

«Ιατρική Εικόνα»
MED1114 (684 για Οδοντ/κη)

Κωνσταντίνος Λουκάς
Αναπλ. Καθηγητής

Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής
Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ

Περιγραμμά

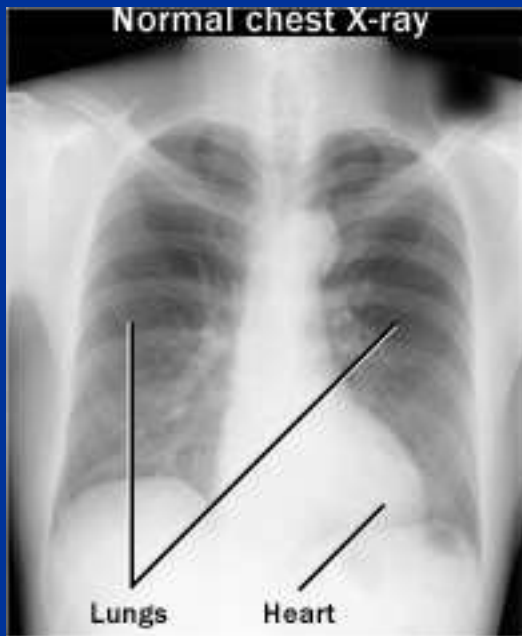
1. Εισαγωγικά στοιχεία, Αρχές Απεικόνισης
2. Απόκτηση/καταγραφή εικόνας-**CCD**
3. Ψηφιοποίηση εικόνας & σήματος
4. Ποιότητα εικόνας, Επεξεργασία εικόνας
5. Έγχρωμη εικόνα
6. Συμπίεση, Volume Rendering, DICOM-PACS
7. Άλλες απεικονιστικές τεχνικές

Εισαγωγή

- Γιατί εικόνα?

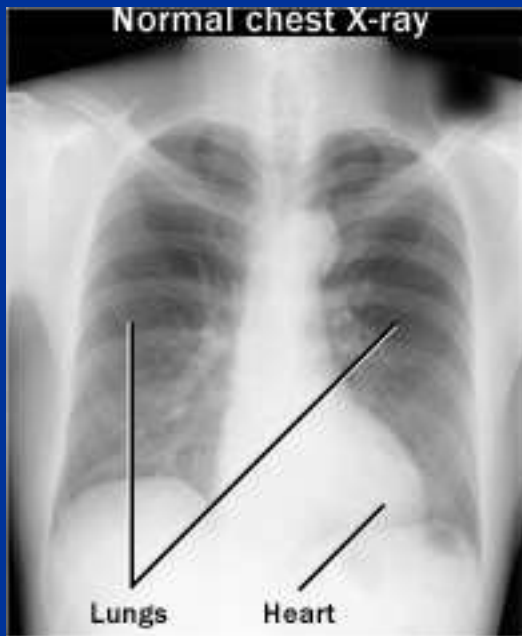
Εισαγωγή

- Γιατί εικόνα?
 - Διαγνωστική πληροφορία σε 2 διαστάσεις.



Εισαγωγή

- Γιατί εικόνα?
 - Διαγνωστική πληροφορία σε 2 διαστάσεις.
 - Δυνατότητα **σύγκρισης** (πριν/μετά/μεταξύ)



Εισαγωγή

■ Γιατί εικόνα?

- Διαγνωστική πληροφορία σε 2 διαστάσεις.
- Δυνατότητα σύγκρισης (πριν/μετά/μεταξύ)
- Απεικόνιση **ανατομικών - δομικών** – **μορφολογικών (υφή)** ή/και λειτουργικών χαρακτηριστικών.

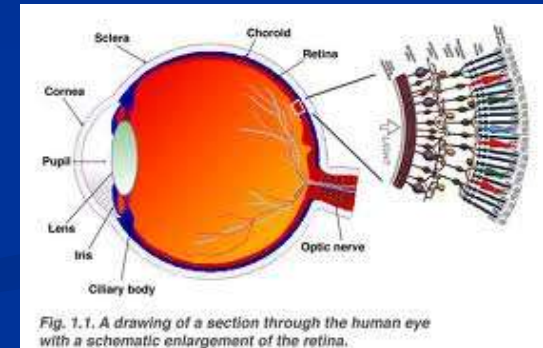


Fig. 1.1. A drawing of a section through the human eye with a schematic enlargement of the retina.

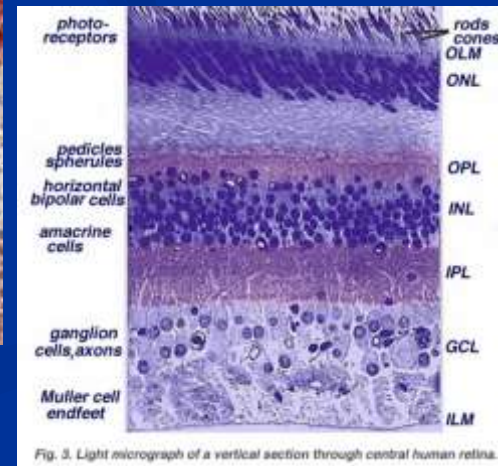
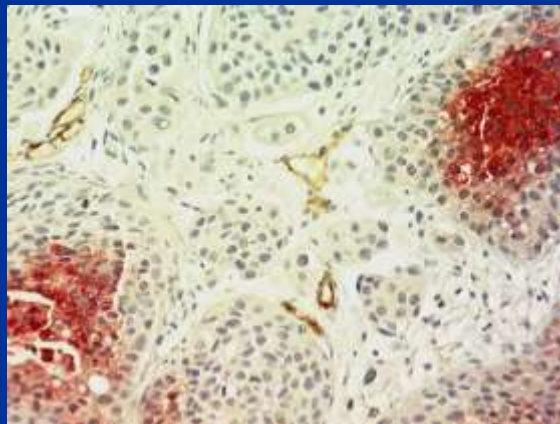
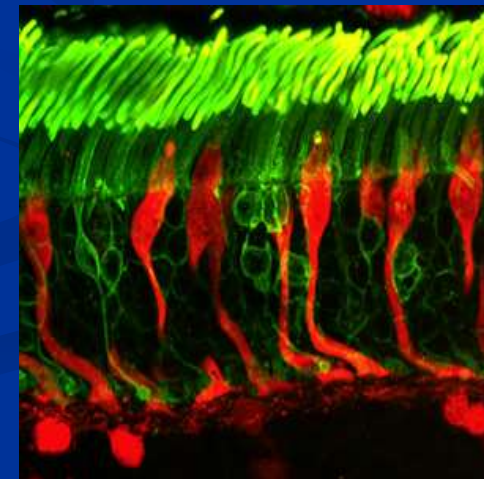


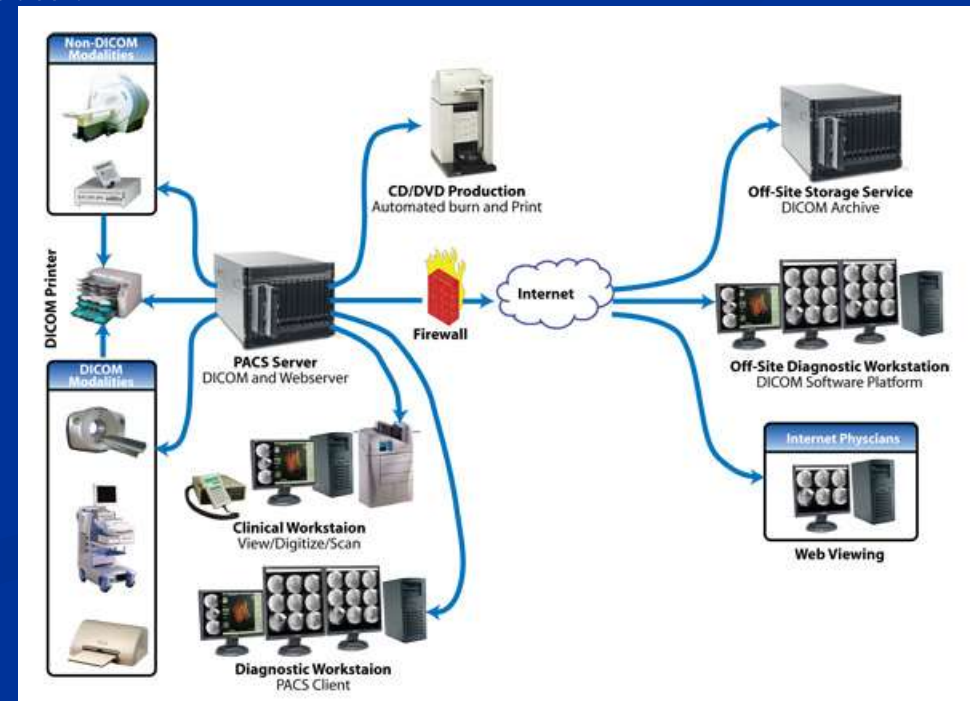
Fig. 3. Light micrograph of a vertical section through central human retina.



Εισαγωγή

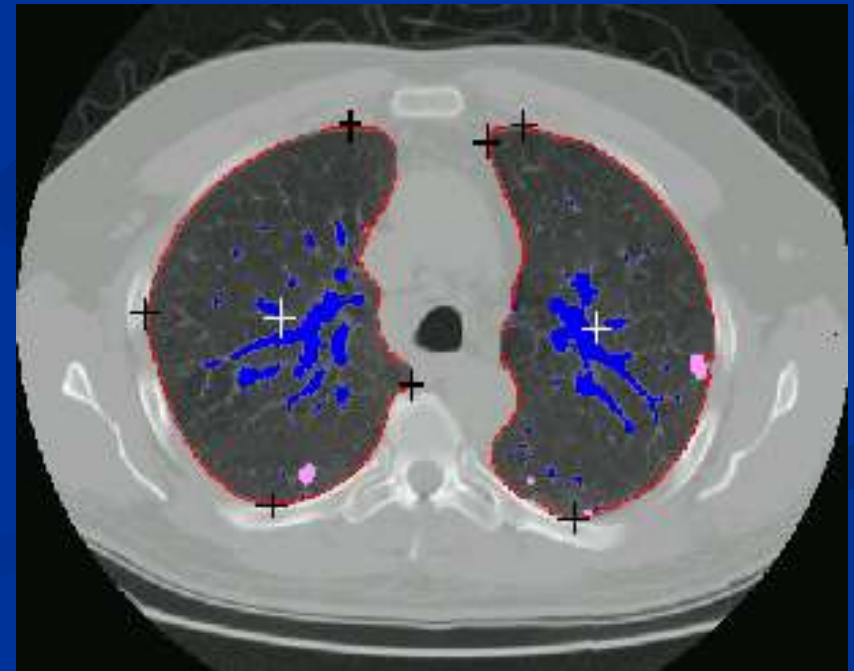
■ Γιατί εικόνα?

- Διαγνωστική πληροφορία σε 2 διαστάσεις.
- Δυνατότητα σύγκρισης (πριν/μετά/μεταξύ)
- Απεικόνιση ανατομικών - δομικών – μορφολογικών (υφή) ή/και λειτουργικών χαρακτηριστικών.
- Διαθεσιμότητα
- Επικοινωνία



Εισαγωγή

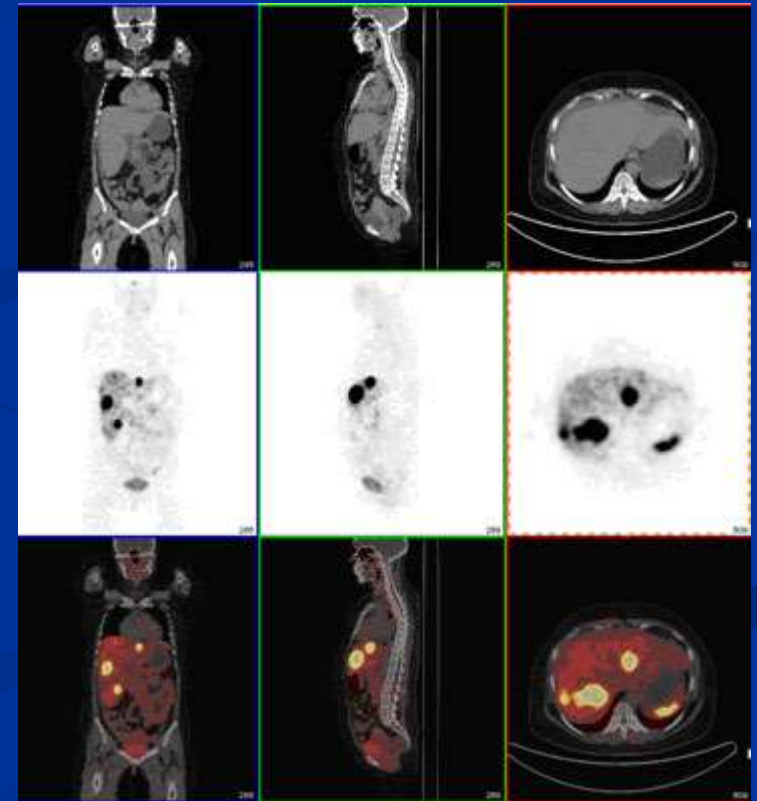
- Γιατί εικόνα?
 - Διαγνωστική πληροφορία σε 2 διαστάσεις.
 - Δυνατότητα σύγκρισης (πριν/μετά/μεταξύ)
 - Απεικόνιση ανατομικών - δομικών – μορφολογικών (υφή) ή/και λειτουργικών χαρακτηριστικών.
 - Διαθεσιμότητα
 - Επικοινωνία
 - Επεξεργασία
 - Αναγνώριση, ποσοτικές μετρήσεις (!)



Εισαγωγή

■ Γιατί εικόνα?

- Διαγνωστική πληροφορία σε 2 διαστάσεις.
- Δυνατότητα σύγκρισης (πριν/μετά/μεταξύ)
- Απεικόνιση ανατομικών - δομικών – μορφολογικών (υφή) ή/και λειτουργικών χαρακτηριστικών.
- Διαθεσιμότητα
- Επικοινωνία
- Επεξεργασία
- Αναγνώριση, ποσοτικές μετρήσεις (!)
- **Συνδυαστική μελέτη** διαφορετικών, απεικονιστικών τεχνικών (fusion).

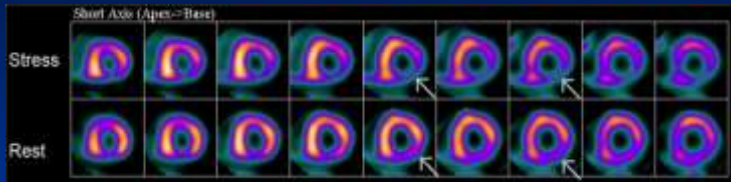


Απεικόνιση-Μορφολογία-Λειτουργικότητα

Απεικονιστική Μέθοδος	Ανατομία/Μορφολογία (υφή)	Λειτουργικότητα
Ακτινογραφία	√	—
CT	√ (3D)	√ (CT Perf. Imag.)
Πυρηνική Ιατρική	—/√ (3D)	√ (uptake)
MRI	√ (3D)	√ (fMRI)
Υπερηχογραφία	√ (3D)	√ (Doppler)
Μικροσκοπία	√ (3D)	√ (LSM, φθορισμός)
Οπτική απεικόνιση	√ (3D: OCT)	√

Image Fusion: Σύντηξη δεδομένων από διαφορετικά απεικονιστικά συστήματα!

Η Εικόνα στην Ιατρική Ειδικότητα



Δερματολογία

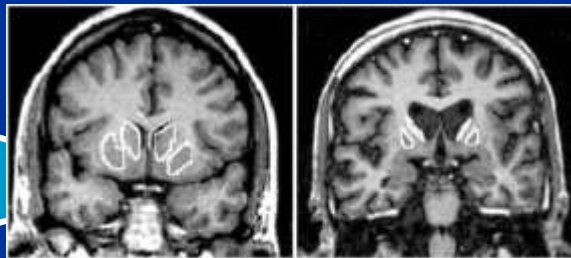


Πυρηνική
Ιατρική

Καρδιολογία

Αναισθησιολογία

Νευρολογία



Οφθαλμολογία



Ακτινολογία

Ακτινολογία

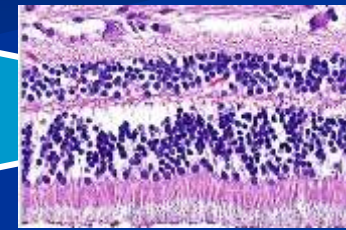


Γυναικολογία

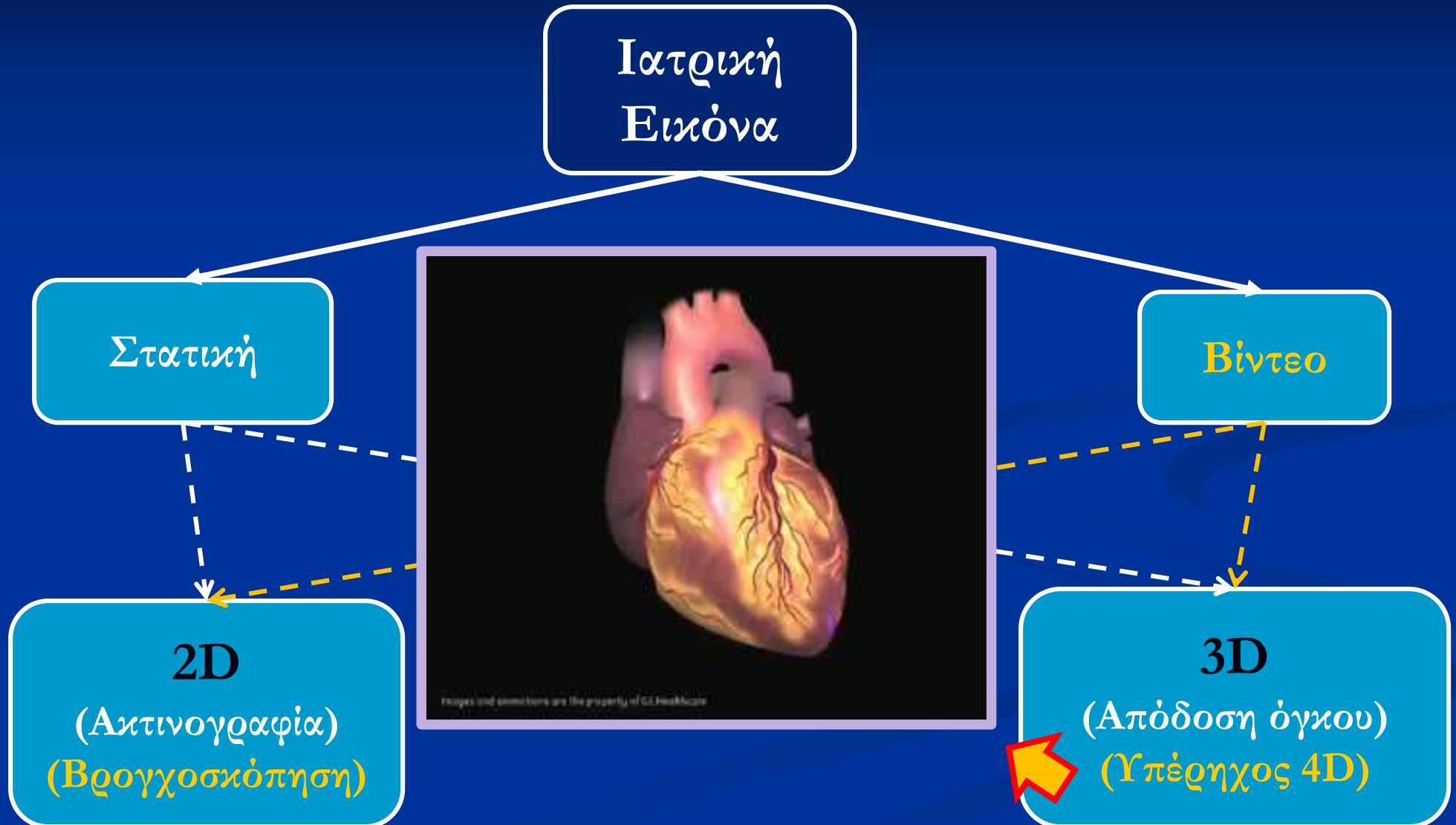


Χειρουργική

Κυτταρολογία/
Ιστοπαθολογία

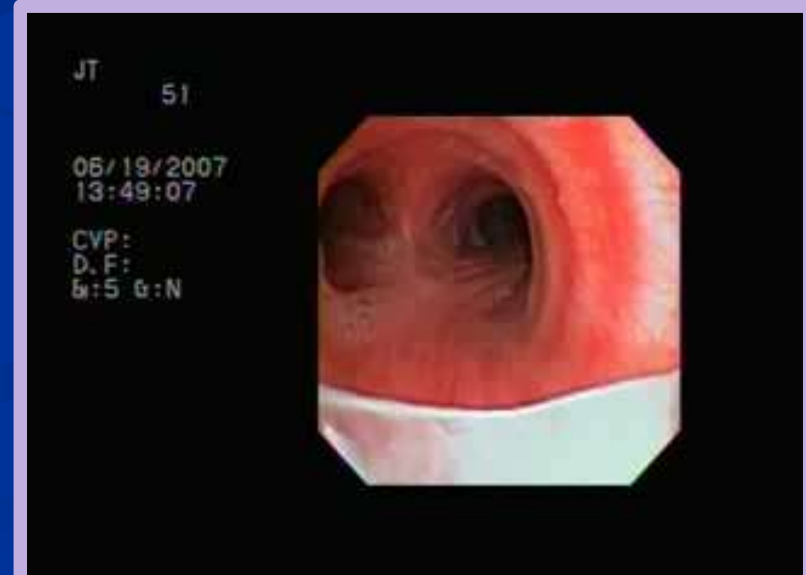
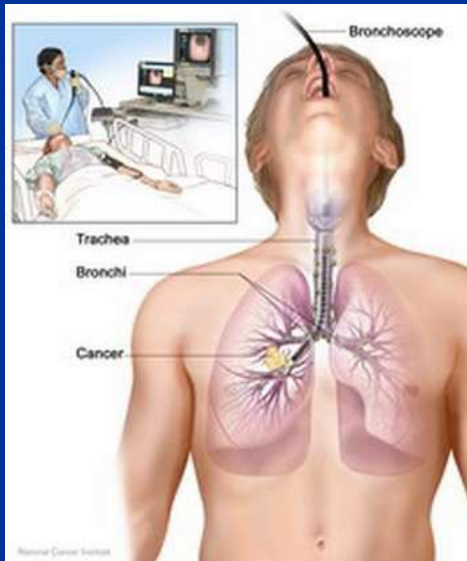


Εικόνα - Χρόνος - Διαστάσεις (I)



Εικόνα - Χρόνος – Διαστάσεις (II)

Απόδοση όγκου (Volume Rendering)



Τεχνικές Διαγνωστικής Απεικόνισης

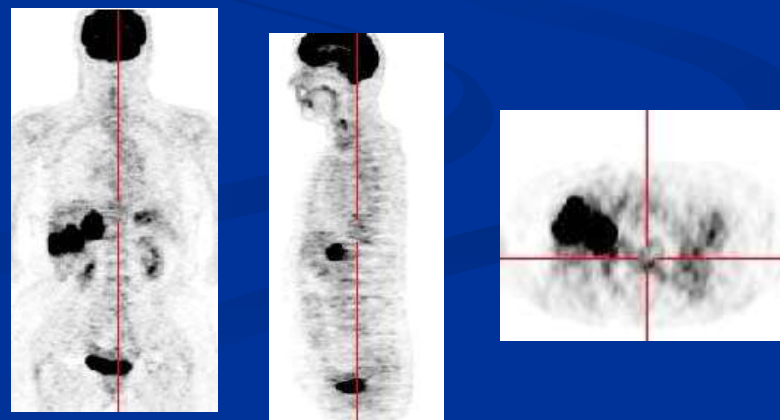
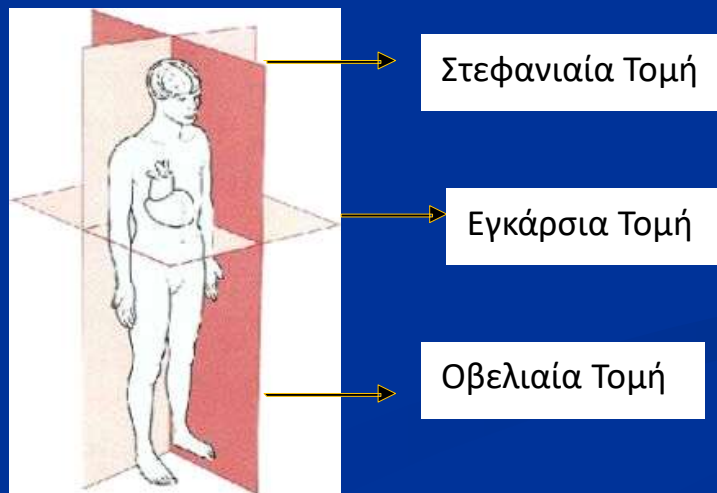
Τεχνικές Προβολής

- Προβολή οργάνου σε 2D
- Αλληλοεπικάλυψη ιστών
- Απαιτούνται πολλαπλές προβολές
- Περιορισμένη πληροφορία
- Εύκολη, γρήγορη, φθηνή!

Τομογραφικές Τεχνικές

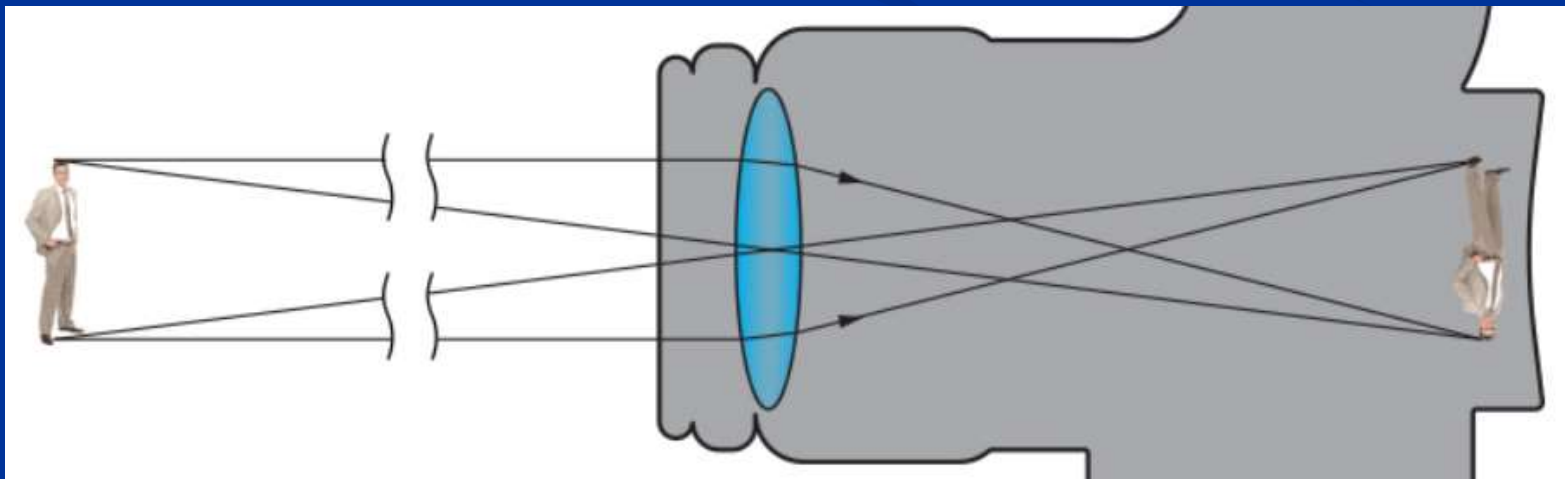
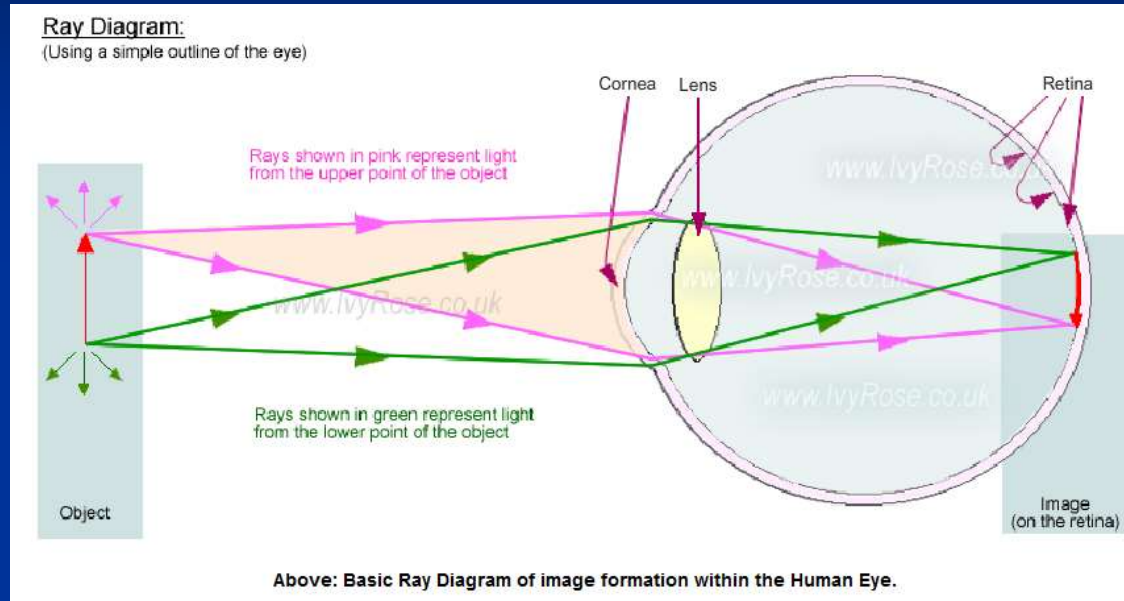
- Λεπτές τομές
- Διάφορα επίπεδα-τμήματα
- Μεγαλύτερη λεπτομέρεια
- Πλούσια πληροφορία
- Μικρότερος «θόρυβος»
- Όχι πάντα εύκολη, λιγότερο φθηνή!

*Ερ.: Αναφέρεται
2 τεχνικές για
κάθε περίπτωση.*



Αρχές απεικόνισης I

Πριν εξετάσουμε πως «βλέπουν» οι ανιχνευτές πάμε να δούμε πως βλέπει το ανθρώπινο μάτι...



Αρχές απεικόνισης I

Πριν εξετάσουμε πως «βλέπουν» οι ανιχνευτές πάμε να δούμε πως βλέπει το ανθρώπινο μάτι...

Ερ.1: Γιατί δεν βλέπουμε 2 εικόνες?

Ερ.2: Γιατί δεν βλέπουμε «ανάποδα»?

Pinhole camera model

(θεωρούμε ότι οι ακτίνες διέρχονται από ένα σημείο (pinhole), και κατευθύνονται στον αισθητήρα, CCD).

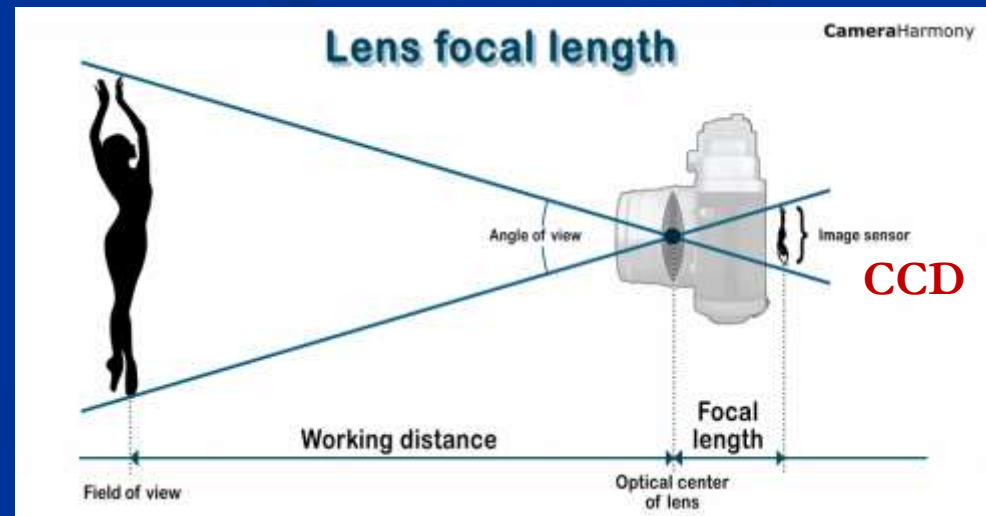
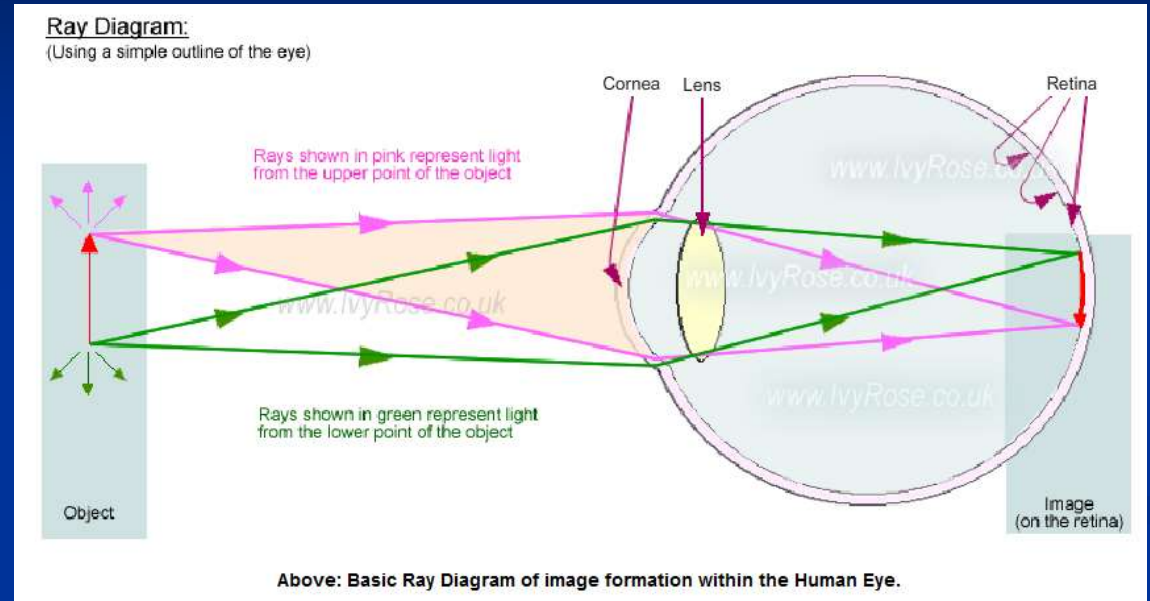
$$\frac{H_o}{WD} = \frac{H_i}{FL}$$

H_o: μήκος αντικειμένου

WD: απόσταση από φακό

H_i: μήκος ειδώλου

FL: εστιακό μήκος

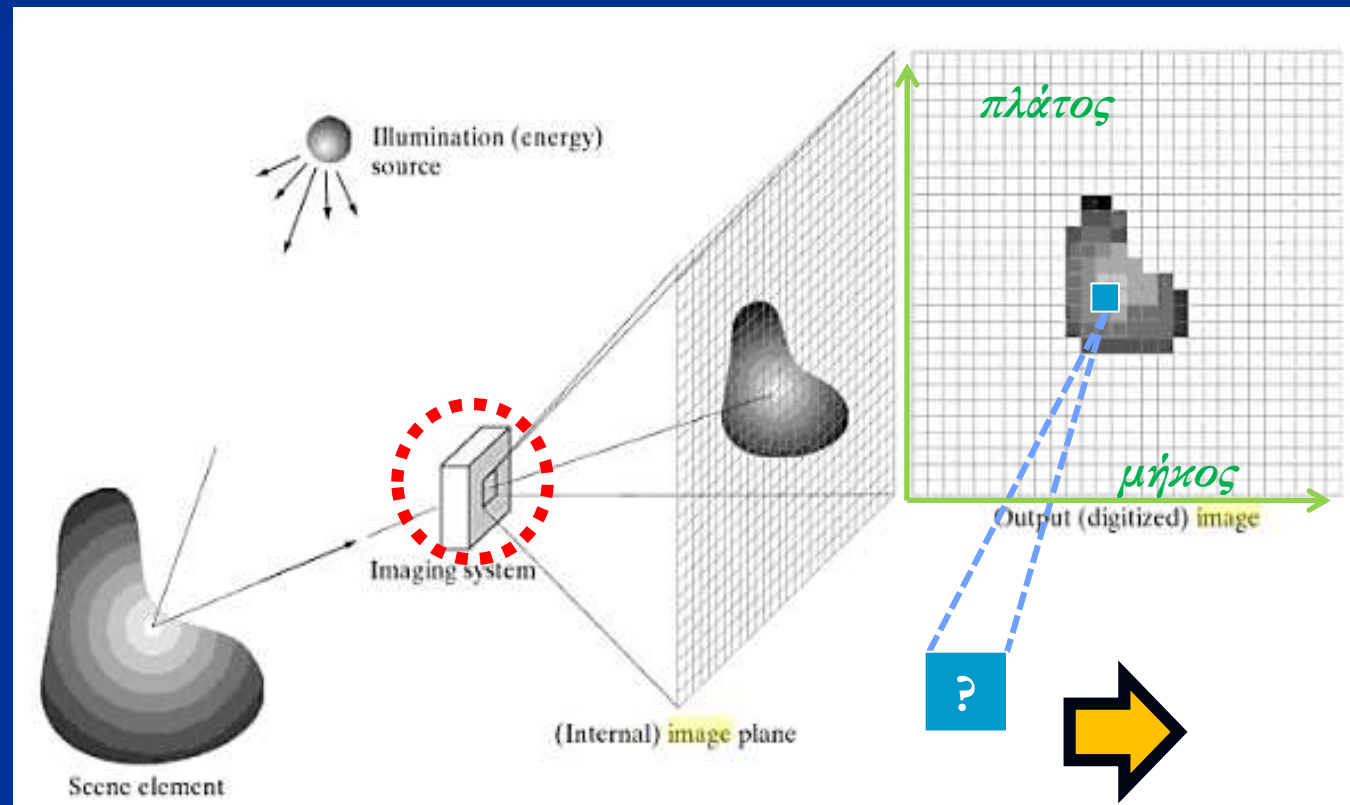


Αρχές απεικόνισης II

Παράδειγμα – Optical/Light Imaging

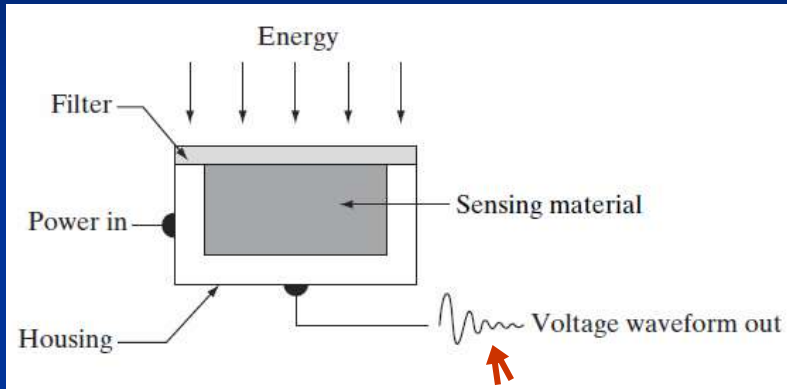
Εικόνα: «μήκος», «πλάτος» (# pixels)...και 'βάθος pixel'
(# bits, # τιμών απόχρωσης που μπορούν να αποθηκευτούν)

- Η ακτινοβολία από μια πηγή φωτισμού ανακλάται από μια επιφάνεια (scene element).
- Εστίαση από τον φακό στον αισθητήρα (image plane) και συλλογή.
- Ο αισθητήρας (image sensor) παράγει έξοδο (e-) ανάλογη με το φως που συλλέγεται σε κάθε στοιχείο του.
- Ηλεκτρονικά κυκλώματα σαρώνουν τα στοιχεία και παράγουν ένα ηλ. σήμα το οποίο στη συνέχεια ψηφιοποιείται.

