

ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΗ

Λαβδάς Ελευθέριος

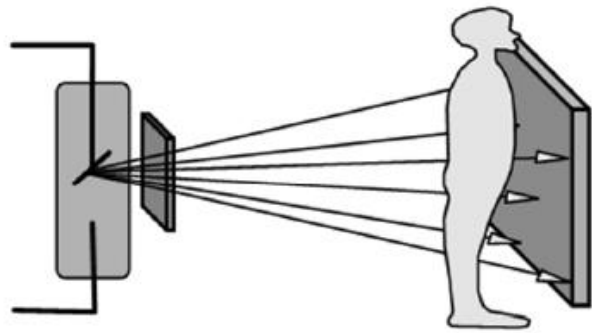
Λαβδάς Ελευθέριος
Τεχνολόγος Ακτινολόγος
MSc Ιατρική Φυσική
PhD Υπολογιστική Τομογραφία

- Η ψηφιακή ακτινοδιαγνωστική ξεκίνησε να εφαρμόζεται από τις αρχές τις δεκαετίας του '70 με την χρήση της Υπολογιστικής Τομογραφίας.
- Σήμερα εφαρμόζεται πλήρως στην τομογραφική απεικόνιση (Μαγνητική και Υπολογιστική Τομογραφία) και μερικώς `η πλήρως στην προβολική απεικόνιση (Μαστογραφία, Αγγειογραφία, Κλασσική Ακτινογραφία, κ.λ.π.)

Βασική προϋπόθεση της ψηφιακής ακτινοδιαγνωστικής, είναι η **χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή, η παραγωγή ηλεκτρικού σήματος, η ψηφιοποίηση του**, η παραγωγή και η επεξεργασία εικόνας.

Επιπρόσθετα σε πλήρη ανάπτυξη οι εικόνες μπορεί να **αποθηκεύονται** και να υπάρχει ενιαία διαχείριση από σταθμούς εργασίας όλων των εικόνων των επιμέρους τμημάτων.

- Η μεγάλη διαφορά από τα συστήματα συμβατικής ακτινογραφίας είναι η αντικατάσταση **των ενισχυτικών πινακίδων και του φιλμ**, με άλλους ανιχνευτές οι οποίοι κατασκευάζονται από βαρέα αλογονούχα μέταλλα, φθορίζουσα και φωσφορίζουσα υλικά.
- Στην ουσία οι ανιχνευτές καταγράφουν την εξασθένηση των **ακτίνων X** και μετατρέπουν την ενέργεια αυτών σε **φως**.



X-rays

Patient



Detector

Computer



PACS

Human



✓ Στην συνέχεια ένα **σύστημα καταγραφής** ή ανάγνωσης (Reader) λαμβάνει αυτό το **σήμα**.

Το μετατρέπει στην έξοδο του, σε **ηλεκτρικό σήμα**.

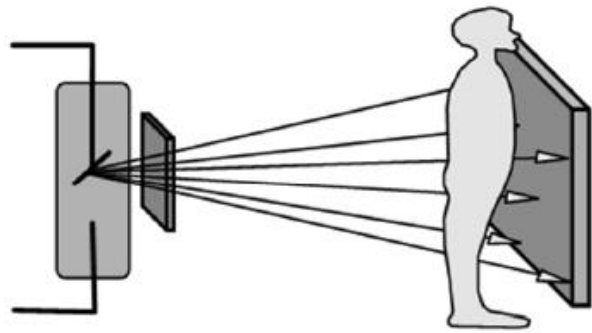
Συστήματα καταγραφής μπορεί να είναι: φωτοδιόδοι, οπτικά πυκνόμετρα, φωτοπολλαπλασιαστές, κ.λ.π.

✓ **Ψηφιοποιείται μέσω αναλογικών ψηφιακών μετατροπέων** (Analog to Digital Converters –ADC).

✓ Στο τελευταίο στάδιο το ψηφιακό σήμα αποτυπώνεται στην **ψηφιακή μήτρα** και μετά μέσω του ηλεκτρονικού πυροβόλου στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Από την οθόνη η εικόνα μπορεί να **επεξεργαστεί, να αποθηκευτεί** όπως οποιοδήποτε αρχείο υπολογιστών, να διαβιβαστεί ηλεκτρονικά και να εκτυπωθεί σε φιλμ ή σε χαρτί.

Κατηγορίες προβολικής ψηφιακής Ακτινοδιαγνωστικής

- ☛ Η Υπολογιστική ακτινογραφία (CR **computed radiography**).
- ☛ Ψηφιακή ακτινογραφία – DR (Digital radiography).
- ☛ Ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία –DSA (Digital Subtraction Angiography).



X-rays

Patient



Detector

Computer



PACS

Human



Σύστημα προβολικής ψηφιακής ακτινοδιάγνωσης

- Τα υποσυστήματα (λυχνία, γεννήτρια, χειριστήριο) τα οποία απαρτίζουν ένα σύστημα ψηφιακής ακτινογραφίας είναι κοινά με ένα συμβατικό σύστημα κλασσικής ακτινογραφίας. Τα υπόλοιπα υποσυστήματα (ανιχνευτής, σύστημα καταγραφής, ψηφιοποιητής, ηλεκτρονικός υπολογιστής και εκτυπωτής) είναι περισσότερο κοινά με ένα ψηφιακό σύστημα απεικόνισης.

Είναι φανερό ότι αν σε ένα συμβατικό σύστημα κλασσικής ακτινογραφίας που ήδη λειτουργεί αλλάξουμε τον **ανιχνευτή και προστεθεί ένας ψηφιοποιητής, ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής** και ένας εκτυπωτής το νέο σύστημα θα είναι γίνει ψηφιακής ακτινογραφίας.

Ανιχνευτές – Οθόνες

Κατηγορίες ανάλογα με το σχήμα τους

- Επίπεδοι Ανιχνευτές (Σχήμα τετραγώνου ή παραλληλογράμμου).
- Γραμμικοί Ανιχνευτές.
 - Μεγάλος χρόνος λήψης.
 - Μεγάλη κατανάλωση ισχύος.
 - Ελαττωμένη παρουσία σκεδαζόμενης ακτινοβολίας.

Ανιχνευτές – Οθόνες

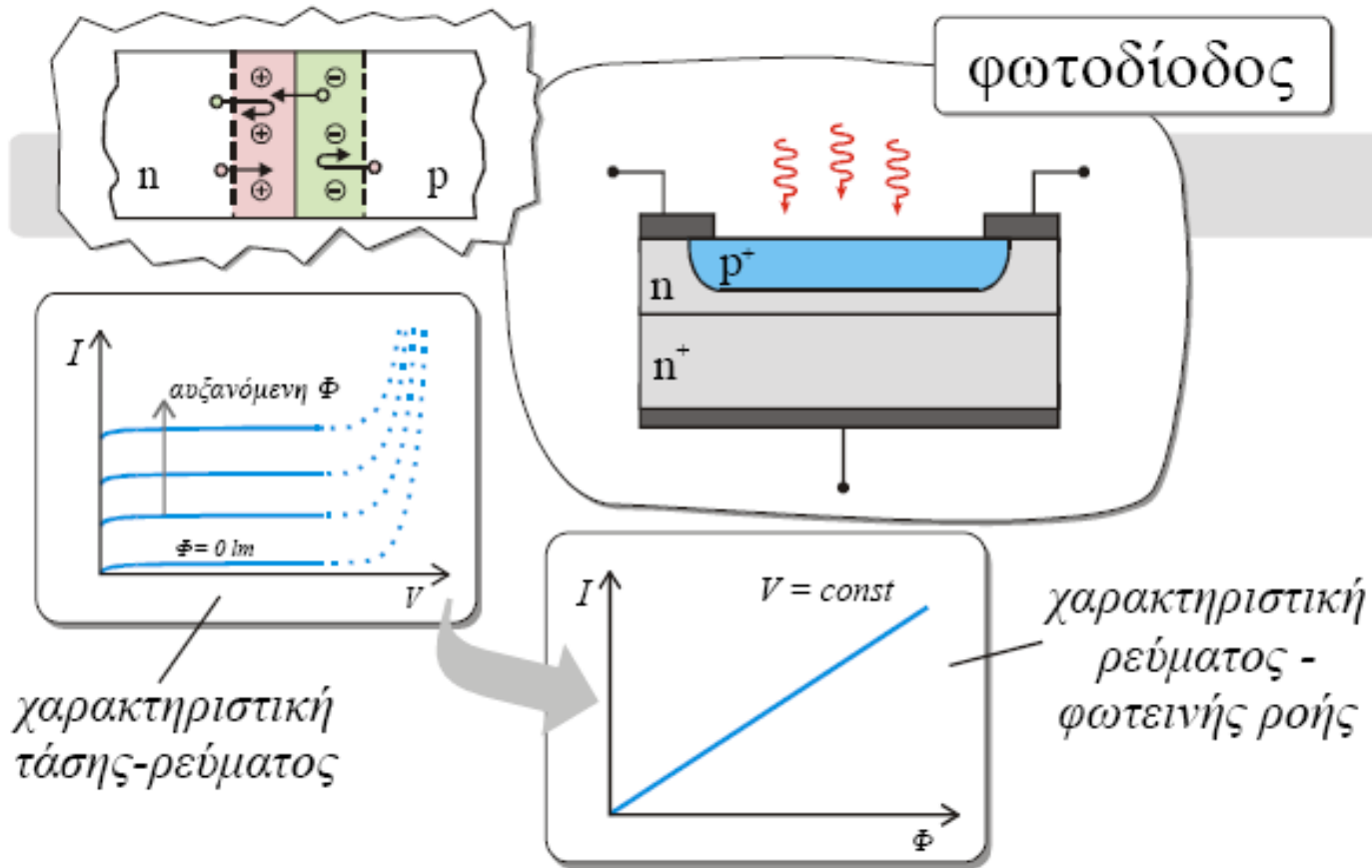
Κατηγορίες με βάση τον τύπο του συστήματος ανίχνευσης

- ❖ Συστήματα με φθορίζουσα οθόνη η οποία συνδέεται με μια διάταξη φωτοδιόδων (**charge couple device** -CCD) μέσω οπτικών ινών ή φακών.
- ❖ Η οθόνη απορροφά ακτίνες X και τις μετατρέπει σε φως.
- ❖ Το φως διαδίδεται μέσα στις οπτικές ίνες και καταλήγει στις **φωτοδιόδους** όπου μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα.
- ❖ Ψηφιοποίηση μέσω αναλογικών ψηφιακών μετατροπών.

Οι φωτοδιόδοι όπως και όλα τα συστήματα καταγραφής είναι ηλεκτρονικά συστήματα οι οποίοι μετατρέπουν το φως σε μετρήσιμο ηλεκτρονικό παλμό. Οι φωτοδιόδοι χρησιμοποιούν **ημιαγωγούς** στους οποίους τα **ηλεκτρόνια** δεν έχουν **συγκεκριμένες ενέργειες** αλλά κατατάσσονται σε **ενεργειακές ζώνες** και όταν απορροφήσουν ενέργεια **αλλάζουν ενεργειακές στάθμες** (ζώνες).

Η μετατόπιση ζώνης σημαίνει **κίνηση ηλεκτρικού φορτίου** και όταν αυτό γίνεται υπό την επίδραση ηλεκτρικού πεδίου παράγεται ηλεκτρικό ρεύμα.

Φωτοδιόδοι

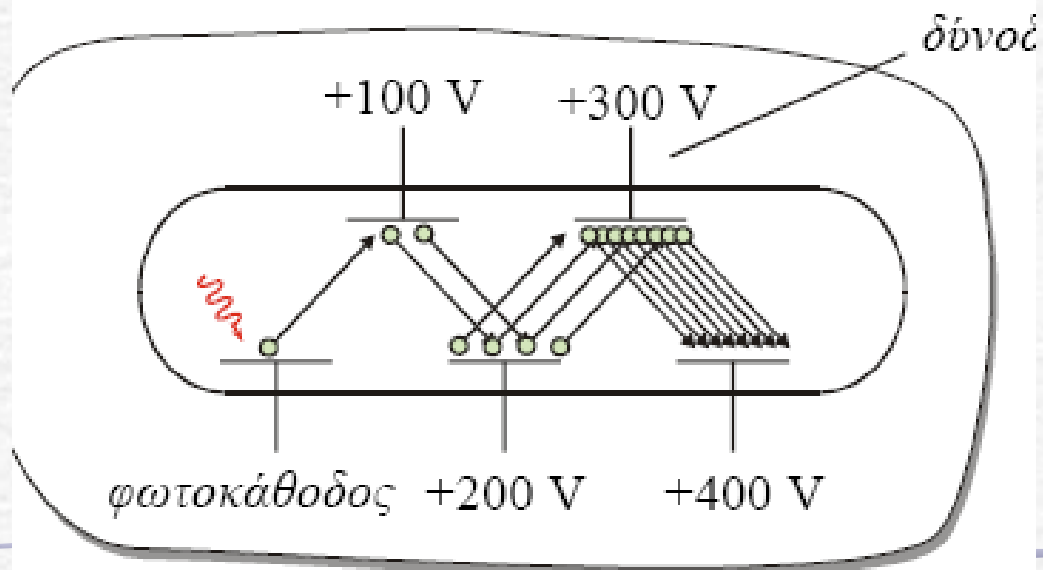
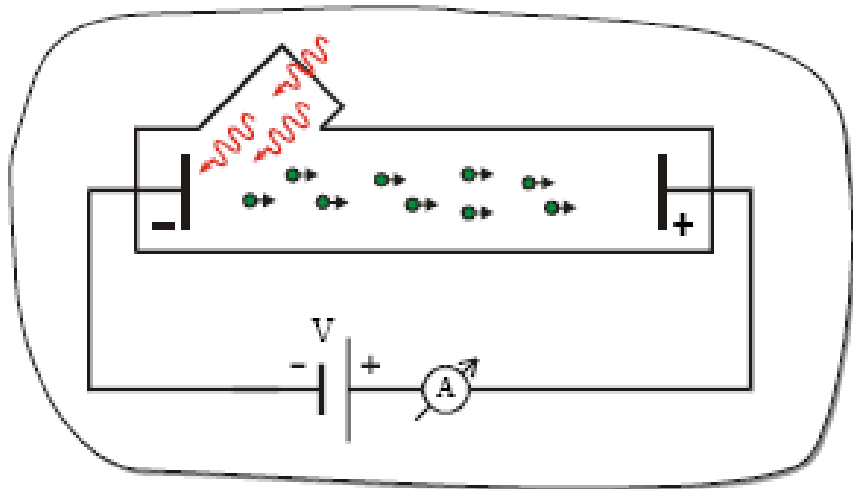


✓ ευαισθησία
~ 10 mA/lm

✓ λειτουργία έως
και ~ 10 GHz

✓ VIS + UV +
IR

- ❖ **Οι φωτοπολλαπλασιαστές** είναι τα συχνότερα χρησιμοποιούμενα συστήματα καταγραφής στην Ψηφιακή Ακτινοδιαγνωστική.
- ❖ Στη βασική δομή τους αποτελούνται από τη **φωτοκάθοδο, την άνοδο και τις δυνόδους με διαδοχικά αυξανόμενο θετικό δυναμικό.**
- ❖ Το φως προσπίπτει στη φωτοκάθοδο και παράγονται **φωτοηλεκτρόνια** βάση του φωτοηλεκτρικού φαινομένου.
- ❖ Τα φωτοεκπεμπόμενα ηλεκτρόνια της φωτοκαθόδου επιταχύνονται από το στατικό ηλεκτρικό πεδίο και προκαλούν εκπομπή **πολλαπλάσιων δευτερευόντων ηλεκτρονίων** στην πρώτη δύνοδο.



Ανιχνευτής με ενισχυτή εικόνας και διάταξη φωτοδιόδων.

- Σε αυτή την κατηγορία η **φθορίζουσα οθόνη** του ενισχυτή της εικόνας είναι από ιωδιούχο καίσιο (**CsI**). Αυτή απορροφά τις ακτίνες X και τις μετατρέπει σε **ρεύμα ηλεκτρονίων** μέσω μιας φωτοκαθόδου.
- Στην συνέχεια τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται μέσω ηλεκτρικού πεδίου και μια **δεύτερη φθορίζουσα οθόνη** τα απορροφά και μετατρέπει την ενέργεια ηλεκτρονίων σε **οπτικό σήμα**.
- Αυτό το οπτικό σήμα μέσω φωτοδιόδων μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα και μετέπειτα ψηφιοποιείται μέσω αναλογικών ψηφιακών μετατροπών.

ΚΑΣΣΕΤΕΣ ΦΩΣΦΟΡΟΥ

- Η υπολογιστική ακτινογράφιση (CR) περιγράφει τεχνικές που **παγιδεύουν** την πληροφορία, κάνοντας χρήση των **αποθηκευμένων φωσφορισμών**.
- Οι οθόνες αποθήκης φωσφορισμού μοιάζουν πολύ και συμπεριφέρονται όμοια με τις συμβατικές ενισχυτικές οθόνες (πινακίδες) **αποθηκεύουν πληροφορίες της λανθάνουσας εικόνας** για την μετ' έπειτα απεικόνιση και ανάγνωσή της.

