

# Σεμινάριο

## Τεχνολογία Ακτινολογίας

### Βασιλική Τσιτσία

Τμήμα Ιατρικής Φυσικής, Π.Γ.Ν. Λάρισας

6/5/2017

# Ακτινολογικό μηχάνημα



# Κεφαλή

## Λυχνία παραγωγής ακτίνων-Χ

Η παραγωγή ακτίνων-Χ βασίζεται στην ακτινοβολία πέδης.

Ηλεκτρόνια επιταχύνονται από την κάθοδο και προσκρούουν στην άνοδο (εστία) όπου παράγονται φωτόνια λόγω πέδης.

Παράλληλα εκπέμπεται χαρακτηριστική ακτινοβολία του υλικού της εστίας (συνήθως βολφράμιο)

## Κιβώτιο διαφραγμάτων

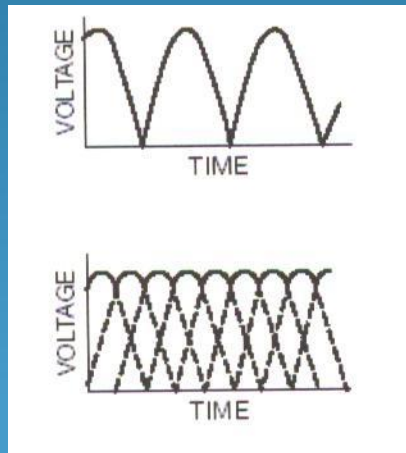
Ζεύγη οριζόντιων και κάθετων μολύβδινων πλακιδίων. Περιορίζουν το πεδίο της ακτινοβολίας στο επιθυμητό μέγεθος.

Με τη βοήθεια ισχυρού λαμπτήρα και ρυθμισμένου κατόπτρου επιτυγχάνεται η φωτεινή προβολή του πεδίου της ακτινοβολίας



# Γεννήτρια υψηλής τάσης

Για την παραγωγή ακτινοβολίας απαιτείται τάση μεταξύ καθόδου-ανόδου της τάξης των χιλιάδων Volt. Για την ενίσχυση της παρεχόμενης από τη ΔΕΗ τάσης (220 V) αλλά και τη μετατροπή της από εναλλασσόμενη σε συνεχή, χρησιμοποιούνται κατάλληλες γεννήτριες. Στα σύγχρονα συστήματα οι γεννήτριες είναι τριφασικές, 6 ή 12 παλμών



# Εξεταστική τράπεζα

Η εξεταστική τράπεζα είναι κατασκευασμένη από υλικά που προκαλούν όσο το δυνατό χαμηλότερη εξασθένηση της ακτινοβολίας.

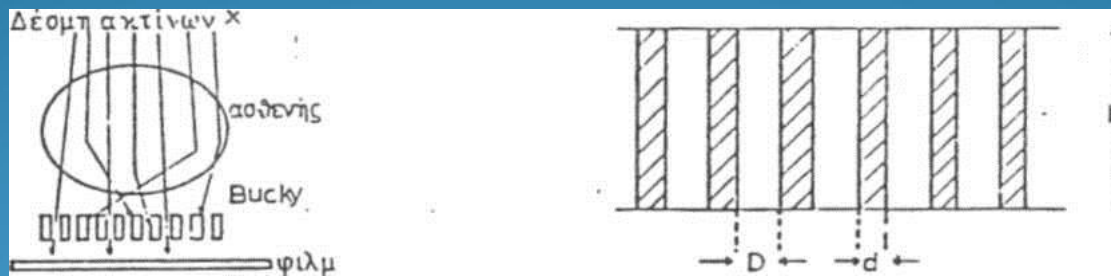
Η τράπεζα μπορεί να μετακινηθεί κατά ύψος, παράλληλα και κάθετα ώστε να εξασφαλιστεί η κατάλληλη τοποθέτηση του ασθενή για την εξέταση.

Στο κάτω μέρος της τράπεζας βρίσκεται η διάταξη που δέχεται το ακτινολογικό film και το αντιδιαχυτικό διάφραγμα (bucky)

# Αντιδιαχυτικό διάφραγμα (bucky)

Το ιδανικό στον σχηματισμό της εικόνας είναι να συμμετέχουν ακτίνες-X (φωτόνια) που ΔΕΝ αλληλεπίδρασαν με τον ασθενή.

Επειδή σκεδασμένα φωτόνια υπάρχουν πάντα, χρησιμοποιείται το αντιδιαχυτικό διάφραγμα για να τα εμποδίσει να προσβάλουν το film και να υποβαθμίσουν την ποιότητα της εικόνας



Αποτελούνται από λωρίδες μολύβδου σε διάφορες διατάξεις (παράλληλες, εστιασμένες, διασταυρωμένες) ανάλογα το είδος της εξέτασης

Το bucky χρησιμοποιείται στις περιπτώσεις που το ακτινογραφούμενο τμήμα του ασθενή έχει πάχος μεγαλύτερο από 10 cm και η υψηλή τάση είναι μεγαλύτερη από 60 kV

# Χειριστήριο

## Επιλογή

**kV:** ενέργεια ακτίνων-Χ  
(διδυσδυτικότητα  
ακτινοβολίας)

**mA:** ρεύμα ηλεκτρονίων στη  
λυχνία παραγωγής

**msec:** χρόνος ακτινοβολήσης

Το γινόμενο **mAs** είναι  
ενδεικτικό της ποσότητας της  
ακτινοβολίας που εκπέμπεται





# Ρύθμιση kV

Η ενέργεια της δέσμης των ακτίνων-Χ, δηλαδή η διεισδυτική της ικανότητα, εξαρτάται από τη ρύθμιση των kV

Συνεπώς όσο πιο παχύς είναι ο ασθενής τόσο πιο μεγάλη τιμή  $kV_p$  επιλέγουμε με σκοπό τα φωτόνια να έχουν ικανή ενέργεια ώστε να διαπεράσουν τον ασθενή και να προσπέσουν στο ακτινολογικό film.