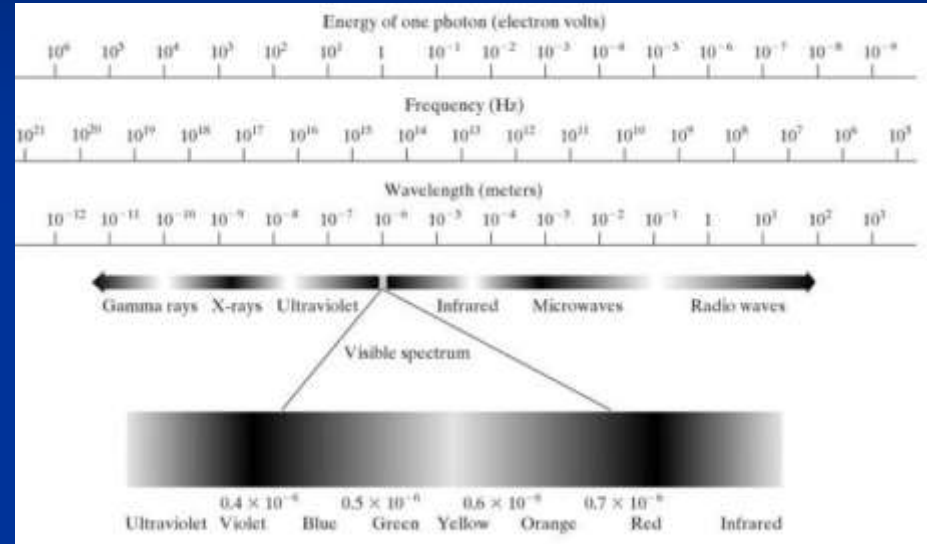


Αρχές απεικόνισης III

Η εισερχόμενη ενέργεια μετατρέπεται σε τάση μέσω του συνδυασμού ηλεκτρικής ισχύος εισόδου και αισθητήρα που ανταποκρίνεται στη συγκεκριμένη μορφή ενέργειας που ανιχνεύεται.

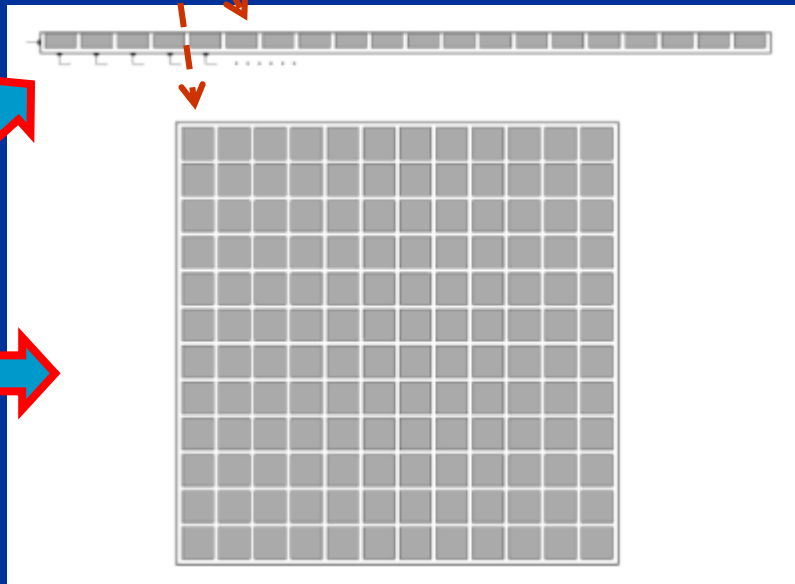


Ανάλογη της εισερχόμενης Ακτινοβολίας!



Ανιχνευτές σε διάταξη γραμμής

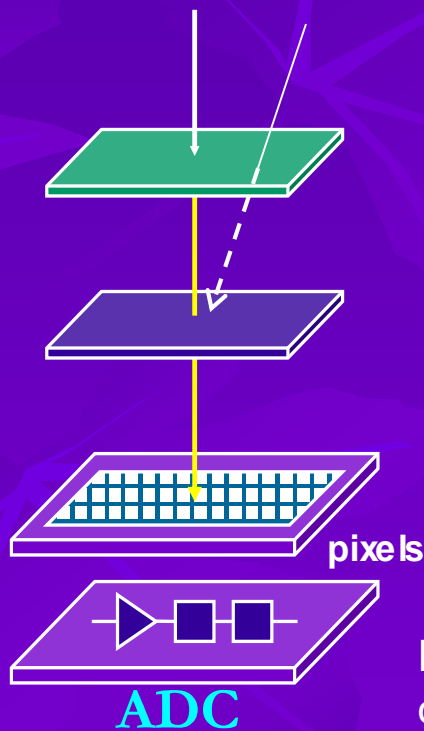
Ανιχνευτές σε διάταξη πίνακα



Στα διάφορα απεικονιστικά συστήματα αυτά που ουσιαστικά **αλλάζουν** είναι: η **πηγή ακτινοβολήσης**, ο **ανιχνευτής**, και συνεπώς ο **τύπος της εικόνας** που καταγράφεται.

Ψηφιοποίηση & X rays, I

X-ray ψηφιακή εικόνα με τεχνολογία CCD

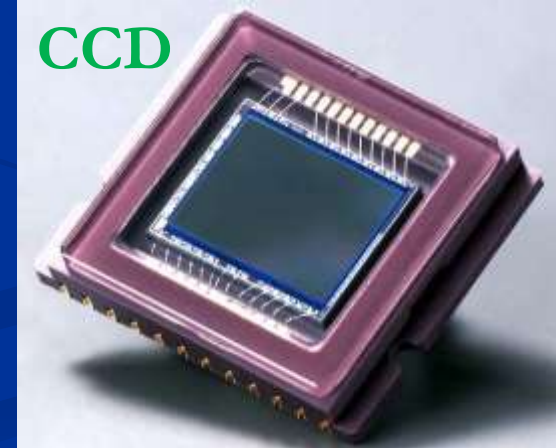
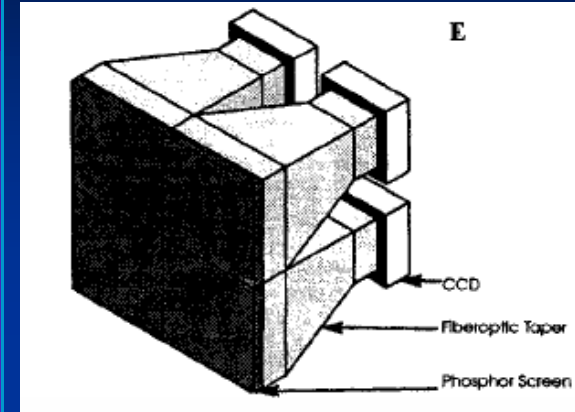


Σπινθηριστής (μετατρέπει τις ακτίνες X σε φώς)

Οπτική ίνα (φέρνει σε επαφή το φώς με το CCD και κόβει τις σκεδάσεις

CCD (μετατρέπει το ορατό φώς σε ηλεκτρόνια -ρεύμα)

Ηλεκτρονικά κυκλώματα (ενισχύουν το ηλεκτρικό σήμα και το μετατρέπει απο αναλογικό σε ψηφιακό)



Ψηφιοποίηση & X rays, II

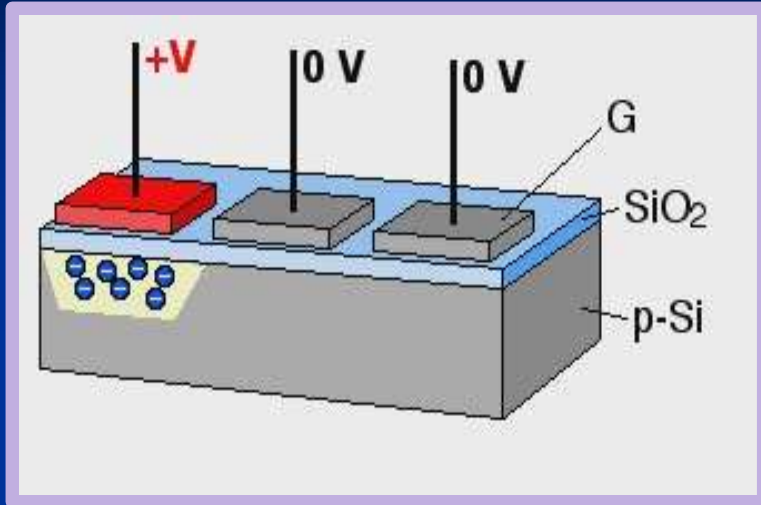
Άμεση επαφή Σπινθηριστή – CCD

Σπινθ/τής μετατρέπει ακτίνες X σε φώς & ταυτόχρονα το κατευθύνει ευθύγραμμα προς το CCD...έτσι καταργείται το στρώμα των οπτικών ινών

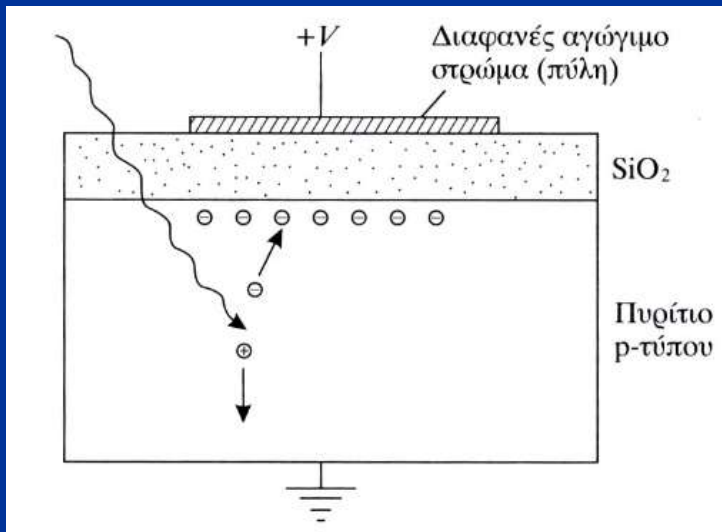
Παλαιά
Τεχνολογία



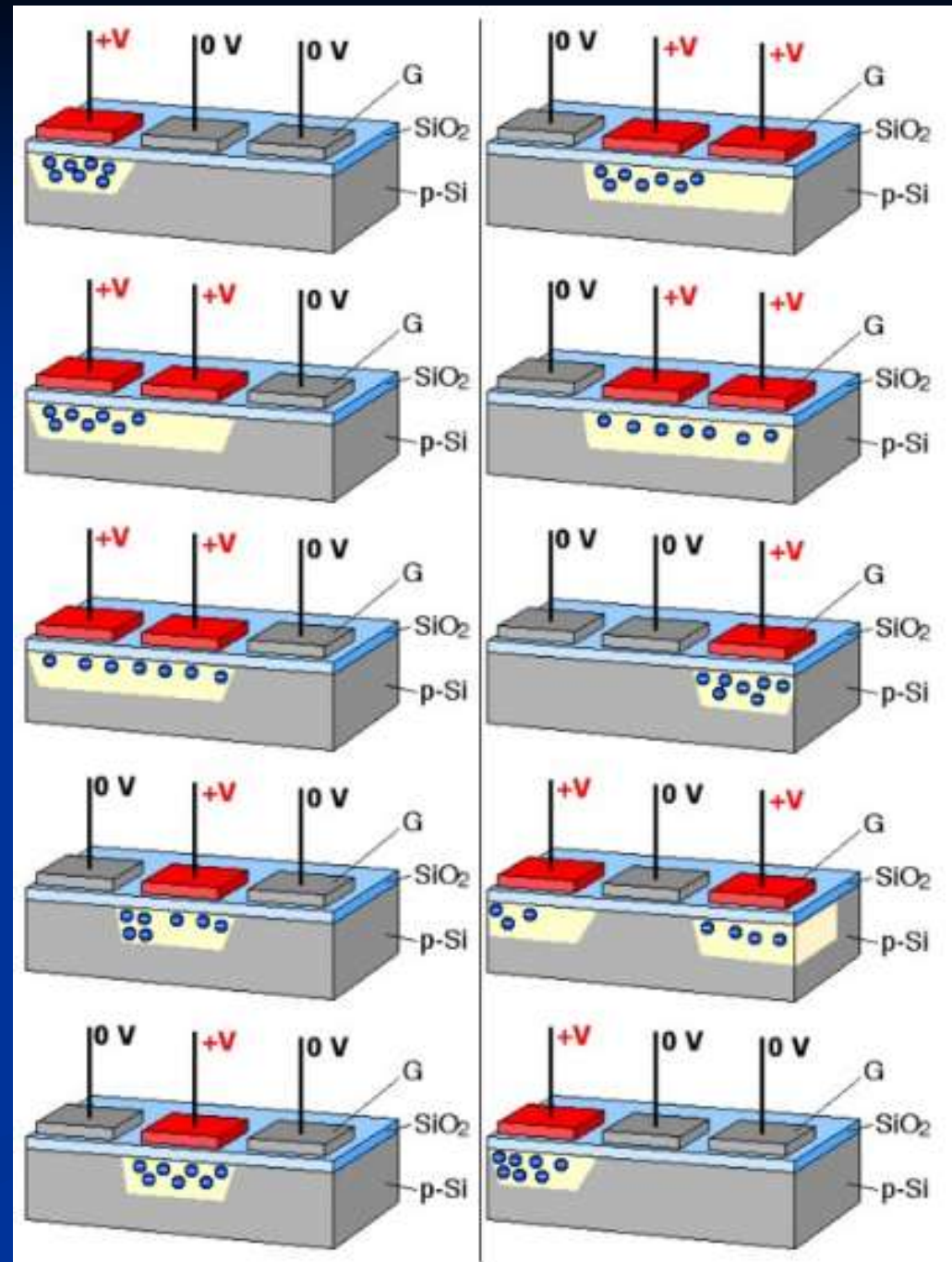
Αισθητήρας CCD I



- CCD αποτελείται από φωτοευαίσθητα στοιχεία (MOS), σε 2D διάταξη. MOS: φως \rightarrow e^- & αποθήκευση e^- (πυκνωτής).
 - Το CCD απορροφά το φως απελευθερώνοντας e^- (φωτοηλεκτρικό).
- Τα e^- συλλέγονται σε πηγάδια δυναμικού (κάτω από το μονωτή...δημιουργούνται με +V στο ηλεκτρόδιο της «πύλης»)
 - Τα e^- συγκεντρώνονται κοντά στη δι-επιφάνεια ημιαγωγού (Si) – μονωτή (SiO₂).
- Εφαρμόζεται τάση στα ηλεκτρόδια με κατάλληλο χρονοισμό. Τα e^- μετακινούνται από το ένα MOS στο άλλο.

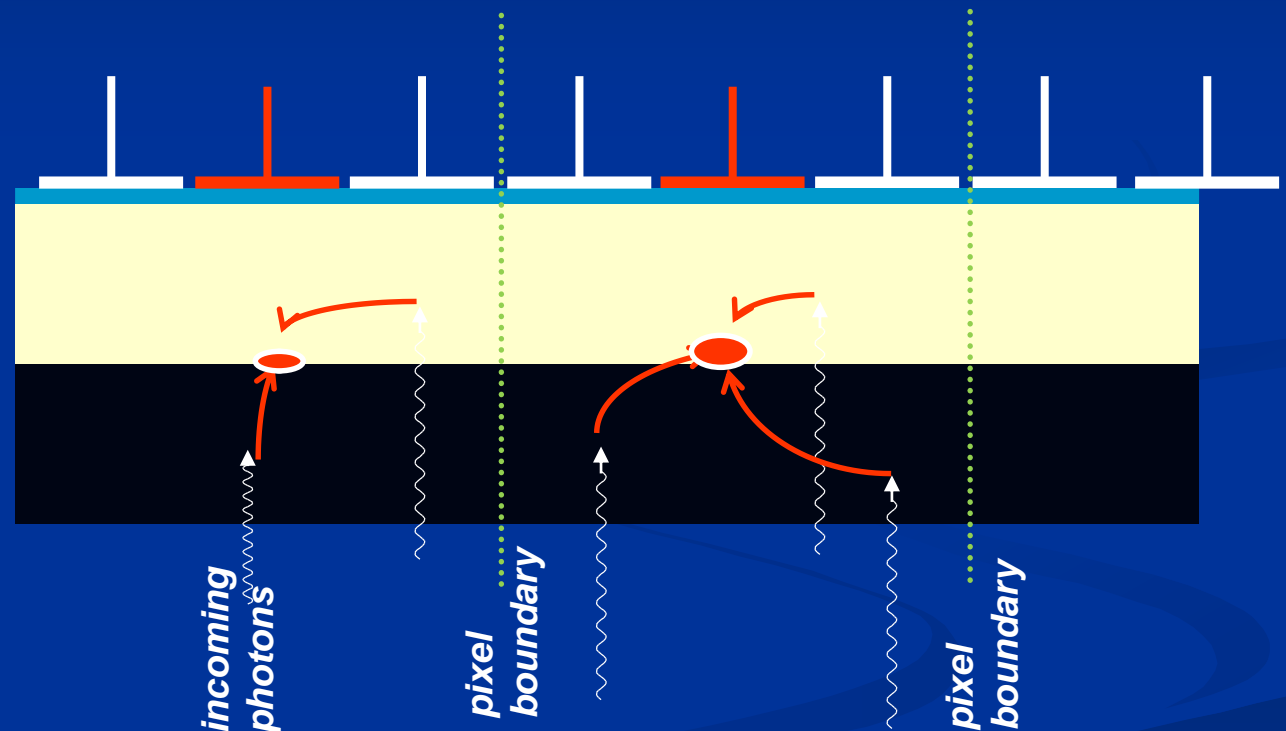
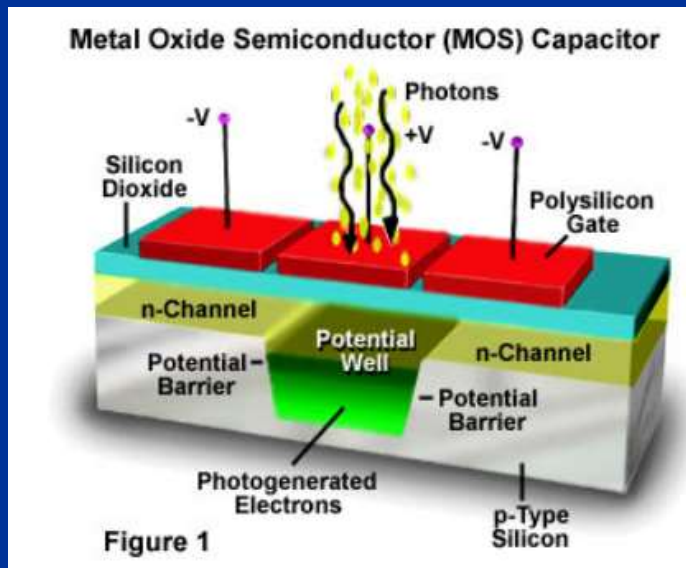


- **CCD** αποτελούμενο από 3 MOS τοποθετημένους παράλληλα.
- Η καινοτομία του CCD έγκειται στη μεταφορά του σήματος, από MOS σε MOS (**Nobel prize 2009**).
- Αρχικά πολώνουμε μόνο την πρώτη πύλη...όλο το σήμα συγκεντρώνεται εκεί.
- Έπειτα, πολώνουμε τη δεύτερη πύλη και μηδενίζουμε το δυναμικό της πρώτης → το σήμα μετακινήθηκε δεξιά.
- Ομοίως και με την τρίτη πύλη.
- και...



CCD – Σταδιακός Χρονισμός (Phased Clocking)

Τα φωτόνια που εισέρχονται στο CCD δημιουργούν ζεύγη ηλεκτρονίων-οπών. Στη συνέχεια, τα ηλεκτρόνια έλκονται προς το θετικότερο δυναμικό της διάταξης, όπου δημιουργούν "πακέτα φορτίου". Κάθε πακέτο αντιστοιχεί σε ένα εικονοστοιχείο.



● Charge packet

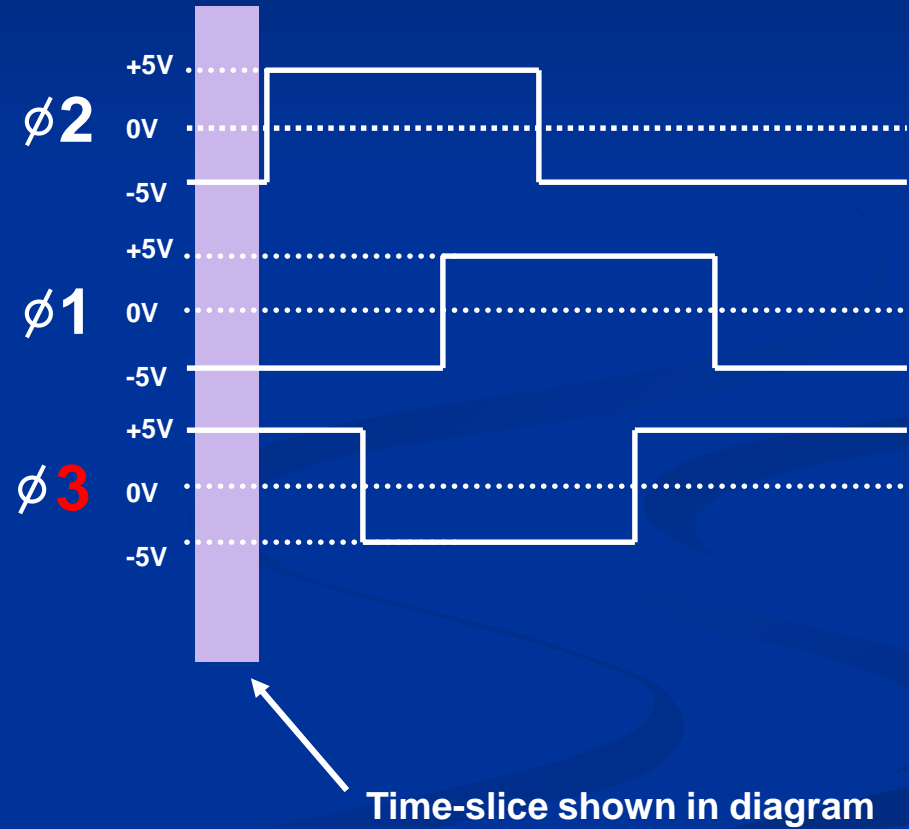
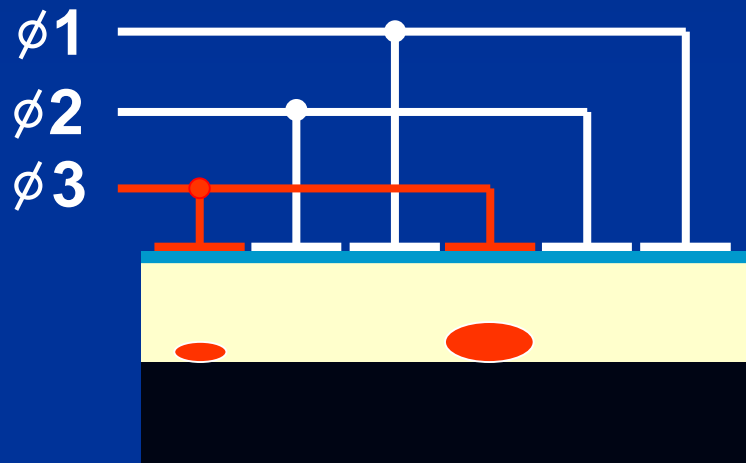
■ n-type silicon

■ p-type silicon

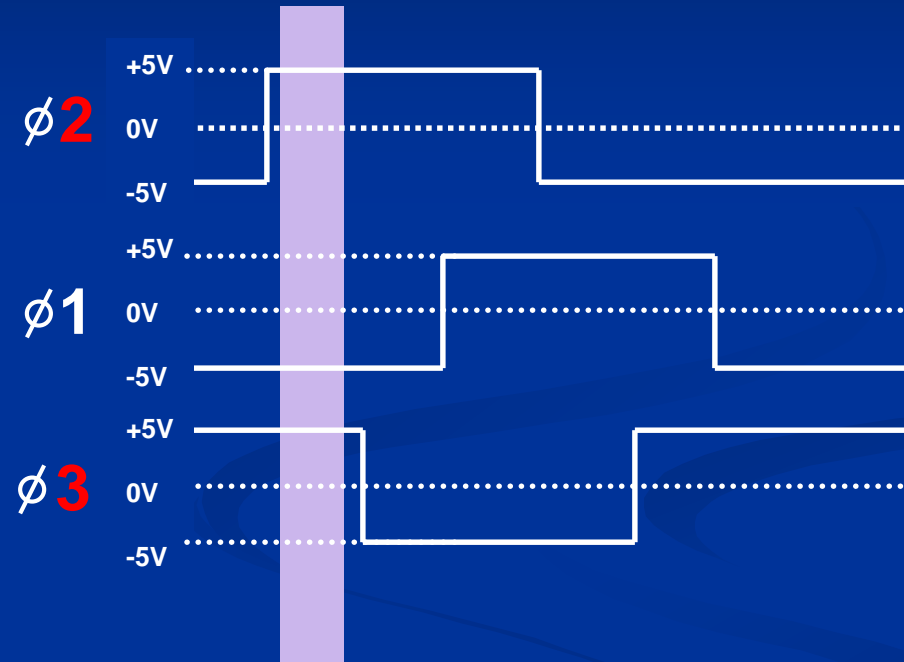
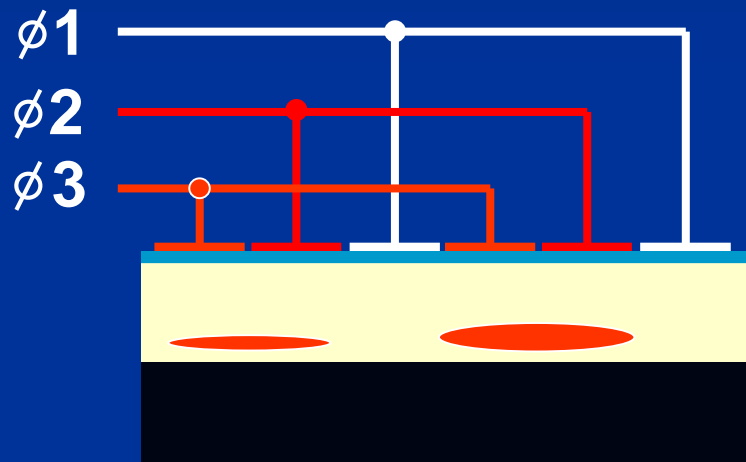
⊥ Electrode Structure

| SiO₂ Insulating layer

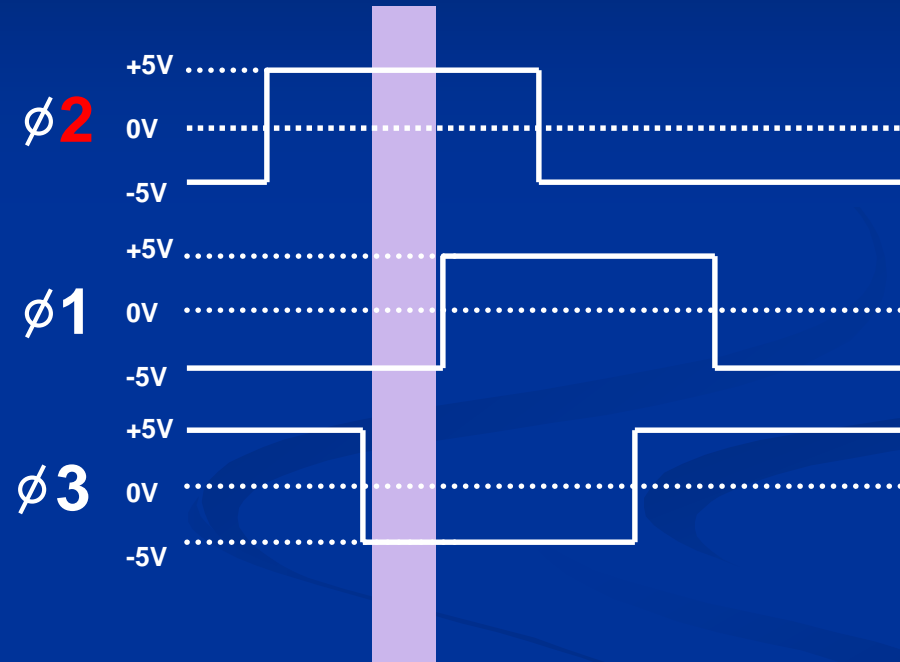
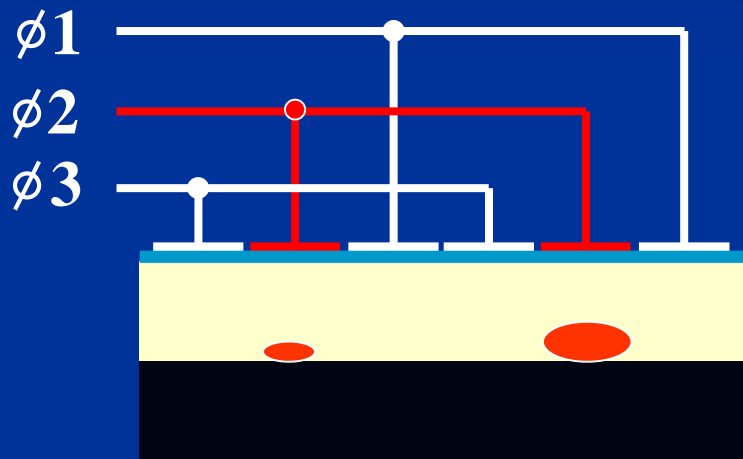
CCD Phased Clocking: Step 1



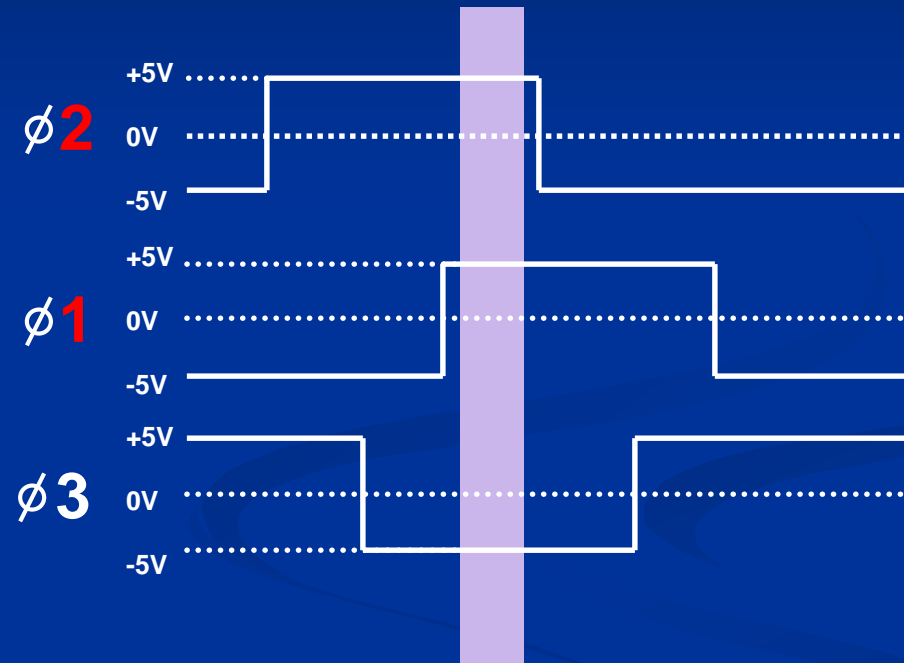
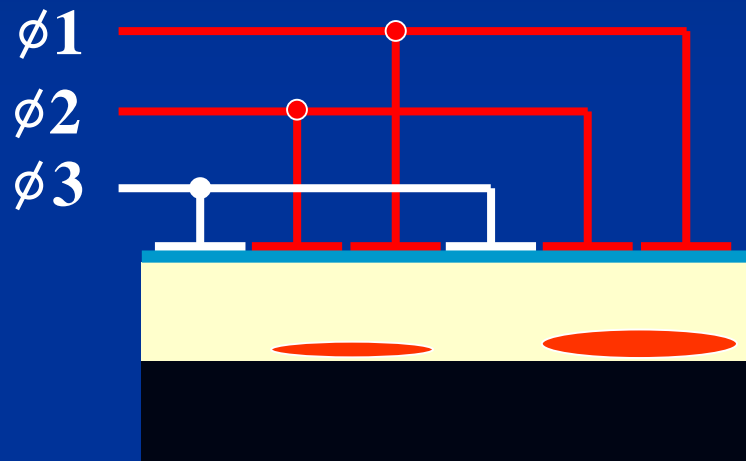
CCD Phased Clocking: Step 2