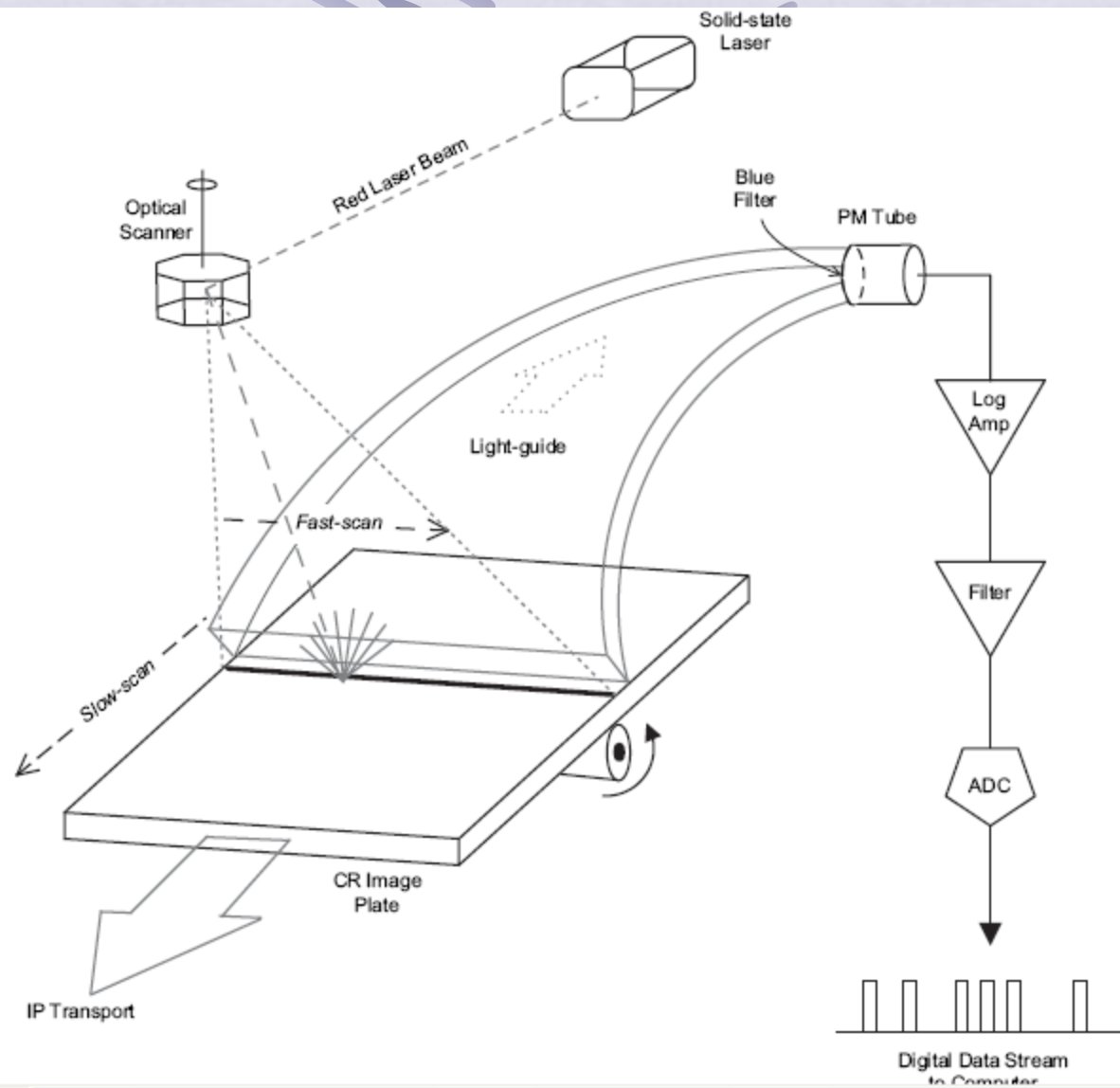
- Η αποθηκευμένη λανθάνουσα εικόνα διαβάζεται χρησιμοποιώντας ένα **κόκκινο ή κοντά στο υπέρυθρο φως** για να διεγείρει τον φώσφορο, προκαλώντας τον να **απελευθερώσει** την αποθηκευμένη του **ενέργεια** με την **μορφή ορατού φωτός**.
- Αυτό το φαινόμενο είναι γνωστό σαν **φωτοδιεγέρσιμη φωτοφωταύγεια**.
- Όπως με τις συμβατικές οθόνες, η ένταση αυτής της παραγόμενης φωταύγειας είναι ανάλογη με τον αριθμό των φωτονίων X που απορροφήθηκαν από τον αποθηκευμένο φώσφορο.

- Η διαδικασία της ανάγνωσης γίνεται χρησιμοποιώντας ένα **laser scanner**.
- Η ακτίνα του laser σαρώνει την επιφάνεια της οθόνης με τέτοιο τρόπο, όπως ένα **ηλεκτρονικό ποτάμι** κατευθύνεται στην οθόνη της τηλεόρασης για να παράγει την εικόνα.
- Το διεγερμένο φως που εκπέμπεται, πρέπει να **συγκεντρωθεί και να μετατραπεί σε ηλεκτρικό σήμα**.

- Ένα ειδικά σχεδιασμένο **οπτικό σύστημα συγκεντρώνει το διηγευμένο φως από τον φωσφόρο και το συνδέει με ένα σύστημα καταγραφής (φωτοπολλαπλασιαστή, φωτοδιόδος, κλπ)**
- Ο φωτοπολλαπλασιαστής ο οποίος έχει μία ευρεία δυναμική περιοχή, μετατρέπει τις διαφορετικές εντάσεις φωτός από την οθόνη σε **μεταβαλλόμενα ηλεκτρικά σήματα.**

- Αυτά τα σήματα ενισχύονται, δειγματίζονται και περνούν μέσα από ένα αναλογικό σε ψηφιακό μετατροπέα για να παράγουν διαφορετικές τιμές φωτεινότητας για το κάθε pixel.
- Ένα 12-bit σύστημα μπορεί να αντιπροσωπεύει μοναδικά τιμές ανάμεσα στο 0 και το 4095 ($2^{12} = 4096$).

- Κατά την διαδικασία της ανάγνωσης, δεν απελευθερώνεται όλη η αποθηκευμένη ενέργεια από την οθόνη. Για να εξασφαλισθεί η απομάκρυνση κάθε υπολοίπου από τη λανθάνουσα εικόνα η οθόνη σβήνεται κατακλύζοντας την με φως υψηλής φωτεινότητας, για ένα μικρό χρονικό διάστημα. Αυτό επιτρέπει στην οθόνη να ξαναχρησιμοποιηθεί για επαναλαμβανόμενες εκθέσεις.
- Οι σημαντικές διαφορές ανάμεσα στην τεχνολογία αποθηκευμένου φωσφορισμού και στην τεχνολογία οθόνη- φιλμ έγκειται στην ικανότητά τους να παρέχουν χρήσιμες εικόνες περιλαμβάνουν : το πλάτος, τη δόση, την ποιότητα εικόνας και το θόρυβο.



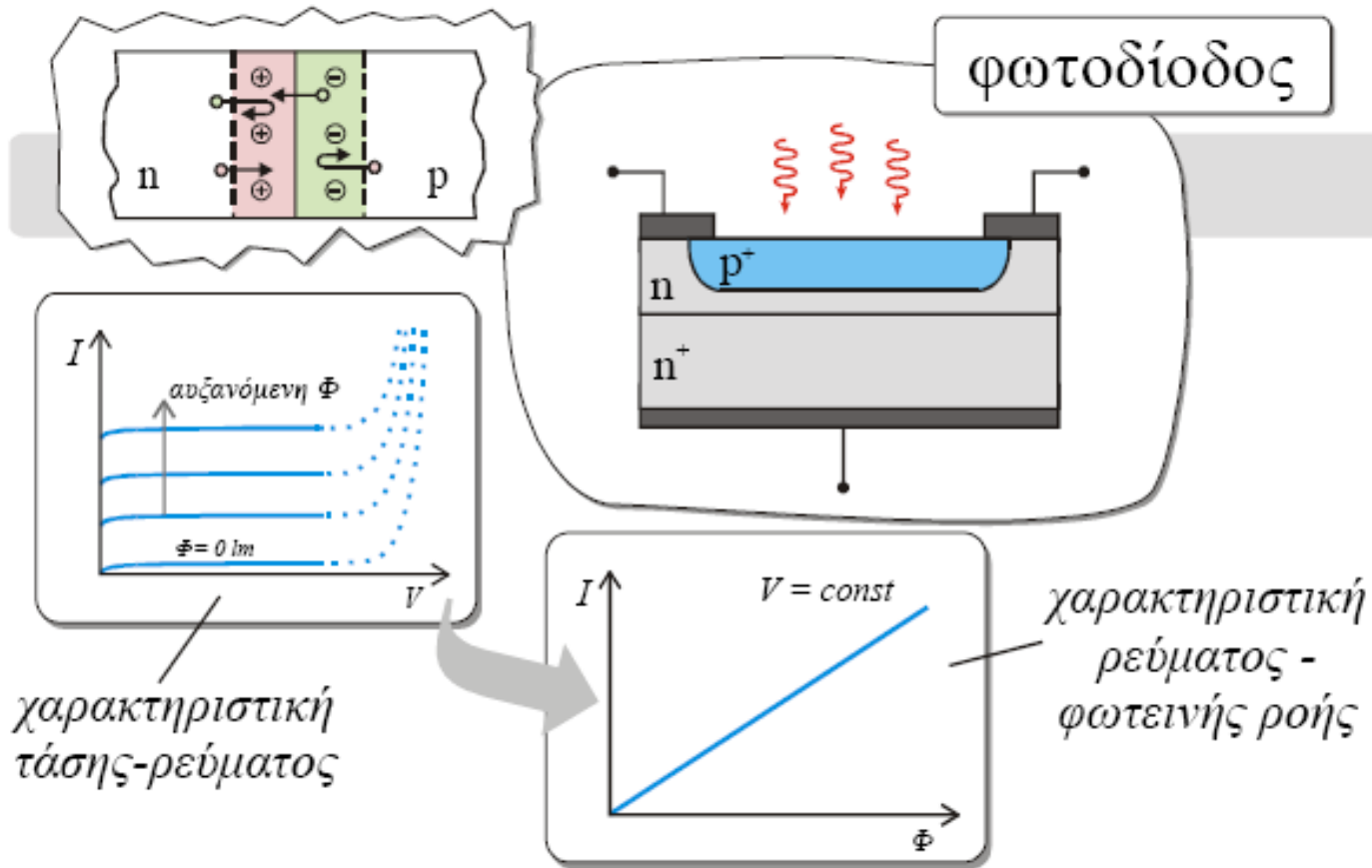
Φωτοαγώγιμοι ανιχνευτές με άμορφο σελήνιο

- Οι ανιχνευτές αυτοί όπως και των **επίπεδων ανιχνευτών (flat panel)** χρησιμοποιούνται σε συστήματα ψηφιακής ακτινογραφίας (**digital radiography – DR**), ενώ τα τρία είδη ανιχνευτών που περιγράφηκαν στις παραπάνω ενότητες χρησιμοποιούνται σε συστήματα υπολογιστικής ακτινογραφίας (**Computed Radiography – CR**).
- Τα συστήματα ψηφιακής ακτινογραφίας (digital radiography – DR) μετατρέπουν **άμεσα τις ακτίνες X σε ηλεκτρικό σήμα** αντίθετα με τα συστήματα υπολογιστικής ακτινογραφίας (Computed Radiography – CR) στα οποία απαιτείται και η **μονάδα ανάγνωσης και καταγραφής ψηφιακών ακτινογραφικών κασετών φωσφόρου για να παραχθεί ηλεκτρικό σήμα.**

Σύστημα καταγραφής

- **Οι φωτοδίοδοι** όπως και όλα τα συστήματα καταγραφής είναι ηλεκτρονικά συστήματα οι οποίοι μετατρέπουν φως σε μετρήσιμο ηλεκτρονικό παλμό. Οι φωτοδίοδοι χρησιμοποιούν ημιαγωγούς στους οποίους τα ηλεκτρόνια δεν έχουν συγκεκριμένες ενέργειες αλλά κατατάσσονται σε ενεργειακές ζώνες και όταν απορροφήσουν ενέργεια αλλάζουν ενεργειακές στάθμες (ζώνες). Η μετατόπιση ζώνης σημαίνει κίνηση ηλεκτρικού φορτίου και όταν αυτό γίνεται υπό την επίδραση ηλεκτρικού πεδίου παράγεται ηλεκτρικό ρεύμα.

Φωτοδιόδοι




✓ ευαισθησία
~ 10 mA/lm

✓ λειτουργία έως
και ~ 10 Ghz


✓ VIS + UV +
IR

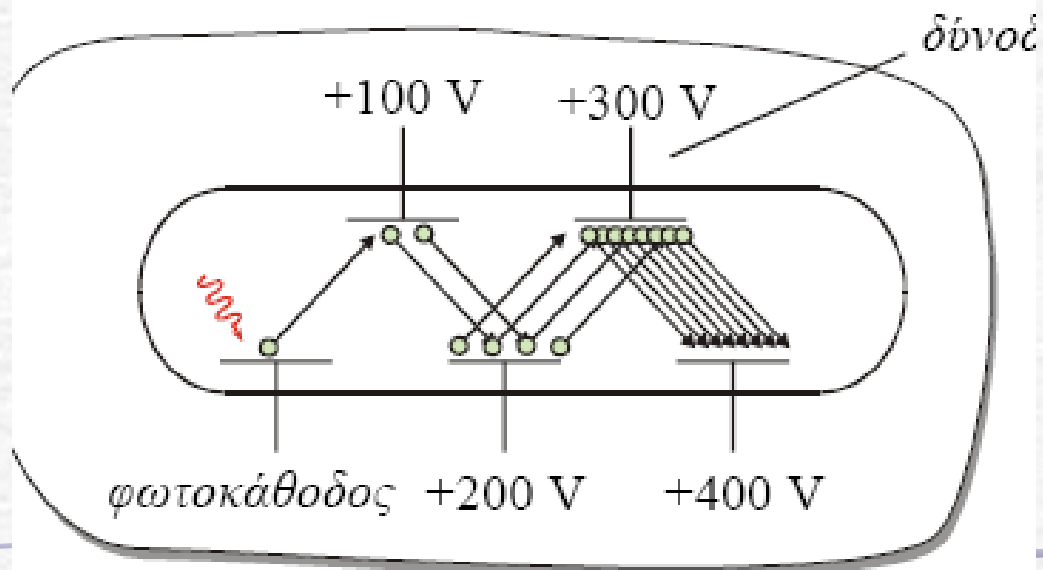
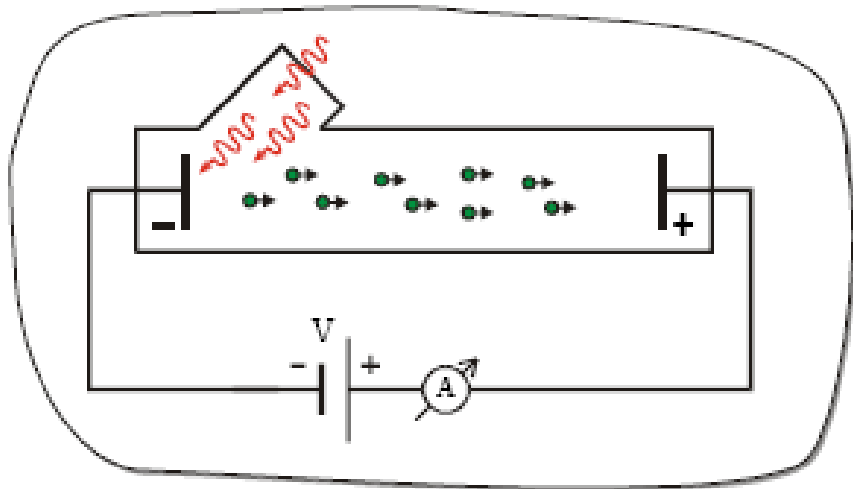
Οι **φωτοπολλαπλασιαστές** είναι τα συχνότερα χρησιμοποιούμενα συστήματα καταγραφής στην Ψηφιακή Ακτινοδιαγνωστική. Στη βασική δομή τους αποτελούνται από τη φωτοκάθοδο, την άνοδο και τις **δυνόδους** με διαδοχικά αυξανόμενο θετικό δυναμικό.


Το φως προσπίπτει στη φωτοκάθοδο και παράγονται φωτοηλεκτρόνια βάση του φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Τα φωτοεκπεμπόμενα ηλεκτρόνια της φωτοκαθόδου επιταχύνονται από το στατικό ηλεκτρικό πεδίο και προκαλούν εκπομπή πολλαπλάσιων δευτερευόντων ηλεκτρονίων στην πρώτη δύνοδο.




Το ίδιο επαναλαμβάνεται και στις επόμενες δυνόδους έως την έξοδο του φωτός με αποτέλεσμα την υψηλή ενίσχυση του αρχικού φωτοηλεκτρικού ρεύματος.



