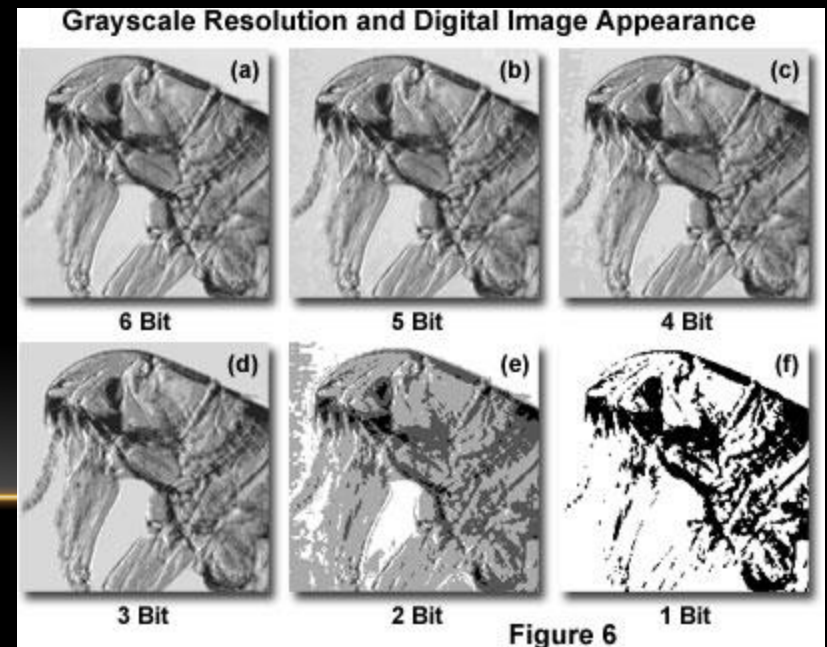
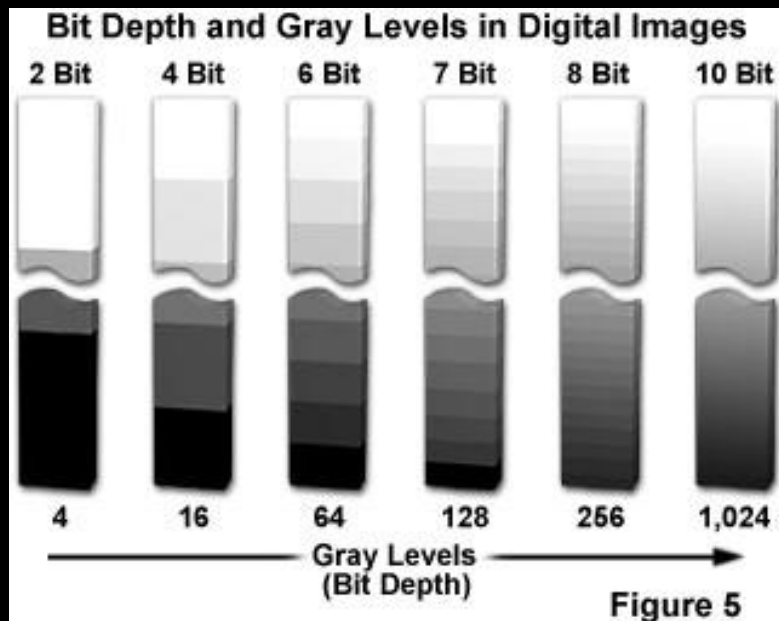


Κβαντισμός

- Η συνεχής τιμή ενός pixel στρογγυλεύεται σε μια τιμή που αναπαρίσταιται από τον δυαδικό κώδικα που επιλέγουμε. Π.χ. βάθος χρώματος με k bits δίνει 2^k τιμές για κάθε pixel.