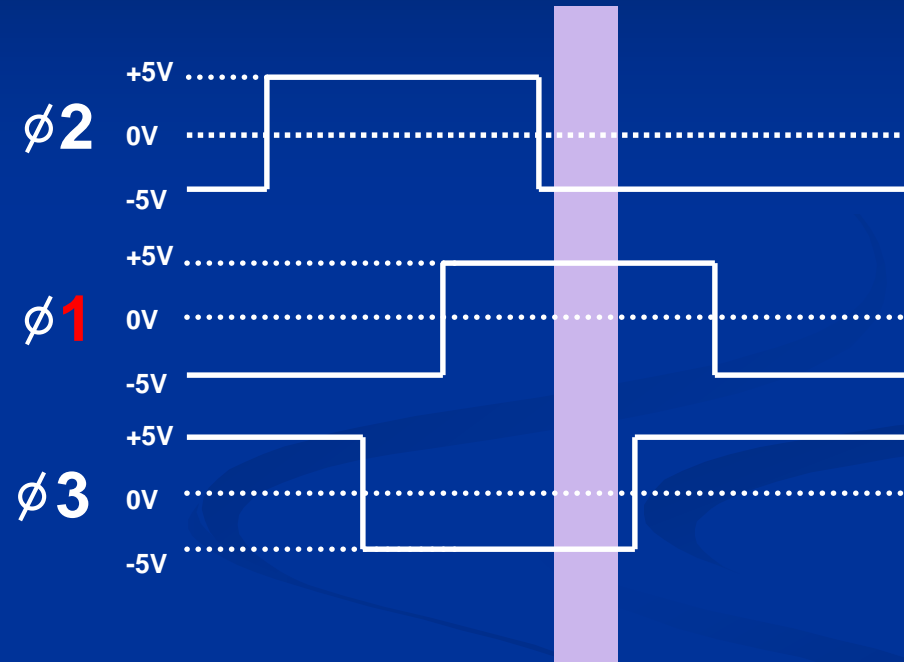
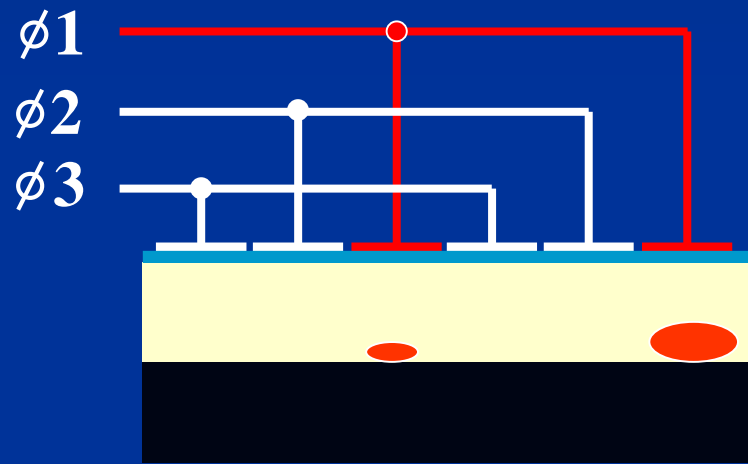
CCD Phased Clocking: Step 3



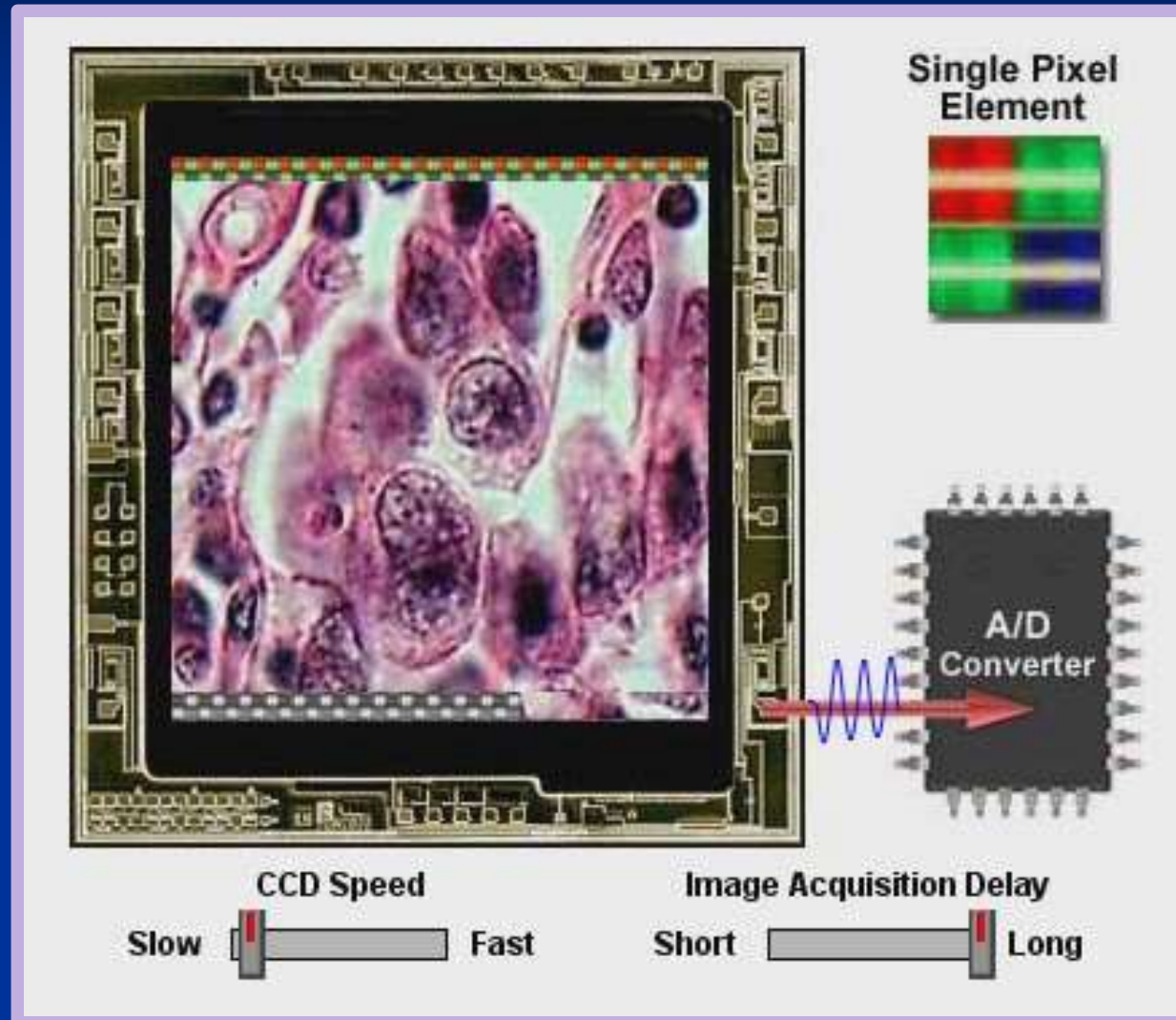
CCD Phased Clocking: Step 4



CCD Phased Clocking: Step 5

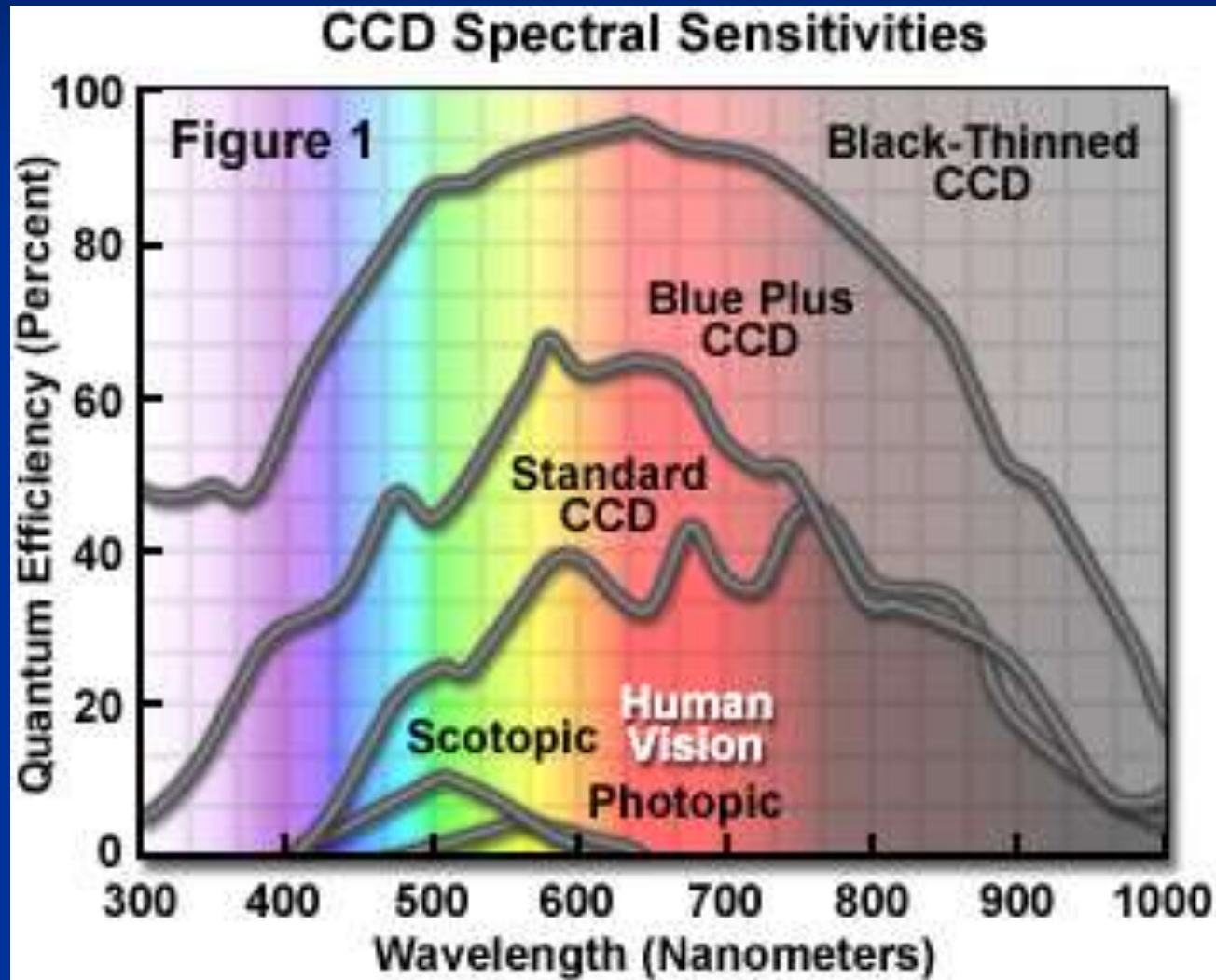


Αισθητήρας CCD II



Τι ευαισθησία έχει ένα CCD

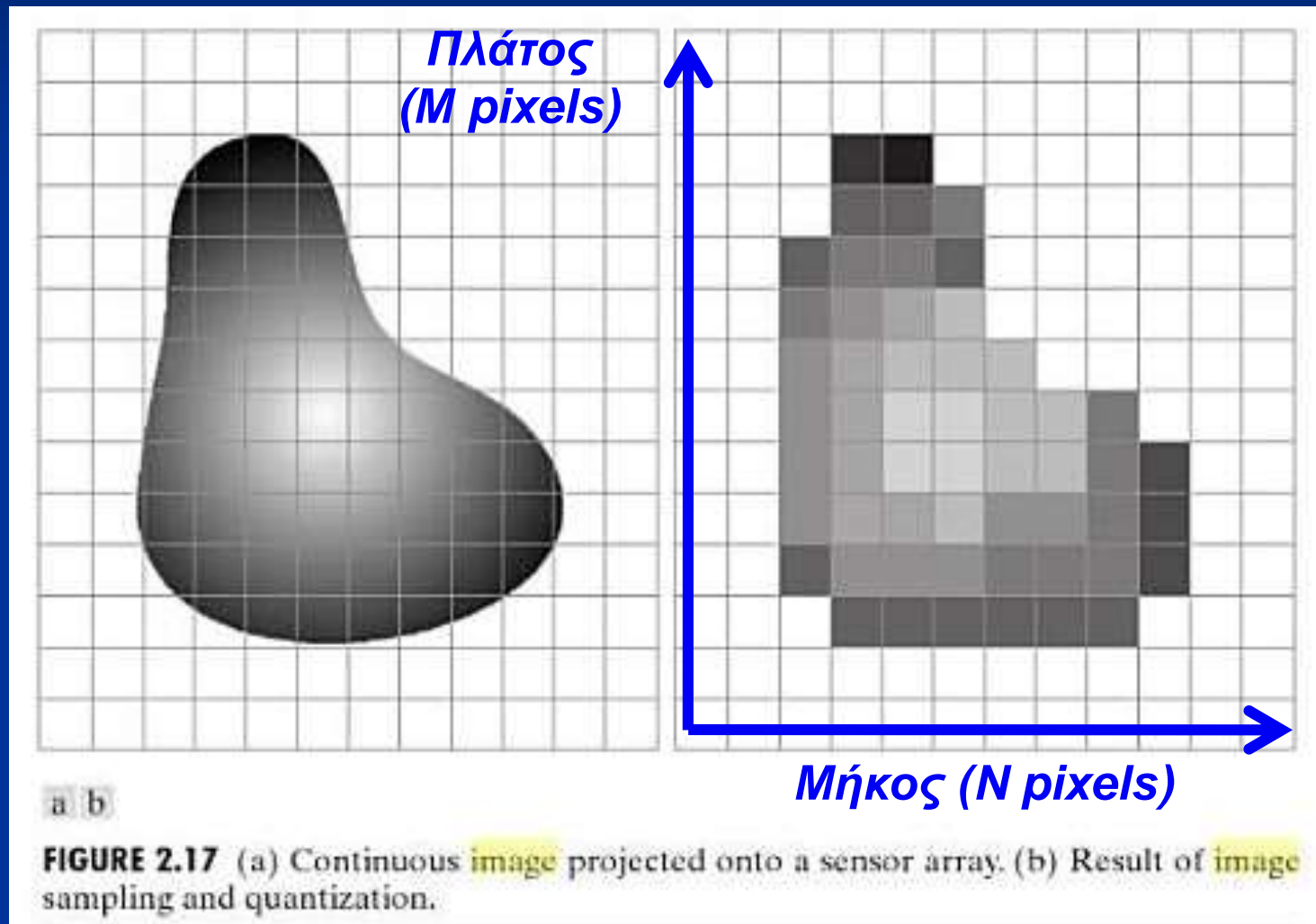
Πιθαν/τα το φωτόνιο να απορροφηθεί στην φωτοευαίσθητη περιοχή και να ελευθερώσει e-



Ψηφιοποίηση εικόνας/σήματος

Ψηφιοποίηση

Η ποιότητα εικόνας εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από (α) τον αριθμό δειγμάτων που καταγράφει το σύστημα ΚΑΙ (β) τον αριθμό των χρωμάτων (διαβαθμίσεων του γκρι)



Το σήμα εξόδου (volts) του ανιχνευτή μετατρέπεται σε «χρώμα»



Αριθμός διαβαθμίσεων γκρι (π.χ. 256)

Ψηφιοποιημένη εικόνα = αριθμοί σε πίνακα!



Άρα, όταν «ανοίγουμε» μια εικόνα, ουσιαστικά «ανοίγουμε» αριθμούς...και όχι «χρώματα»!
(οι αριθμοί αντιστοιχούν σε «χρώματα»)

But the camera sees this:

194	210	201	212	199	213	215	195	178	158	182	209
180	189	190	221	209	205	191	167	147	115	129	163
114	126	140	188	176	165	152	140	170	106	78	88
87	103	115	154	143	142	149	153	173	101	57	57
102	112	106	131	122	138	152	147	128	84	58	66
94	95	79	104	105	124	129	113	107	87	69	67
68	71	69	98	89	92	98	95	89	88	76	67
41	56	68	99	63	45	60	82	58	76	74	65
20	41	69	75	56	41	51	73	55	70	63	44
50	50	57	69	75	75	73	74	53	68	59	37
72	59	53	66	84	92	84	74	57	72	63	42
67	61	58	65	75	78	76	73	59	75	69	50

Ευκρίνεια (Χωρική) Ι

Διαστάσεις εικόνας (M×N)

300×300

150×150

75×75

37×37

18×18



Η μικρότερη απόσταση στην οποία 2 αντικείμενα μπορούν να απεικονιστούν καθαρά, με διακριτά όρια.

(lp = line pairs)



Ευκρίνεια (Χρωματική) II

bits

(# Grey-Levels: # διαβαθμίσεων γκρι)

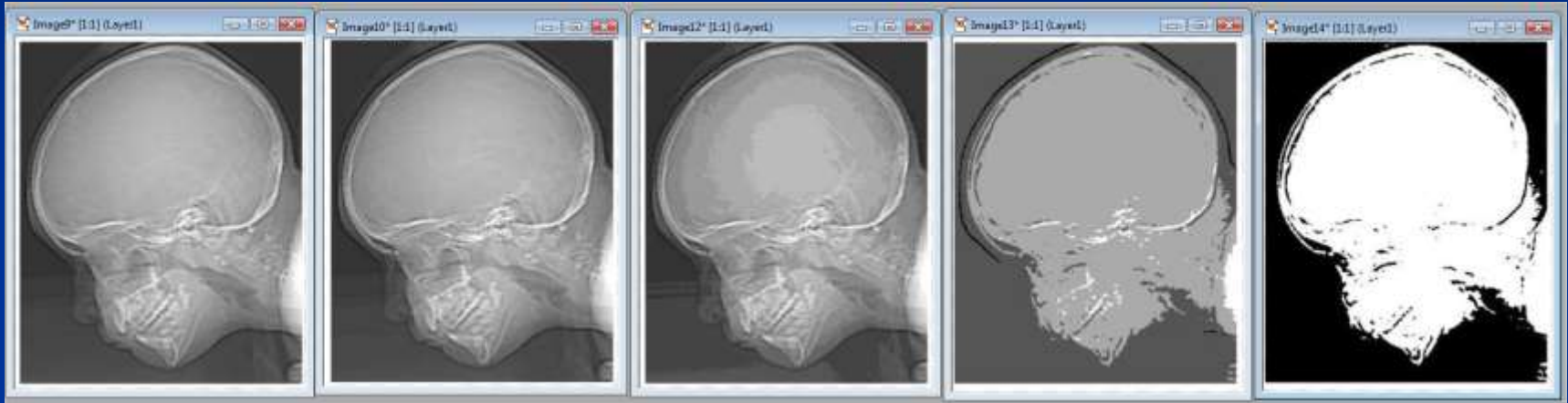
$$2^8=256$$

$$2^6=64$$

$$2^4=16$$

$$2^2=4$$

$$2^1=2$$



256 GL

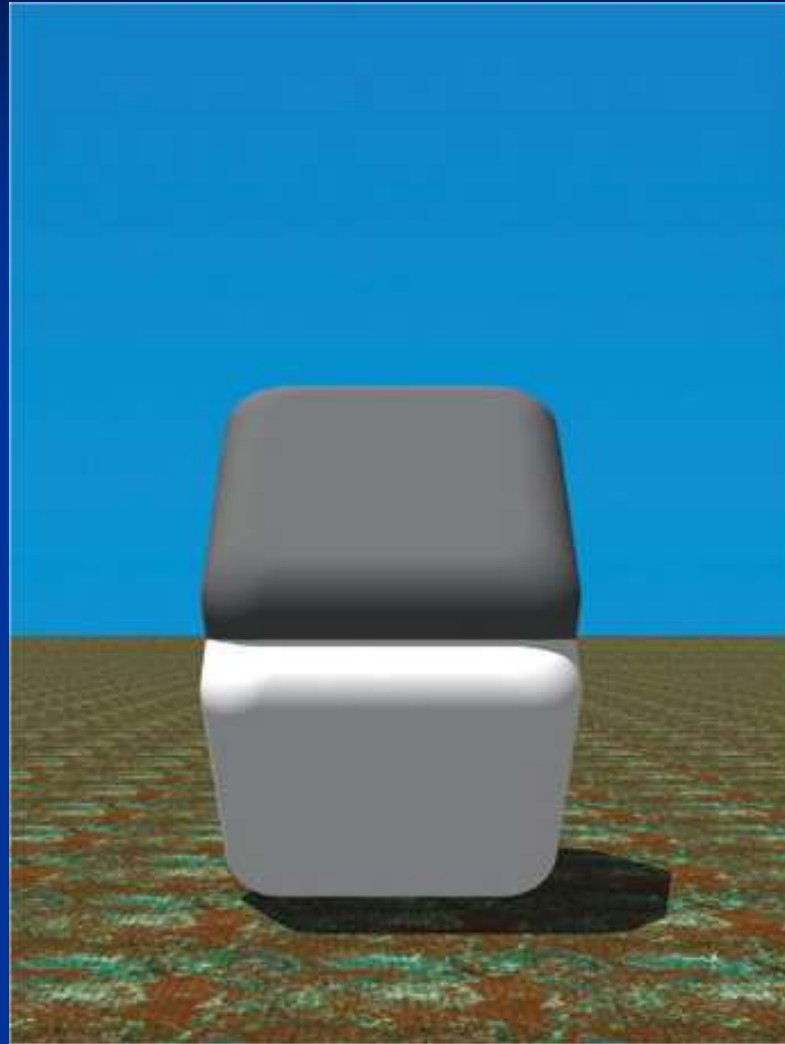


16 GL

- Το ανθρώπινο μάτι μπορεί να ξεχωρίσει ~ 30-60 διαφορετικές διαβαθμίσεις γκρι*, όταν αυτές παρουσιαστούν η μία δίπλα στην άλλη (*ανάλογα το φωτισμό).
- Στην εικόνα όμως, καθώς το μάτι επισκοπεί την εικόνα, προσαρμόζεται στις περιοχές όπου υπάρχουν διαφορετικά επίπεδα γκρι (contrast), και έτσι μπορεί να ξεχωρίσει περισσότερες.

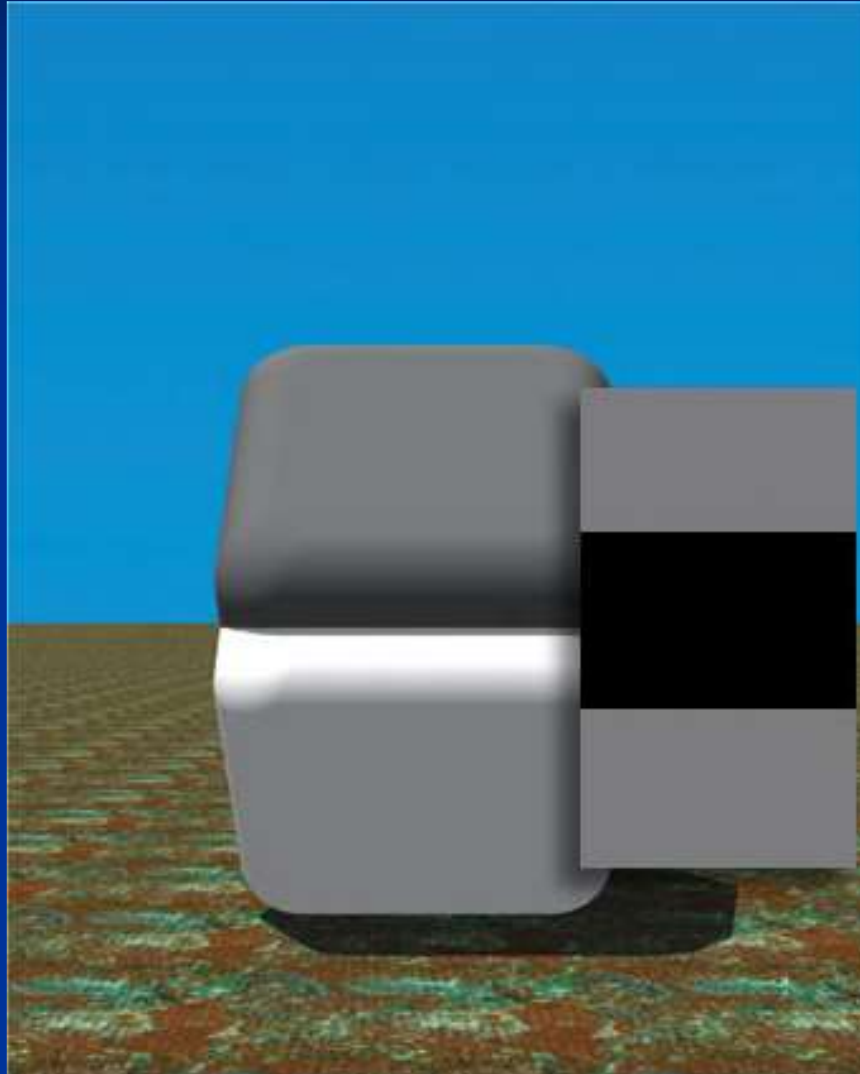


Cornsweet illusion I



Ποια πλάκα είναι πιο σκοτεινή;

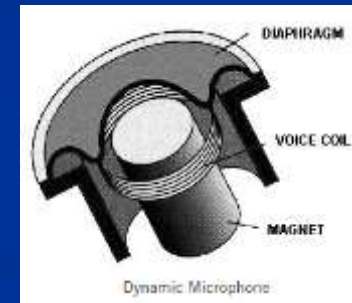
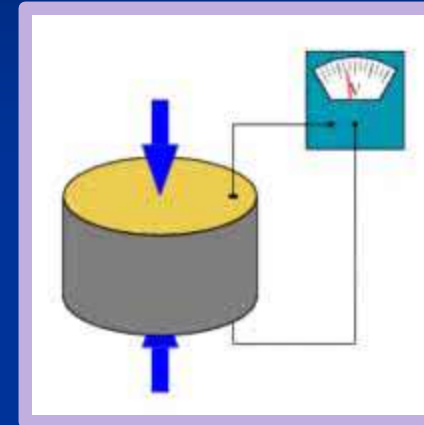
Cornsweet illusion II



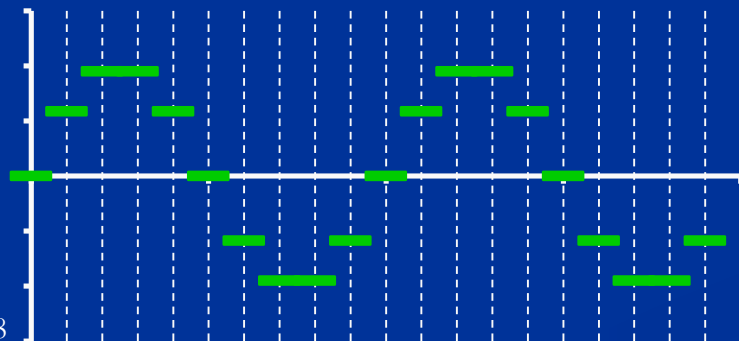
Αναλογικά/Ψηφιακά Σήματα

- **Αναλογικό σήμα:** συνεχές σήμα, το χρονικά μεταβαλλόμενο χαρακτηριστικό του σήματος (π.χ. ρεύμα) είναι μια αναπαράσταση κάποιου άλλου χρονικά μεταβαλλόμενου σήματος (π.χ. ηχητικό κύμα).

- π.χ. Στο μικρόφωνο, η διακύμανση του ρεύματος στο συρμάτινο βρόγχο (voice coil), λόγω της ταλάντωσης του διαφράγματος, λέμε ότι είναι «ανάλογη» του ηχητικού κύματος.



- **Ψηφιακό σήμα:** αναπαράσταση των δεδομένων ως ακολουθία διακριτών τιμών. Σε δεδομένη χρον. στιγμή το σήμα παίρνει μία τιμή (από ένα πεπερασμένο σύνολο). Τα ΨΣ δημιουργούνται από την δειγματοληψία και κβαντοποίηση αναλογικών σημάτων.



t	0.0	0.10	0.20	0.30	0.40	...
s	0.0	0.55	0.95	0.95	0.55	...

Η μετατροπή αναλογικού
σήματος σε ψηφιακό γίνεται
μέσω συσκευής

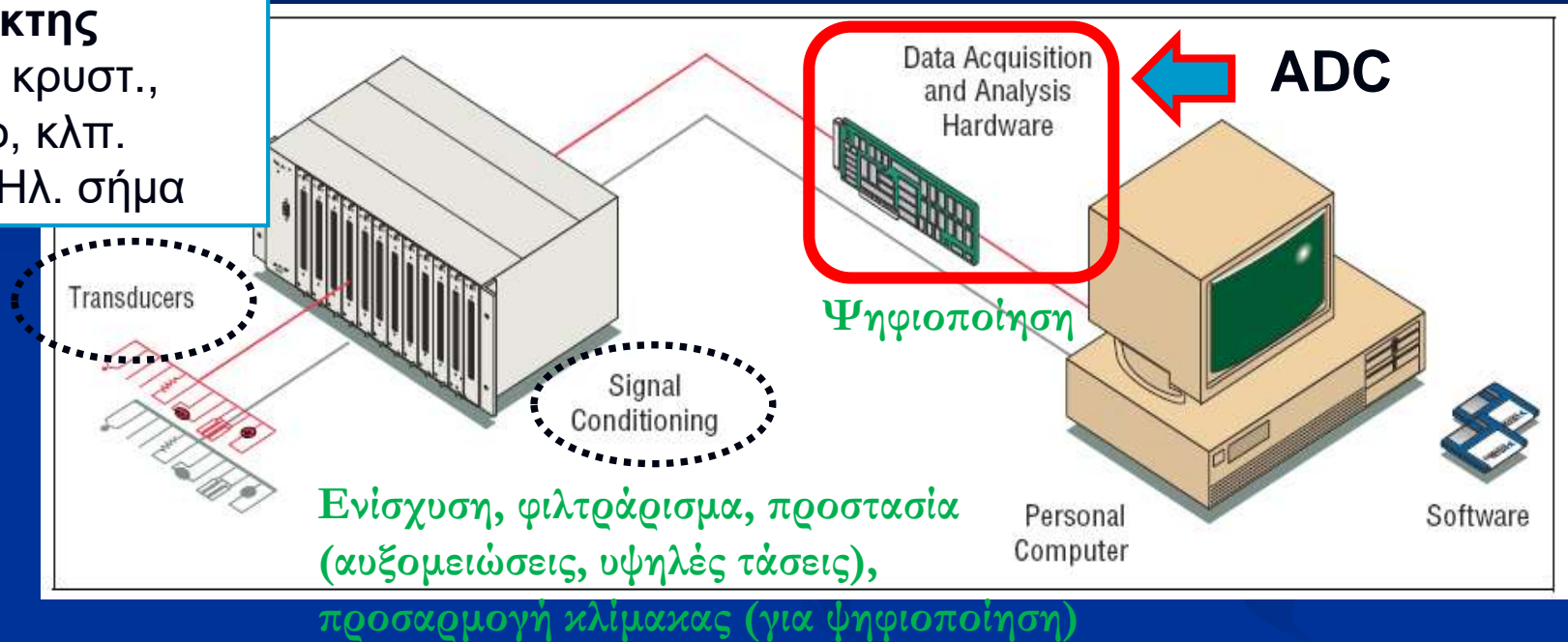
ADC:

Analog to Digital Conversion



Μετατροπέας Αναλογικού σε Ψηφιακό - ADC

Μεταλλάκτης
π.χ πιεζοηλ. κρυστ.,
μικρόφωνο, κλπ.
Ήχ. Κύμα → Ηλ. σήμα

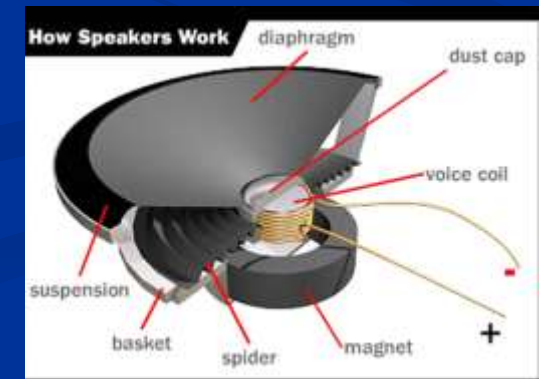
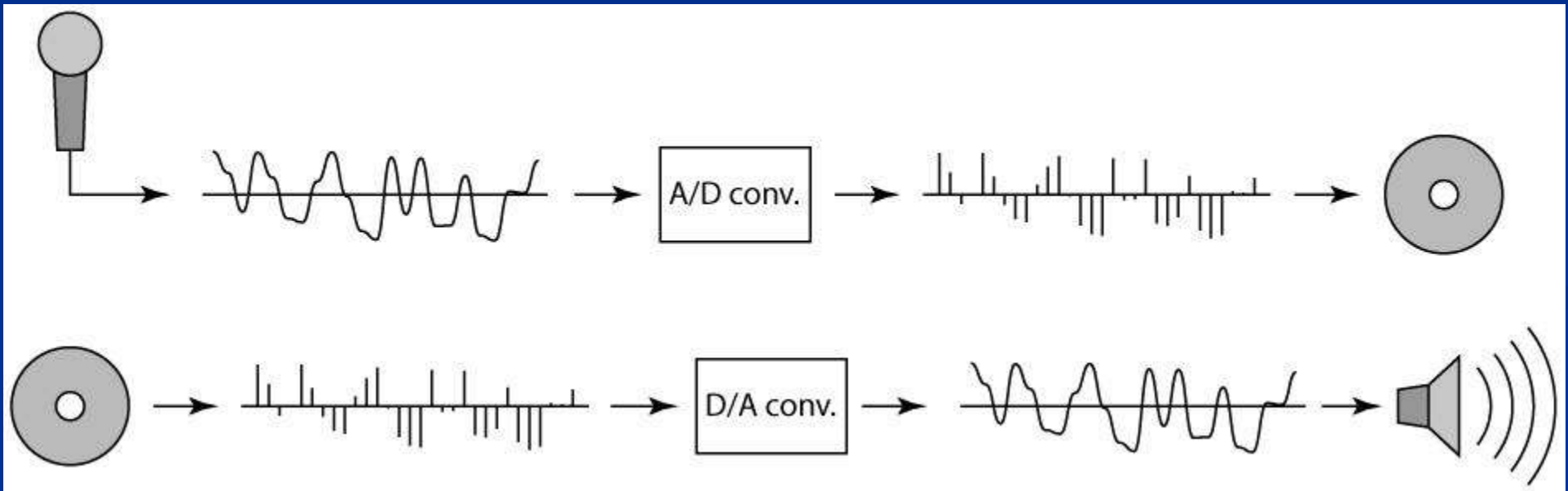


■ Γιατί χρειάζεται το ADC?

- Καταγραφή σε ψηφιακή μορφή, Επεξεργασία,..
- Δυνατότητα ψηφ. επεξεργασίας offline/online.