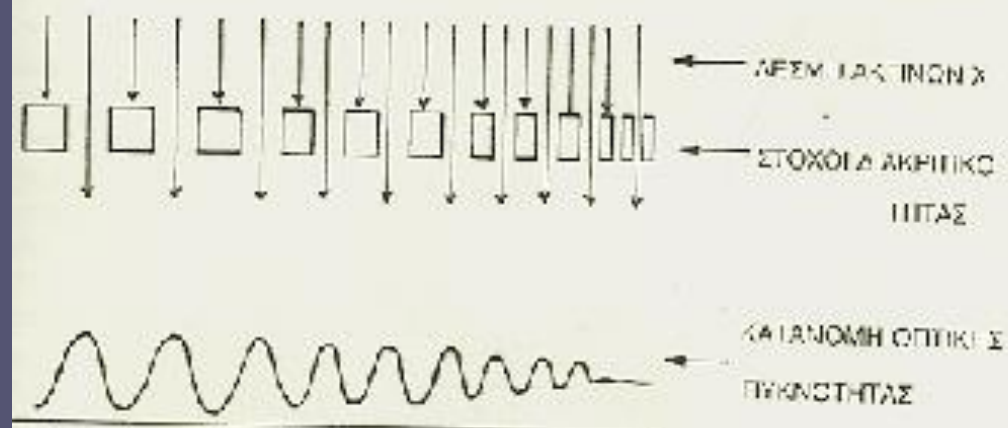
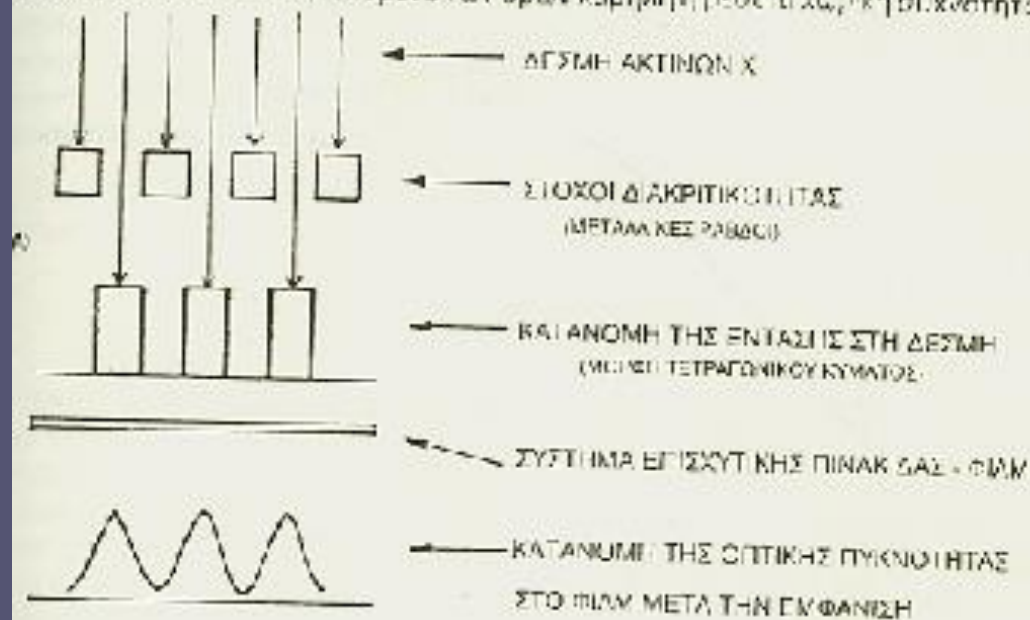




• **Το οπτικό πυκνόμετρο** γνωστό και από την ευαισθησιομετρία είναι ηλεκτρονική συσκευή που μέσω αισθητήρα φως (φωτοδιόδου) μετατρέπει το φως σε ηλεκτρικό σήμα.



Ανάλογα είναι και τα μετακείμενα των όρων καρμής ή μισό το χωρική συχνότητα.



Εικόνα 13

Α: η βέλη προσπίπτει σε ράβδους (γραμμές) ίδιου μεγέθους, Β: η βέλη προσπίπτει σε ράβδους (ισθμικά) ελαττωμένου μεγέθους ή αυξημένης χωρικής συχνότητας.

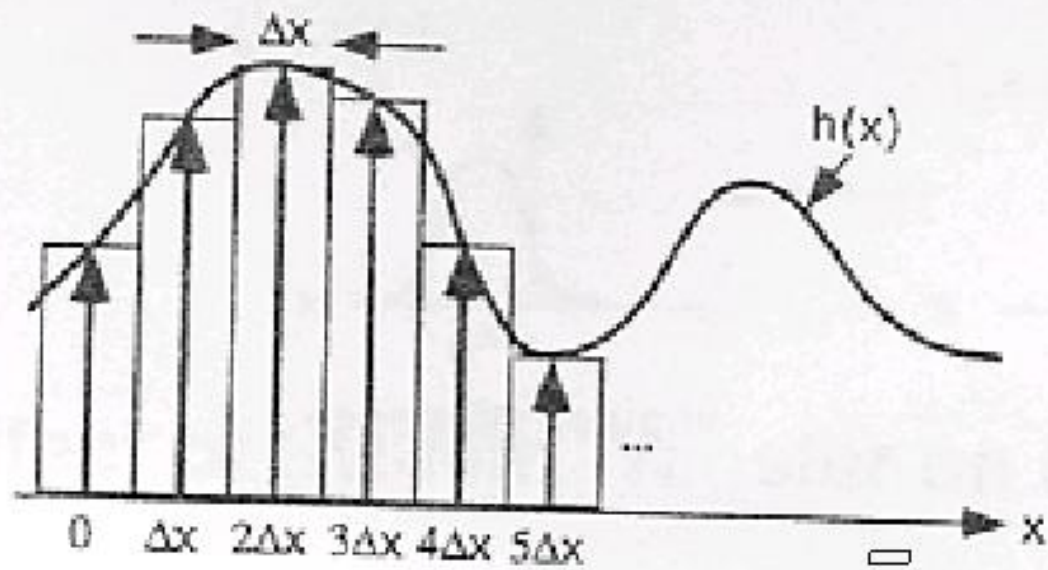


Figure 1.11. Approximation of an input function by δ -functions.

• Θεώρημα δειγματοληψίας (**Nyquist**).

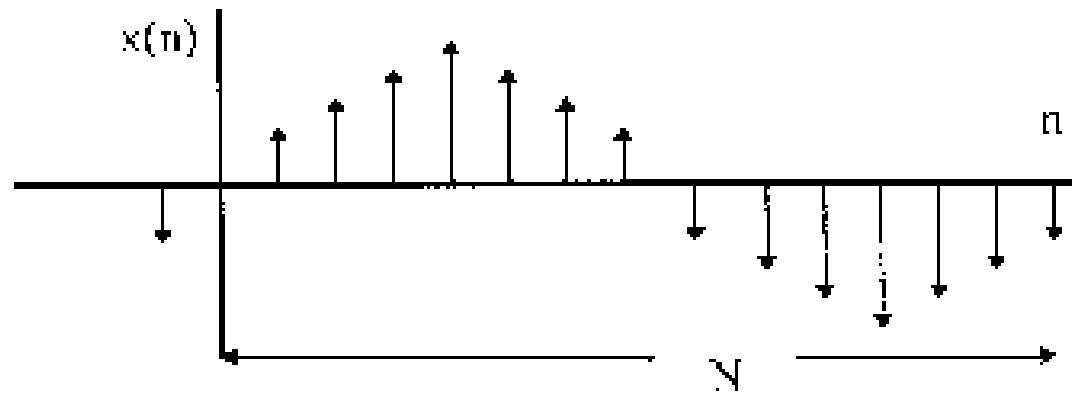
Η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει να είναι διπλάσια από την συχνότητα του αναλογικού σήματος.

Συμμετρική δειγματοληψία.

Σφάλμα κβάντωσης.

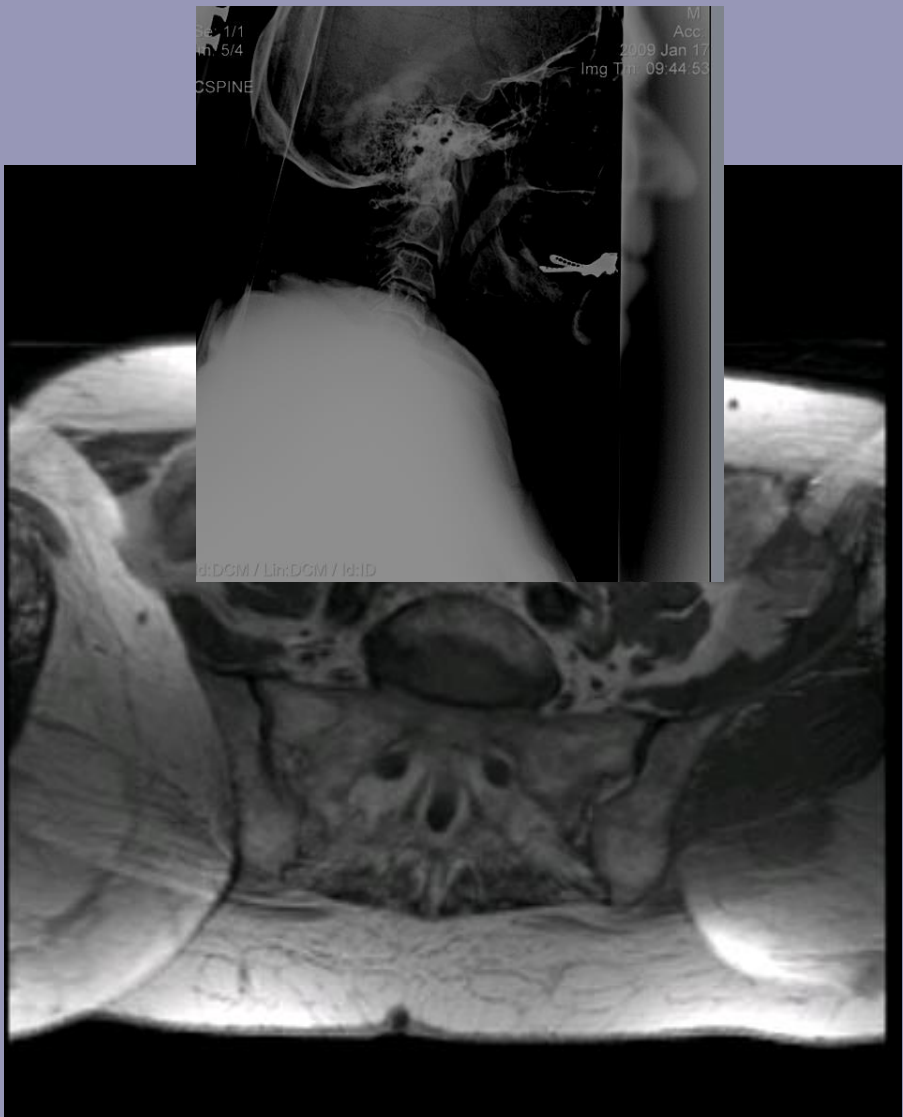
Ψηφιακή εικόνα.

Σήμα διάκριτου χρόνου περιοδικό όταν $x(n) = x(n + N)$, $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ και N είναι περίοδος



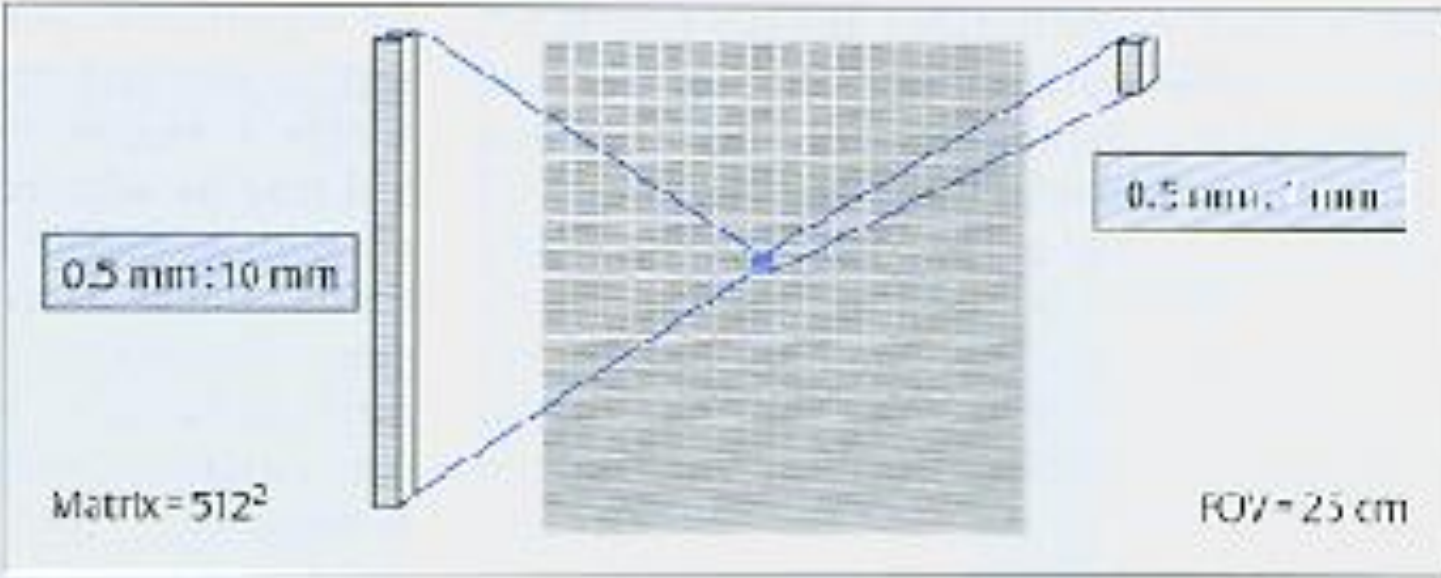


SHOULDER



ΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

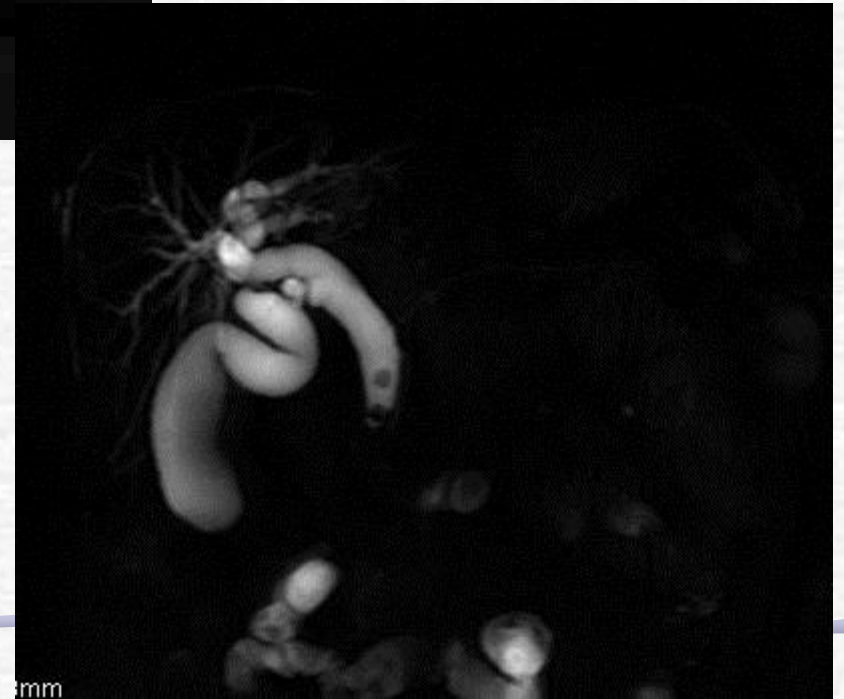
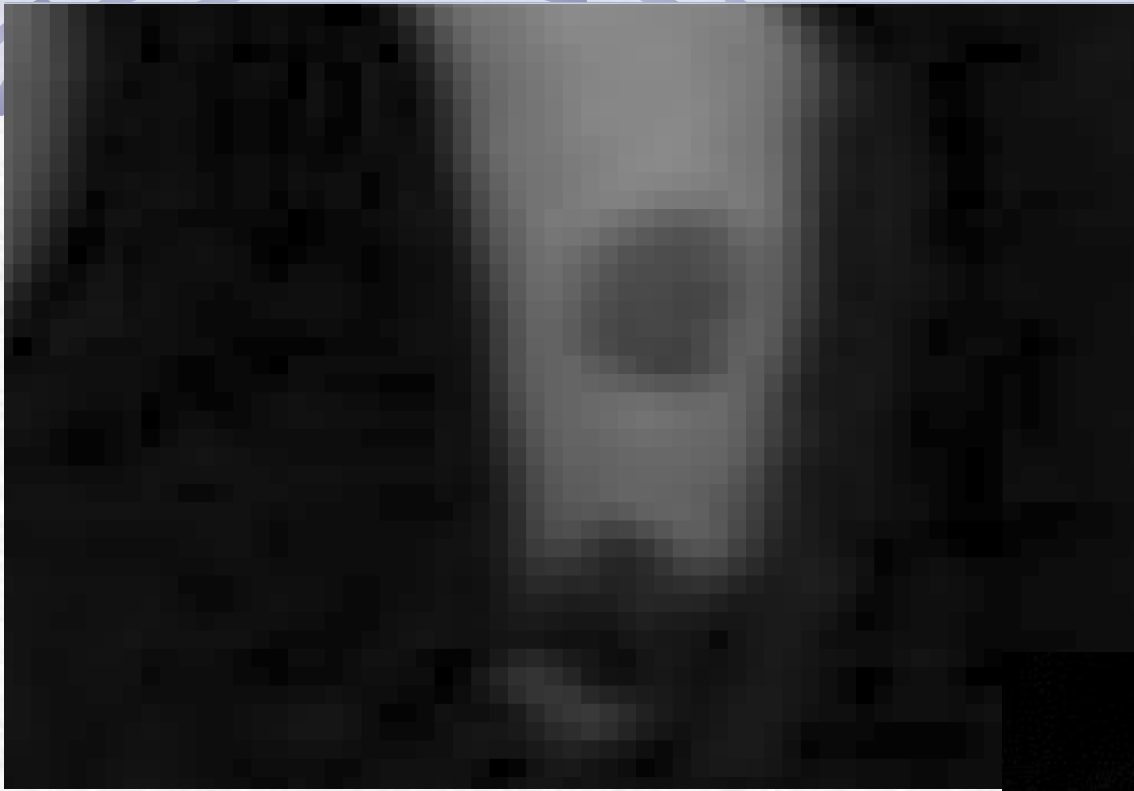
- Στην υπολογιστική απεικόνιση (CT , Κ.Λ.Π) οι εικόνες αποτελούνται από στοιχεία που ονομάζονται **στοιχεία εικόνας (pixels)**, τα οποία αναπαριστούν το περιεχόμενο από τους αντίστοιχους στοιχειακούς όγκους (**voxels**). Εντοπισμός των στοιχειακών όγκων (voxels).