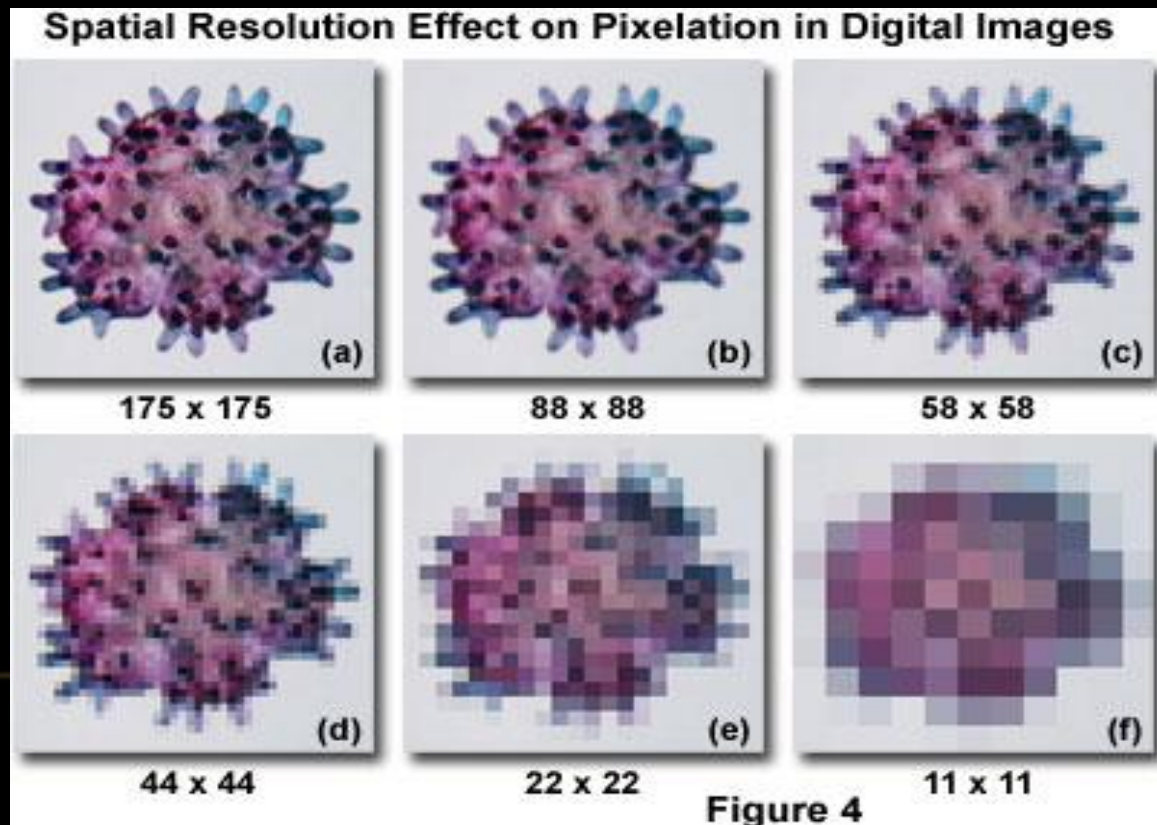


- Γενικά σε Διτονικές (bitonal) εικόνες έχουμε 1 bit για κάθε pixel (0 για μαύρο και 1 για άσπρο).
- Σε εικόνες συνεχούς τόνου έχουμε ένα ή περισσότερα bits για κάθε pixel. Για εικόνες σε κλίμακες γκριζου (gray scale)
 - Π.χ. Εάν η εικόνα έχει 6 bits τότε σε κάθε pixel αντιστοιχούν 64 τιμές
 - (000000 111111)
 - Μαύρο Άσπρο