ADC/DAC

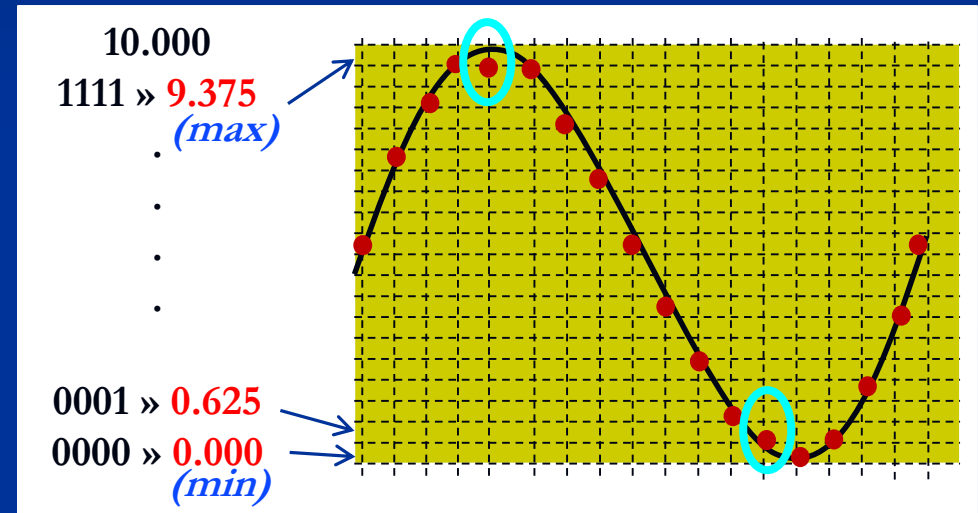
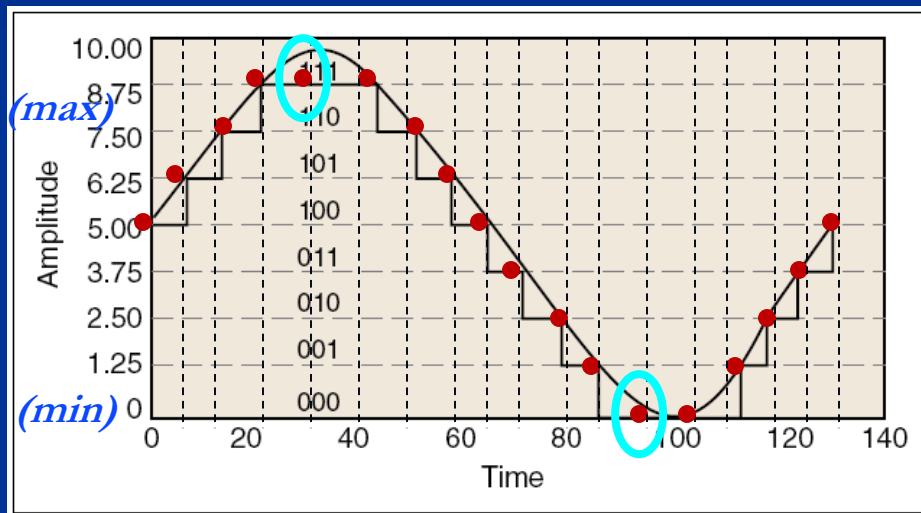
Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό και αντίστροφα... (ADC, DAC)



ADC, από τι εξαρτάται? (I)



- Ακρίβεια.** Οι στάθμες με τις οποίες θέλουμε να αναπαραστήσουμε το σήμα μας. Με την κβαντοποίηση βρίσκουμε την πλησιέστερη στάθμη κάθε τιμής (που προκύπτει από την δειγματοληψία). Περιορίζουμε το πεδίο τιμών σε ένα σύνολο πεπερασμένου αριθμού τιμών M .

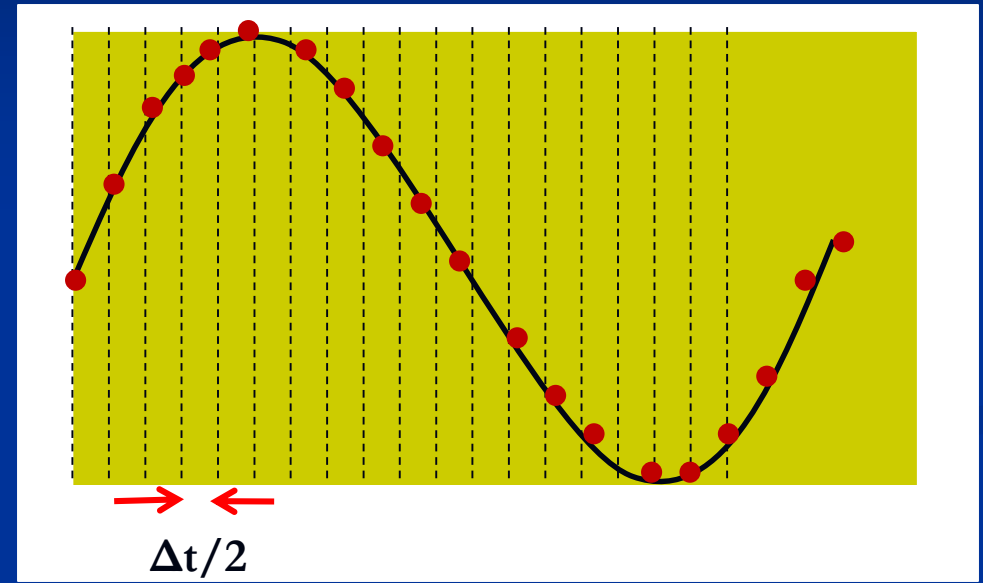
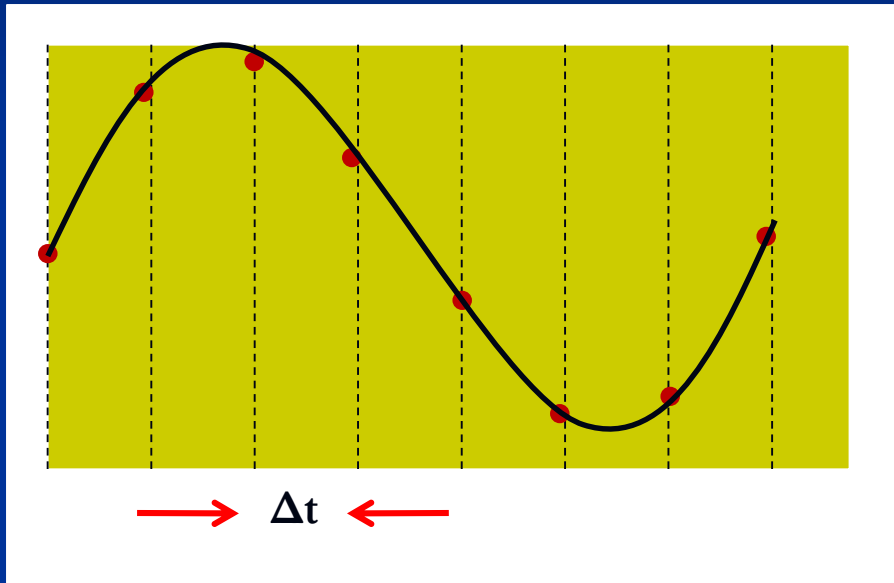


Ακρίβεια:	3 bits ($2^3=8$ στάθμες)	4 bits ($2^4 = 16$ στάθμες)
Υποδιαίρεση τιμής σήματος:	1.25 Volts	0.625 Volts
Μικρότερη τιμή που μπορούμε να καταγράψουμε (εκτός από 0):	$10/2^3 = 10/8 = 1.25$	$10/2^4 = 10/16 = 0.625$

ADC, από τι εξαρτάται? (IIα)



2. Ρυθμός Δειγματοληψίας (πόσο γρήγορα καταγράφουμε δείγματα)



Δειγματοληψία:	Κάθε 'Δt' sec	Κάθε 'Δt/2' sec
Συχνότητα Δειγματοληψίας:	f_1 (Hz) (π.χ. 100Hz = 100 δείγματα το sec → κάθε 0.01sec)	$f_2 = 2 \times f_1$ (Hz) (π.χ. 200Hz = 200 δείγματα το sec → κάθε 0.005sec)

Nyquist Theorem: $f_{\text{δειγματοληψίας}} > 2 \times f_{\text{max}}$ (που υπάρχει στο σήμα μας)



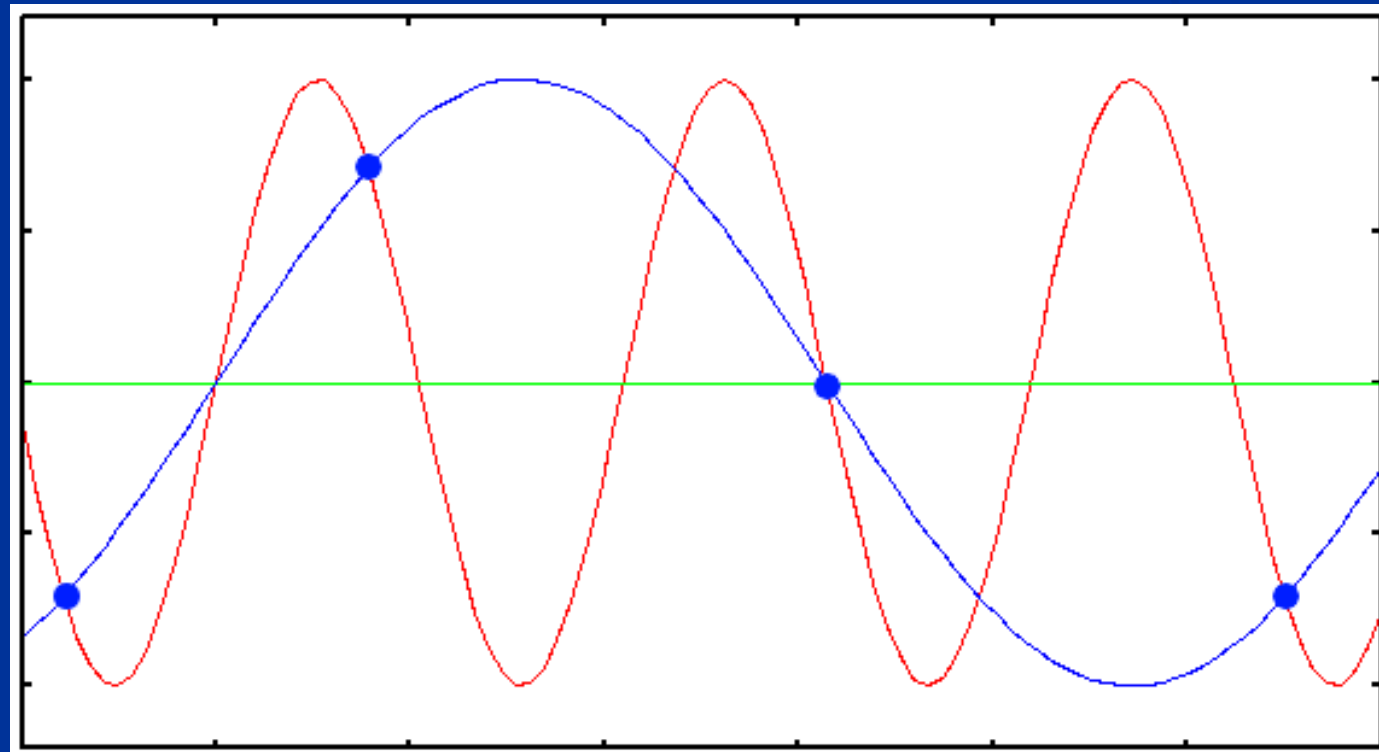
ADC, από τι εξαρτάται? (IIβ)



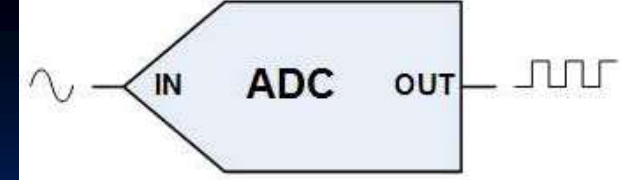
Nyquist Theorem: $f_{\text{δειγματοληψίας}} > 2 \times f_{\text{max}}$ (που υπάρχει στο σήμα μας)

Αλλιώς....Aliasing (ψευδής μετατόπιση)

- Εάν ο ρυθμός δειγματοληψίας είναι $< 2f_{\text{max}}$, ορισμένες από τις συνιστώσες υψηλότερης συχνότητας στο αναλογικό σήμα εισόδου δεν θα αναπαρασταθούν σωστά στην ψηφιοποιημένη έξοδο.
- Όταν ένα τέτοιο ψηφιακό σήμα μετατρέπεται ξανά σε αναλογική μορφή από έναν DAC, εμφανίζονται ψευδείς συνιστώσες συχνότητας που δεν υπήρχαν στο αρχικό αναλογικό σήμα.
- Αυτή η ανεπιθύμητη κατάσταση είναι μια μορφή παραμόρφωσης που ονομάζεται **aliasing**.

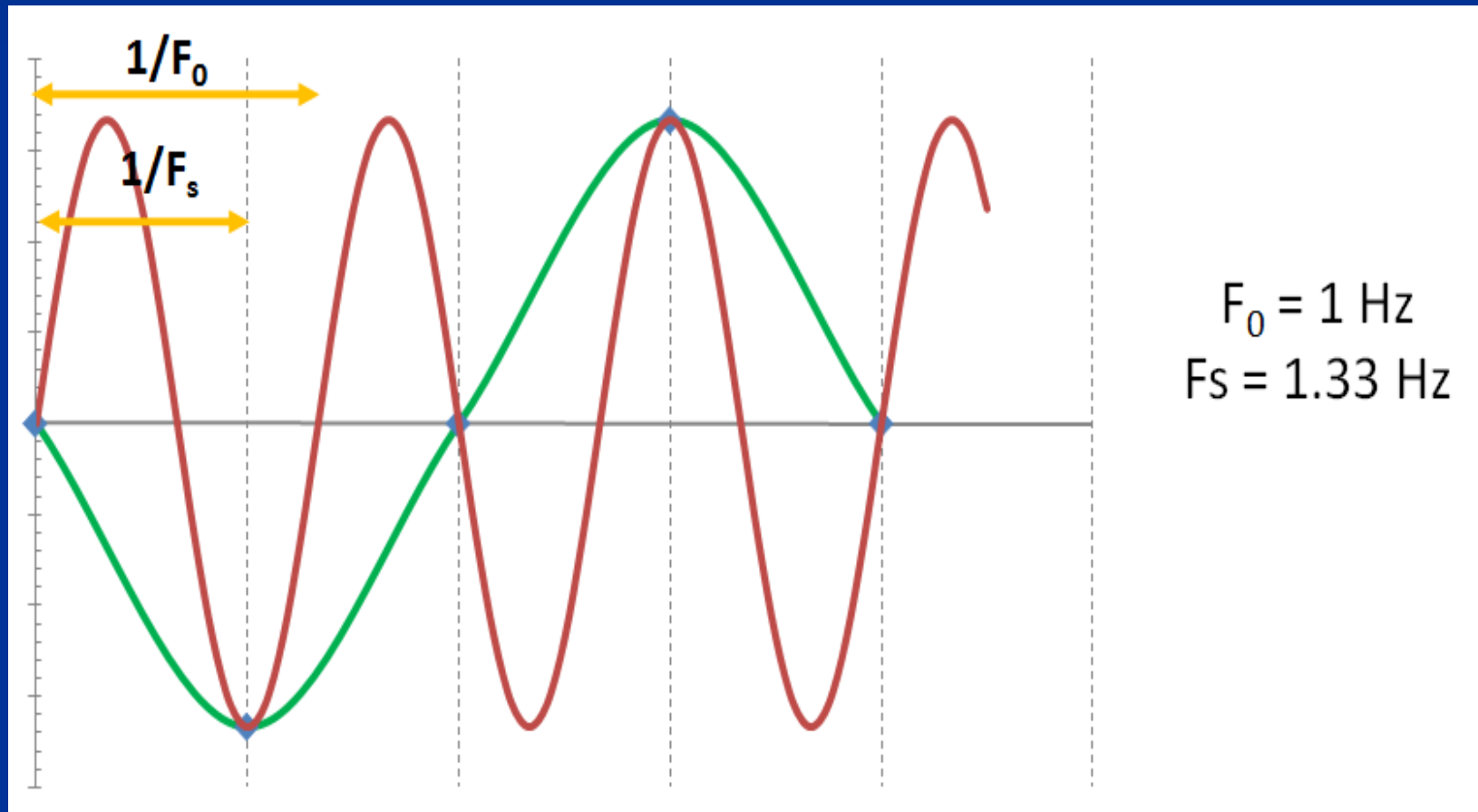


ADC, από τι εξαρτάται? (IIγ)



Nyquist Theorem: $f_{\text{δειγματοληψίας}} > 2 \times f_{\text{max}}$ (που υπάρχει στο σήμα μας)

Αλλιώς....Aliasing (ψευδής μετατόπιση)

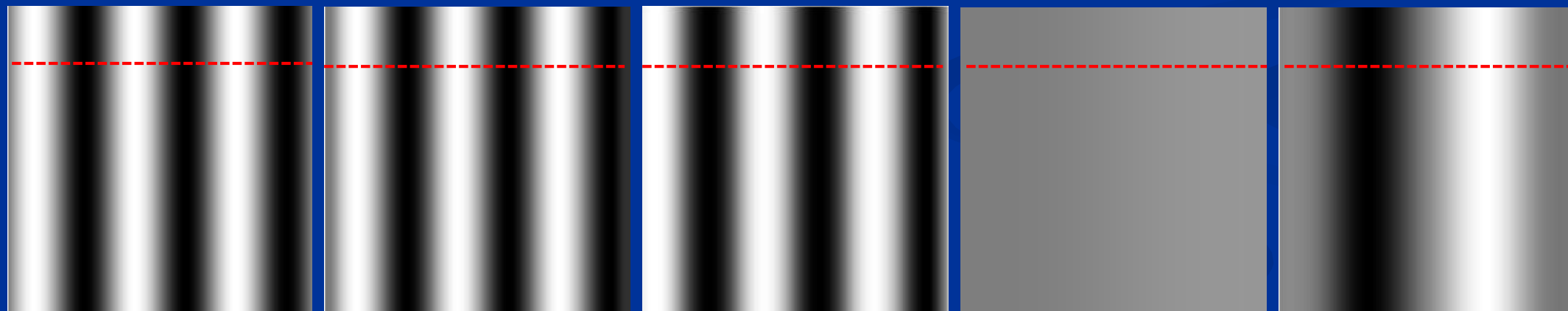


Aliasing σε Εικόνα Ι



Nyquist Theorem: $f_{\text{δειγματοληψίας}} > 2 \times f_{\text{max}}$ (που υπάρχει στο σήμα μας)

Αλλιώς....Aliasing (ψευδής μετατόπιση)



$$F_0$$

$$F_s \approx 8 \times F_0$$

$$F_s \approx 4 \times F_0$$

$$F_s \approx 2 \times F_0$$

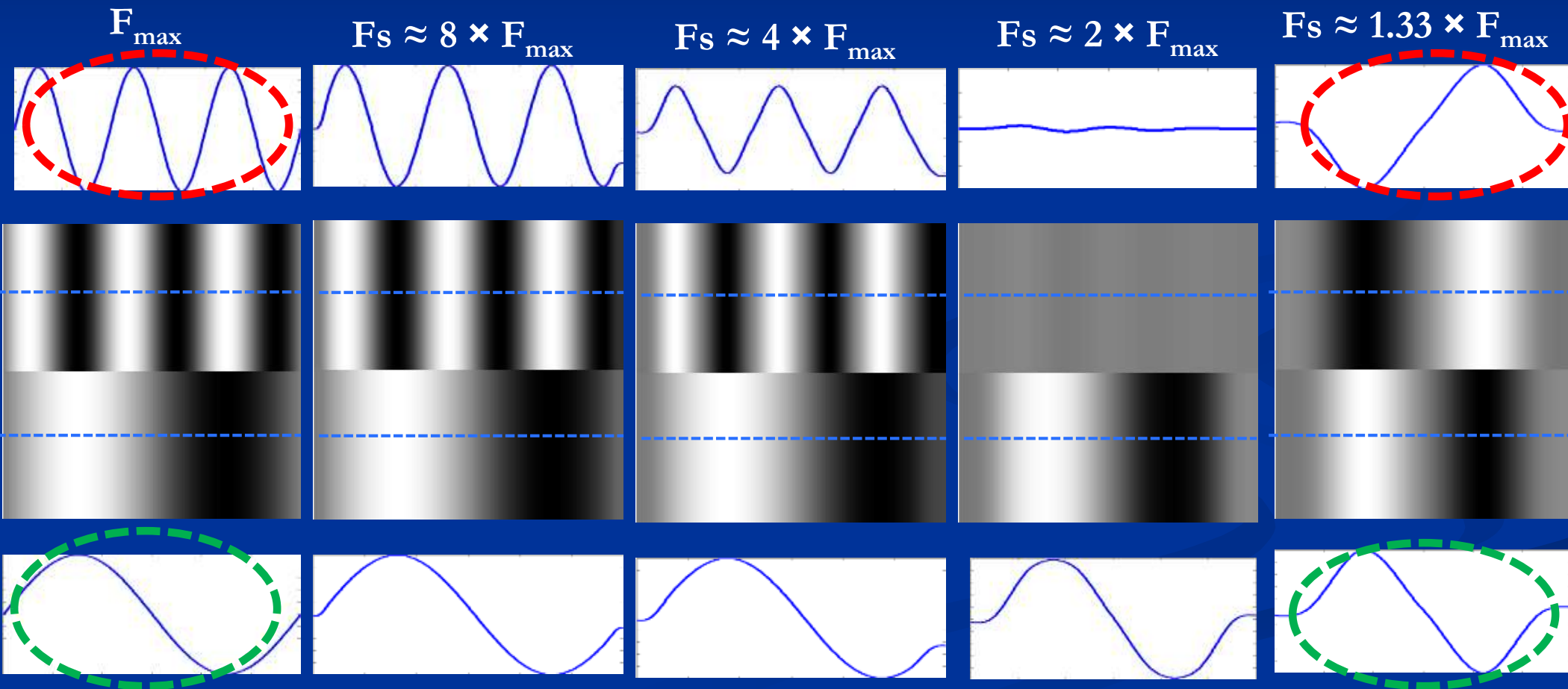
$$F_s = 1.33 \times F_0$$

Aliasing σε Εικόνα II



Nyquist Theorem: $f_{\text{δειγματοληψίας}} > 2 \times f_{\text{max}}$ (που υπάρχει στο σήμα μας)

Αλλιώς....Aliasing (ψευδής μετατόπιση)



Aliasing in reality...



1



1:2



1:3



1:4



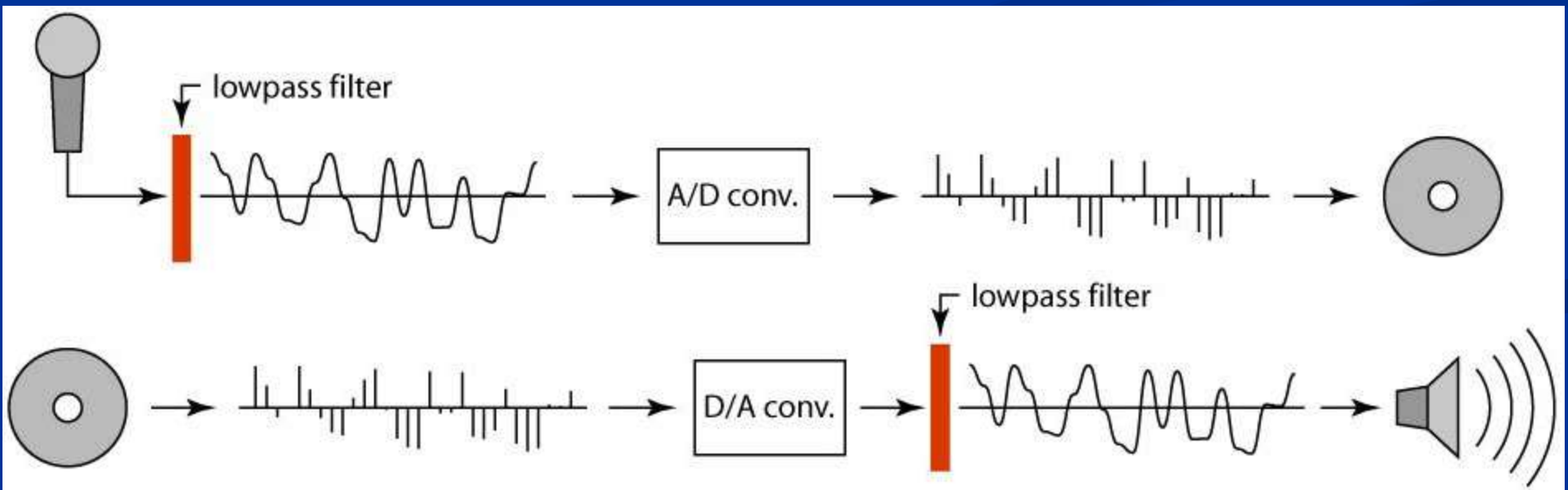
1:5



1:6

Πως μπορώ να αποφύγω το Aliasing?

- Αυξάνουμε τη συχνότητα δειγματοληψίας (F_s)
 - (π.χ. κάμερα με περισσότερα megapixels)
- Κάνουμε το σήμα μας λιγότερο «κυματοειδές».
 - «Ξεφορτωνόμαστε» (αχρειαστες) υψηλές συχνότητες.
 - Χάνουμε λίγη πληροφορία αλλά είναι καλύτερα από το να έχουμε aliasing.



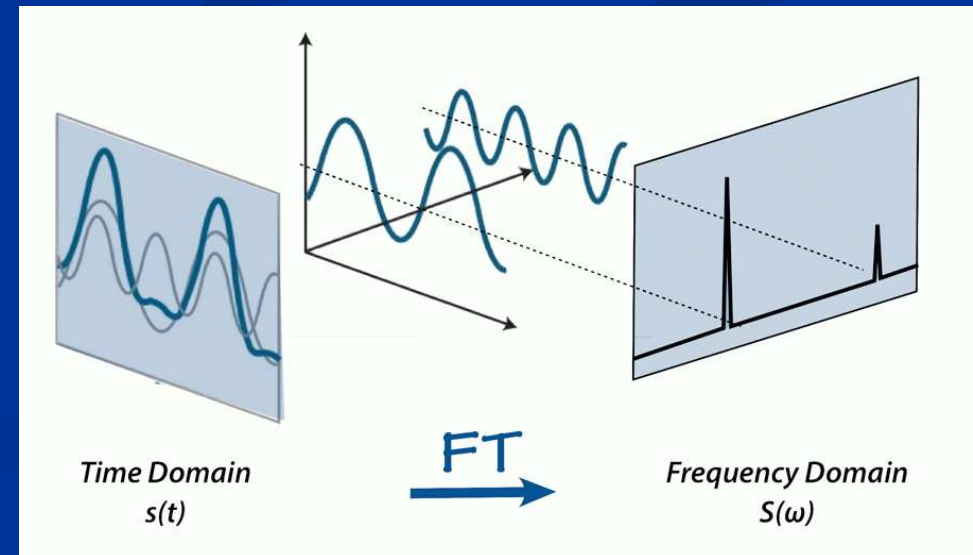
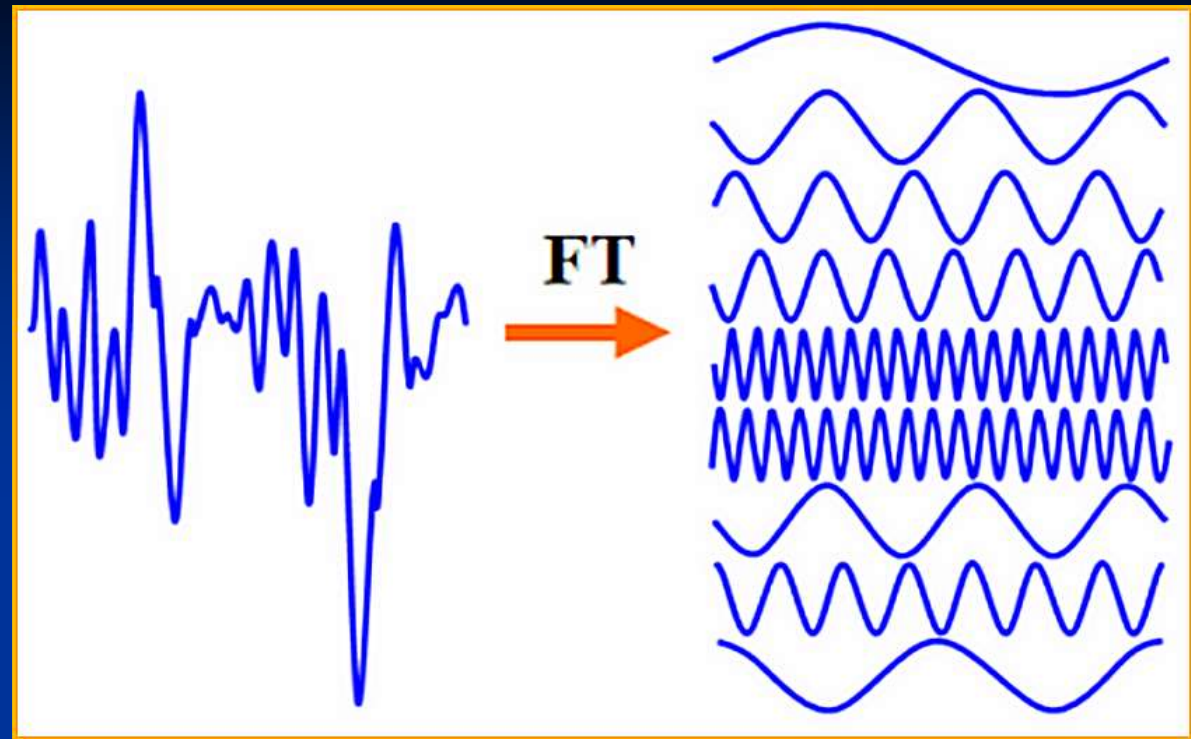
Μετασχηματισμός Fourier

- **FT**: εργαλείο που **αναλύει** ένα σήμα σε μια **εναλλακτική αναπαράσταση**, η οποία χαρακτηρίζεται από τις συναρτήσεις **sin** και **cos**, διαφορετικών **συχνοτήτων**.

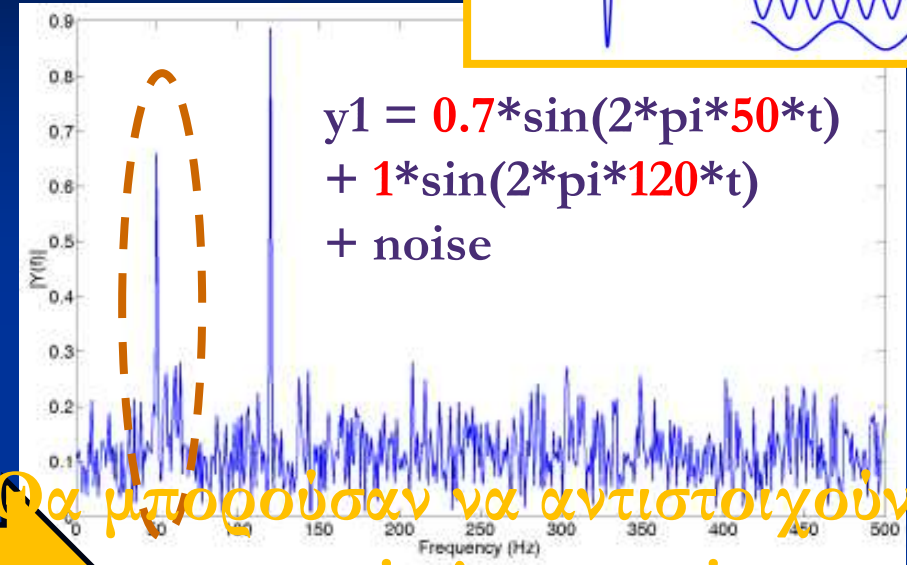
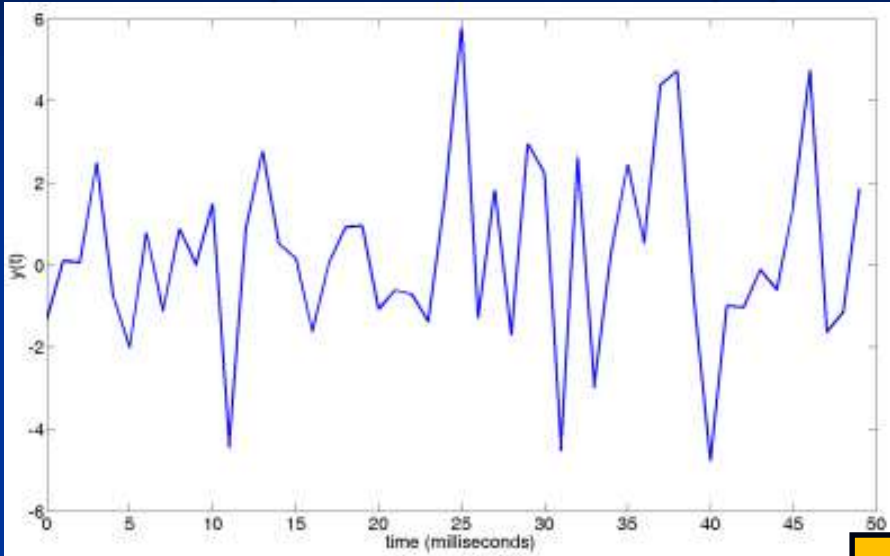
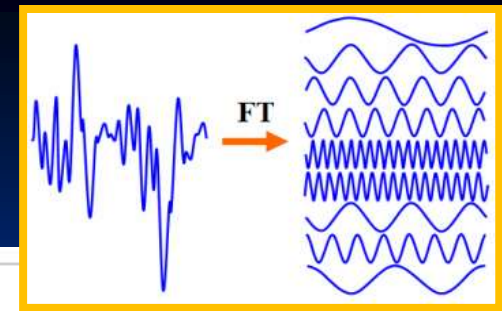
- Ο FT δείχνει ότι ένα σήμα μπορεί να παρουσιαστεί ως **άθροισμα sinusoids**:
 $A \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot t + \theta)$.

- Η έξοδος του FT αναπαριστά το σήμα στο πεδίο Fourier (**πεδίο συχνοτήτων**), ενώ το σήμα εισόδου είναι στο **πεδίο του χρόνου**.

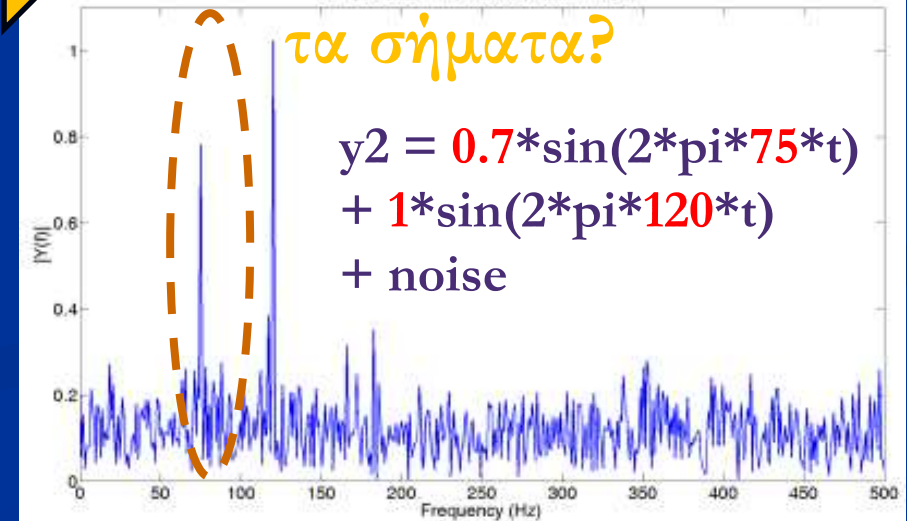
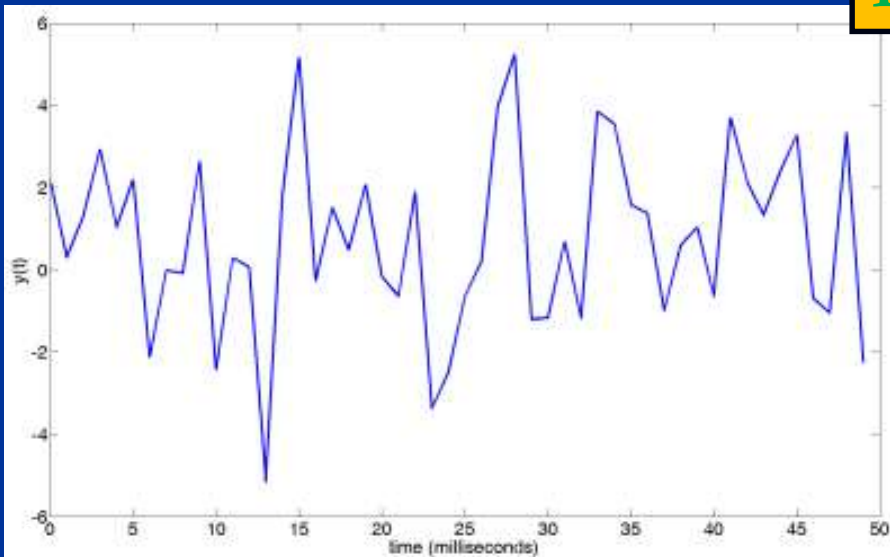
- Στο πεδίο Fourier, **κάθε σημείο** αντιπροσωπεύει μια **συγκεκριμένη συχνότητα** που περιέχεται στο σήμα του πεδίου του χρόνου.