- Θεωρητικά ένα voxel = ένα κύτταρο.
- Στην πράξη όχι.

matrix 512 x 512, fov 256cm. 1voxel
= 0.5mm³

1	5	7	7	7	3	3
5	5	5	7	7	6	3
5	5	7	7	7	3	3



Διαδικασία της απεικόνισης

- Η ψηφιακή εικόνα αποθηκεύεται στην **RAM μνήμη της CPU** σαν ένας δισδιάστατος πίνακας της οποίας οι διαστάσεις μπορεί να είναι από 32x32 έως 1024x1024.
- Η απεικονιζόμενη στην οθόνη εικόνα αποτελείται από φωτεινά σημεία, η φωτεινότητα των οποίων είναι **ανάλογος της αριθμητικής τιμής** που κρατείται στην ανάλογη θέση της μήτρας της εικόνας της CPU.

- Η οποία τιμή με την σειρά της είναι ανάλογος με την ένταση της ακτινοβολίας που ανιχνεύεται από τον ανιχνευτή του απεικονιστικού συστήματος.

Απεικονιστική οθόνη (VDU)

- Η Απεικονιστική οθόνη αποτελείται από την **RAM μνήμη και ένα μικροεπεξεργαστή.**
- Η RAM χρησιμοποιείται για την **αποθήκευση της απεικονιζόμενης εικόνας** έτσι ώστε η **CPU να ελευθερωθεί** για άλλες εργασίες όπως λήψη καινούργιων δεδομένων.

- Ο microprocessor διαβάσει κάθε σειρά της μήτρας και για κάθε τιμή υπολογίζει ένα δυναμικό και το εφαρμόζει στα άκρα του ηλεκτρικού πυροβόλου.
- Η VDU display screen, αποτελείται από το ηλεκτρικό πυροβόλο το οποίο κάθε **16nsec** ή λιγότερο σαρώνει όλη την VDU οθόνη σε παράλληλες γραμμές.
- Εκτοξεύει μια δέσμη ηλεκτρονίων στο επίστρομα φωσφόρου της οθόνης με κινητική

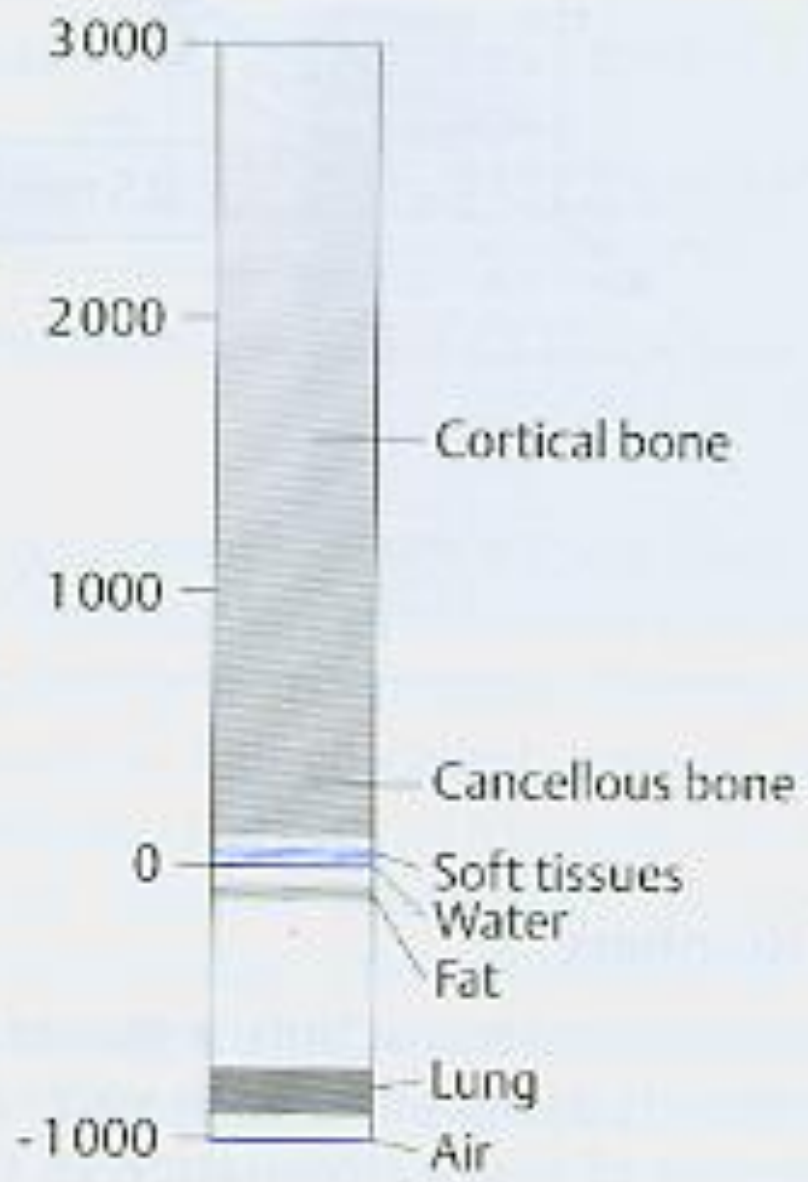
ενέργεια ανάλογη με την τιμή της μήτρας.

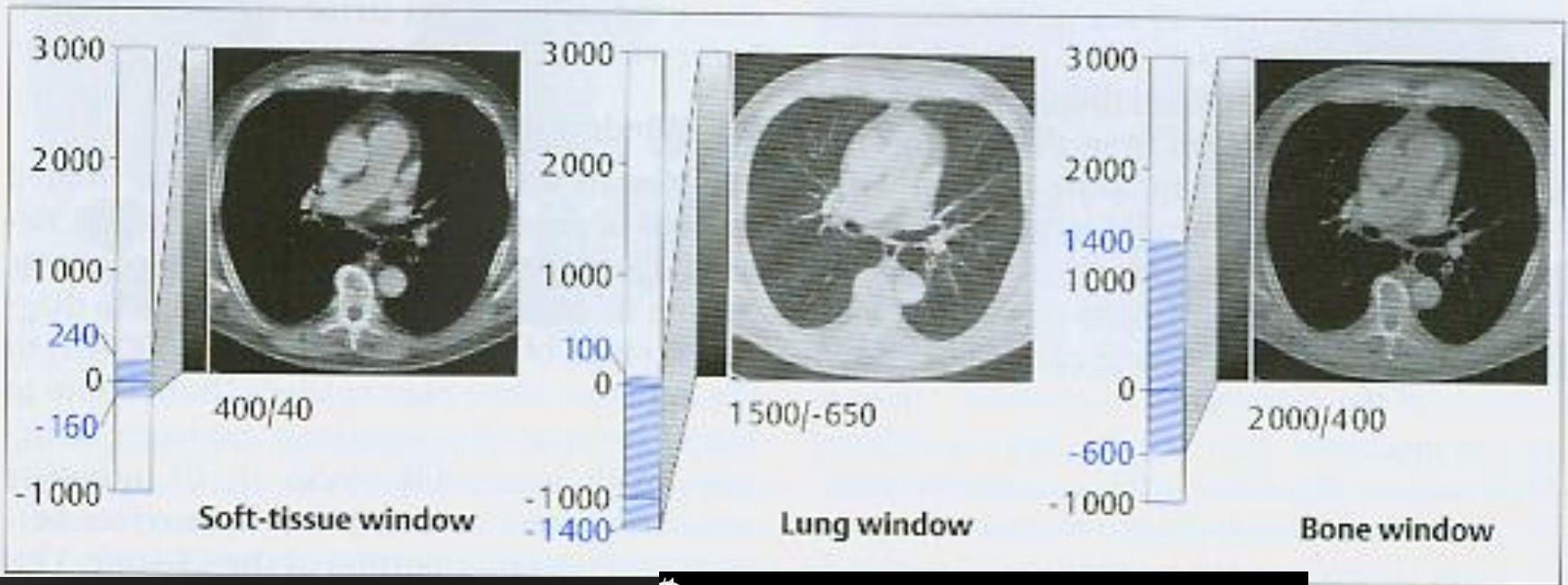
- Το αποτέλεσμα είναι η εκπομπή ορατού φωτός κάθε 16nsec του οποίου η φωτεινότητα είναι ανάλογη της κινητικής ενέργειας της δέσμης των ηλεκτρονίων.
- Κάθε ξεχωριστό φωτεινό σημείο ονομάζεται pixel και αποτελεί το πρωταρχικό σημείο δόμησης της μήτρας.

Τιμές φωτεινότητας

- Στα περισσότερα Ι.Α.Σ οι τιμές φωτεινότητας ή τόνοι του γκρι είναι 16.
- Αυτοί αποτελούν την κλίμακα του γκρι.
- Αν ήταν περισσότεροι θα είχε μεγαλύτερο κόστος.
- Το ανθρώπινο μάτι μπορεί να ξεχωρίσει μόνο 16 τόνους.

- Το εύρος των αριθμών της μήτρας στα περισσότερα συστήματα είναι πολύ μεγαλύτερο.
- Δεν μπορούν να απεικονισθούν συγχρόνως όλες οι τιμές της μήτρας γιατί η εικόνα είναι μειωμένης αντίθεσης και μπορεί να χάσουμε χρήσιμες πληροφορίες.
- Εφαρμόζουμε τεχνικές παραθύρου για απεικονισθεί ο επιθυμητός αριθμός της μήτρας της εικόνας με περιορισμένο βέβαια εύρος.

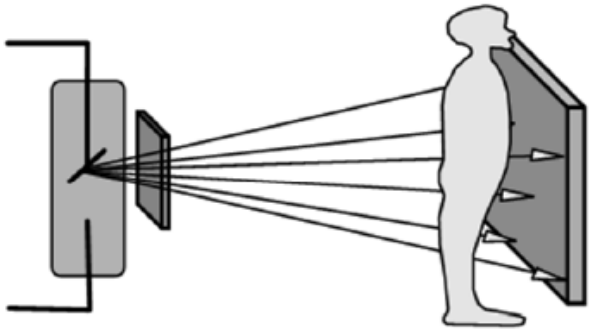




2009 1
Img Tm: 1

20
Img Tm





X-rays

Patient C



- Η συμβατότητα διαφορετικών συστημάτων επιτεύχθηκε με την εφαρμογή του Dicom (Digital Image and Communications in Medicine).
- Με το Dicom εξασφαλίσθηκε να υπάρχει **ενός κοινός τρόπος** διαχείρισης, αποθήκευσης, εκτύπωσης και μεταφοράς της Ιατρικής εικόνας και άλλων πληροφοριών σε όλα τα ψηφιακά ιατρικά συστήματα όλων των εταιριών.

LASER PRINTERS

- Τα **αντίγραφα** των ηλεκτρονικών ψηφιακών εικόνων επιτυγχάνονται με την χρήση **εκτυπωτή laser** για να μεταφερθεί η εικόνα στο φιλμ.
- Ένα film είναι τόσο **ευαίσθητο σε φως των laser** με τον ίδιο τρόπο που είναι ευαίσθητο στο **μπλε ή πράσινο φως** που εκπέμπεται από τις συμβατικές εικόνες.
- Τα περισσότερα laser φιλμς πρέπει να επεξεργάζονται **σε πλήρες σκοτάδι** διότι είναι ευαίσθητα ακόμα και στο φως που εκπέμπουν τα φώτα ασφαλείας.

- ❖ Οι εκτυπωτές μπορούν να **συνδέονται** σε πολλούς μηχανισμούς απεικόνισης μέσω **ηλεκτρονικών υποδοχών** που γίνονται αποδεκτοί είτε σε δεδομένα **video** είτε σε δεδομένα ψηφιακής εικόνας.
- ❖ Τα στοιχεία της εικόνας που λαμβάνονται από κάθε υποδοχή **αποθηκεύονται** στην μνήμη του εκτυπωτή.
- ❖ Αυτά τα δεδομένα εικόνας, υπό μορφή **pixel** παρουσιάζονται στο **φιλμ σε διαβαθμίσεις του γκρι**.
- ❖ Εκτυπωτές των 8 bits παρέχουν μορφοποίηση της έκθεσης με 256 διαβαθμίσεις του γκρι.

Όλοι οι εκτυπωτές χρησιμοποιούν την **παρεμβολή (interpolation)** μια διαδικασία για να μεγαλώσει τον αριθμό των pixels για το επιθυμητό μέγεθος της εικόνας.

- Δύο μέθοδοι παρεμβολής χρησιμοποιούνται: η **smooth** και η **sharp**.
- Στην πρώτη περίπτωση το κανονικό μέγεθος της εικόνας **μεγαλώνει υπολογίζοντας από τα αυθεντικά στοιχεία τις τιμές των καινούριων pixels**. Επίσης διατηρεί τις λεπτομέρειες και παρέχει μια πιο αξιόπιστη παρουσίαση της αυθεντικής εικόνας από την απλή γραμμική interpolation.
- Η δεύτερη μέθοδος **αυξάνει τα δεδομένα επαναλαμβάνοντας** την αυθεντική εικόνα του pixel εξαρτώμενη από την απαιτούμενη ποσότητα μεγένθυσης.