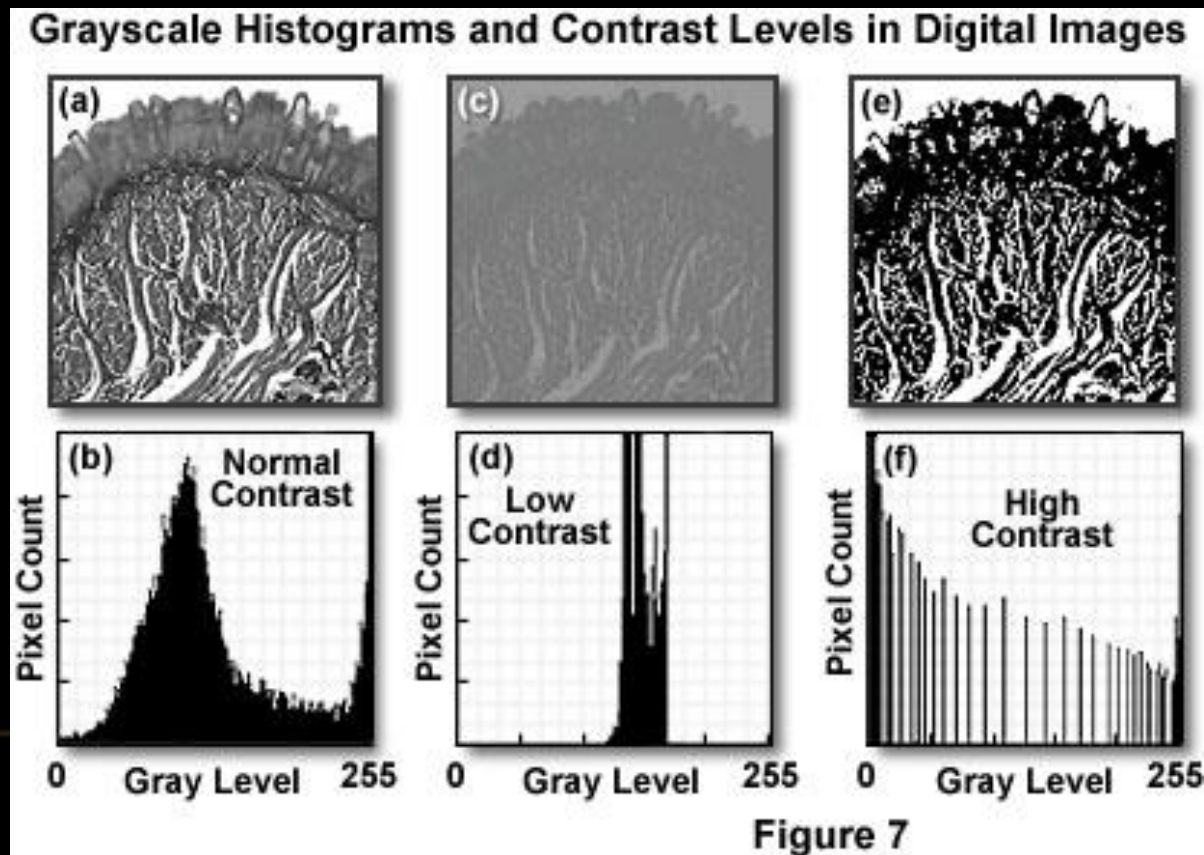
RESOLUTION

- Χωρική διακριτική ικανότητα:
- Α) Πόσο καλά μπορούν να διακρίνονται γειτονικά σημεία
- Β) Για ψηφιακές εικόνες #pixels/περιοχή εικόνας στον πραγματικό χώρο