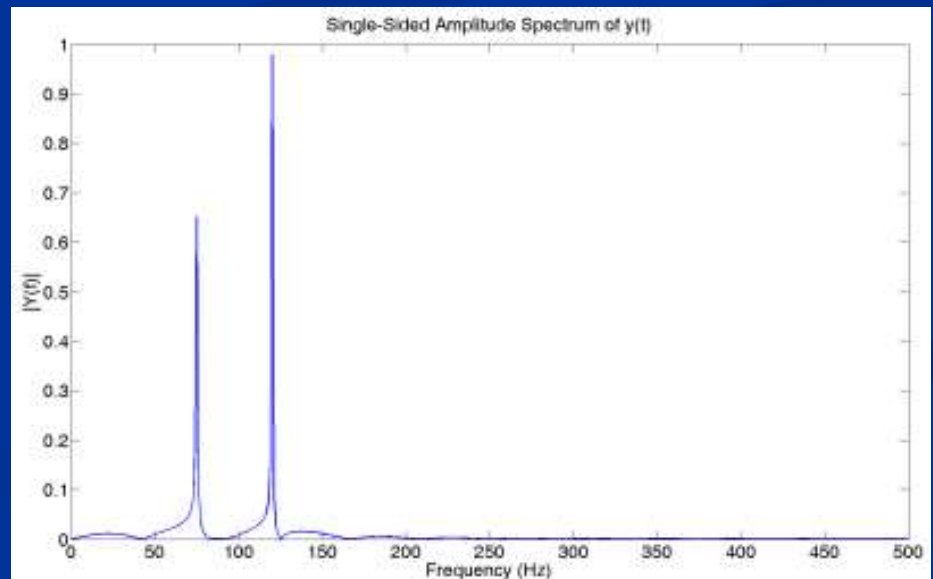
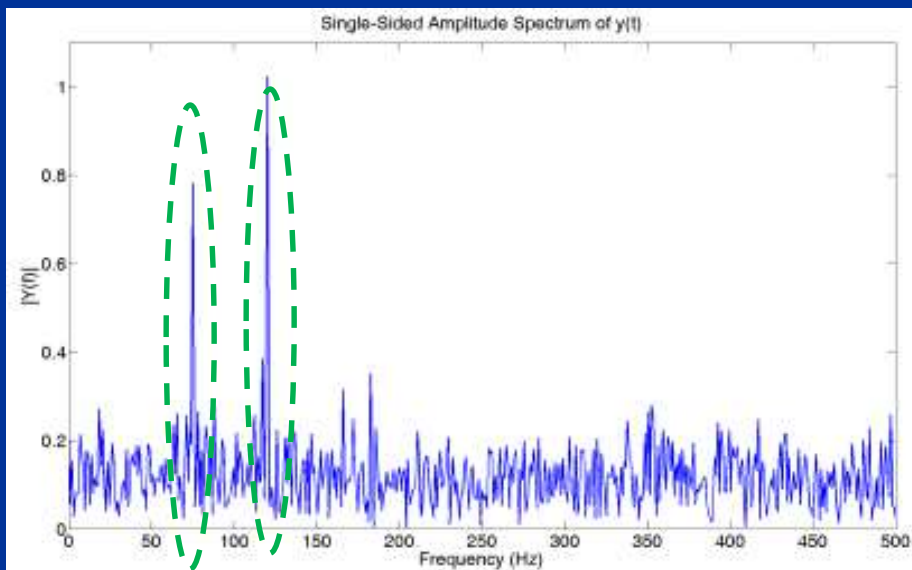
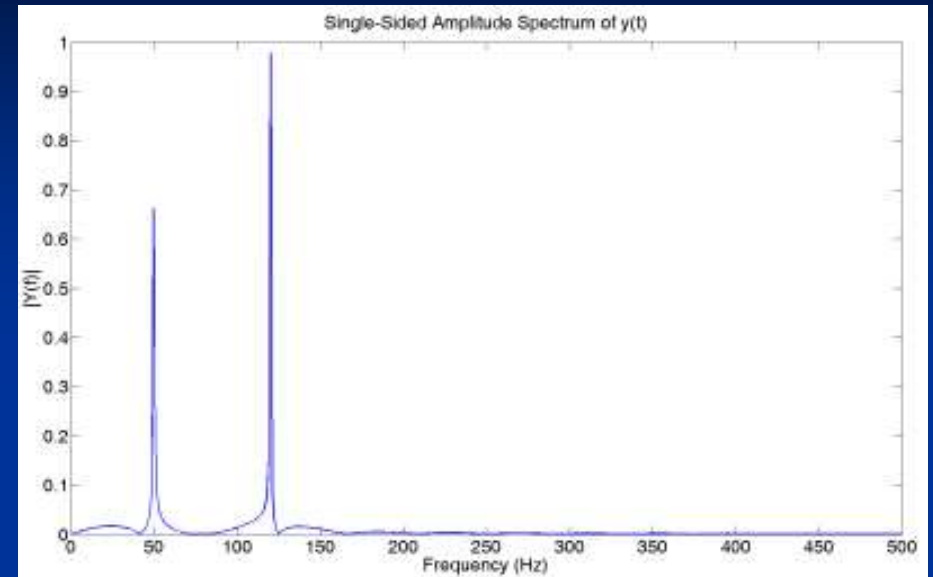
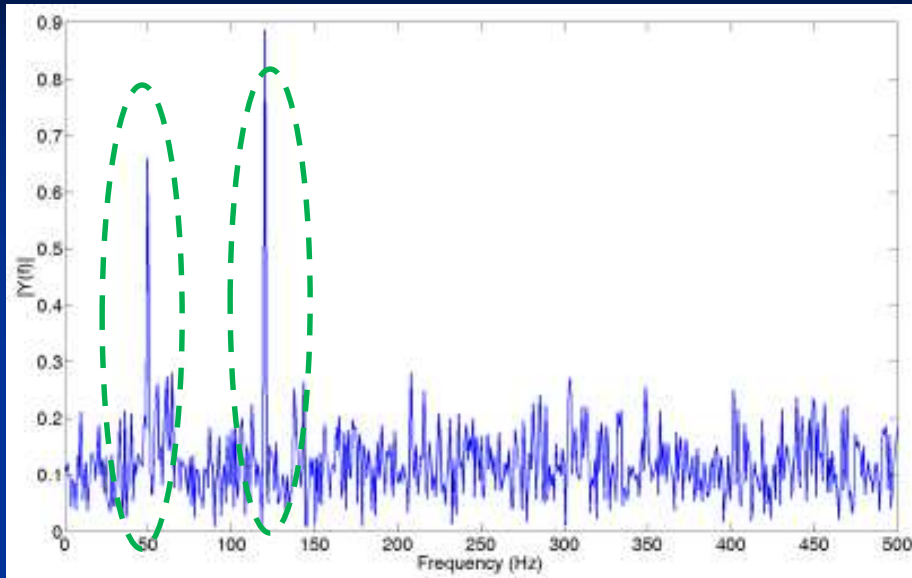
Τι είναι το φάσμα ενός σήματος? Πως μπορώ να «βγάλω» το θόρυβο?



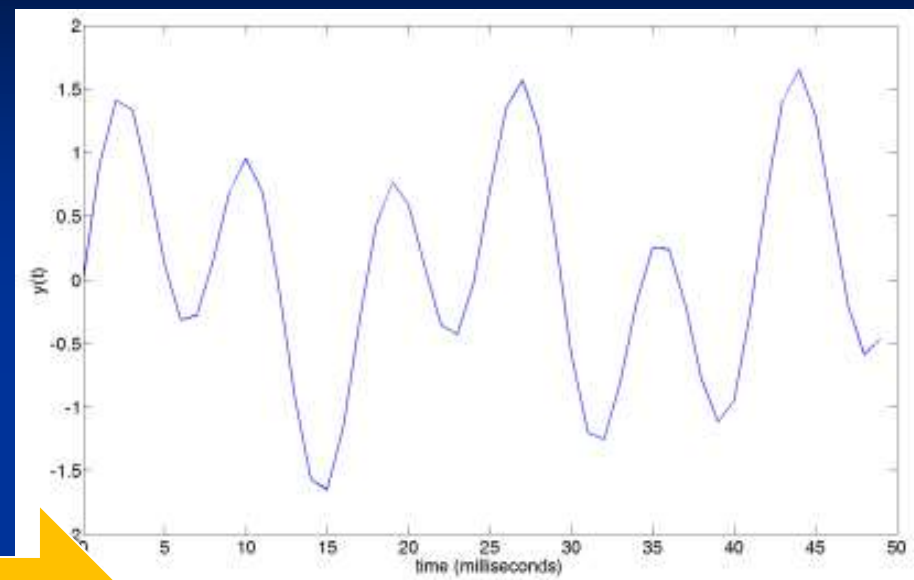
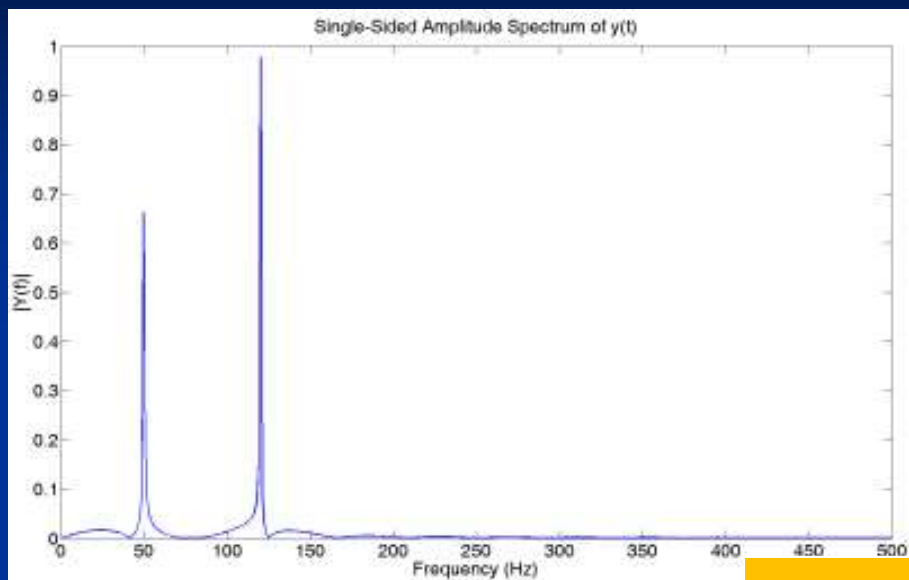
Θα μπορούσαν να αντιστοιχούν
Fourier διαφορετικές λειτουργίες αυτά
τα σήματα?



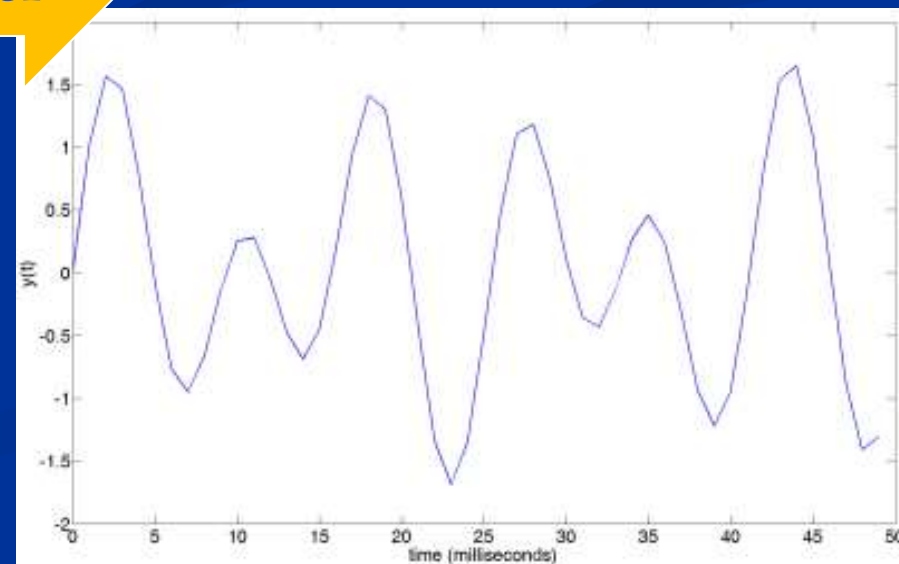
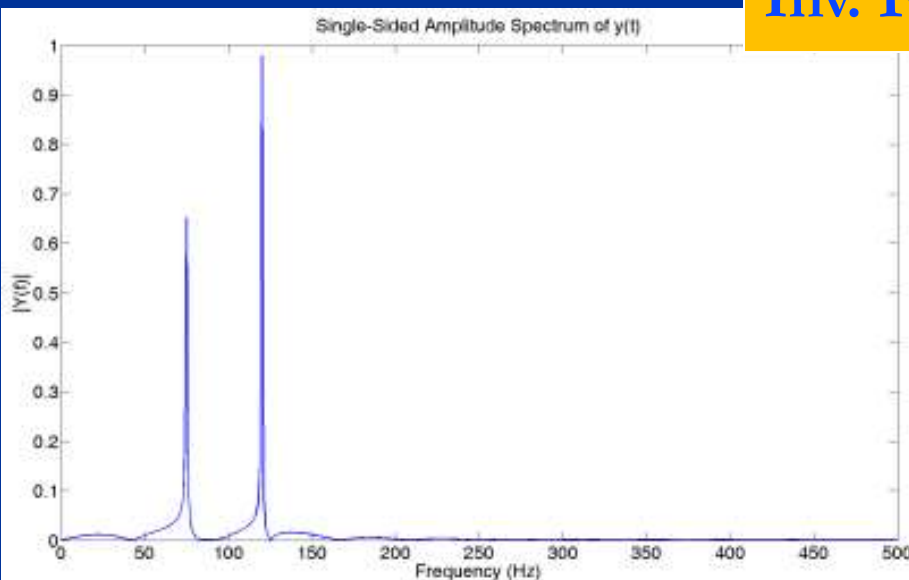
Κρατάω μόνο τις «κύριες» συχνότητες και αγνοώ τις υπόλοιπες



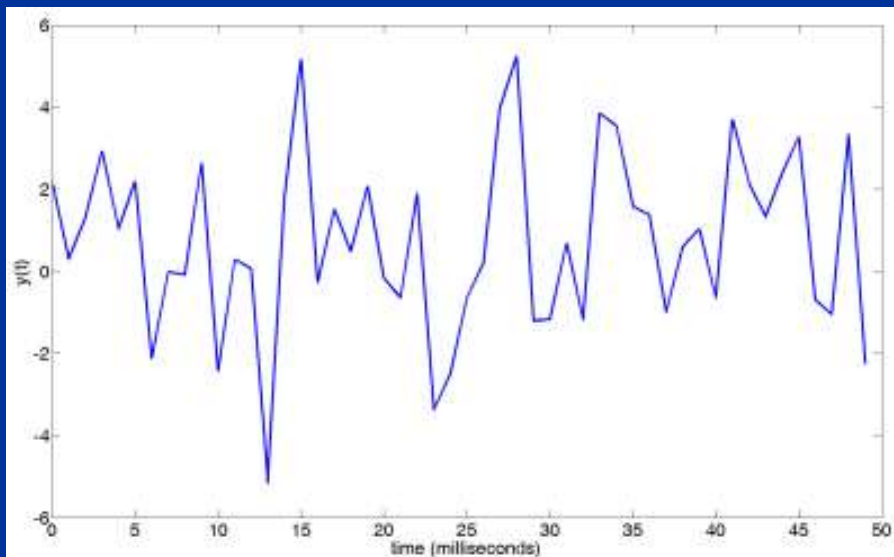
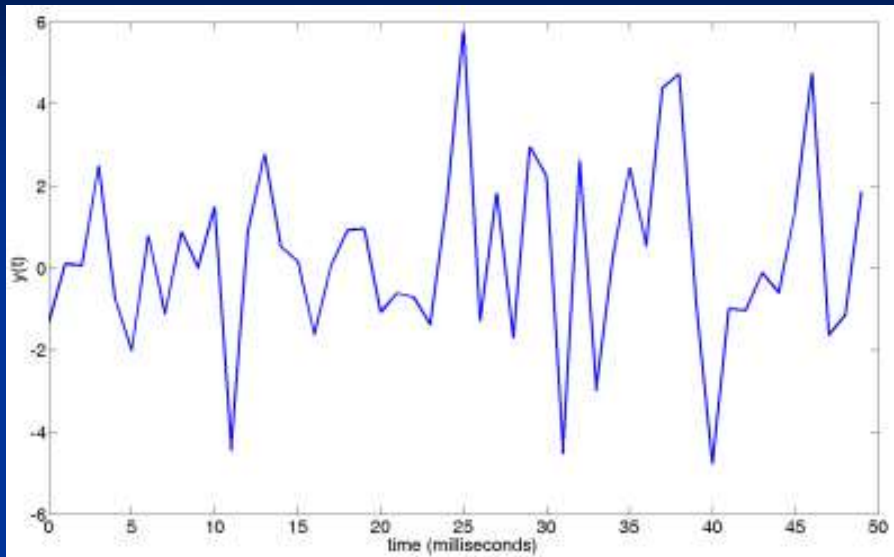
Ανασυνθέτω τα σήματα με...ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΟ Fourier!



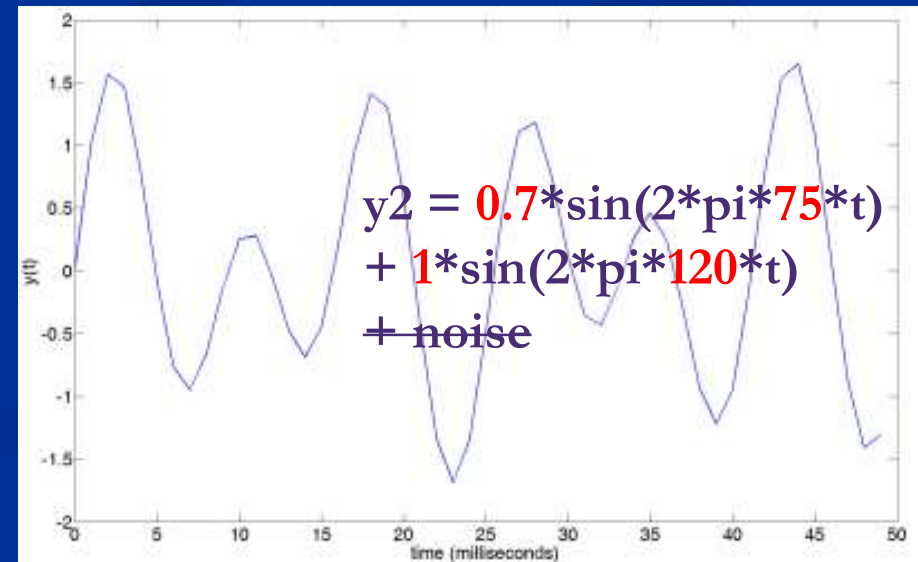
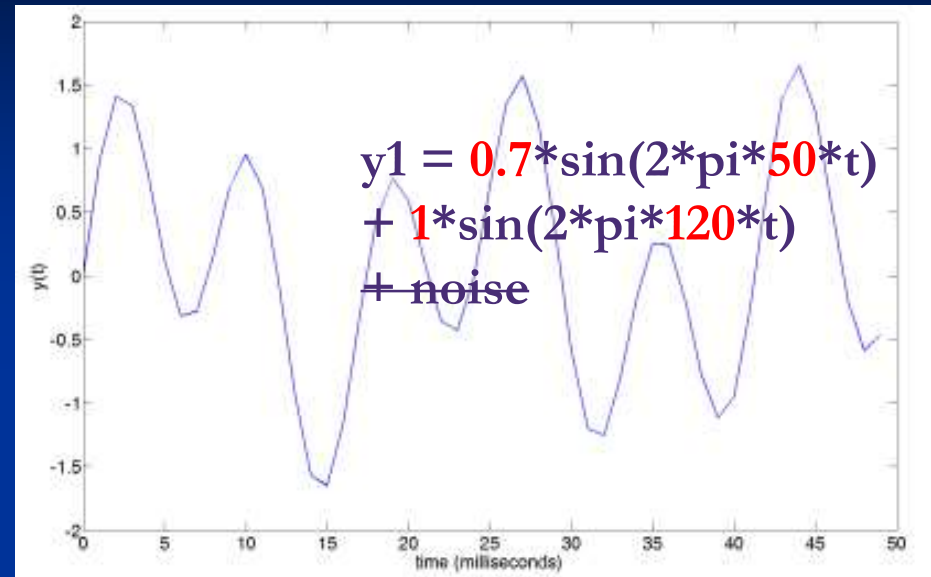
Inv. Fourier



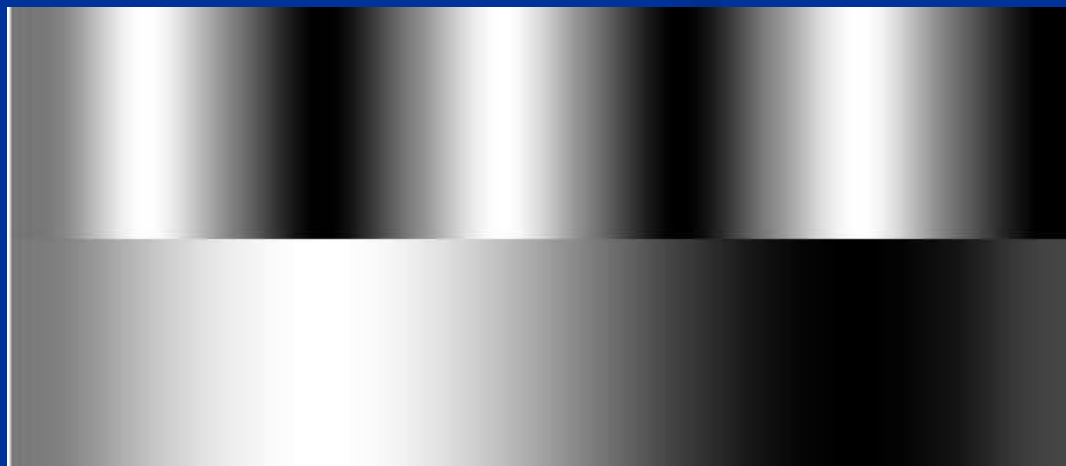
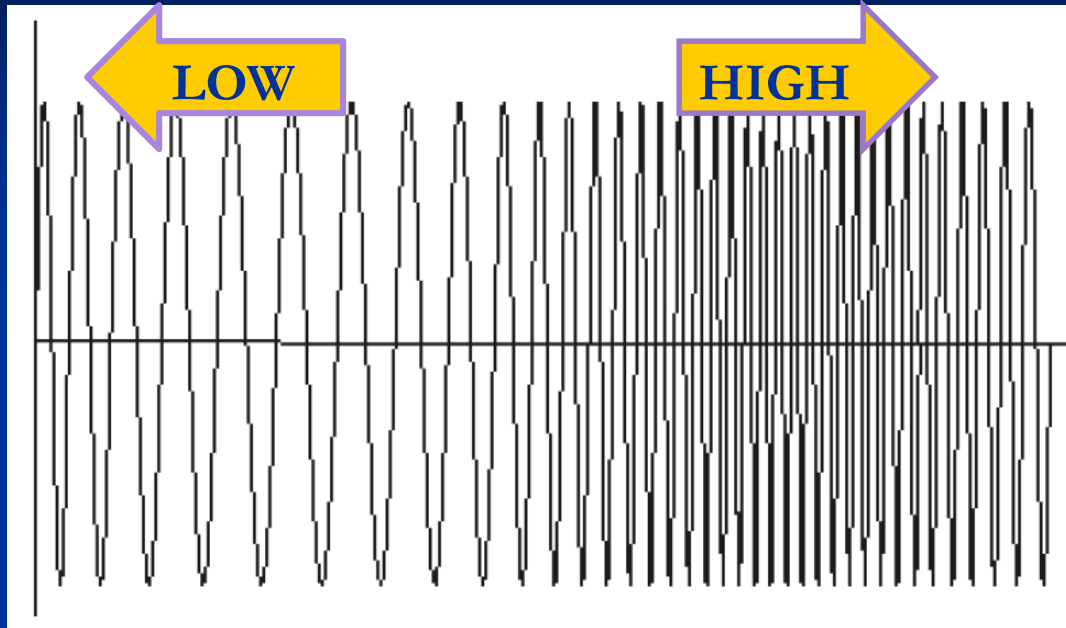
Αρχικά σήματα



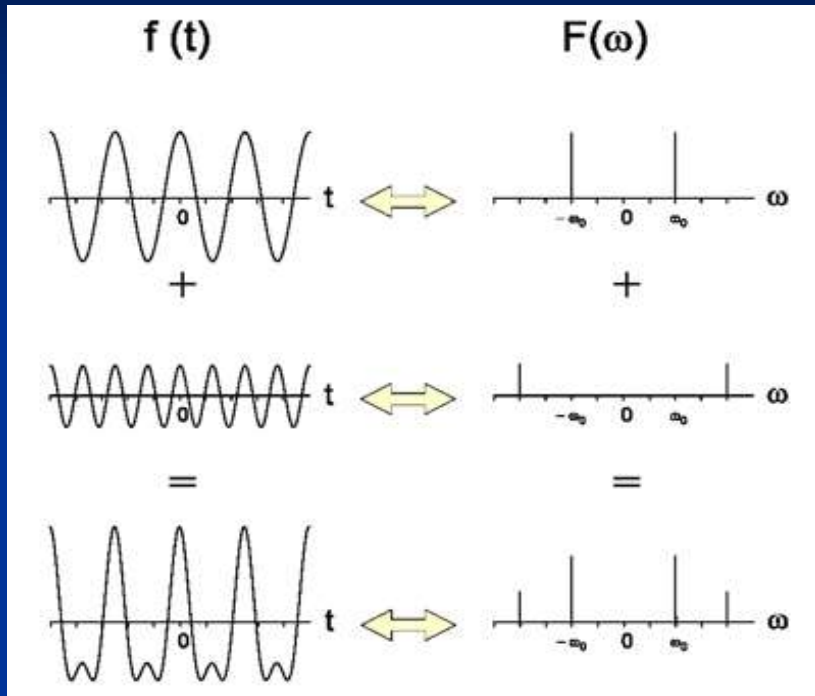
Σήματα χωρίς θόρυβο!!



Σήμα, Εικόνα & συχνότητες



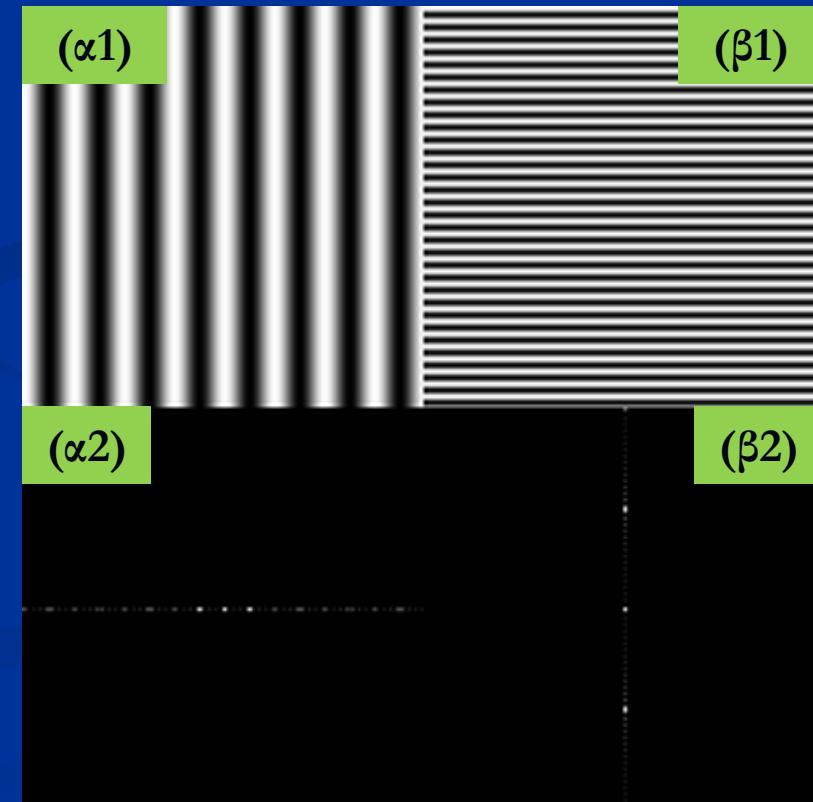
Μετασχηματισμός Fourier - Εικόνα



Εικόνα = 2D σήμα, ο Fourier ισχύει και για εικόνες (2D Fourier).

Απεικόνιση (σε 2D) ΣΥΧΝΟΤΗΤΩΝ που υπάρχουν στην αρχική εικόνα.

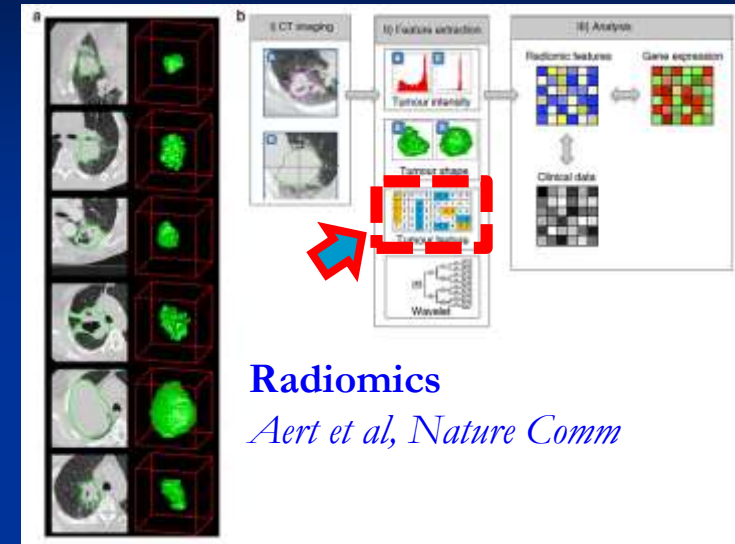
Αρχικές
Εικόνες



Μετασχ.
Fourier

Ορισμένες εφαρμογές του Fourier...

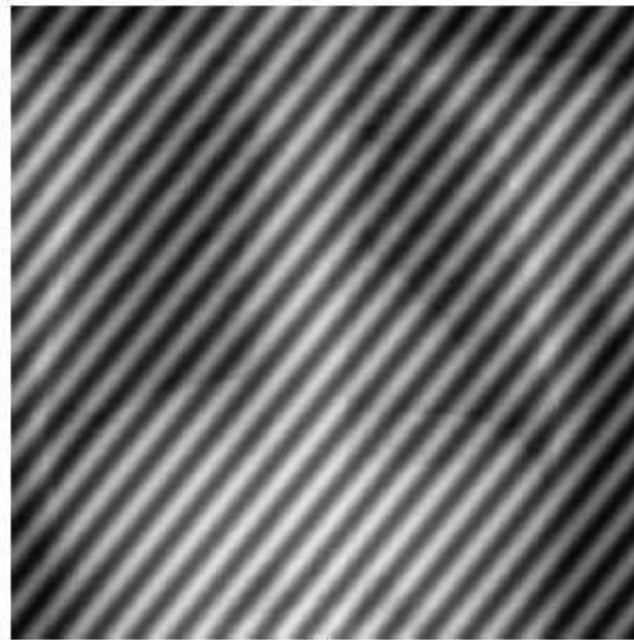
- Επεξεργασία (π.χ. εξαγωγή χαρακτηριστικών από εικόνες CT)



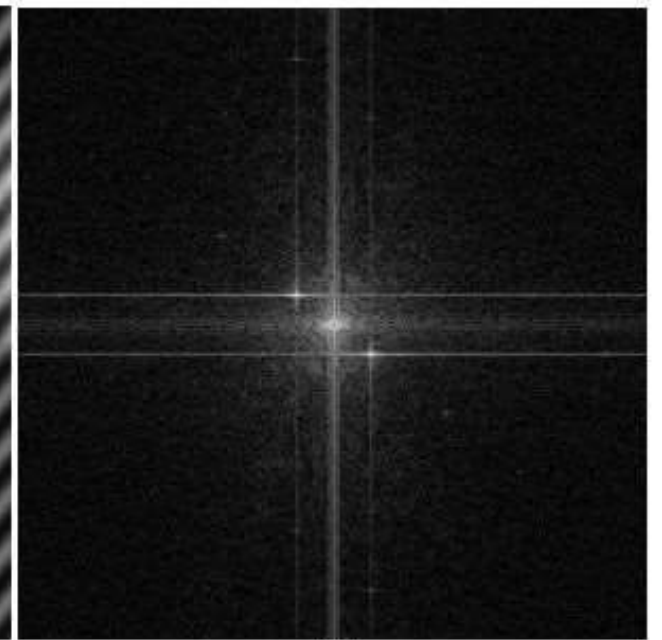
- Φιλτράρισμα (filtering)...είδαμε παράδειγμα σε σήμα
- Αποκατάσταση (restoration)...παράδειγμα
- Συμπύεση (compression)



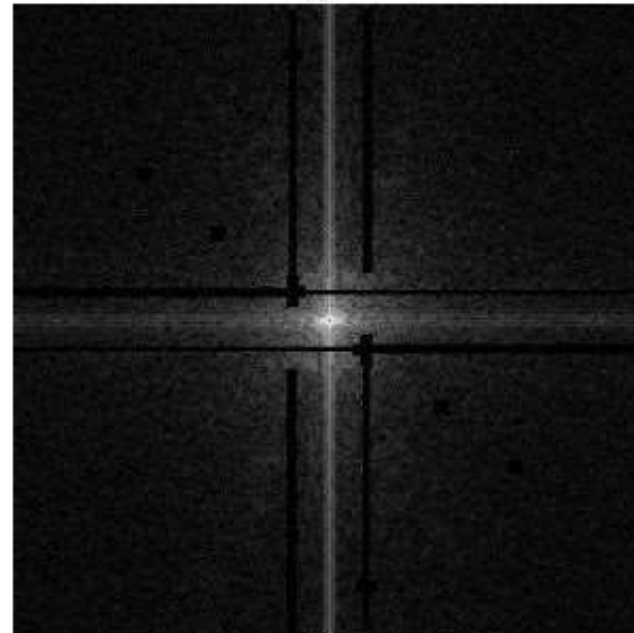
Image restoration



(a)



(b)




(c)

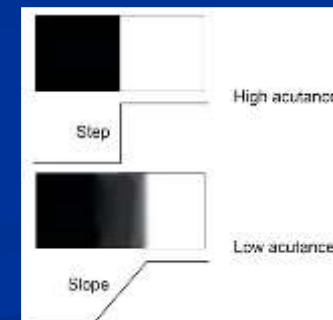


(d)

Ποιότητα εικόνας

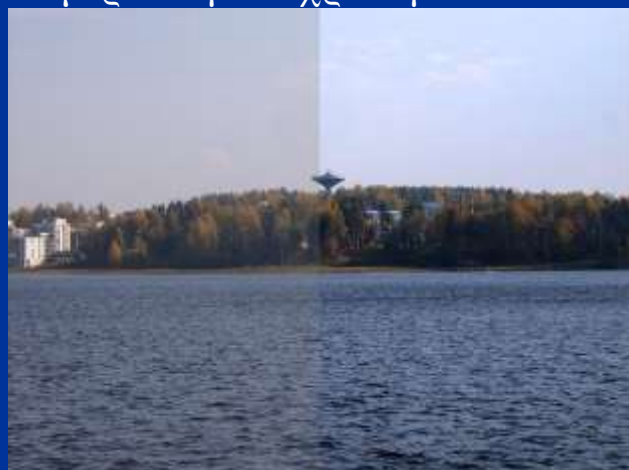
Η ποιότητα μιας εικόνας εξαρτάται από...