3	5					
2	8					
	3	4	5			
	2	5	6			
	2	6	8			

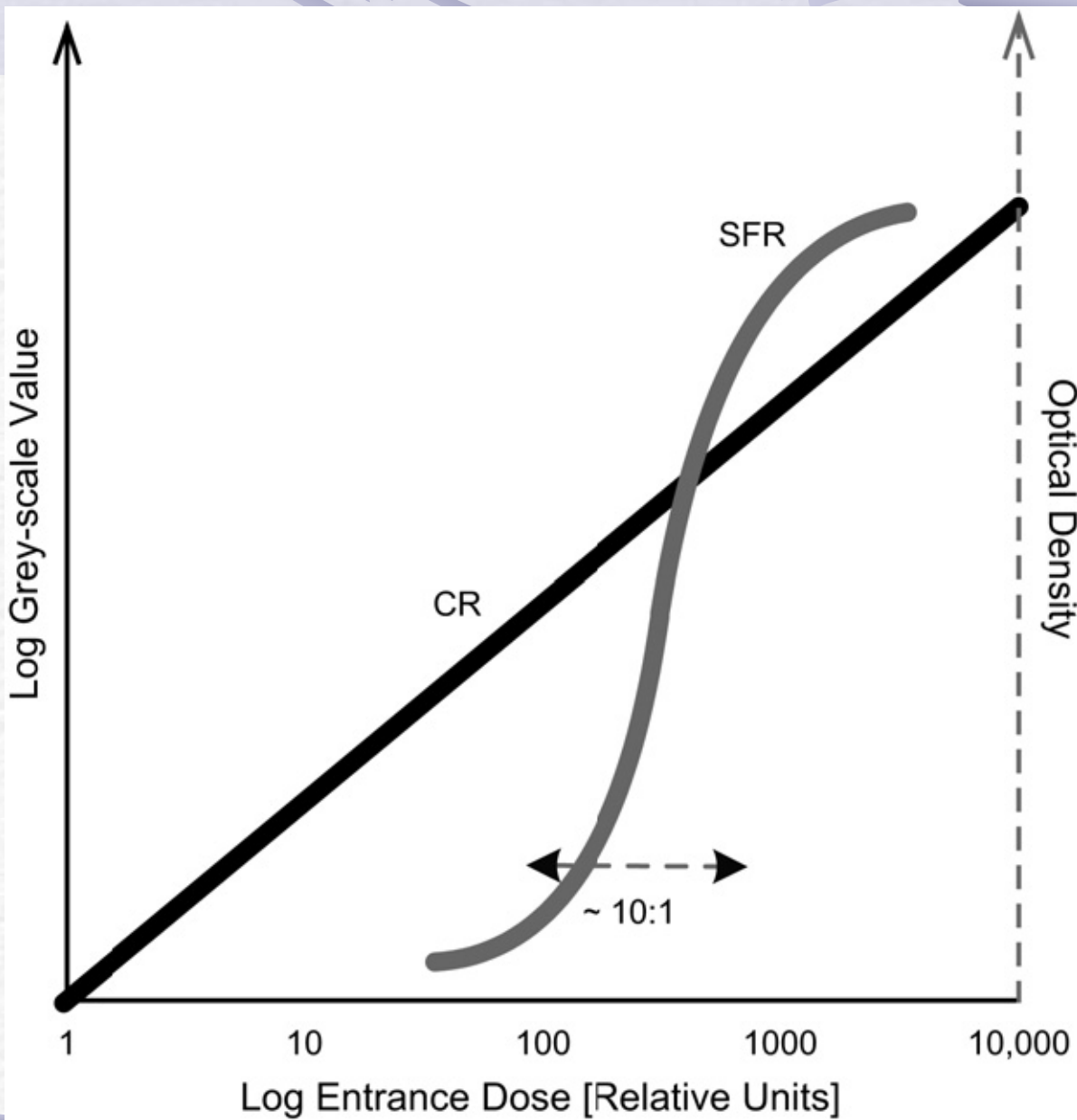
3	5					
2	8					
3	3	3	5	5	5	
3	3	3	5	5	5	
2	2	2	8	8	8	
2	2	2	8	8	8	

- Διαφορές ανάμεσα σε γειτονικά pixels είναι πιο εμφανή σε εικόνες που μεγεθύνονται με την μέθοδο **sharp interpolation**.
- Οι εκτυπωτές laser έχουν δραματικά αυξήσει την **απόδοση** των ακτινολογικών τμημάτων. Όταν μάλιστα ο εκτυπωτής είναι συνδεδεμένος απευθείας με τον επεξεργαστή ο τεχνολόγος, δεν χρειάζεται να αφήσει τον ασθενή για να πάρει το φιλμ. Η διαδικασία εκτύπωσης απαιτεί **λιγότερο από δύο λεπτά**.
- Σε ένα περιβάλλον δικτύου ένας ή **περισσότεροι** εκτυπωτές laser μπορούν να **συνδεθούν** με πολλές πηγές ψηφιακής απεικόνισης εξασφαλίζοντας έτσι υψηλή παραγωγικότητα και υποστήριξη στην παραγωγή αντιγράφων εικόνων.

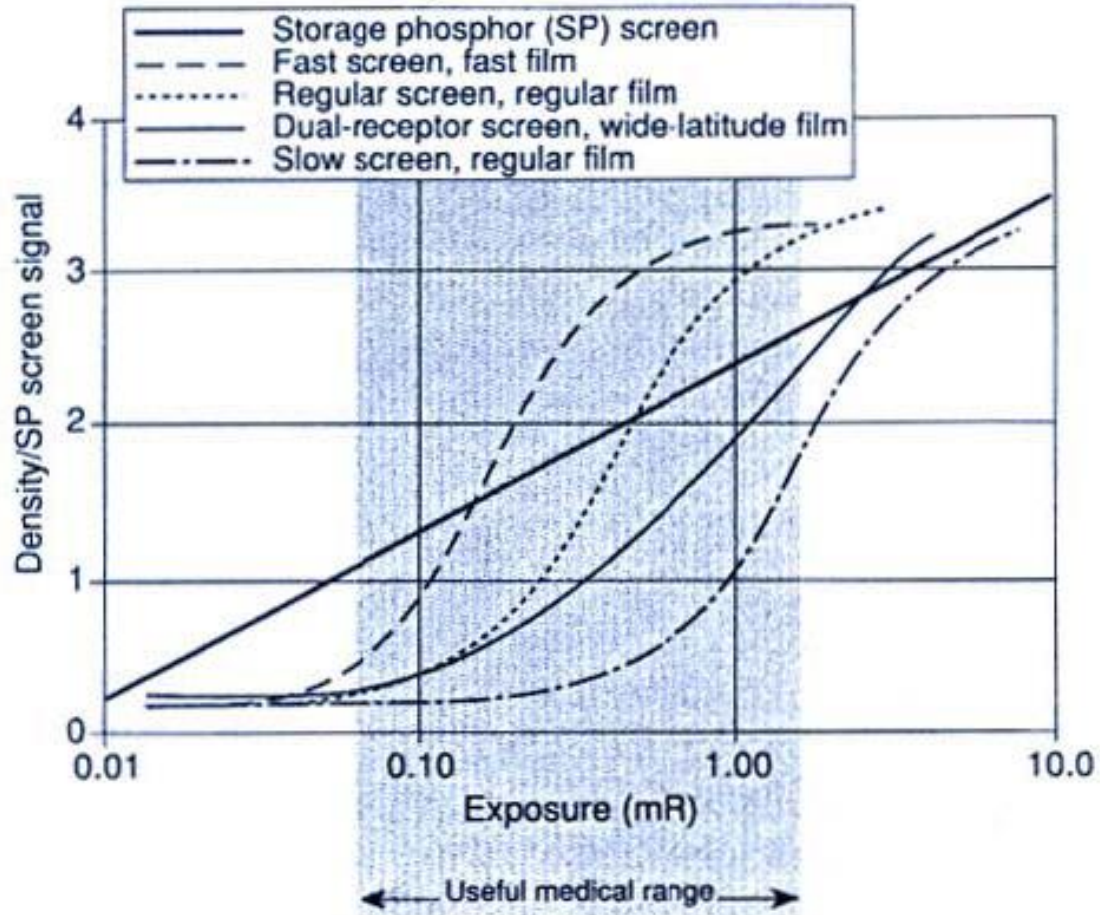
Ποιότητα εικόνας - Δόση

- Η πιο σημαντική διαφορά είναι το **πλάτος (εύρος)** έκθεσης. Στην περίπτωση των συστημάτων φωσφορισμού είναι εξαιρετικά ευρύ, **περίπου 10000** φορές μεγαλύτερο ακόμα και από τα πιο μεγάλα εύρους συστήματα οθόνης (ενισχυτικής πινακίδας – φιλμ).
- Το εύρος των συστημάτων φιλμ- οθόνης περιορίζεται από την μορφή της **χαρακτηριστικής τους καμπύλης** και από τον **συμβιβασμό** που πρέπει συχνά να γίνεται ανάμεσα στο **εύρος** της έκθεσης και στην **αντίθεση** του φιλμ.

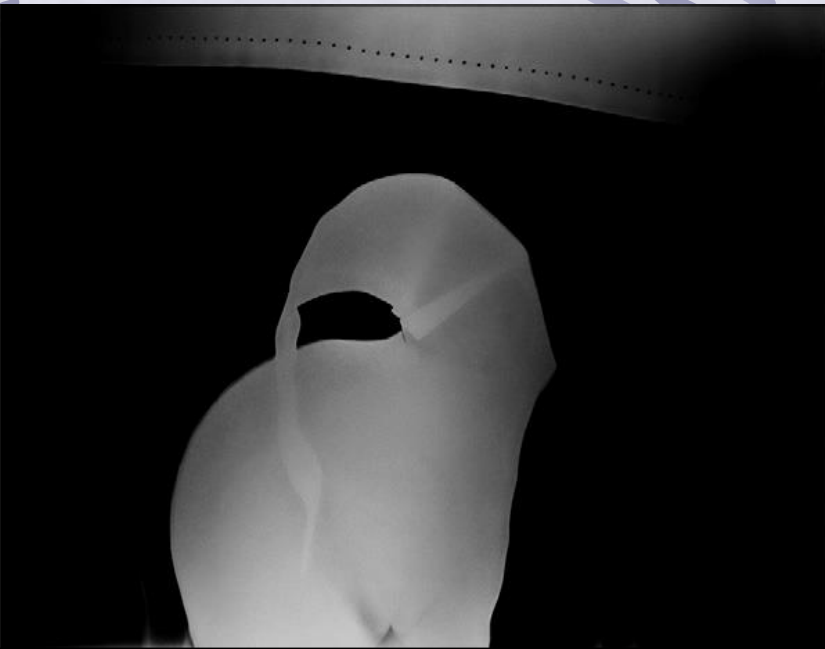
- Το μεγάλο εύρος των συστημάτων φωσφορισμού, τους επιτρέπει να χρησιμοποιηθούν σε **μεγάλου εύρους συνθήκες έκθεσης**.
- Επίσης χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις που οι εκθέσεις ποικίλλουν πολύ ή είναι δύσκολο να ελεγχθούν, για παράδειγμα στην κινητή **ακτινογράφιση**.



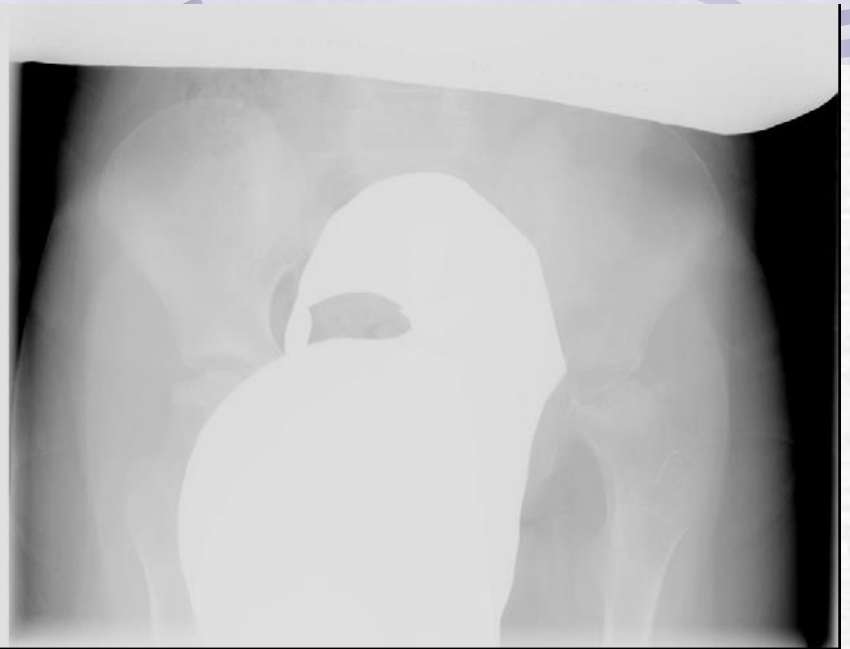
X-ray sensitometry



(a)



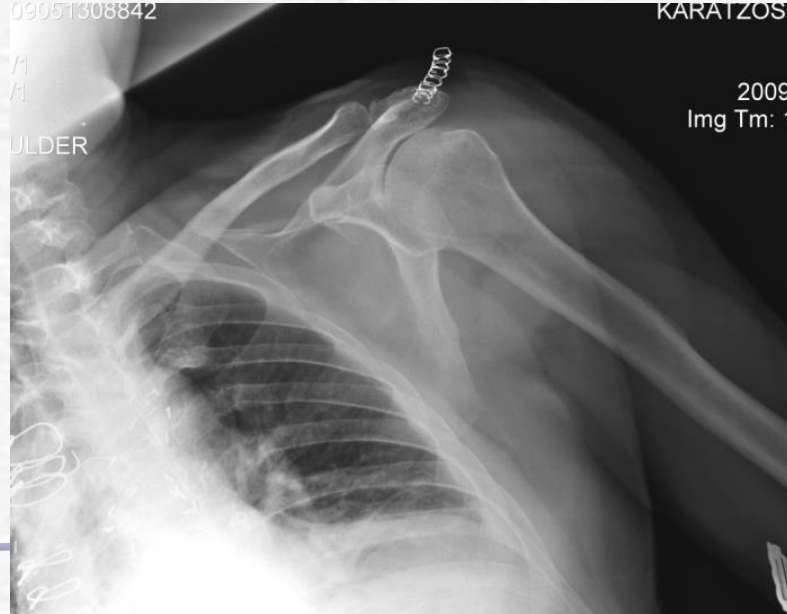
(b)



09051308842

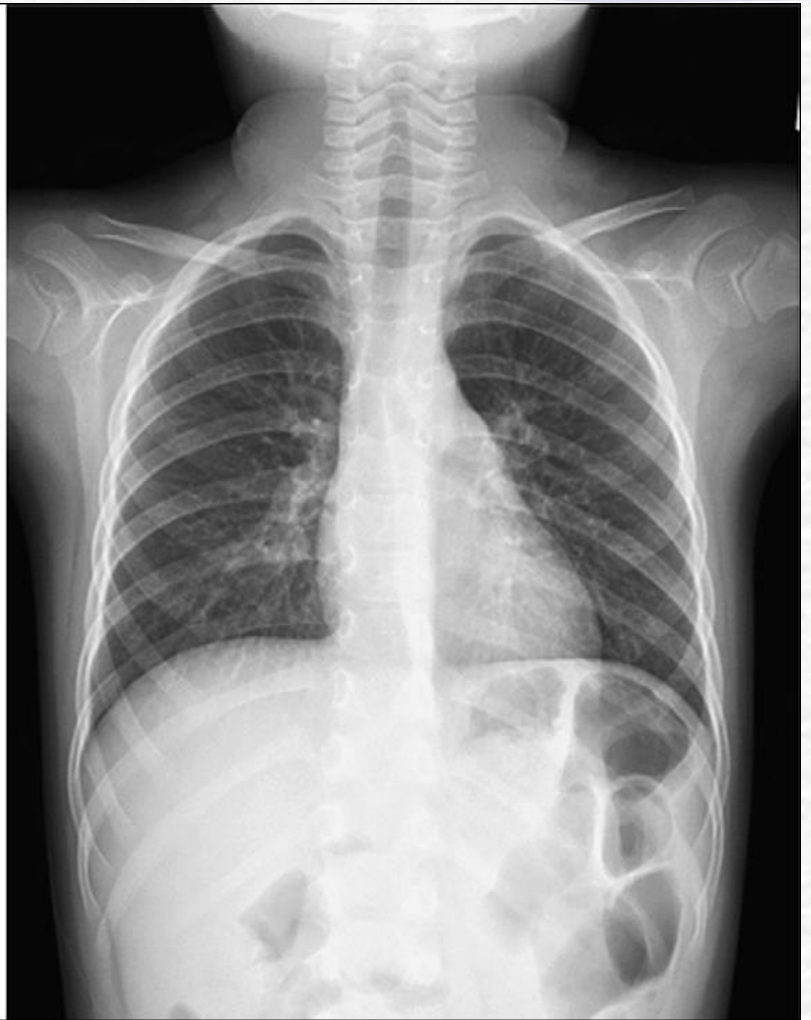
1/1

ULDER



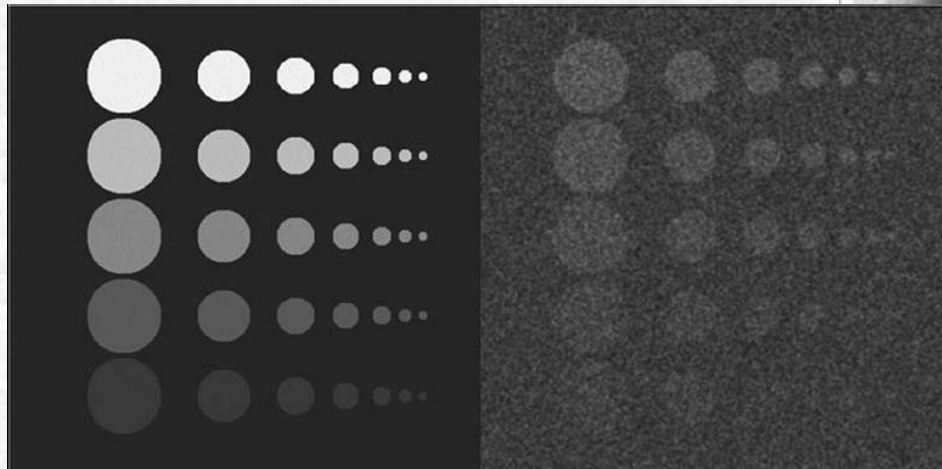
KARATZOS

2009
Img Tm: 1



- **Η δόση** σε ένα σύστημα CR εξαρτάται από την ικανότητα του συστήματος να **απορροφήσει** την προσπίπτουσα **ακτινοβολία** -X και να την **μετατρέψει σε χρήσιμο σήμα** (για παράδειγμα οπτική πυκνότητα ή ηλεκτρικό ρεύμα από ένα θάλαμο, φωτοπολλαπλασιαστή, κλπ).
- Η απαιτούμενη έκθεση για να παραχθεί μία λογική εικόνα είναι περίπου ίδια και για τα δύο συστήματα. Μάλιστα, μερικά συστήματα οθόνης-φίλμ εξαιτίας της υψηλότερης απορρόφησης και των χαρακτηριστικών μετατροπής είναι κάπως πιο αποδοτικά στην χρήση των ακτίνων -X.