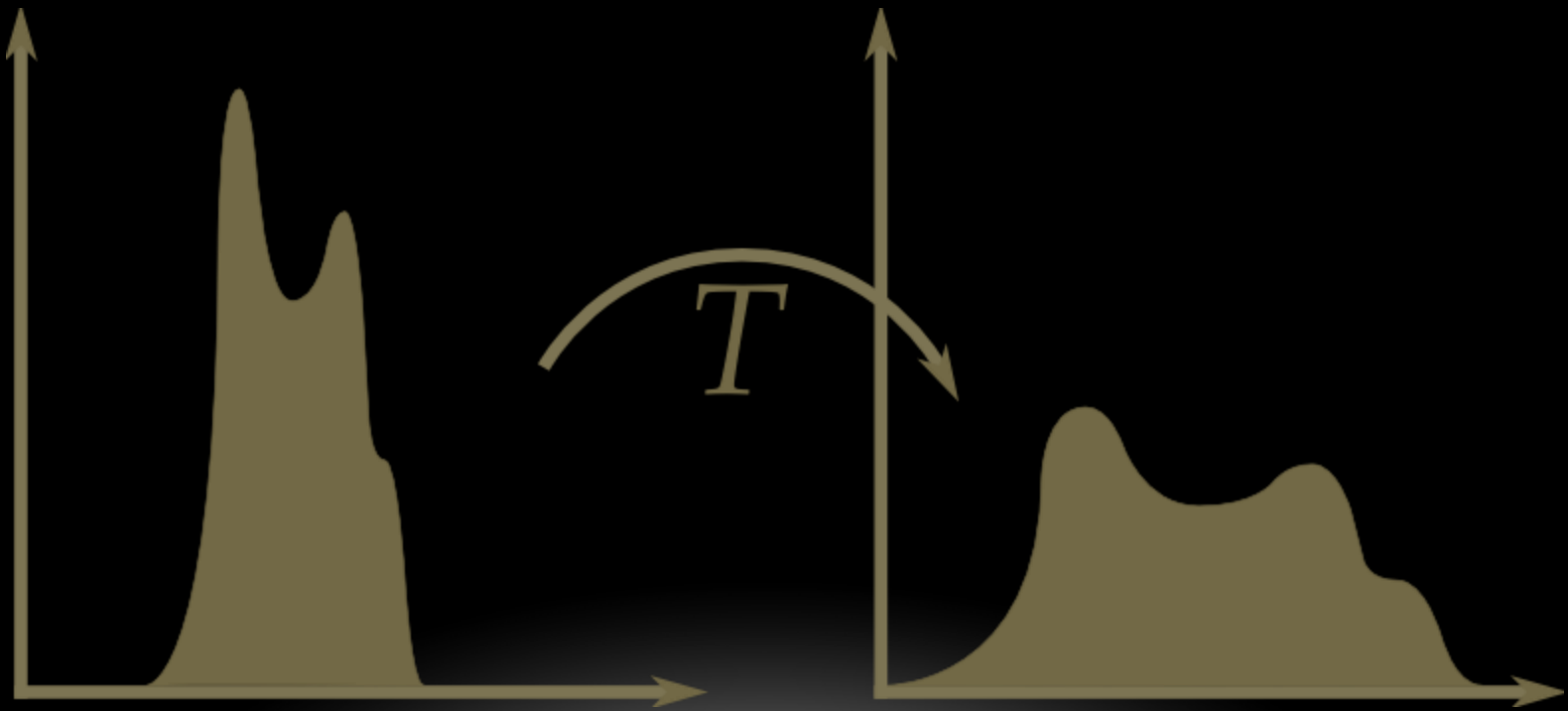


Διακριτική Ικανότητα Αντίθεσης

- A) Πόσο καλά διακρίνονται διάφορες εντάσεις
- B) Για ψηφιακές εικόνες bits/pixels