- Εύρος κλίμακας γκρι (grayscale resolution, π.χ. 8bit). 
- Συνολικός αριθμός pixels ($X \times Y$): Χωρική Διακριτική Ικανότητα (μικρότερη απόσταση αντικειμένων για να μην «φάνονται» σαν ένα).
- Χρονική Διακριτική Ικανότητα (Ρυθμός Δειγματοληψίας)



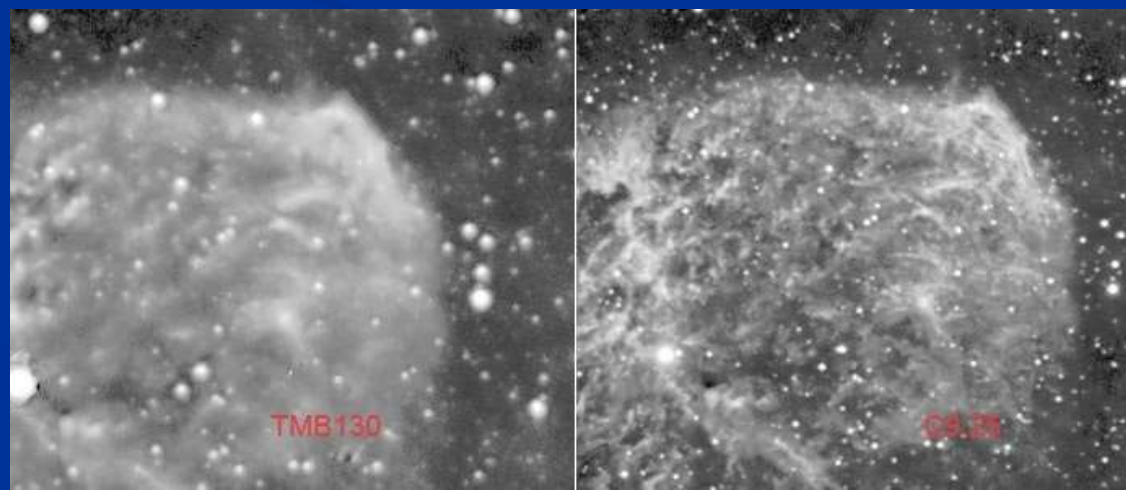
Αντίθεση (contrast)

Μέτρο της ικανότητας διάκρισης μεταξύ φωτεινότητας διαφορετικών περιοχών. Πόσο «μοιάζουν» περιοχές που έχουν διαφορετική απόχρωση.



Οξύτητα (acutance)

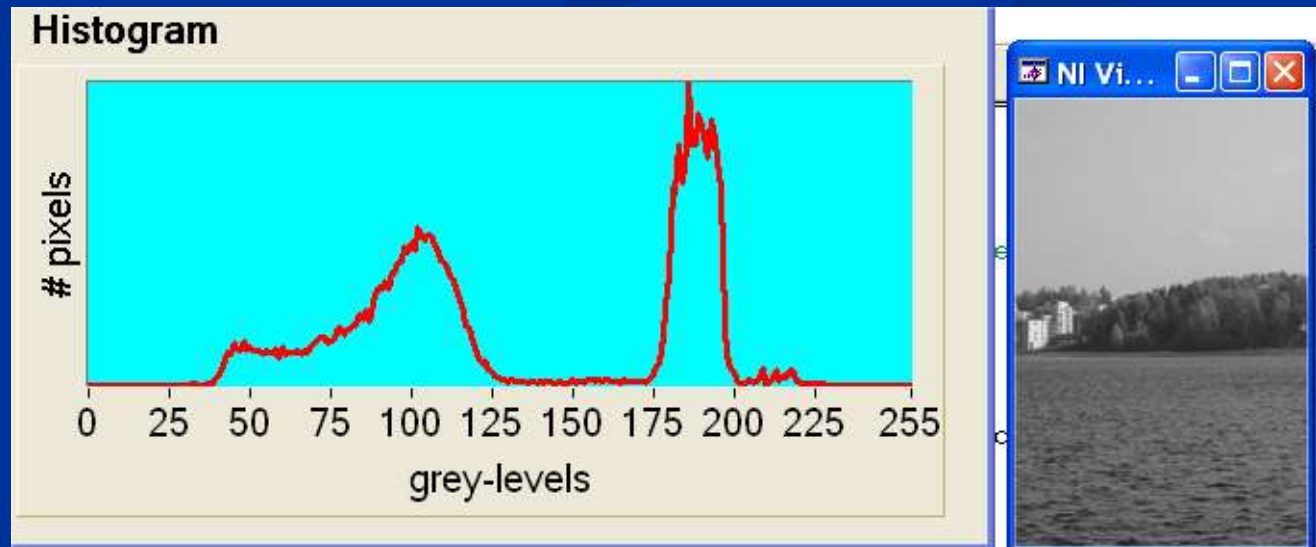
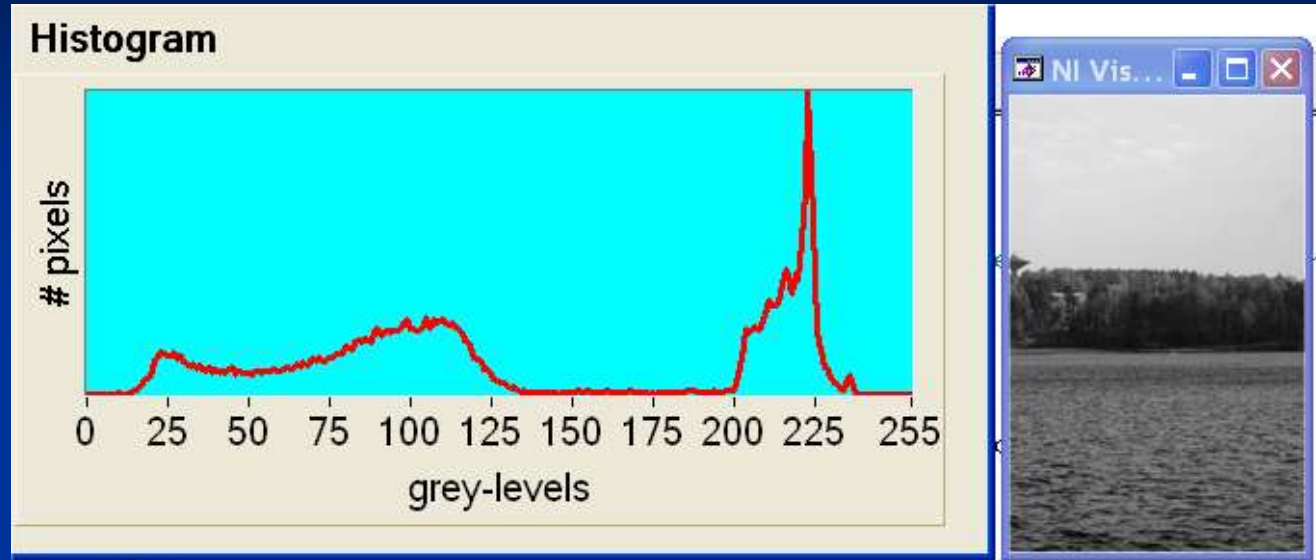
Πόσο «μοιάζουν» γειτονικές περιοχές που κανονικά έχουν μεγάλη διαφορά στην αμαύρωση (π.χ. edges).



Ιστόγραμμα & Αντίθεση

Ιστόγραμμα Εικόνας:
Κατανομή των τιμών της κλίμακας του γκρι (δείχνει τη 'συχνότητα' εμφάνισης των pixel values).

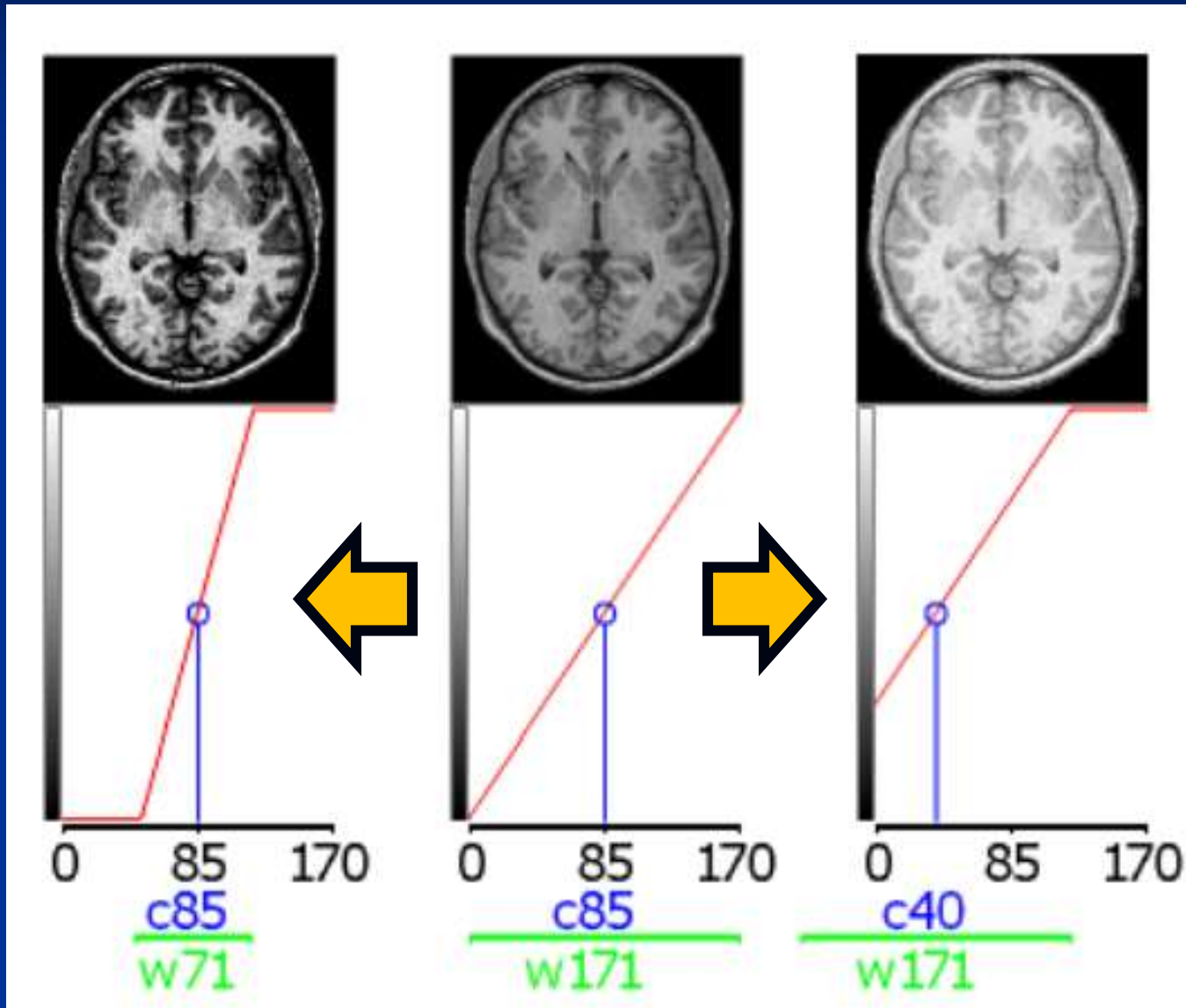
Π.χ. Για εικόνα 8 bits ο x-άξονας: 0-255 (256 τιμές αποχρώσεων του γκρι).



Δυναμική Κλίμακα Τιμών Αμαύρωσης, Windowing (gray-level mapping)

Μεγαλύτερη
αντίθεση
(στο w71)

Προσαρμογή του
εύρους του
παραθύρου (WW)



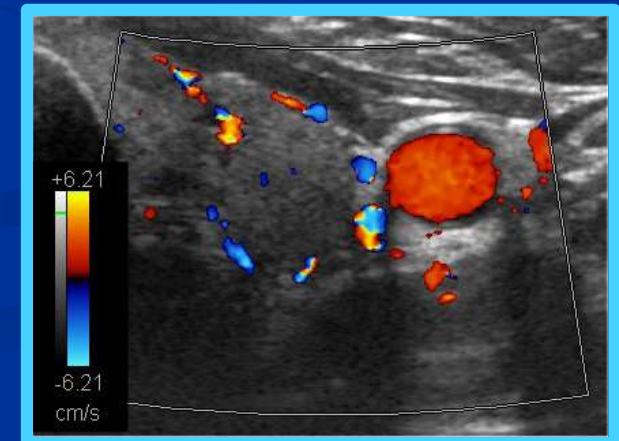
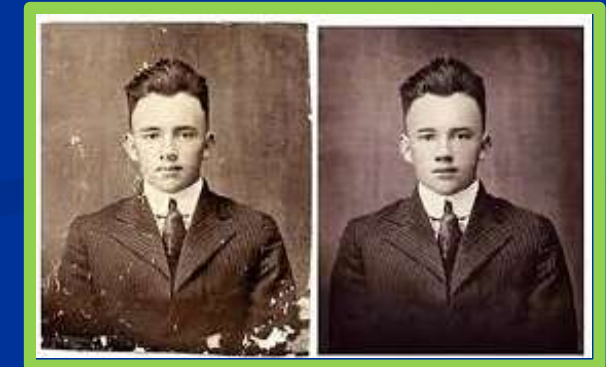
Πιο
φωτεινή

Μετατόπιση του
κέντρου του
παραθύρου (WC)

Επεξεργασία εικόνας

Επεξεργασία Εικόνων - Γιατί χρειάζεται?

- Enhancement, Βελτίωση της ποιότητας (π.χ. καλύτερο contrast).
- Αποκατάσταση (restoration), εξάλειψη θορύβου/ανεπιθύμητων περιοχών.
- Αλλαγή τρόπου θέασης (π.χ. ψευδοχρωματικοί χάρτες—pseudocolor maps)
- Συμπίεση (π.χ. για αποθήκευση, μετάδοση)
- Ποσοτικές μετρήσεις (!) – χώρος/χρόνος
- Σύγκριση (πριν/μετά, κλπ).
- Τμηματοποίηση περιοχών ενδιαφέροντος (segmentation), ταξινόμηση, κλπ.

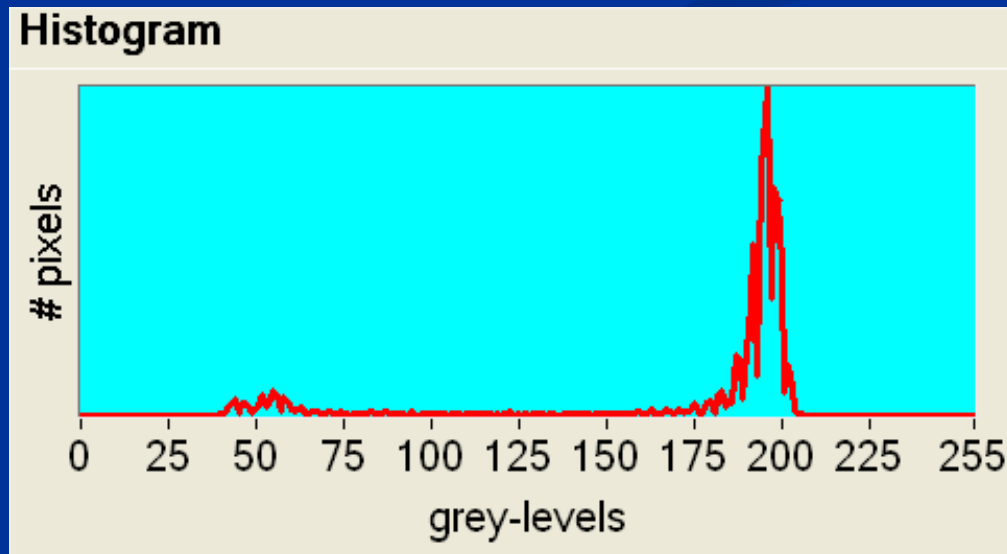
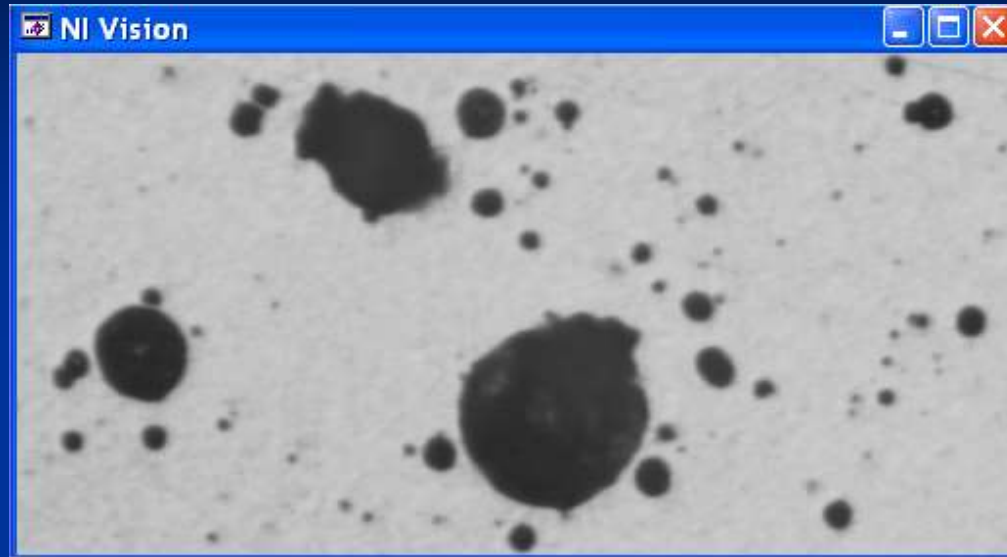


Παράδειγμα Επεξεργασίας Εικόνας

- Μετατροπή Εικόνας: **A** \rightarrow ... (στάδια) ... \rightarrow **B**
- 4 βασικά στάδια:
 - Προ-επεξεργασία (π.χ. Βελτίωση ποιότητας, αφαίρεση θορύβου)
 - Τμηματοποίηση σε περιοχές (segmentation): ανίχνευση ακμών (edge detection), κατωφλιοποίηση (thresholding),...
 - Εξαγωγή χαρακτηριστικών ανά περιοχή (feature extraction).
 - Ταξινόμηση περιοχών (μάτια, στόμα, μύτη, καπέλο, ...).

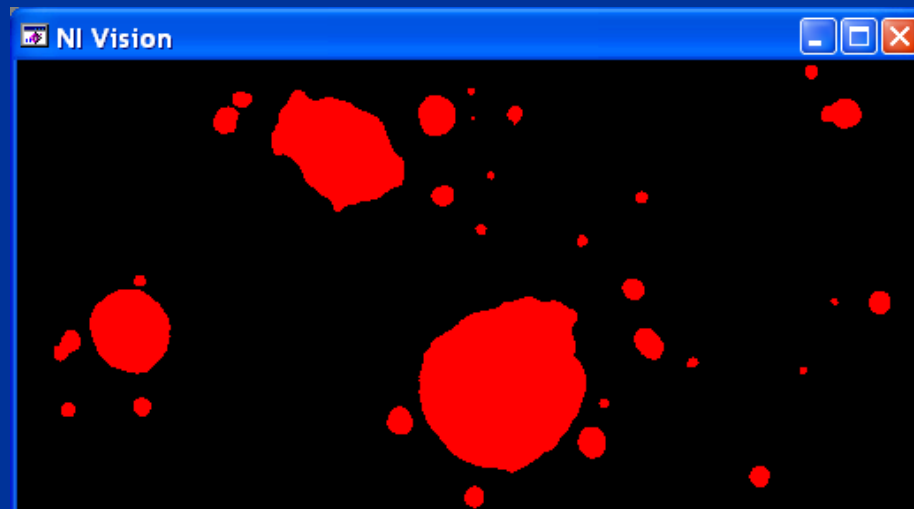
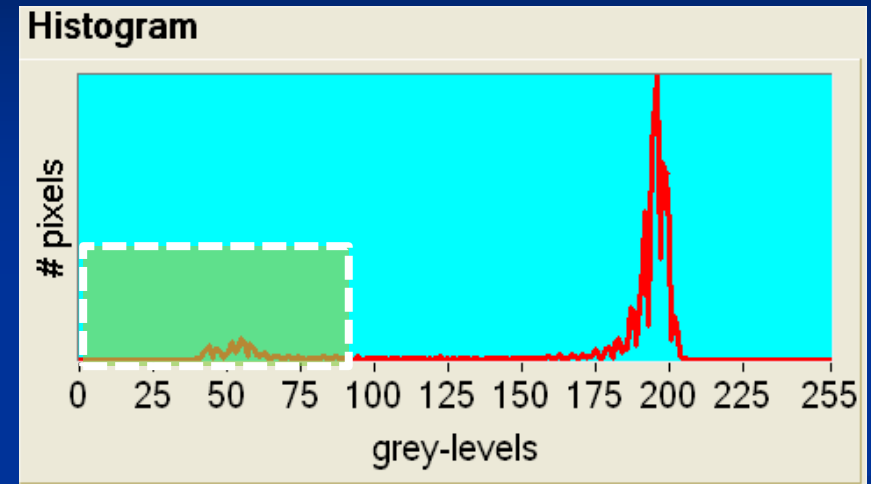
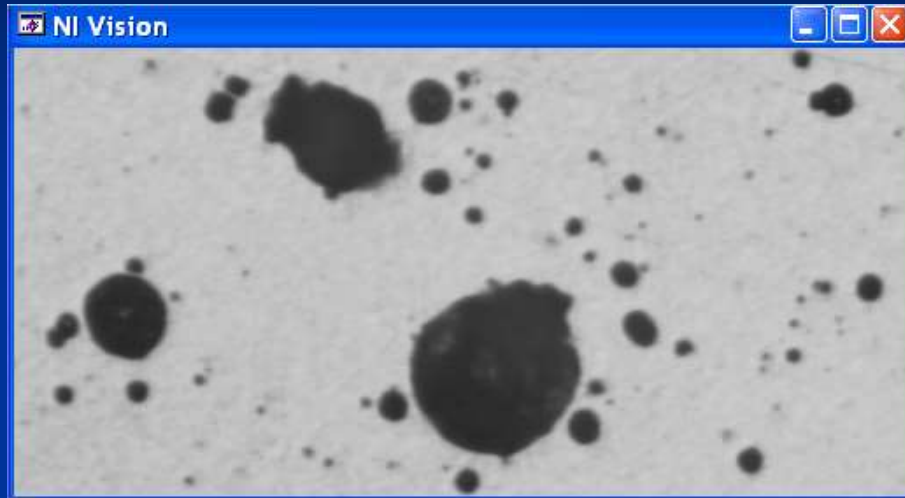


Ιστόγραμμα Εικόνας

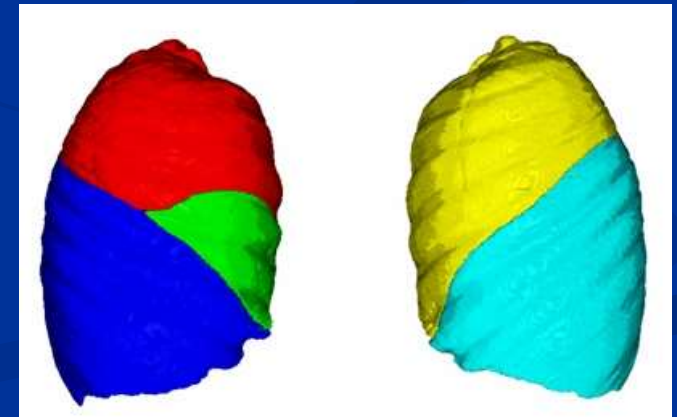
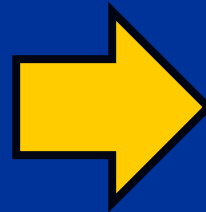
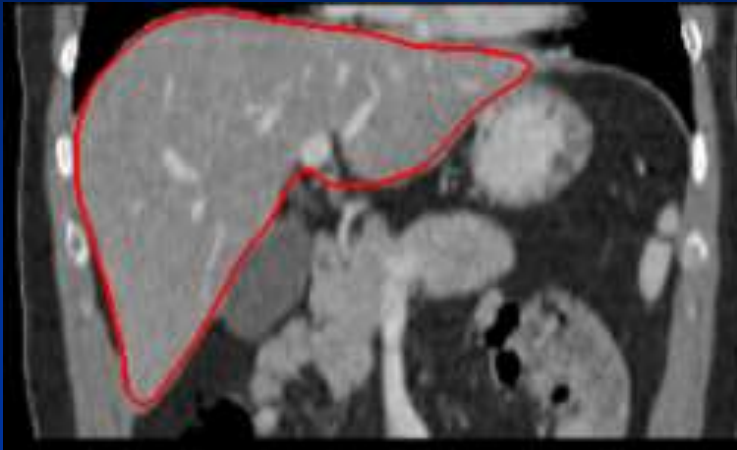


Καθολική Κατωφλιοποίηση (global thresholding)

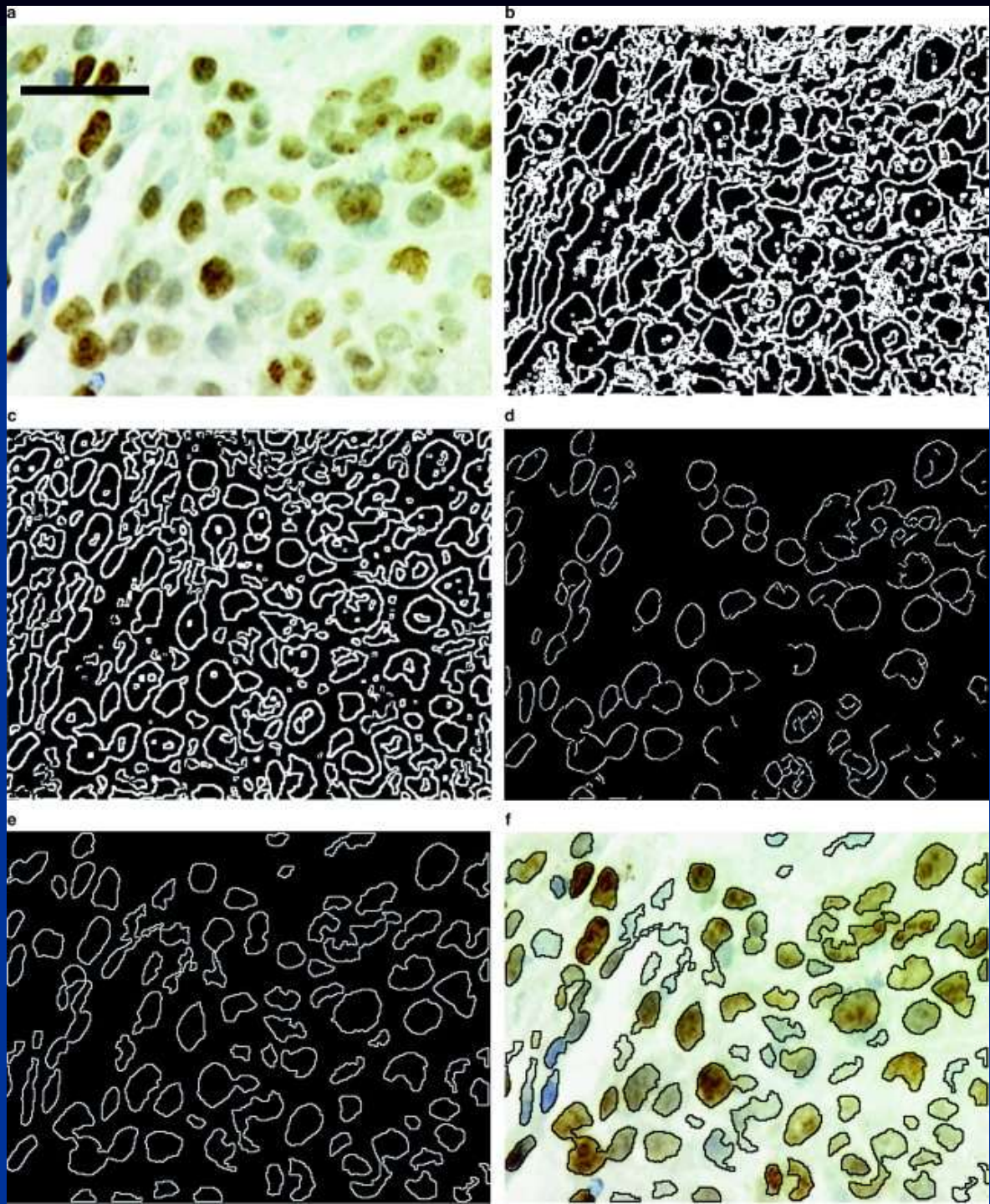
(παράδειγμα καθολικής επεξεργασίας)



Τμηματοποίηση (segmentation)



Παράδειγμα τοπικής
επεξεργασίας –
ανίχνευση ακμών
(edge detection) σε
ιστολογική εικόνα



Έγχρωμη εικόνα

Έγχρωμη Εικόνα, I

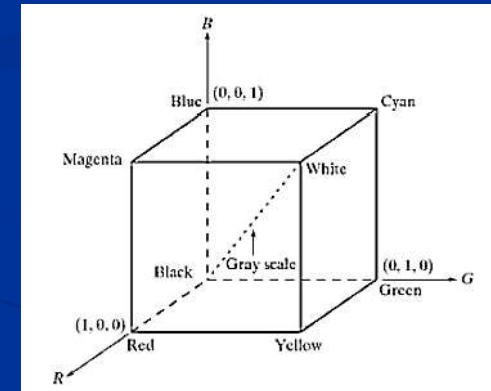
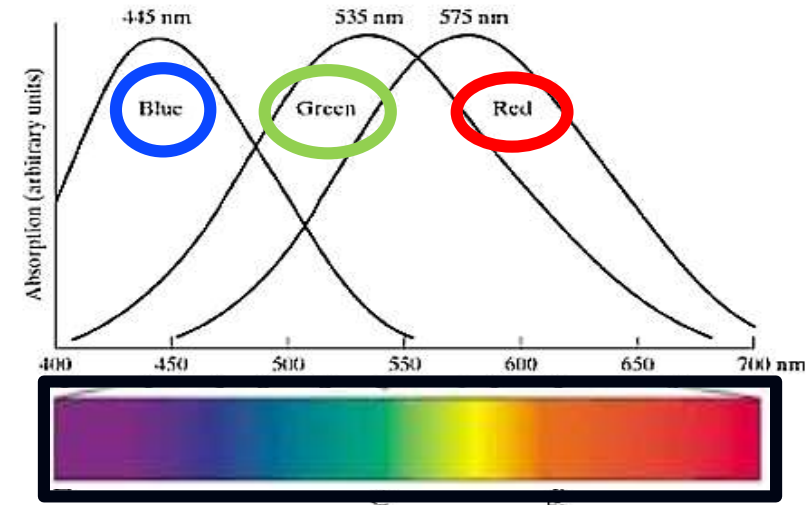
- Καμπύλες απορρόφησης στα κωνία του αμφιβλ/δή. **R, G, B**: Κύρια (primary) χρώματα.

- **Color space**: μαθηματικό μοντέλο-περιγράφει κάθε χρώμα σαν πλειάδα αριθμών (χρωματικές συνιστώσες), συνήθως 3ων.

RGB color space

- Προσθετικό Σύστημα Χρωμάτων. **R,G,B** προστίθενται για να αναπαράγουν τα διάφορα χρώματα.
- Καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων, **κάθε χρώμα αντιστοιχεί σε 3 τιμές: (r,g,b)**. Μαύρο → Άσπρο: διαγώνιος.
- Έγχρωμη εικόνα → 3 εικόνες (1 ανά συνιστώσα). Χρησιμοποιούμε φίλτρα που απορροφούν στις αντίστοιχες περιοχές R,G,B.
- 8 bit ανά εικόνα → $3 \times 8 = 24$ bits → $2^{24} \approx 16,7$ εκατ. συνδυασμοί χρωμάτων.

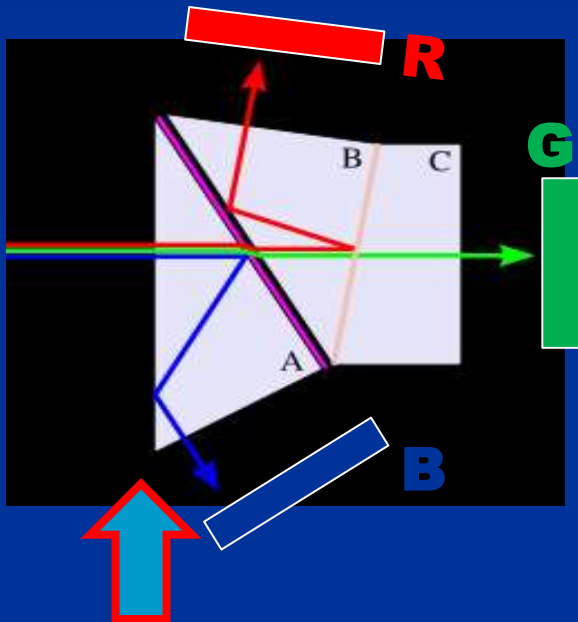
FIGURE 6.3
Absorption of light by the red, green, and blue cones in the human eye as a function of wavelength.



Έγχρωμη Εικόνα, II

■ 3CCD

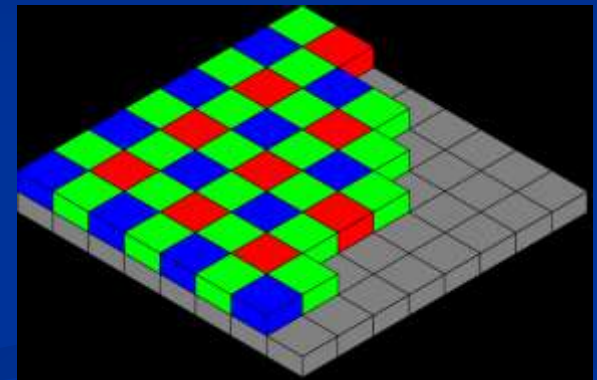
Τρι-χρωματικός διαχωρισμός με συστοιχία πρισμάτων & CCD.