- Όσο η **δόση μειώνεται** σε κάθε σύστημα ακτινογράφησης, τόσο **αυξάνει ο κβαντικός θόρυβος**.
- Έτσι το **κατώτερο όριο της δόσης** καθορίζεται όχι από τις τεχνικές διαφορές των δύο συστημάτων αλλά από τον **αποδεκτό θόρυβο που μπορεί ο ακτινολόγος** να ανεχθεί για να διαγνώσει την εικόνα.
- Ακτινοπροστασία(λόγω αποφυγής επαναλήψεων).



- Η ποιότητα της εικόνας αλλάζει σχεδόν σε όλα τα συστήματα.
- Οι παράγοντες καθορίζονται από την κατασκευή του συστήματος και χαρακτηρίζουν την κρουστική του απόκριση.

$$y(n) = x(n) * h(n)$$

Όπου $y(n)$ είναι το σήμα εξόδου, $x(n)$ είναι το σήμα εισόδου, το σύμβολο $*$ είναι η αριθμητική πράξη της συνέλιξης, $h(n)$ είναι η κρουστική απόκριση.

Τα συστήματα φωσφορισμού έχουν ένα **γραμμικό εύρος πολύ μεγαλύτερο σε σχέση** με τα συστήματα οθόνης- φιλμ τα οποία έχουν μια περιορισμένη δυναμική περιοχή. Αυτό το **χαρακτηριστικό οδηγεί σε ένα ευρύτερο περιθώριο της DQE (Detective Quantum Efficiency) για τα πρώτα συστήματα.**

Παρόλα αυτά εικόνες που έχουν προκύψει από εκθέσεις κάτω από το χρήσιμο ιατρικό εύρος συχνά προκαλείται κβαντική ασάφεια, ενώ εικόνες που έγιναν από εκθέσεις πάνω από το χρήσιμο ιατρικό εύρος δίνουν στον ασθενή αδικαιολόγητη ακτινοβολήση.

- Οι απαιτήσεις έκθεσης των συστημάτων αποθήκευσης φωσφορισμών συγκρίνονται με διάφορους συνδυασμούς ενισχυτικών πινακίδων - φίλμς.
- Ο κύριος λόγος που περιορίζεται η **οξύτητα** (συνάρτηση MTF) και στα δυο συστήματα είναι στην πραγματικότητα ο ίδιος ήτοι η σκέδαση του φωτός στην οθόνη.
- Στο σύστημα οθόνης- φιλμ, η διάχυση του φωτός που εκπέμπεται σε ένα σημείο της οθόνης διαδίδεται προς όλες τις κατευθύνσεις.

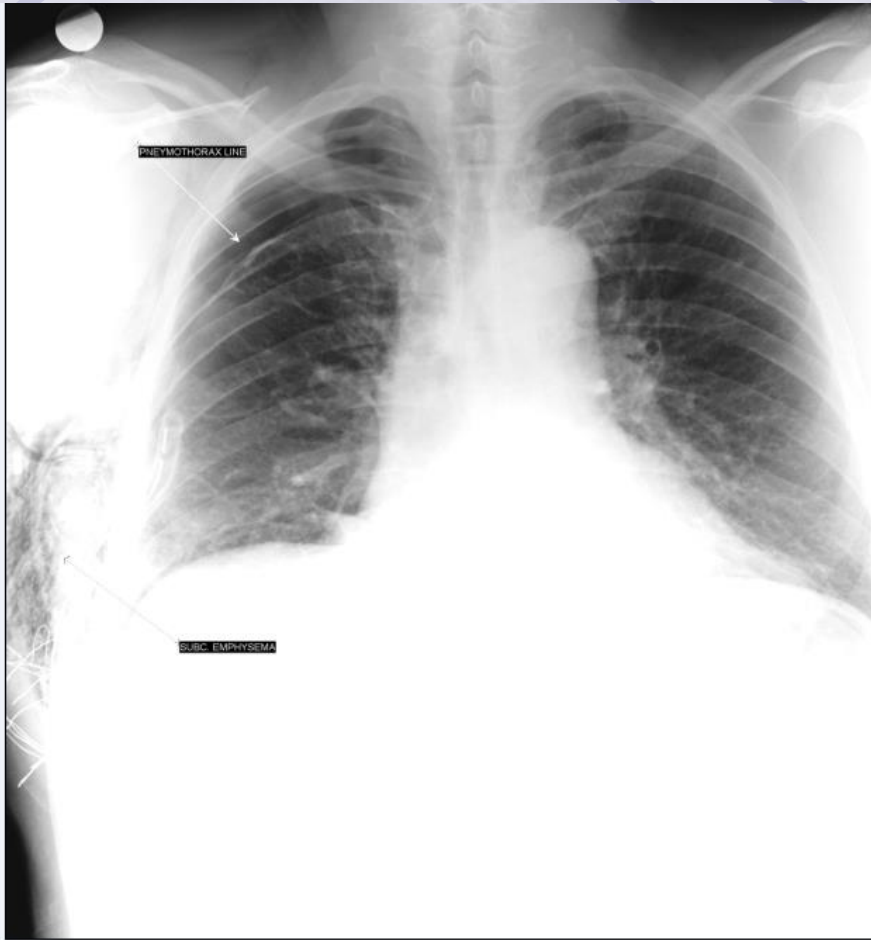
- Στα συστήματα φωσφορισμού η κατάσταση είναι λίγο διαφορετική.
- Οι σκεδάσεις συμβαίνουν περισσότερο με την **διεγείρουσα δέσμη** παρά με το εκπεμπόμενο φως.
- Παρόλο που η διάμετρος της διαγείρουσας **Laser δέσμης είναι αρκετά μικρή**, το διεγειρόμενο φως διαχέεται και **σκεδάζεται καθώς διαπερνάει την οθόνη δημιουργώντας διεγειρόμενη φωταύγεια** κατά την διαδρομή της.

- Υπάρχουν και άλλοι παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν την **οξύτητα** σε ένα σύστημα φωσφορισμών.
- Εξαρτάται από την **ένταση** του διεγείροντος φωτός laser, όπως και από την **ψηφιακή φύση της διαδικασίας ανάγνωσης**.
- Τα συστήματα φωσφορισμού έχουν ποικίλες πηγές θορύβου.
- Η πιο προφανής πηγή θορύβου είναι η **κβαντική ασάφεια**.

- Ο **θόρυβος** στην **τελική** εικόνα δεν μπορεί να είναι χαμηλότερος από αυτόν τον ασύμφωνο θόρυβο στην δέσμη εισόδου των ακτινών- Χ.
- Στην πραγματικότητα θα είναι γενικά μεγαλύτερος, μια και άλλες **πηγές θορύβου** συνεισφέρουν στον τελικό θόρυβο.



Κλινικές Εφαρμογές





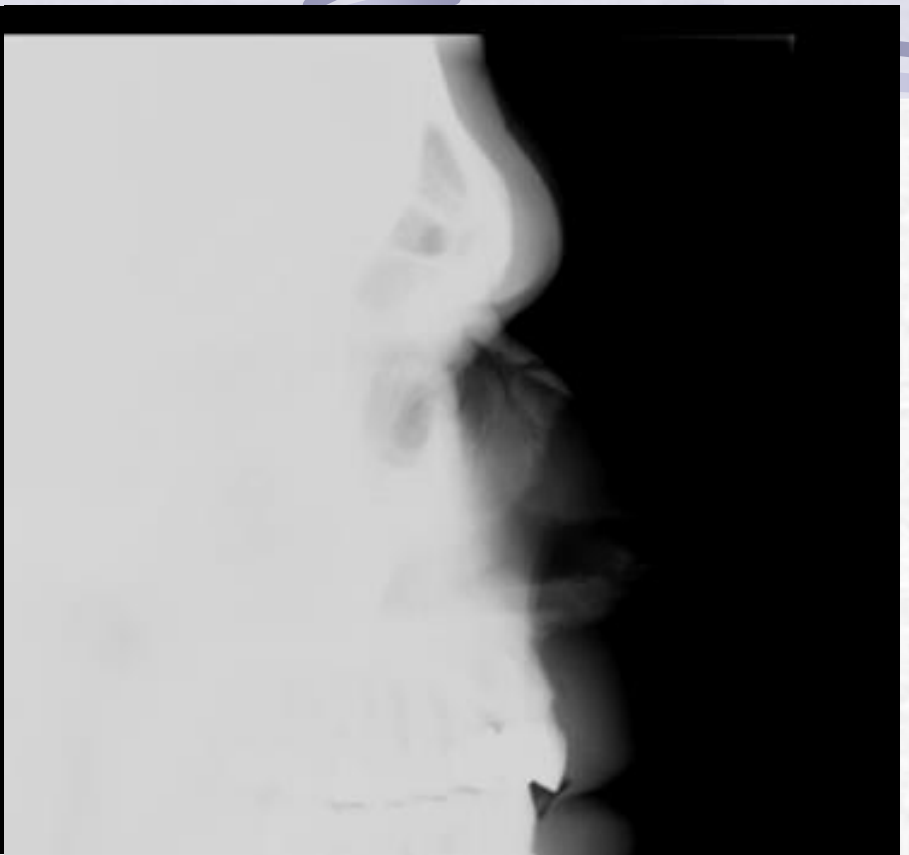
2009
Img Tm: 13

20
Img Tm

2011-2025















12

D

20e: 1/1
Img Tm: 2/2

AND

200
Img Tm



106 1 2015

10796 1 2015





C: NONE
Se: 1/5
Im: 4001/41
Ax: 124.5

1980 Jan 01 M 0000002250
Acc:
2008 Apr 09
Img Trn: 19:52:48.000000

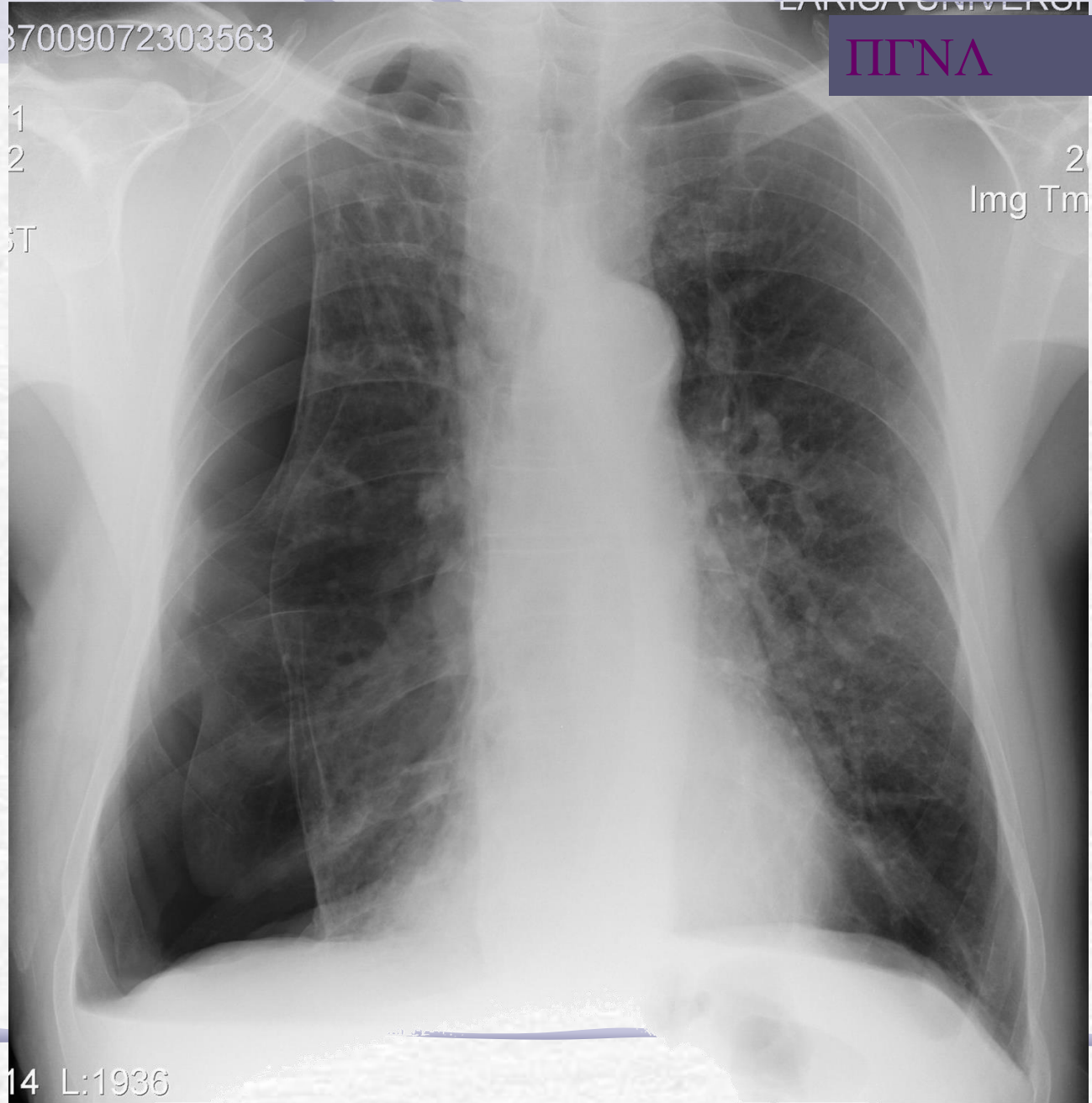


37009072303563

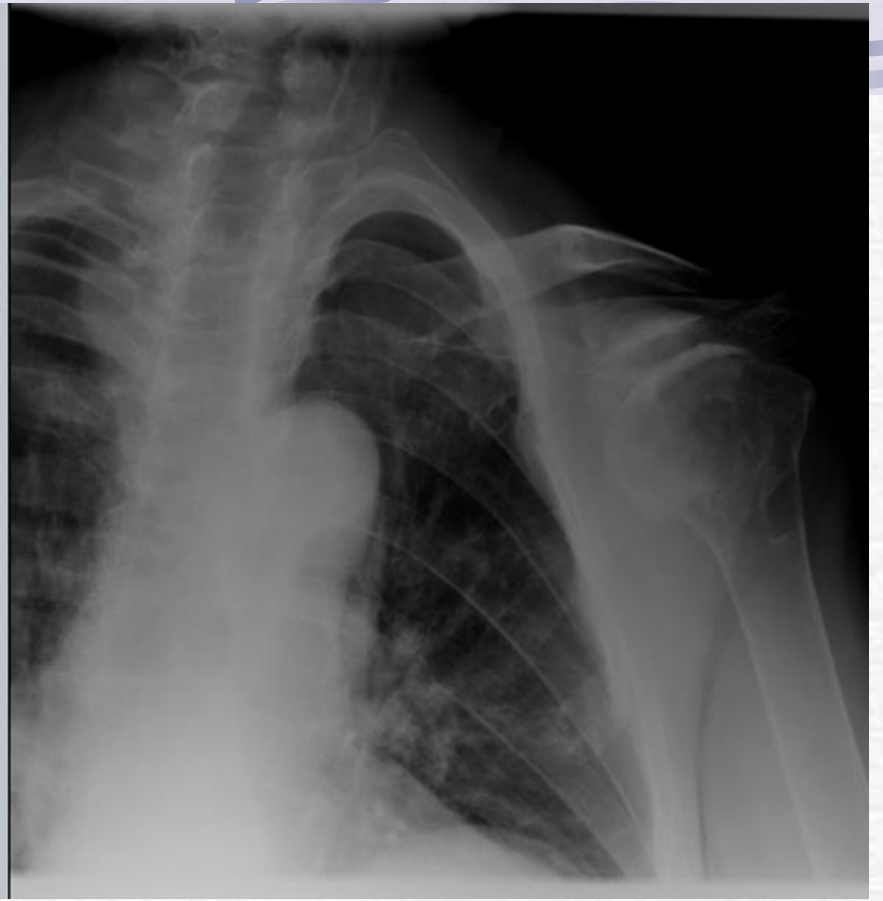
ΠΓΝΛ

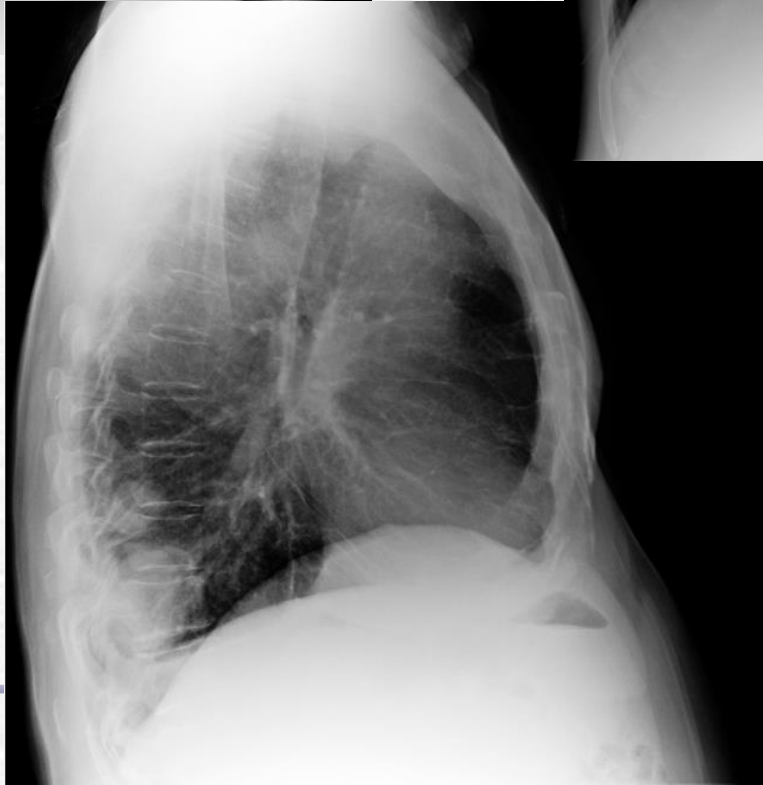
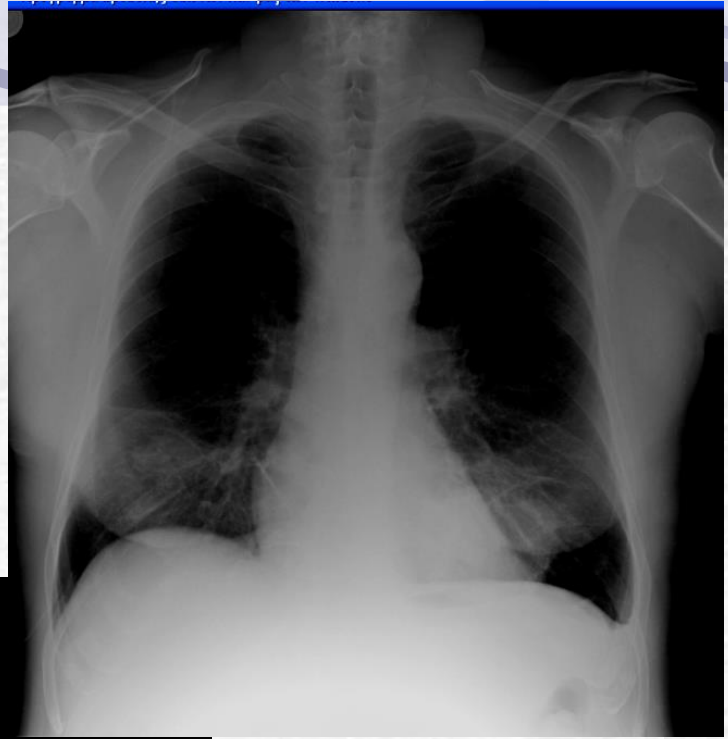
1
2
5T