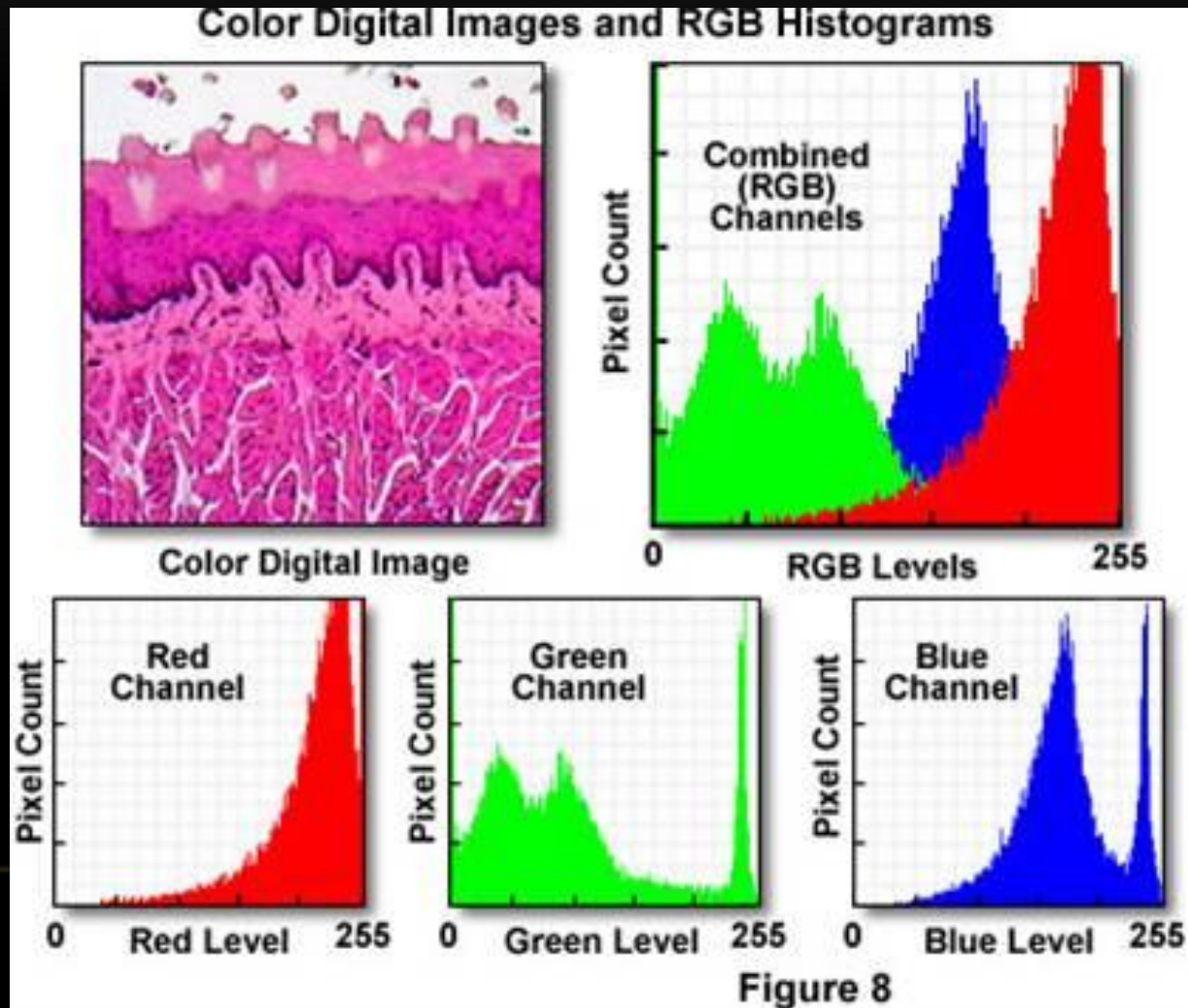
HISTOGRAM STRETCHING



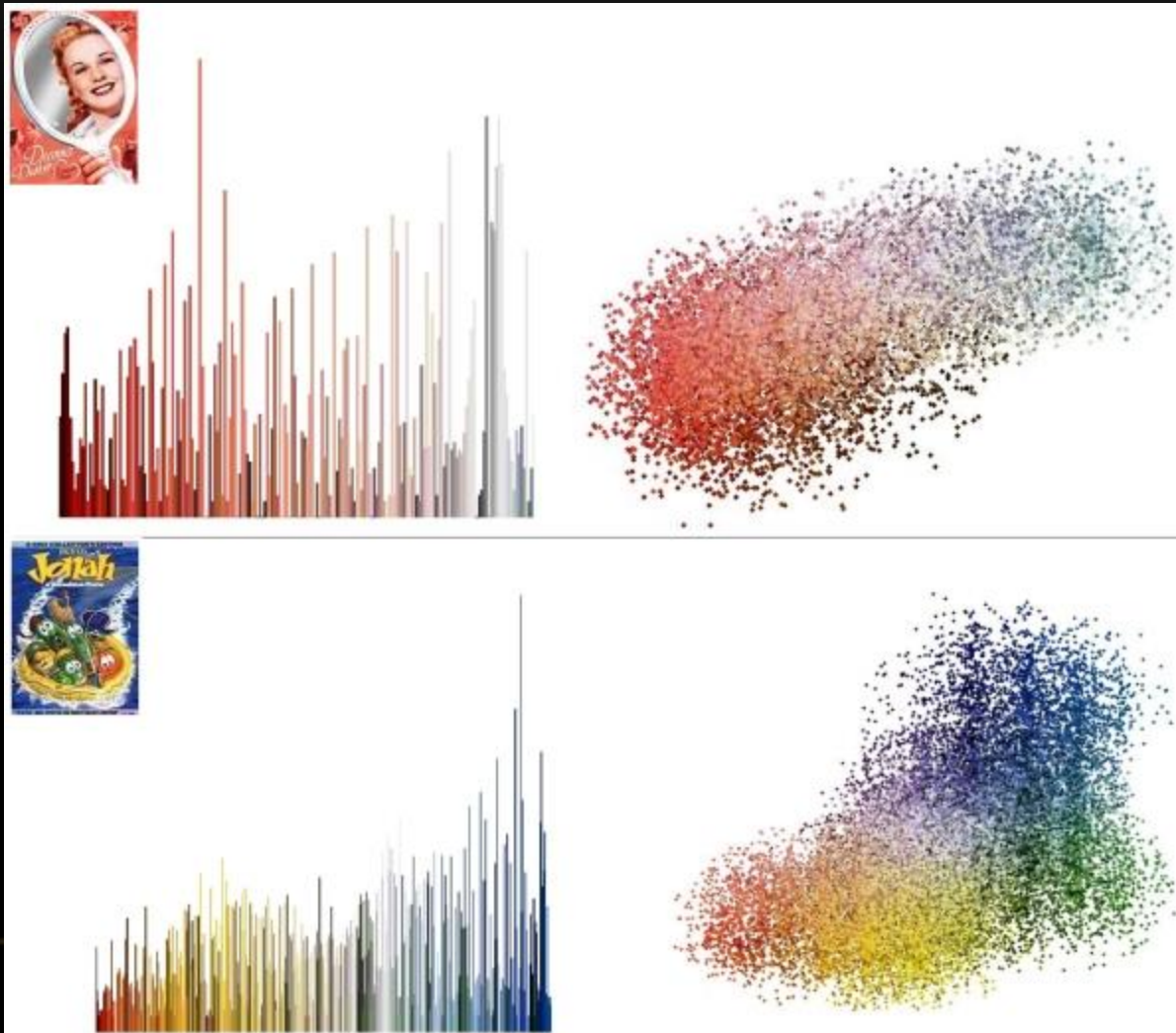
Παράδειγμα Εφαρμογής HISTOGRAM STRETCHING



Ιστόγραμμα Έγχρωμης Εικόνας (2D)



Ιστόγραμμα Έγχρωμης Εικόνας (3D)



Βελτίωση Ποιότητας Εικόνας

- Σημειακή επεξεργασία με βάση μόνο την χρωματική πυκνότητα μεμονωμένων στοιχείων εικόνας
- Χρήση κατάλληλων χωρικών φίλτρων (κυρίως για εξάλειψη του θορύβου)
- Εφαρμογή τεχνικών διαφόρισης για ενίσχυση λεπτομερειών