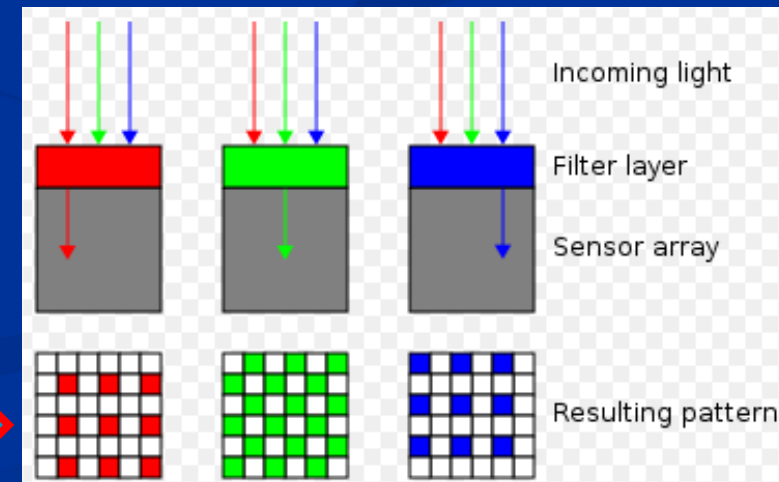
Διχροϊκό πρίσμα (A,B) «διαιρεί» το φως σε δέσμες διαφορετικού λ (χρώματος).

■ Bayer : 50%G, 25%R, 25%B.

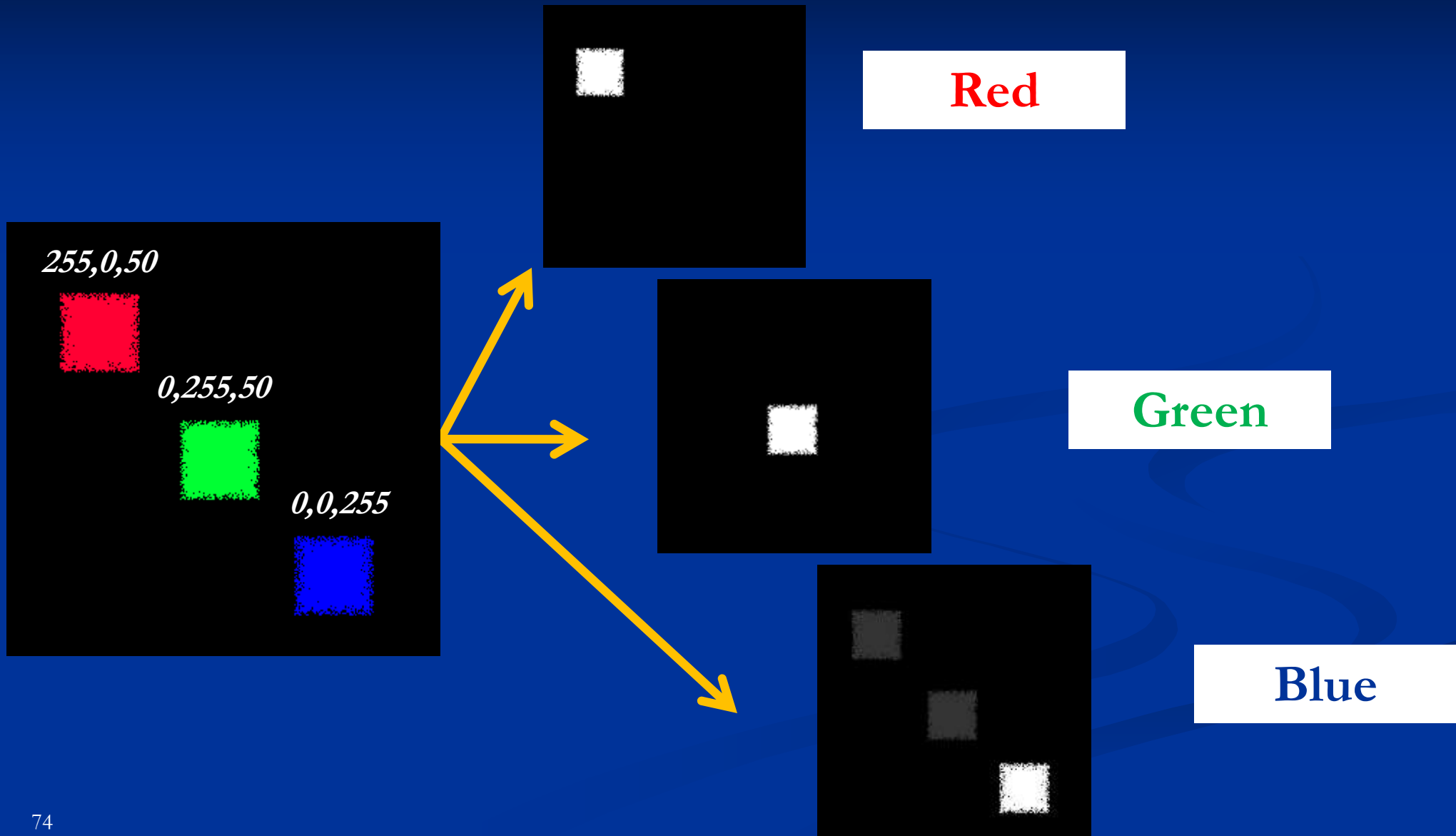
Προσομοιάζει το ανθρώπινο μάτι!



Τα χρώματα που υπολείπονται σε κάθε pixel υπολογίζονται αλγοριθμικά (interpolation).

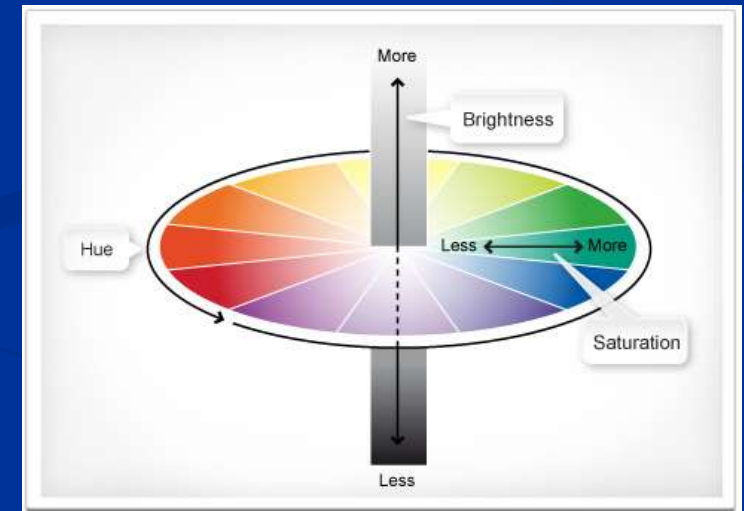
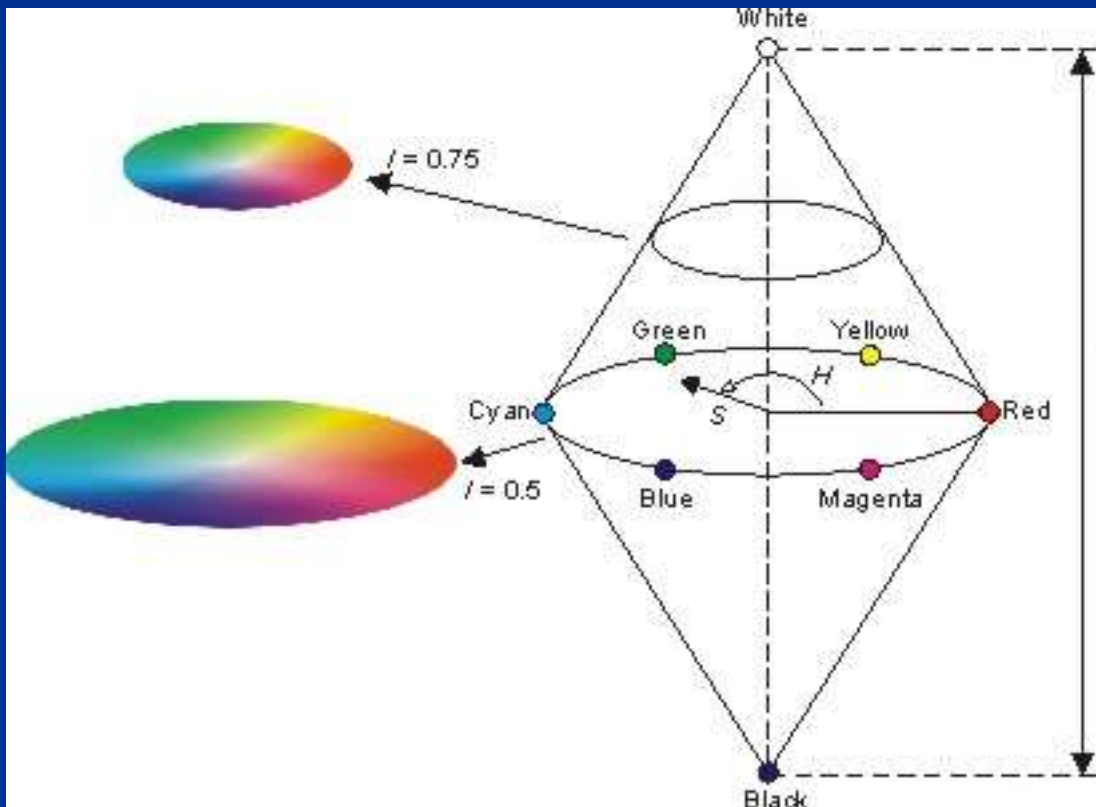


Έγχρωμη Εικόνα, III



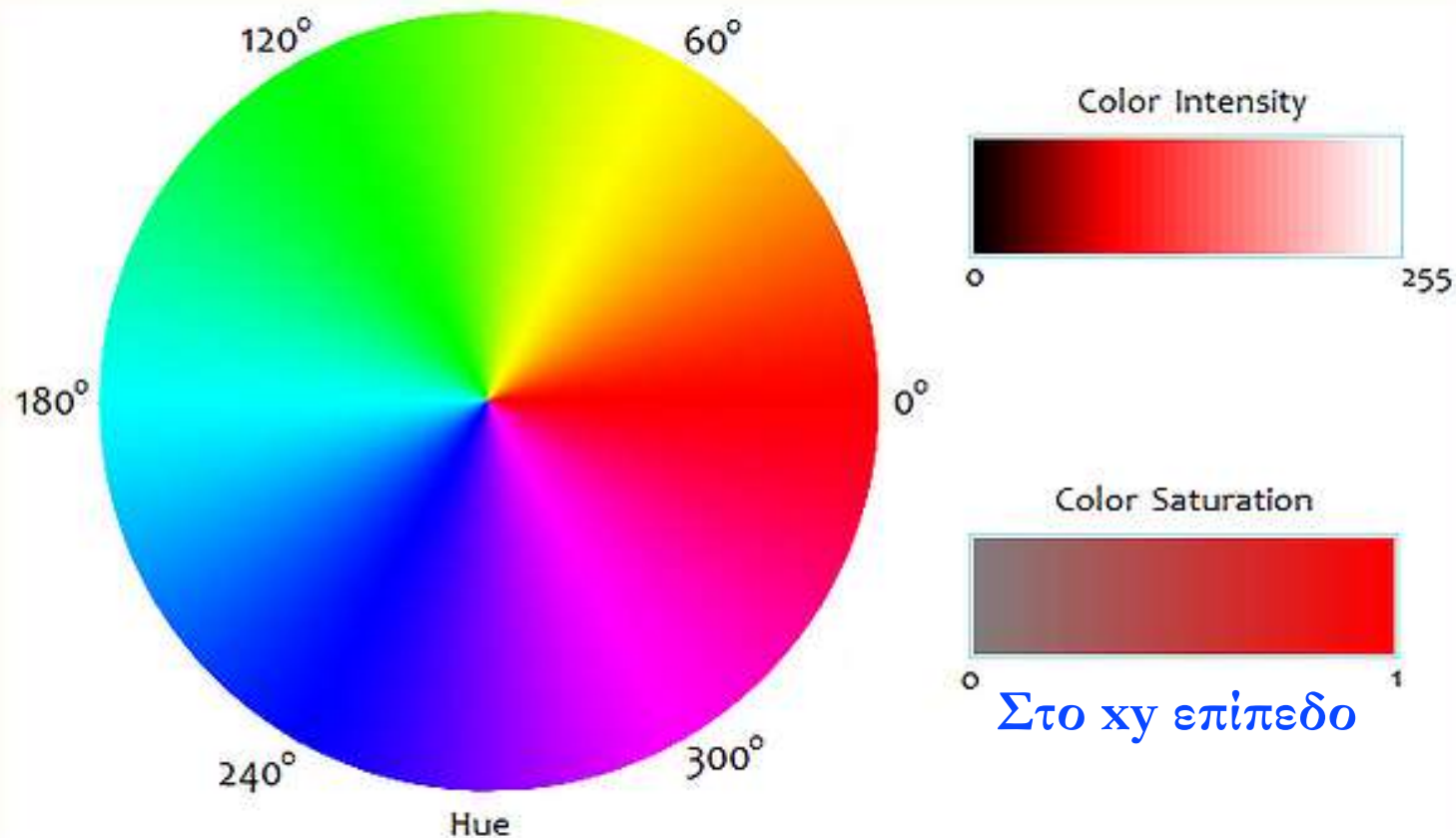
Έγχρωμη Εικόνα, HSI

Πως αντιλαμβάνεται ο άνθρωπος το χρώμα?...όχι τόσο στο σύστημα RGB, αλλά στο **HSI!** (**Hue, Saturation, Intensity**) [‘Number by Colors’, Fortner & Meyer, HSI (Chap. 4), Springer, 1997]



In the HSI system, the hue of a color is its angle measure on a color wheel. Pure red hues are 0° , pure green hues are 120° , and pure blues are 240° . (Neutral colors--white, gray, and black--are set to 0° for convenience.) Intensity is the overall lightness or brightness of the color, defined numerically as the average of the equivalent RGB values.

The HSI definition of saturation is a measure of a color's purity/grayness. Purer colors have a saturation value closer to 1, while grayer colors have a saturation value closer to 0. (In other color models, the meanings and mathematical definitions of "saturation" are slightly different. See HSL and HSV color models for comparison.)



RGB → HSI

Equations to Convert RGB Values to HSI Values

Suppose R, G, and B are the red, green, and blue values of a color. The HSI intensity is given by the equation

$$I = (R + G + B)/3.$$

Now let m be the minimum value among R, G, and B. The HSI saturation value of a color is given by the equation

$$S = 1 - m/I \quad \text{if } I > 0, \text{ or}$$
$$S = 0 \quad \text{if } I = 0.$$

To convert a color's overall hue, H, to an angle measure, use the following equations:

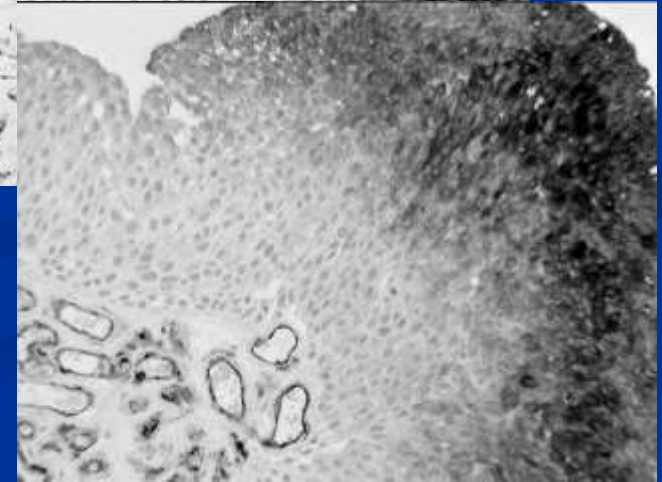
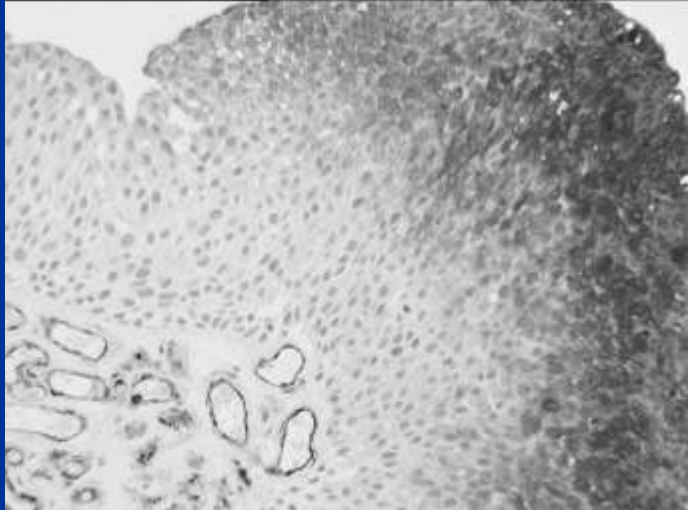
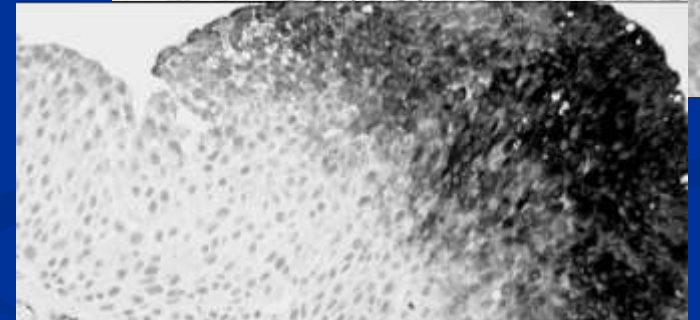
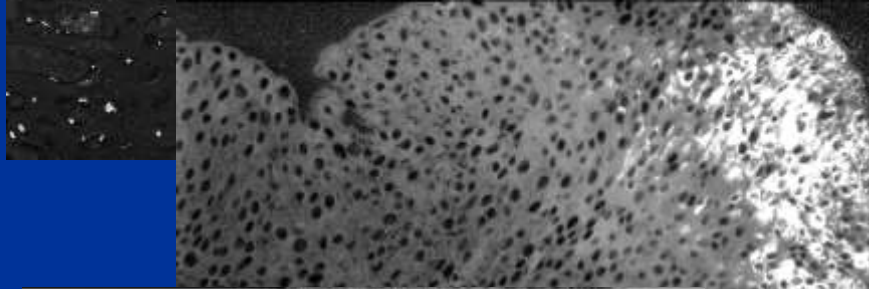
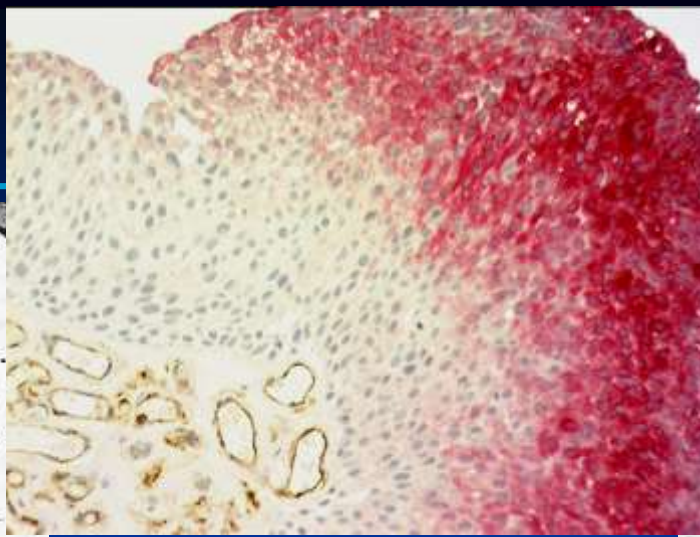
$$H = \cos^{-1} \left[\frac{(R - \frac{1}{2}G - \frac{1}{2}B) / \sqrt{R^2 + G^2 + B^2 - RG - RB - GB}}{\quad} \right] \quad \text{if } G \geq B, \text{ or}$$
$$H = 360 - \cos^{-1} \left[\frac{(R - \frac{1}{2}G - \frac{1}{2}B) / \sqrt{R^2 + G^2 + B^2 - RG - RB - GB}}{\quad} \right] \quad \text{if } B > G,$$

where the inverse cosine output is in degrees.

Αντίστοιχα, μέσω εξισώσεων μπορούμε να πάμε: HSI → RGB

HSI

RGB

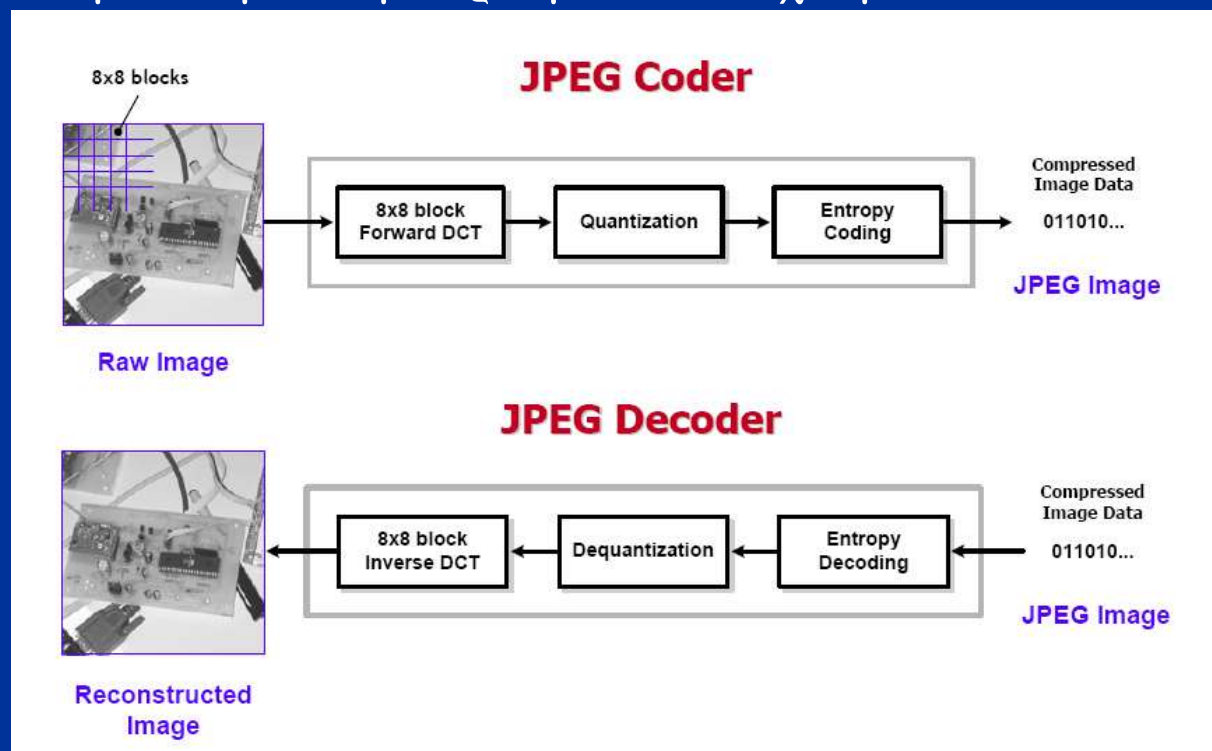


Συμπύεση εικόνας

Συμπίεση Εικόνων

Τεχνική συμπίεσης δεδομένων που εφαρμόζεται σε ψηφιακές εικόνες για μείωση όγκου αποθήκευσης και χρόνου μετάδοσής τους.

- **Lossless**: Συμπίεση **ΧΩΡΙΣ** απώλειες (π.χ. περιοχή-τετράγωνο σταθερής απόχρωσης του γκρι με 4 τιμές: $x_0, y_0, d, value$)...μπορούμε να πετύχουμε **2:1** με **3:1**.
- **Lossy**: Συμπίεση **ΜΕ** (μικρές) απώλειες (π.χ. JPEG). Επιτρέπει την προσεγγιστική αναπαράσταση των δεδομένων μας...μπορούμε να πετύχουμε **> 20:1**.



Παράδειγμα Συμπίεσης, I



Αρχική: 211 KB (8 bpp)
(256 πιθανές τιμές αμαύρωσης/pixel)



96 KB, $\approx 2:1$ (6 bpp)
(64 πιθανές τιμές αμαύρωσης/pixel)

Παράδειγμα Συμπίεσης, II



Αρχική: 211 KB (8 bpp)
(256 πιθανές τιμές αμαύρωσης/pixel)



74 KB, $\approx 3:1$ (4 bpp)
(16 πιθανές τιμές αμαύρωσης/pixel)

Παράδειγμα Συμπίεσης JPEG



Αρχική: 1,187,986 bytes (24 bpp)



JPEG: 103,642 bytes, 11:1 (2 bpp)

Volume rendering

Registration-fusion

Αναπαράσταση Όγκου (Volume Rendering)

- Τεχνική για την επίδειξη (display) 2D προβολής ενός 3D αντικειμένου. Απαιτείται:
 - Γωνία θέασης 3D αντικειμένου (θέση κάμερας)
 - Χρώμα (rgb) & αδιαφάνεια (opacity) για κάθε 3D pixel (voxel)



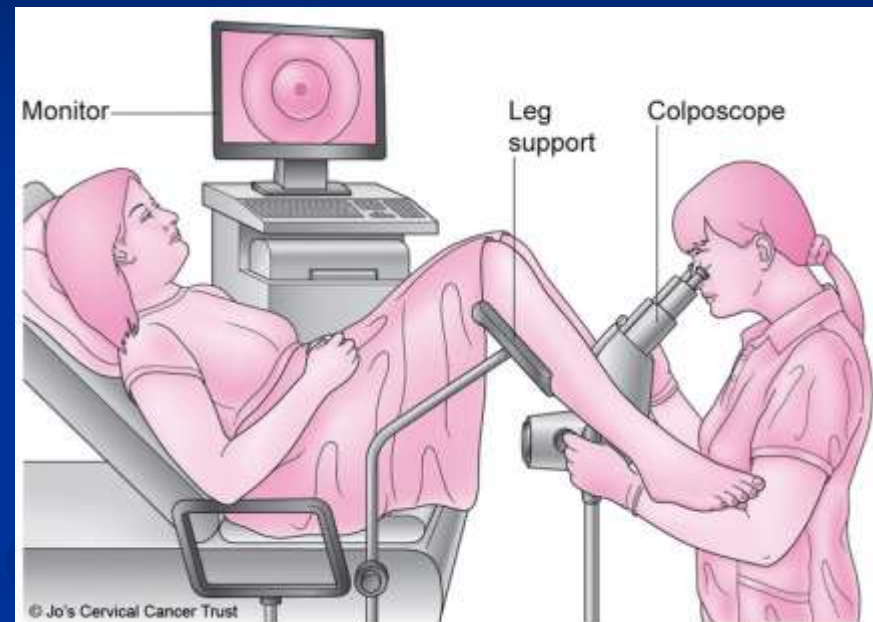
CT αγγειογραφία

Χωρική συσχέτιση
όγκου-καρωτίδας

Registration & Fusion

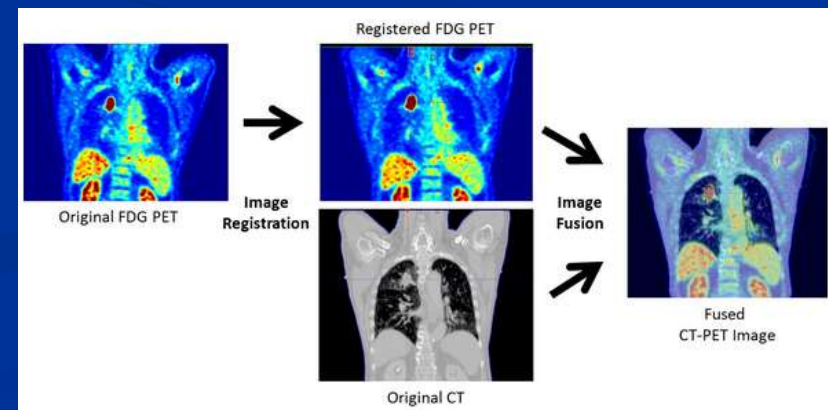
■ Image Registration: Ευθυγράμμιση Εικόνων:

- Από το ίδιο modality, σε διαφορετικούς χρόνους/συνθήκες (π.χ.1 ψηφιακό κολποσκόπιο: ανεπιθύμητη κίνηση κατά την απεικόνιση του τραχήλου της μήτρας. π.χ.2 Ανεπιθύμητη κίνηση του ασθενή κατά τη διάρκεια ακτινοθεραπευτικής συνεδρίας- Image Guided RadioTherapy).



- Από διαφορετικά «modalities» (π.χ. CT/MRI, PET/CT).

- Image Fusion: Ρεαλιστική «ανάμειξη» δεδομένων. Η τελική εικόνα παρέχει συνδυαστική πληροφορία.





MRI + CT

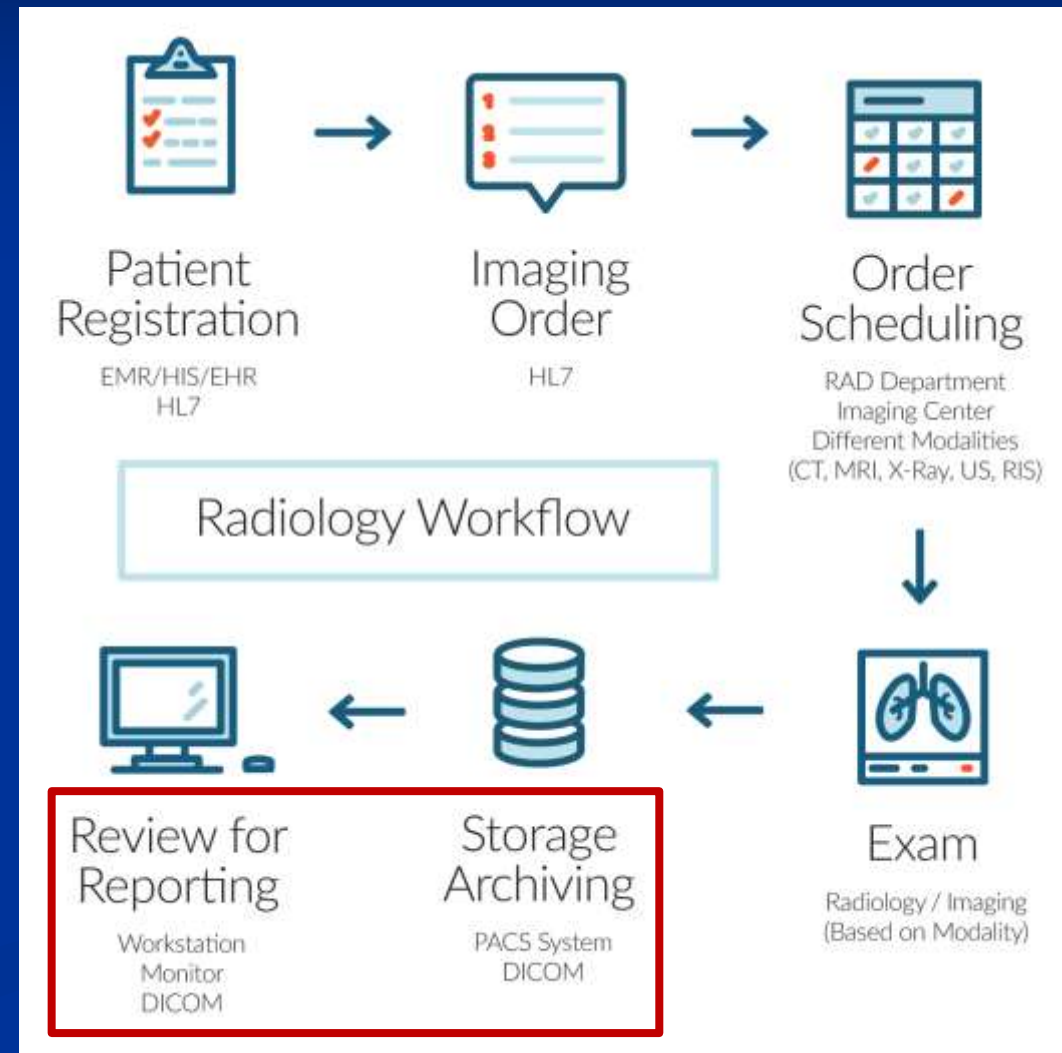
CT + PET



Πρότυπο Εικόνας DICOM RIS - PACS

Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), I

- **Πρότυπο:** Διαχείριση (παραγωγή, αποθήκευση, προβολή, ανάκτηση) και **Επικοινωνία** απεικον. δεδομένων... Πολύπλοκη δομή!
- Αποστολή: να διασφαλίζει τη **διαλειτουργικότητα** μεταξύ συστημάτων (ανεξάρτητο από κατασκευαστή).
- Το Πρότυπο περιλαμβάνει: ορισμό της μορφής (**file format**) & πρωτόκολλο **επικοινωνίας** δικτύου (TCP/IP).
- Οι εικόνες DICOM αποθηκεύονται στο PACS και είναι διαθέσιμες στα κλινικά **WS** και **IS** του νοσοκομείου.



DICOM, II

- **Αρχείο DICOM:** αρχείο που περιέχει την **εικόνα** και **πληροφορίες σχετικά με την εικόνα:**
 - Πως, πότε και που δημιουργήθηκε, σε ποιον ανήκει, συσκευή που χρησιμοποιήθηκε,...

- Το **DICOM αρχείο** αποτελείται από:
Header & Data Set.
- **Header** περιλαμβάνει: Προοίμιο, πρόθεμα DICOM, File Meta elements (διαστάσεις εικόνας, είδος εξέτασης,...)
- **Data Set:** συλλογή από Στοιχεία Δεδομένων (Data Elements).
- **Εικόνα (δεξιά)** δείχνει υποθετικό αρχείο DICOM. Header ορίζει δεδομένα από 109x91x2 voxels, με resolution 1 byte per voxel



```
First 128 bytes: unused by DICOM format
Followed by the characters 'D','I','C','M'
This preamble is followed by extra information e.g.:

0002,0000,File Meta Elements Group Len: 132
0002,0001,File Meta Info Version: 256
0002,0010,Transfer Syntax UID: 1.2.840.10008.1.2.1.
0008,0000,Identifying Group Length: 152
0008,0060,Modality: MR
0008,0070,Manufacturer: MRicro
0018,0000,Acquisition Group Length: 28
0018,0050,Slice Thickness: 2.00
0018,1020,Software Version: 46\64\37
0028,0000,Image Presentation Group Length: 148
0028,0002,Samples Per Pixel: 1
0028,0004,Photometric Interpretation: MONOCHROME2.
0028,0008,Number of Frames: 2
0028,0010,Rows: 109
0028,0011,Columns: 91
0028,0030,Pixel Spacing: 2.00\2.00
0028,0100,Bits Allocated: 8
0028,0101,Bits Stored: 8
0028,0102,High Bit: 7
0028,0103,Pixel Representation: 0
0028,1052,Rescale Intercept: 0.00
0028,1053,Rescale Slope: 0.00392157
7FE0,0000,Pixel Data Group Length: 19850
7FE0,0010,Pixel Data: 19838
```

DICOM, III

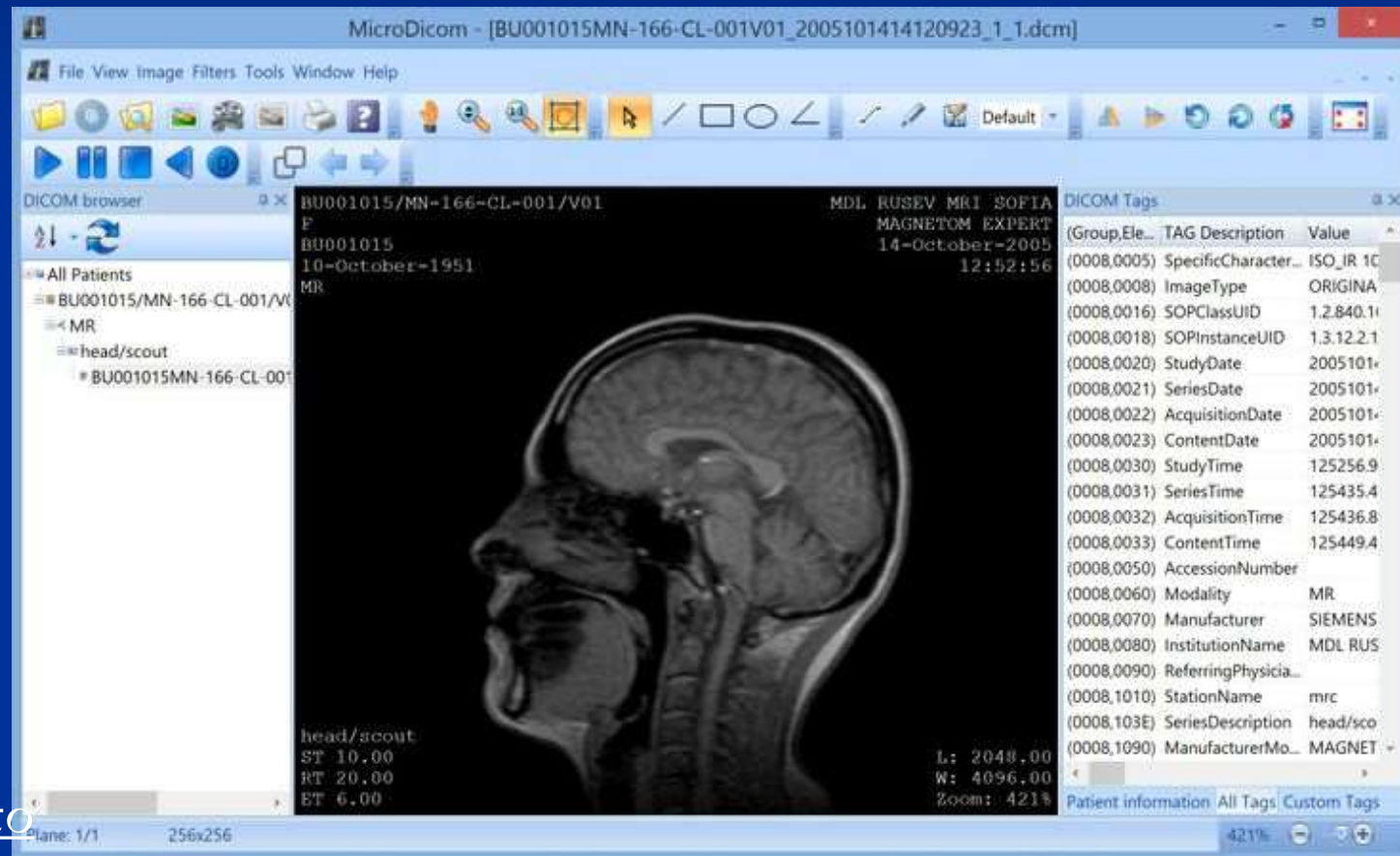
- Τα DICOM δεδομένα οργανώνονται σε **Στοιχεία Δεδομένων** (DICOM elements/attributes).