2
Img Tm



14 L:1936

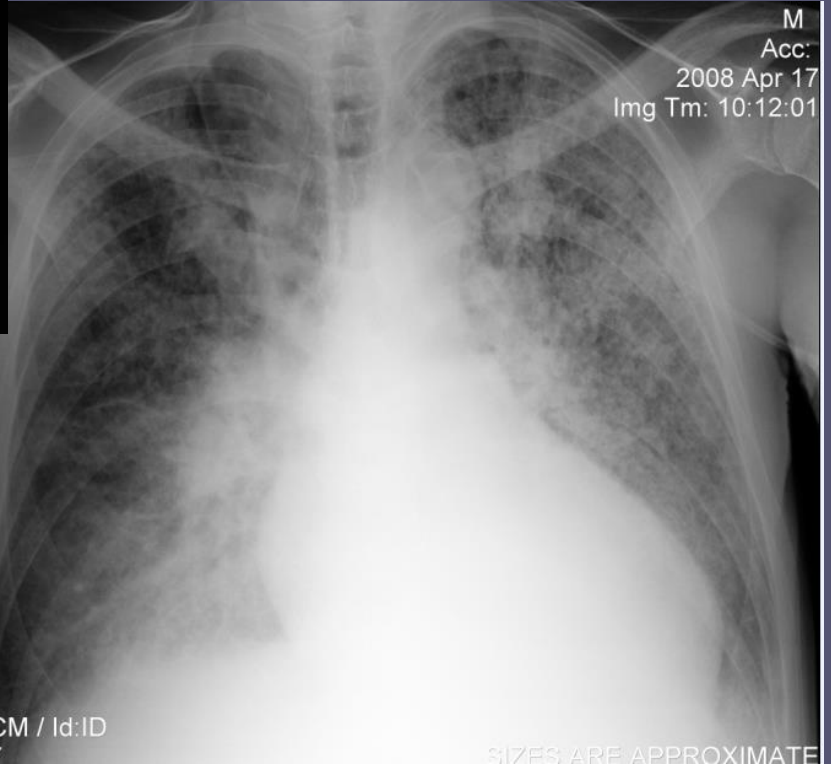






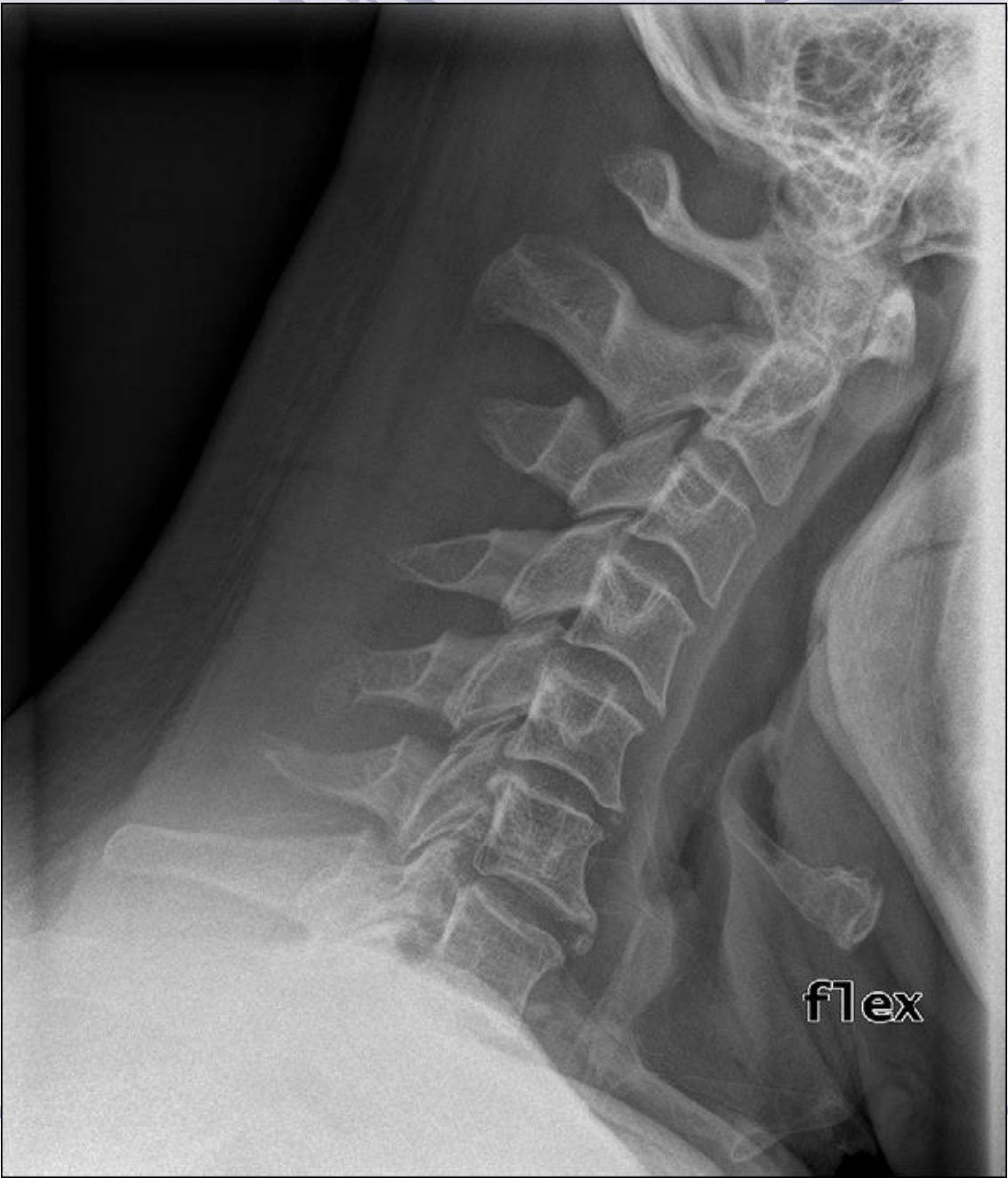
R

im Stand



I:DCM / Lin:DCM / Id:ID
V:4096 L:2047

SIZES ARE APPROXIMATE



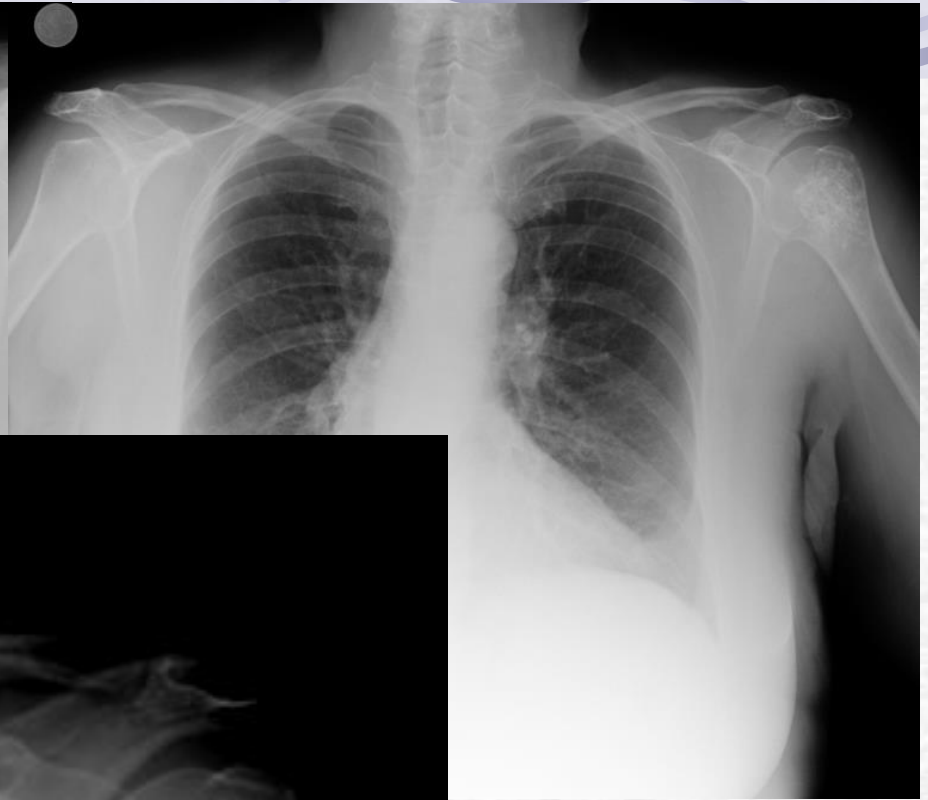
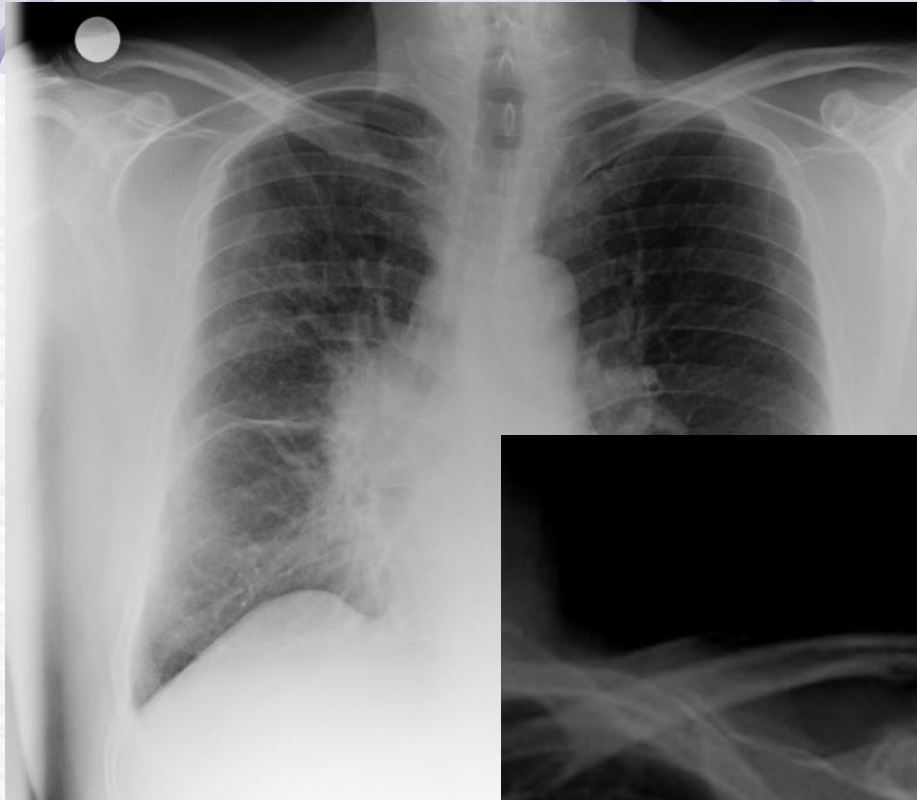
flex