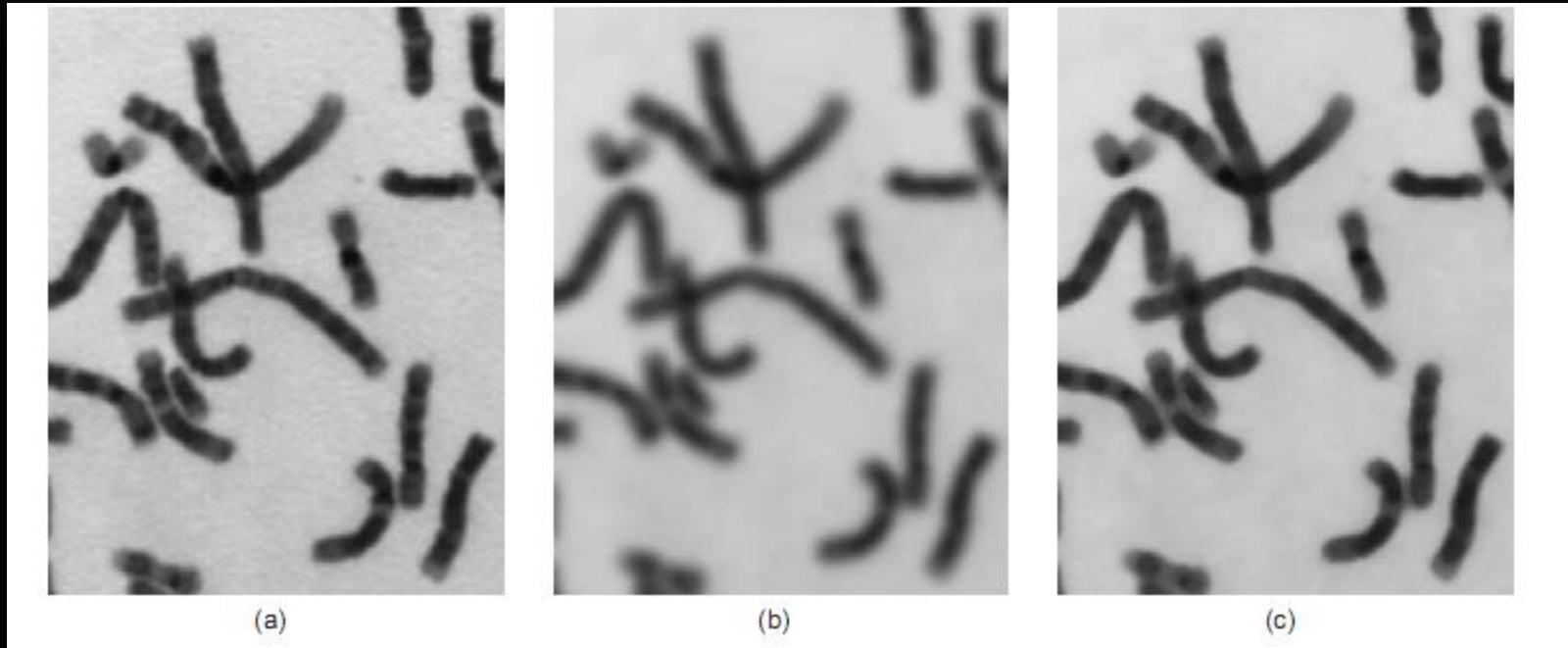
Με στόχο:

- Εξαγωγή ποσοτικής και ποιοτικής πληροφορίας από ένα σύνολο πολυδιάστατων δεδομένων που περιλαμβάνουν μια δομή ή ένα σύστημα δομών ενδιαφέροντος

ΑΝΑΒΑΘΜΙΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ

- Ο σκοπός των τεχνικών αναβάθμισης εικόνας είναι η κατάλληλη επεξεργασία της μήτρας της ιατρικής εικόνας ώστε το αποτέλεσμα, δηλαδή η επεξεργασμένη εικόνα, να είναι ποιοτικά ανώτερη από την αρχική στο απεικονιστικό σύστημα του ακτινοδιαγνώστη.
- Έχουν αναπτυχθεί μια σειρά από τεχνικές αναβάθμισης εικόνας που η εκάστοτε εφαρμογή τους εξαρτάται από το συγκεκριμένο πρόβλημα που προσπαθεί να διερευνήσει ο διαγνώστης.
- Οι τεχνικές αναβάθμισης εικόνας αποσκοπούν στην ελάττωση της επίδρασης που έχουν οι διάφορες πηγές υποβάθμισης εικόνας π.χ. ο θόρυβος προσδίδει μια κοκκώδη υφή στην εικόνα υποβαθμίζοντάς την.
- Υπάρχουν 3 κύριες κατηγορίες τεχνικών αναβάθμισης εικόνας, ανάλογα με το επιδιωκόμενο αποτέλεσμα:
 - Λείανση Εικόνας (Image Smoothing), για την καταστολή του θορύβου.
 - Όξυνση εικόνας (Image Sharpening), για την ελάττωση του θολώματος (blurring) ή ασαφοποίησης της εικόνας από την PSF του συστήματος.
 - Αύξηση Αντίθεσης Εικόνας (Gray-scale and Histogram Modification) για αύξηση του contrast της εικόνας.

IMAGE SMOOTHING

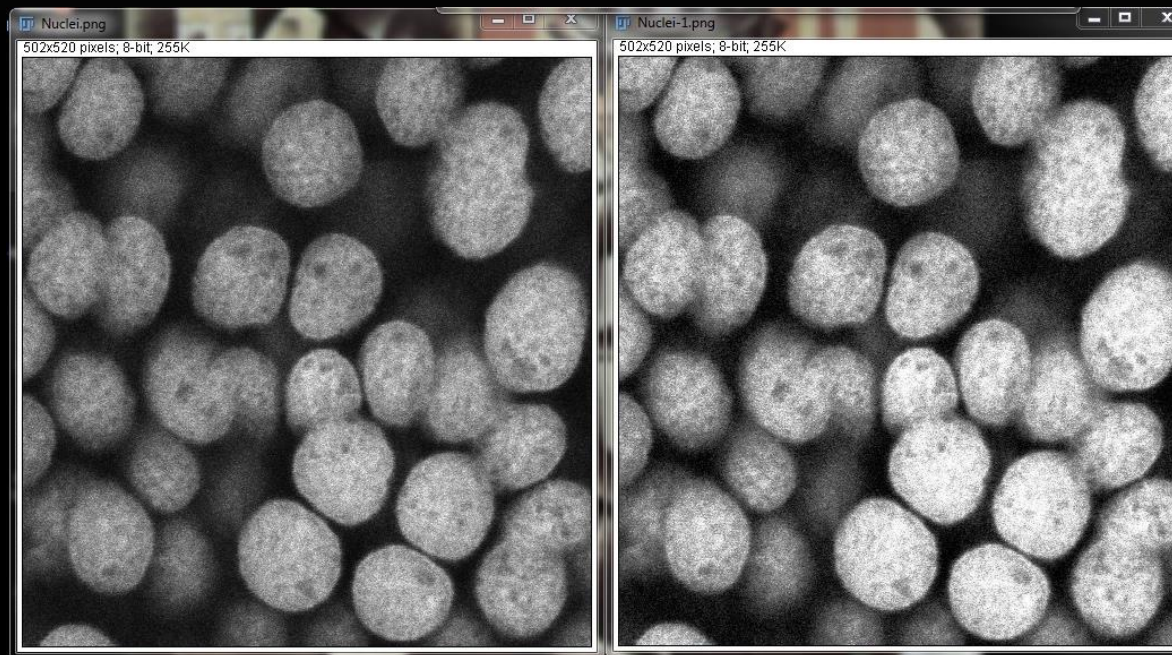


- (a) Original
- (b) Image smoothed with a Gaussian filter
- (c) Image filtered with a median filter

IMAGE SHARPENING



Αύξηση Αντίθεσης Εικόνας



Βιβλιογραφία

- 'Digital Image Processing' R.C. Gonzalez, R.E. Woods, Addison-Wesley Publishing Company
- Α. Δασκαλάκης, Διδακτορική Διατριβή