- **Στοιχείο DICOM**: Μονάδα αποθήκευσης πληροφοριών.


- Έχει προιαθορισμένη **Ετικέτα (Tag)** και σιοπό που ορίζονται στο πρότυπο DICOM.

- Το **Tag** ορίζει μοναδικά το Στοιχείο DICOM.

- **Λίστα** στα δεξιά: Στοιχεία **DICOM**.



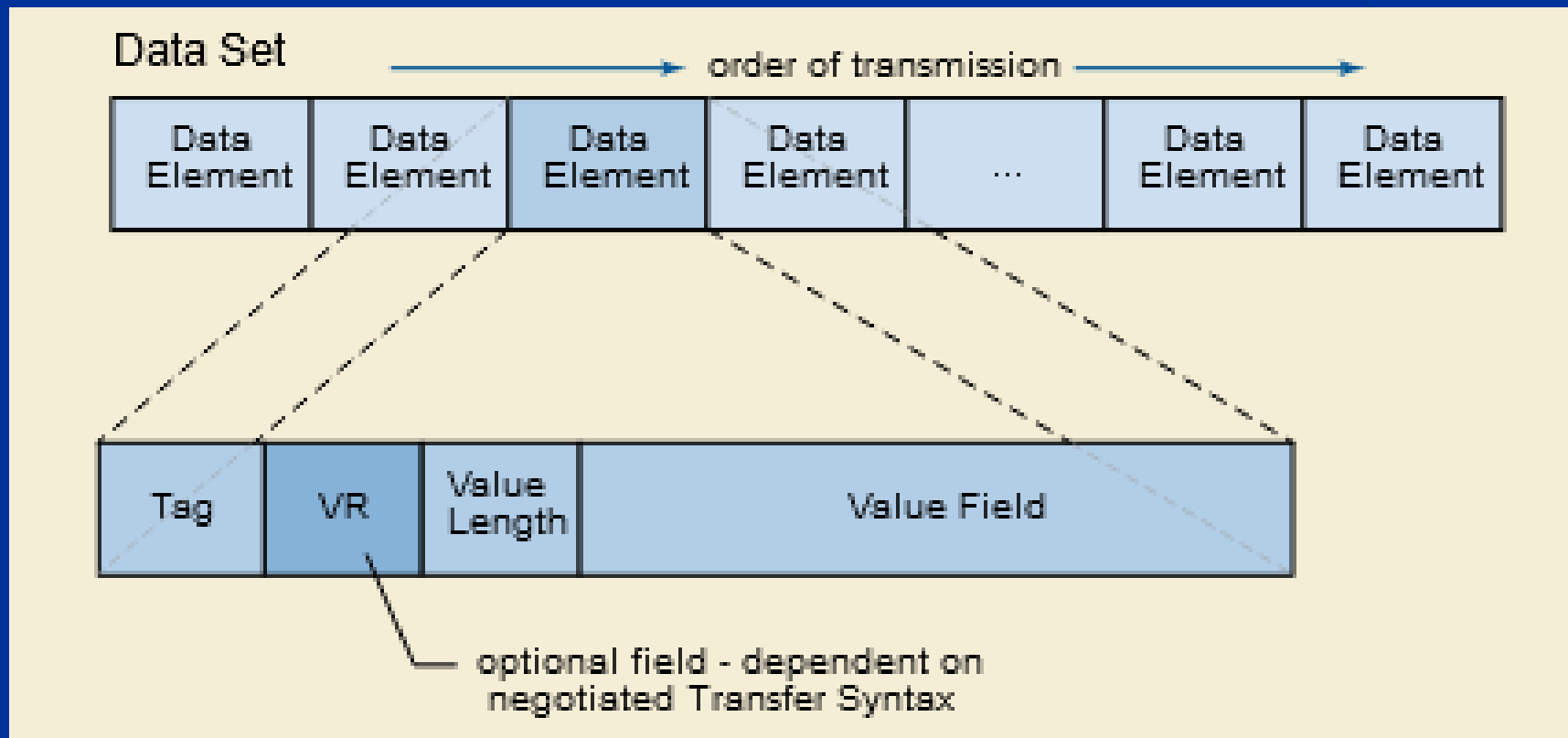
DICOM, IV

- Η **Ετικέτα (Tag)** έχει τη μορφή: (gggg, eeee); gggg αναπαριστά το Group Number & eeee το Element Number.
- Group & Element numbers: **ακέραιοι αριθμοί 16 bit (unsigned)**, αναπαρίστανται με δεκαεξαδικό συμβολισμό.
- Το **Group**: συλλογή από **elements** που **σχετίζονται με κάποιο τρόπο**, για παράδειγμα: 

Tag	Tag Description
(0010,0010)	Patient's Name
(0010,0020)	Patient ID
(0010,0021)	Issuer of Patient ID
(0010,0022)	Type of Patient ID
(0010,0030)	Patient's Birth Date
(0010,0040)	Patient's Sex
...	...

DICOM, V

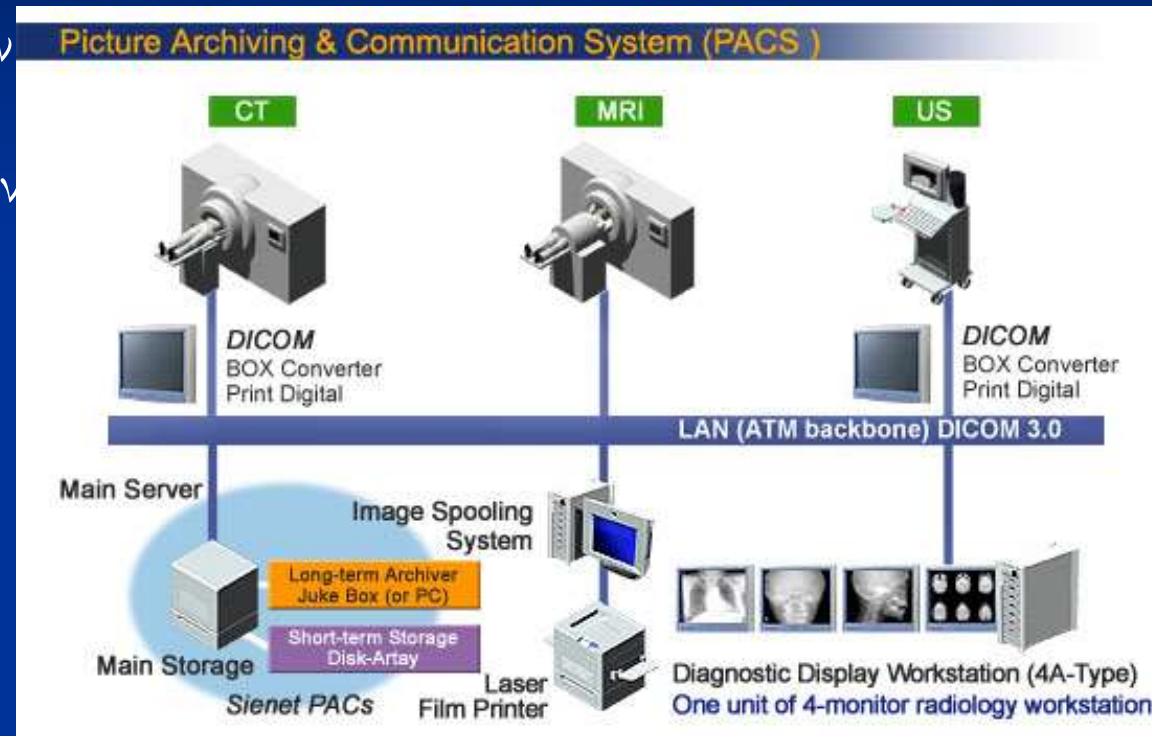
- Τα **DICOM Attributes** αποτελούνται από **τουλάχιστον 3 πεδία**: Tag - προσδιορίζει το στοιχείο. Value Length (VL) - καθορίζει το μήκος της τιμής του attribute (16/32 uint). Value Field (VF) – περιλαμβάνει την τιμή (δεδομένα) του στοιχείου.
 - Σε μερικούς τύπους υπάρχει και: Value Representation (VR) - περιγράφει τον τύπο δεδομένων και τη μορφή της τιμής του attribute (e.g. Date Time, Short/Long String, Decimal String, etc.).



PACS, I

Picture Archiving & Communication System

- Υπολογιστικό σύστημα υπεύθυνο για την ψηφιακή αρχειοθέτηση, αποθήκευση, διαχείριση και διανομή ιατρικών εικόνων μεταξύ διαφορετικών τμημάτων ή νοσοκομείων.
- Η χρήση του PACS εξαλείφει την ανάγκη χειροκίνητης αρχειοθέτησης, ανάκτησης και αποστολής ευαίσθητων πληροφοριών, φιλμ και αναφορών.
- Το PACS έχει 4 κύρια στοιχεία: Απεικονιστικές συσκευές. Ασφαλές δίκτυο για τη διανομή και την ανταλλαγή εικόνων. Σταθμούς εργασίας ή φορητές συσκευές για την προβολή και επεξεργασία των εικόνων. Μέσα αποθήκευσης & λογισμικό για την αποθήκευση και ανάκτηση των εικόνων, και της σχετικής τεκμηρίωσης και των εκθέσεων.



PACS, II

Σύστημα Αρχαιοθήκης & Μεταφοράς Εικόνων

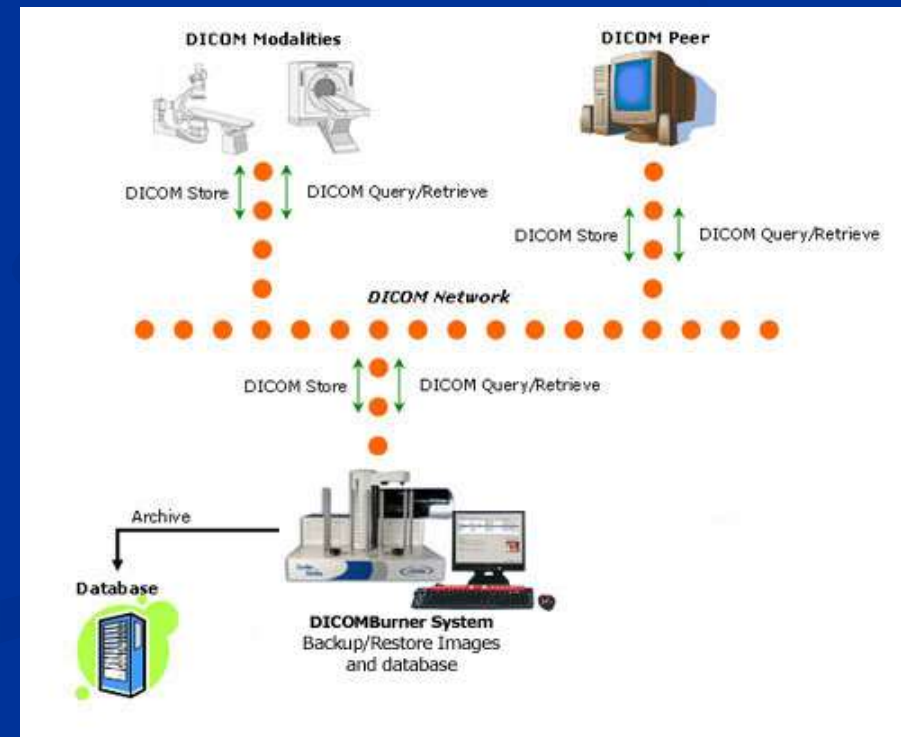
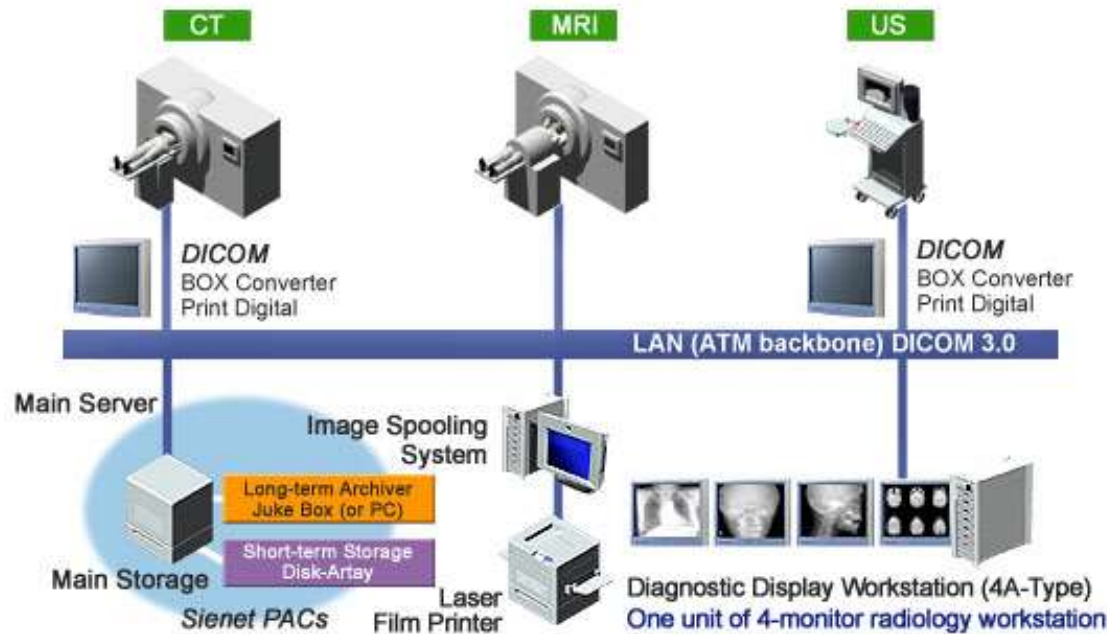
Νοσοκομείο 1



Νοσοκομείο 2

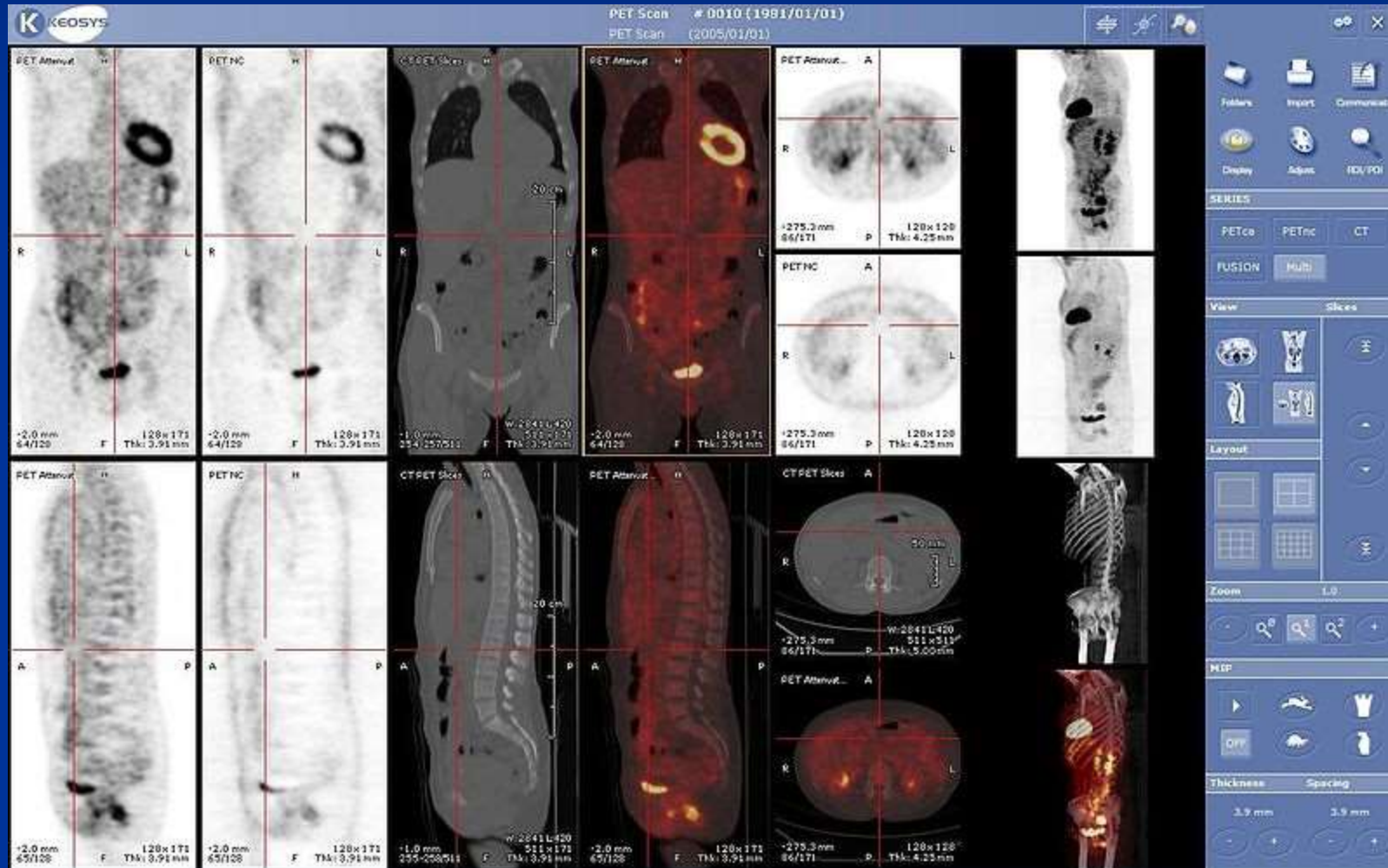
data network connecting
DICOM-compliant devices

Picture Archiving & Communication System (PACS)



PACS, III

Οθόνη Διεπαφής (GUI)

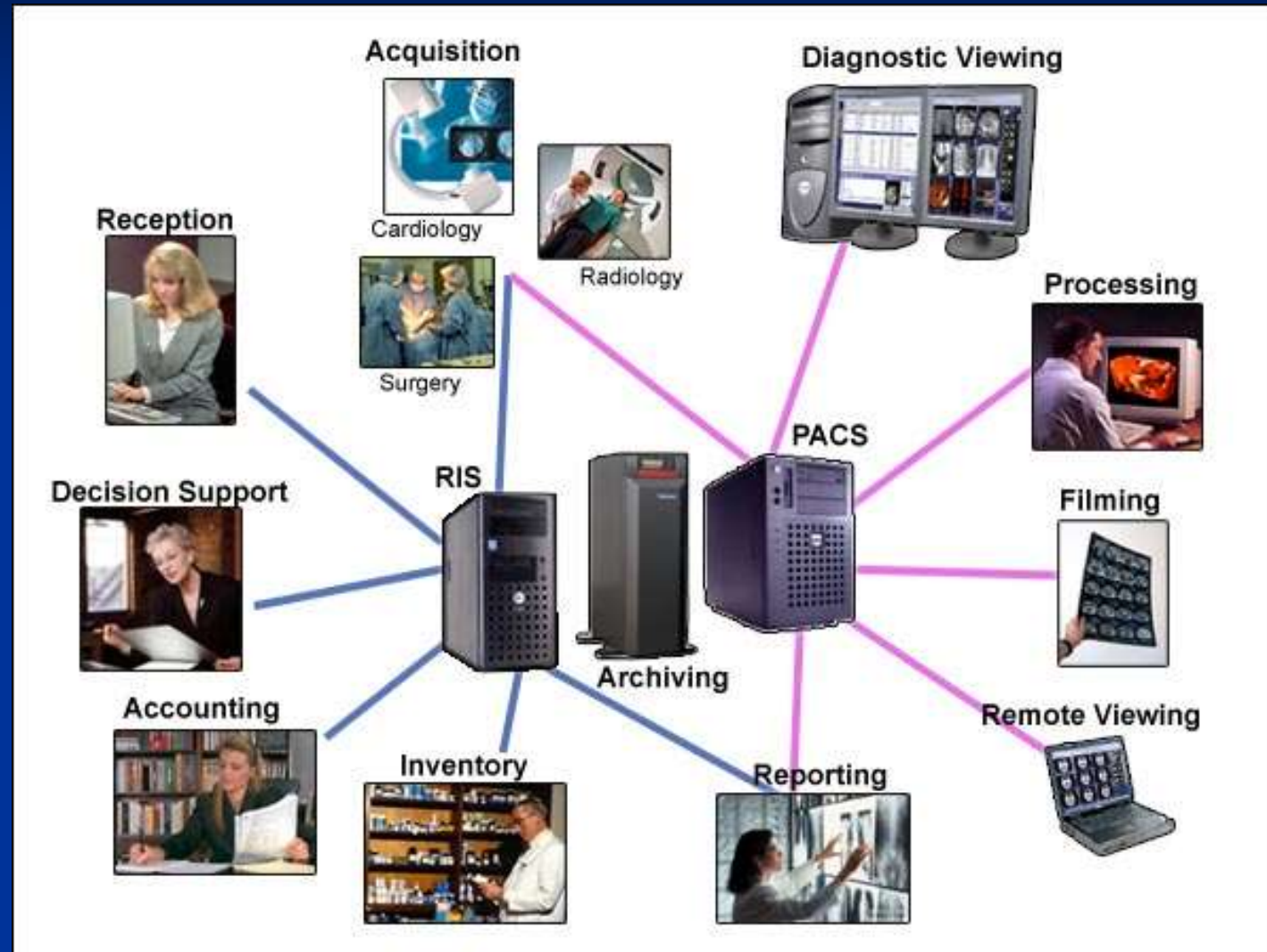


RIS - PACS

RIS: Σύστημα ηλεκτρονικής διαχείρισης δεδομένων στο ακτινολογικό τμήμα.

Κύριες λειτουργίες:

- Patient registration-scheduling (appointment)
- Patient tracking
- Results entry
- Results distribution
- Reporting and printout
- Resource management
- Procedure billing
- ...



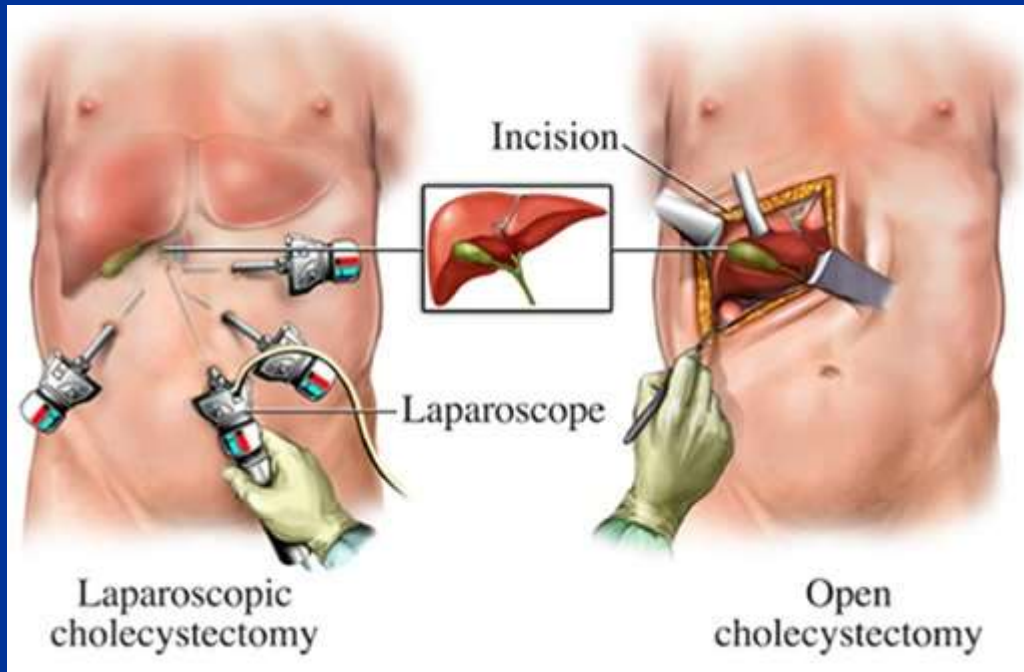
PACS – Πλεονεκτήματα/Μειονεκτήματα

- Μειώνεται η πιθανότητα απώλειας εικόνων.
- Άμεση πρόσβαση από πολλαπλούς σταθμούς εργασίας (WS).
Γρήγορη ανάκτηση εικόνων.
- Δυνατότητα ανάλυσης & επεξεργασίας → βελτίωση διάγνωσης.
- Εύκολη & γρήγορη μεταφορά μεταξύ σταθμών εργασίας, μηχανημάτων.
- Οθόνες υψηλής ευκρίνειας → βελτίωση διάγνωσης.
- Μείωσης κόστους χαρτιού.
- Υψηλό κόστος αγοράς-συντήρησης.
- Ασφάλεια μετάδοσης πληροφοριών (?).
- Απαιτεί εξοικείωση με νέες τεχνολογίες.

Άλλες τεχνολογίες ιατρικής απεικόνισης

Νέες Τεχνολογίες – Καθοδήγηση Επεμβατικών Διαδικασιών

Ελάχιστα Επεμβατική Χειρουργική (MIS)



Νέες Τεχνολογίες – Καθοδήγηση Επεμβατικών Διαδικασιών

Ρομποτική Χειρουργική (RS), 1. Κονσόλα, 2. Επεξεργασία Εικόνας, 3. Endowrist εργαλεία, 4. Ρομποτικός Βραχίονας, 5. 3D ενδοσκόπιο υψηλής ευκρίνειας

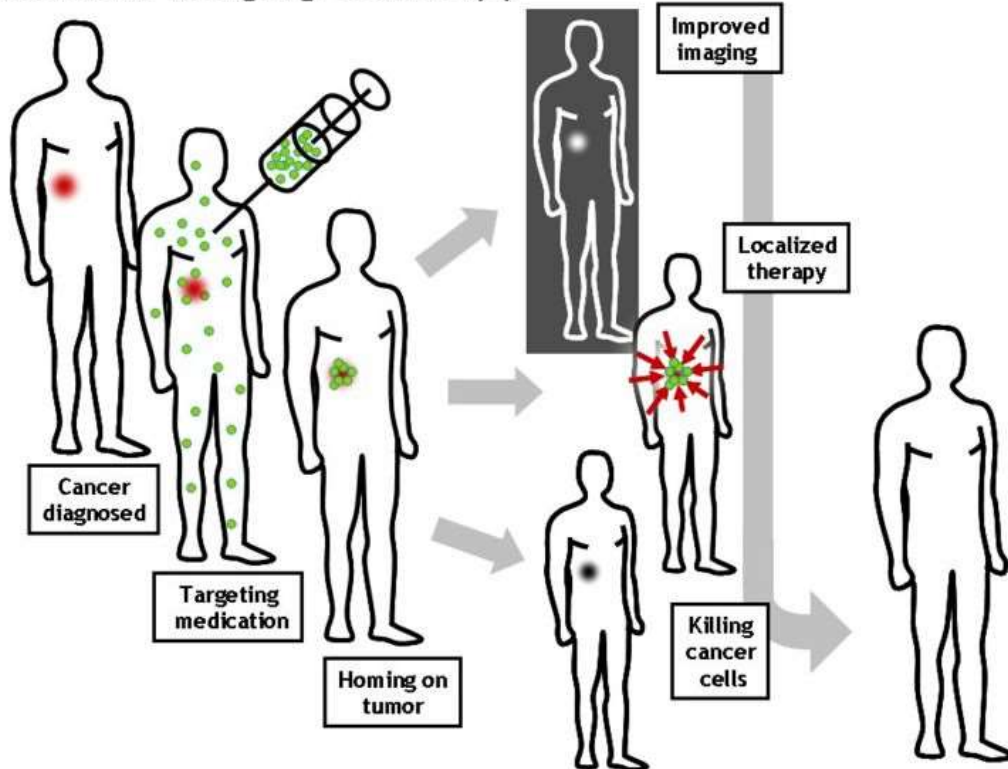


Νέες Τεχνολογίες – Μοριακή (Βιολογία) & *in-vivo* Απεικόνιση

In-vivo απεικόνιση/ποσοτικοποίηση βιολογικών διαδικασιών σε κυτταρικό επίπεδο με ειδικούς **μοριακούς ιχνηθέτες**. Μπορεί να συνεισφέρει στην καθοδήγηση της θεραπείας.

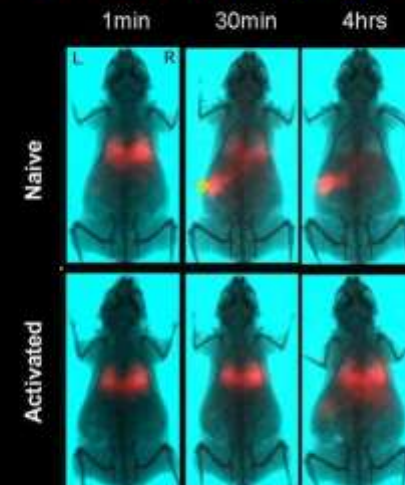
Έγχυση ιχνηθέτη ο οποίος κατευθύνεται προς το όργανο στόχο (για απεικόνιση/θεραπεία).

Molecular imaging & therapy



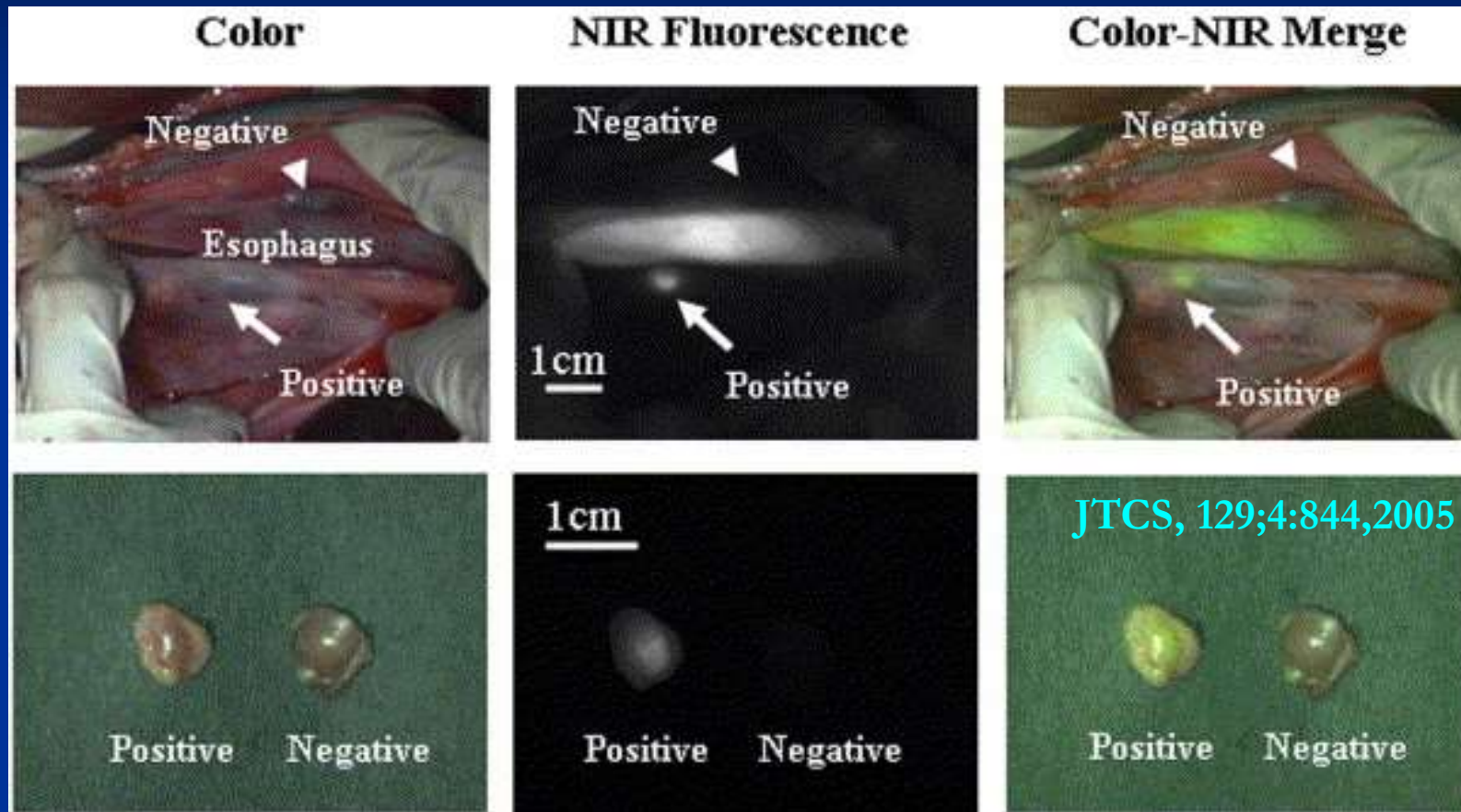
Μπορεί να απεικονιστεί π.χ. η έκφραση ενός γονιδίου *in-vivo* χρησιμοποιώντας γονίδια αναφοράς τα οποία μπορούν να επισημανθούν με ραδιονουκλίδια (SPECT imaging)

X-Ray / Gamma Ray Imaging – Williams Lab



Trafficking of ^{111}In Naïve and Activated CD8^+ T cells through Lungs.
Tom Braciale, Jayant Thatte, Vrushali Dabak, Klaus Ley, Mark Williams.

In-vivo Near Infrared Fluorescence Imaging



NIR QDs (semiconductor particles, only several nanometres in size) migrate from esophagus to specific lymph nodes of pig. *Top row* shows in vivo esophagus of pig visualized with color video, NIR fluorescence, and color-NIR merge images. Lymph nodes shown are **positive** (arrows) and **negative** (arrowheads) for QD uptake. *Bottom row* shows same lymph nodes after resection.

NIR Fluorescence Imaging (demo video)



<http://www.frangionilab.org/publications/images.html>