100











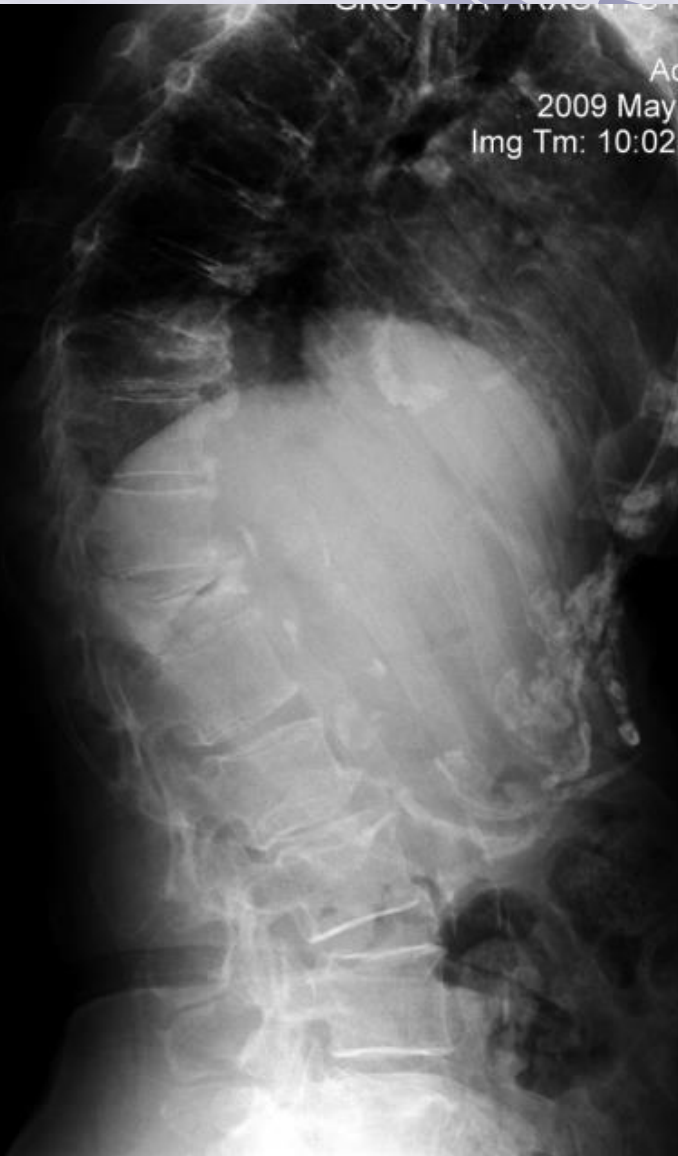
1/1

2/2

PINE

Ac
2009 May
Img Tm: 10:02

935 L:1497



F

Acc

2009 May 1
Img Tm: 10:02 5

L:959



61909199

GR01N17



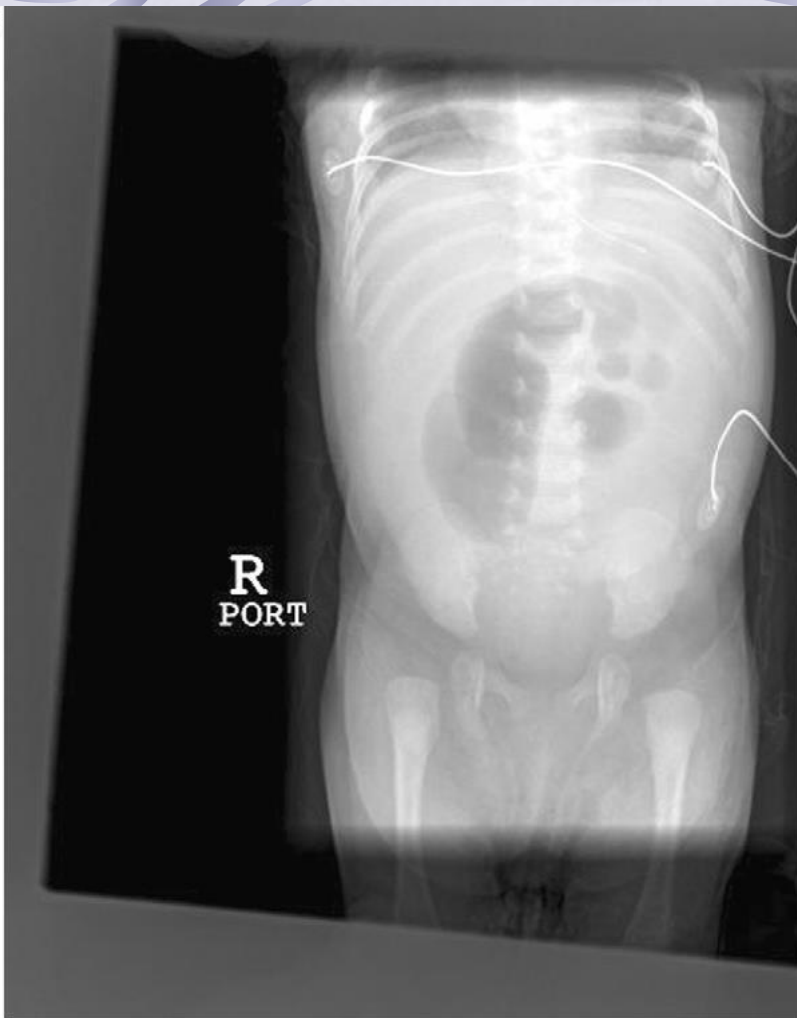
L:1497

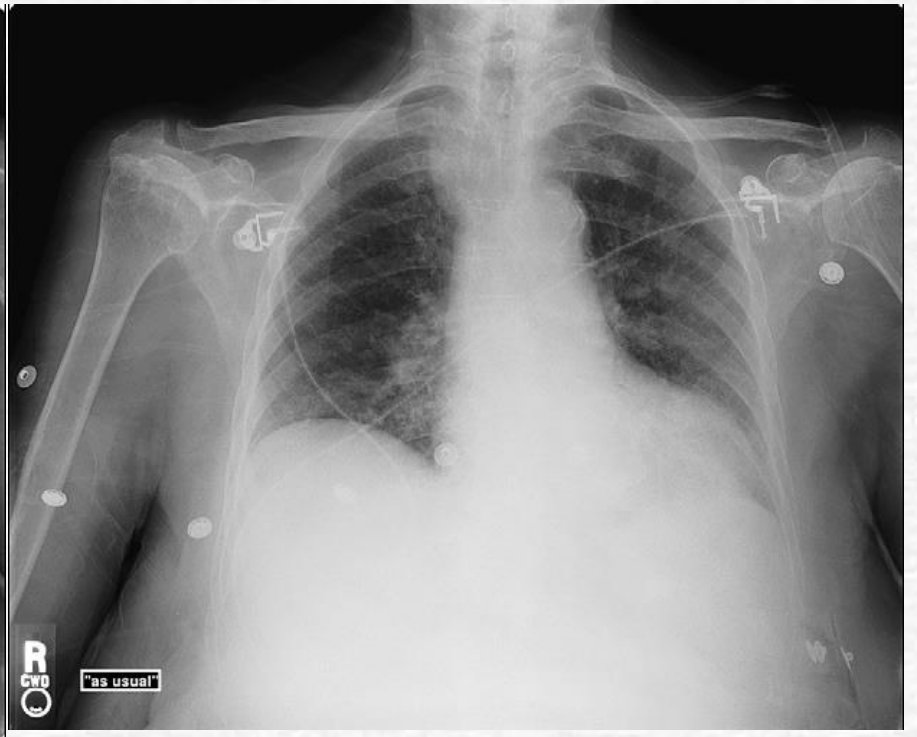
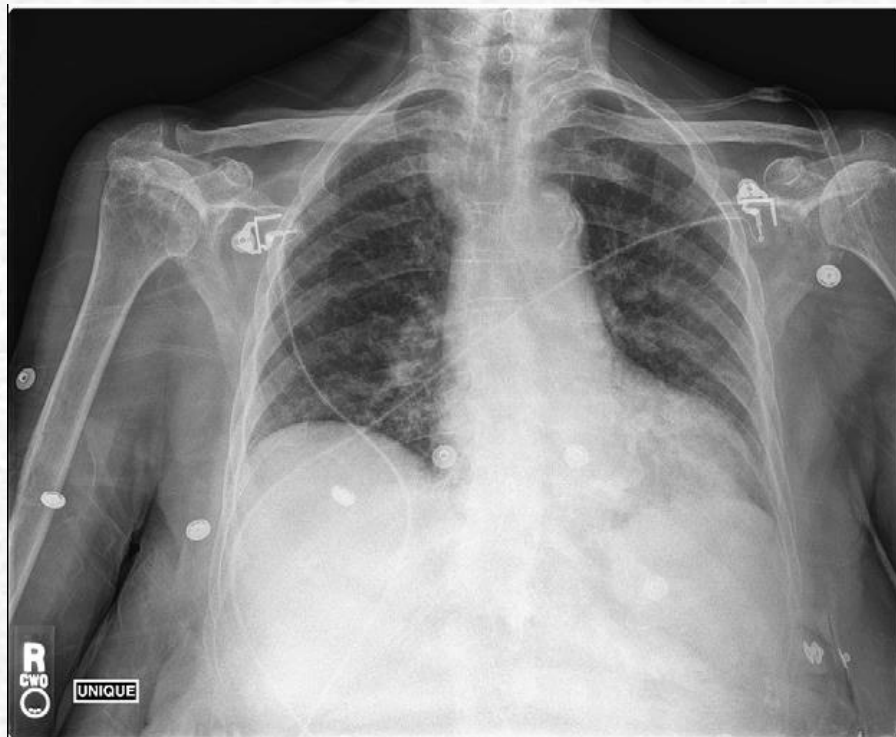


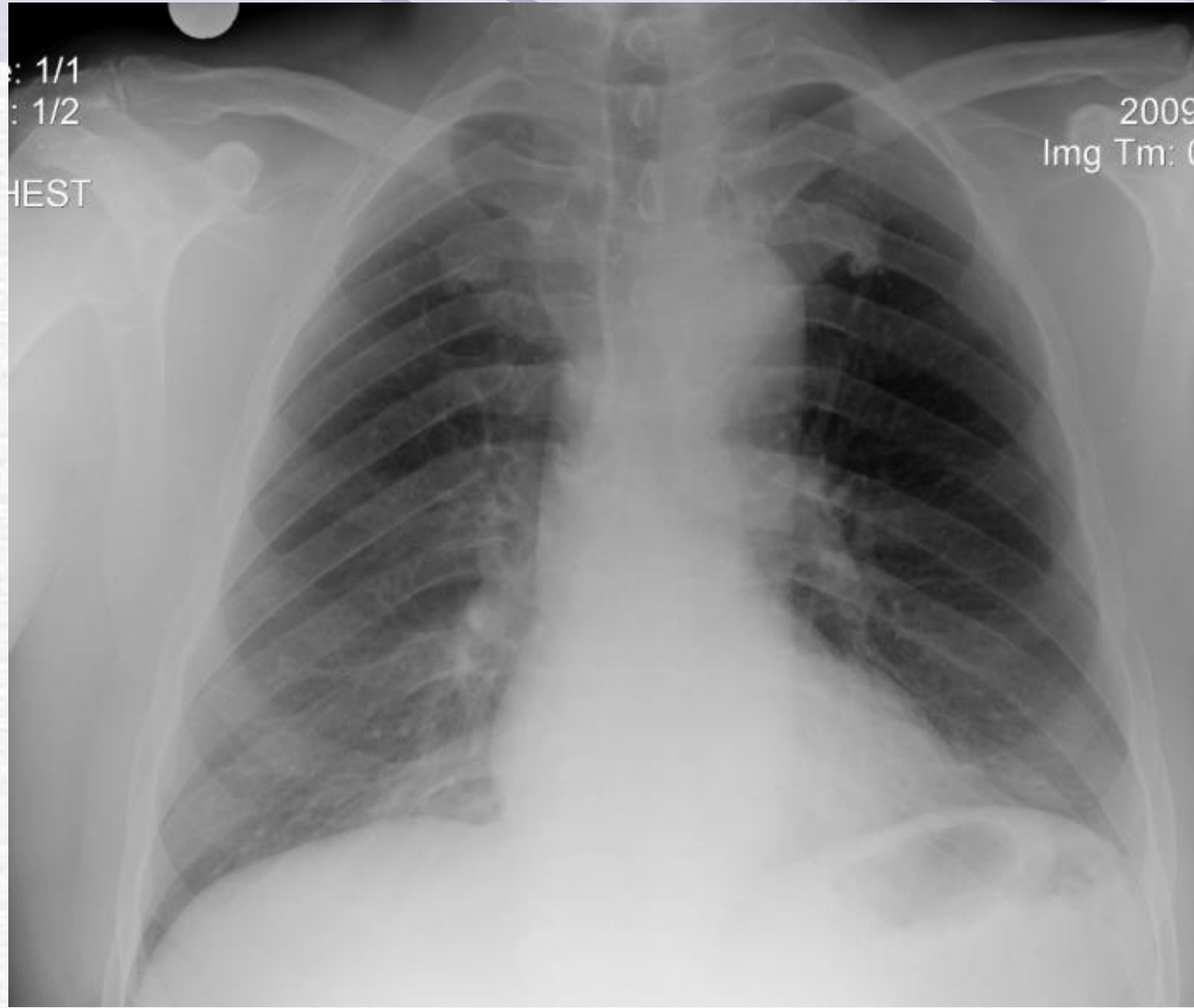
(a)

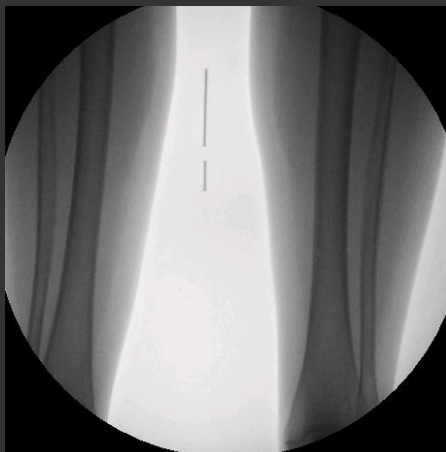
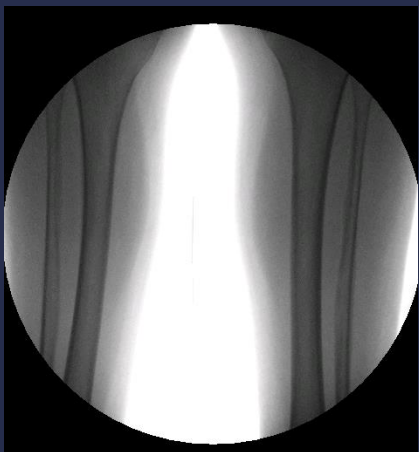


(b)

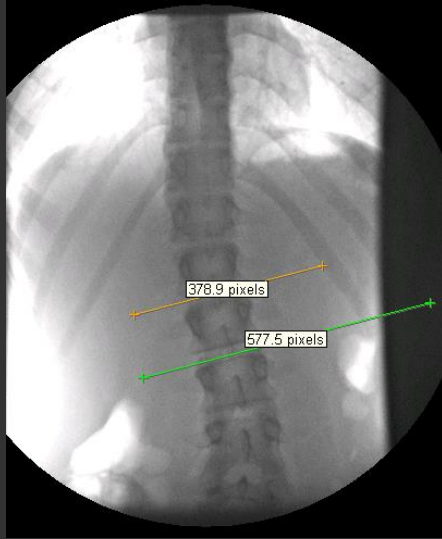


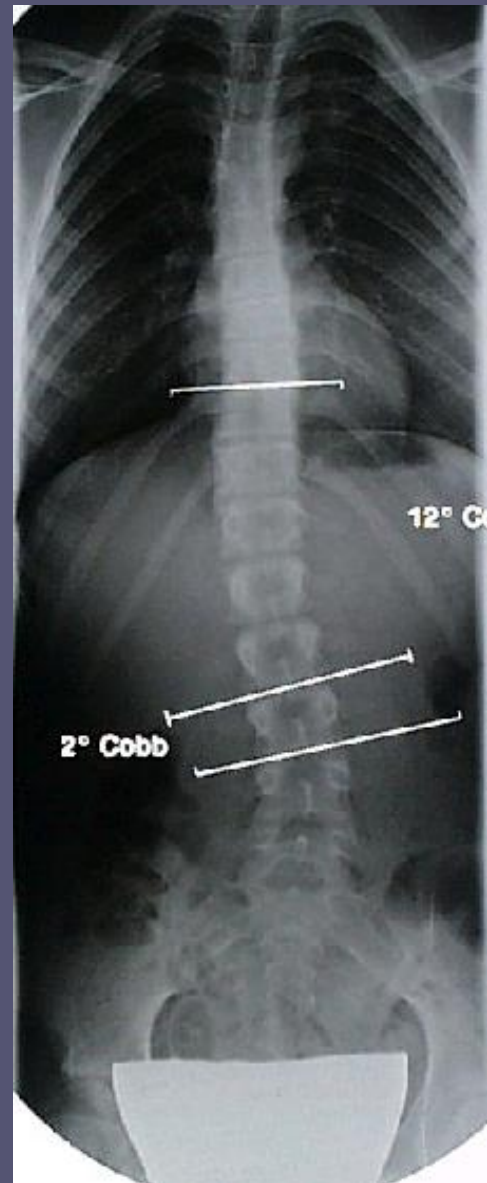


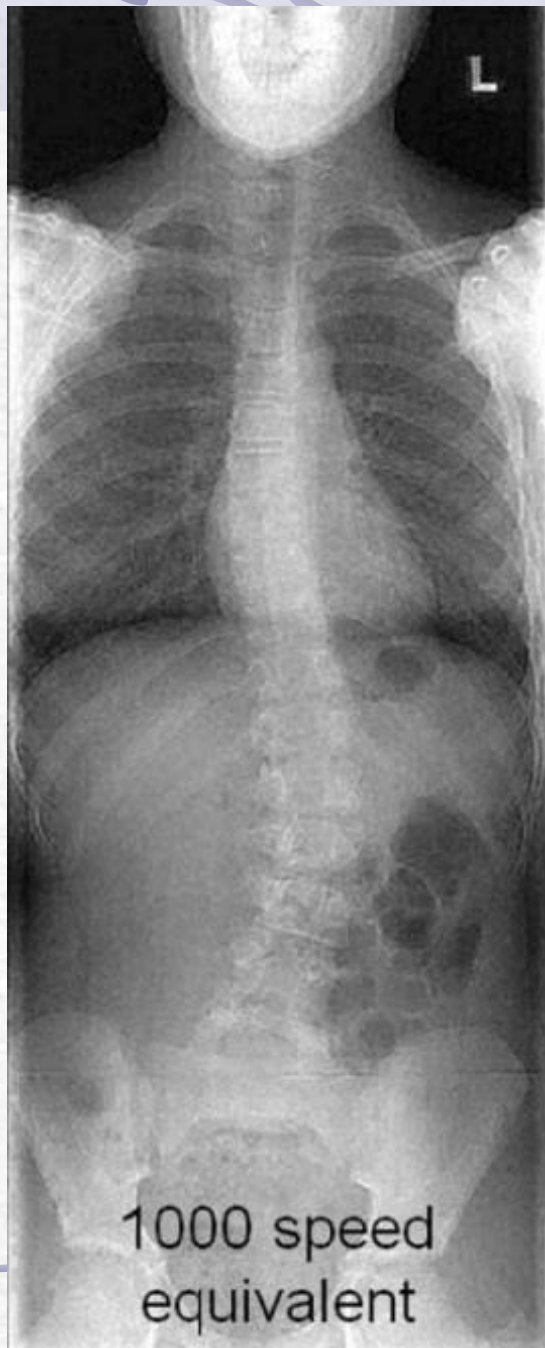












Πλεονεκτήματα

- Επεξεργασία της τελικής εικόνας και των δεδομένων για την εύρεση περισσότερων πληροφοριών.
- Φθηνή και εύκολη αποθήκευση εικόνων.
- Ακτινοπροστασία(λόγω αποφυγής επαναλήψεων).
- Μεταφορά εικόνων (Τηλεϊατρική).

Μειονεκτήματα

- Ακριβό κόστος εξοπλισμού αν δεν υπάρχουν εξειδικευμένες γνώσεις .
- Όχι κονδύλια για μακροοικονομική πολιτική.
- Εξειδικευμένες γνώσεις .

- λήψης ενός σπινθηρογράφου, το gantry, ηχοβολέας, ο θάλαμος ενίσχυσης της εικόνας. Αυτοί μετασχηματίζουν τις διάφορες μορφές ακτινοβολίας σε αναλογικό σήμα.
- Η διαδικασία ψηφιοποίησης, στην ουσία μετατρέπει τα αναλογικά σήματα εξόδου της συσκευής λήψης δεδομένων σε ψηφιακή μορφή. Αυτό επιτυγχάνεται με έναν αναλογικό προς ψηφιακό μετατροπέα.



Το τρίτο
είναι η
επιτελείται από τον Η/Υ με εξειδικευμένο
hardware. Η ψηφιακή εικόνα είναι
καταχωρημένη στην μνήμη του Η/Υ.

ς του Ι.Α.Σ
ιένων ,