Η ακτινολογική λυχνία εκπέμπει φωτόνια με συνεχές φάσμα ενεργειών. Με την επιλογή των  $kV_p$  ουσιαστικά ορίζουμε τη μέγιστη τιμή της ενέργειας του φάσματος των φωτονίων.

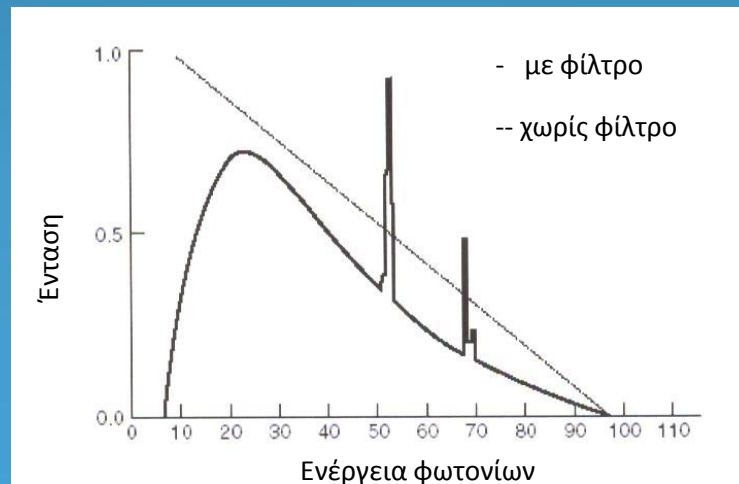


# Φίλτρο

Με την επιλογή των kVp ουσιαστικά ορίζουμε τη μέγιστη τιμή της ενέργειας του φάσματος των φωτονίων.

Καθώς τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας απορροφούνται από το σώμα του ασθενούς (αυξάνοντας έτσι τη δόση που δέχεται), δεν συνεισφέρουν στην εικόνα.

Για την εξάλειψη αυτών των φωτονίων, τοποθετούνται στην έξοδο της λυχνίας, ειδικά φίλτρα από αλουμίνιο τα οποία τα απορροφούν χωρίς να επηρεάζουν τα φωτόνια υψηλής ενέργειας.



# Ρύθμιση mA, sec, mAs

## mA

Σαν μέγεθος είναι ενδεικτικό του ρυθμού παραγωγής φωτονίων (φωτόνια/sec) στην άνοδο της λυχνίας

## Sec

Χρόνος ακτινοβολήσης

Ο χρόνος να είναι όσο το δυνατό **μικρότερος** ώστε να αποφευχθεί η **ασάφεια** που προκαλείται στην εικόνα λόγω της **κίνησης** του ασθενούς ή της κίνησης των ανατομικών δομών που απεικονίζουμε (π.χ. καρδιά, πνεύμονες)

## mAs

Το γινόμενο του ρεύματος επί τον χρόνο ονομάζεται **έκθεση** και είναι ενδεικτικό του **πλήθους** των φωτονίων που δημιουργήθηκαν στην κάθοδο.

Τα mAs καθορίζουν την **αμαύρωση** που θα προκληθεί στο ακτινολογικό film. Δηλαδή, όσο πιο πολλά φωτόνια (μεγάλα mAs) προσπέσουν στο film τόσο μεγαλύτερη αμαύρωση θα προκληθεί

# Σύστημα αυτόματου ελέγχου (ΑΕC)

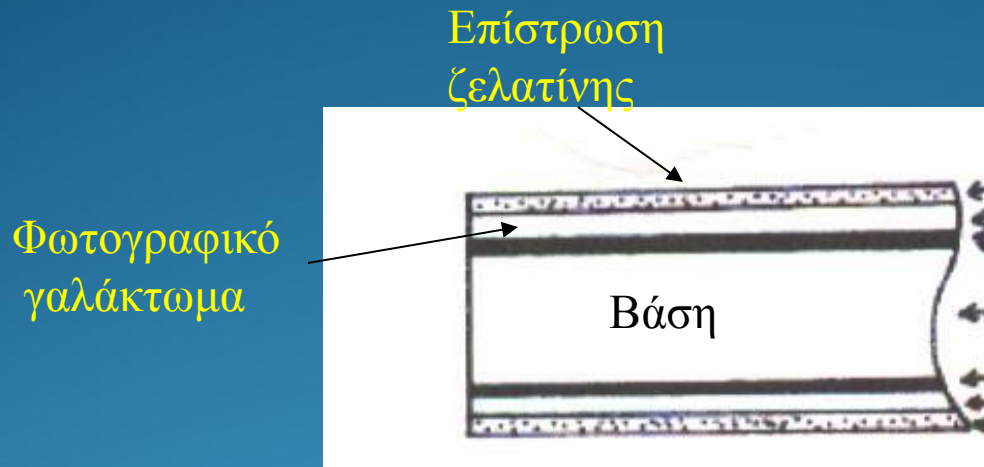
Στα πιο σύγχρονα ακτινογραφικά μηχανήματα χρησιμοποιείται ως **χρονοδιακόπτης** ένας ή περισσότεροι παράλληλοι επίπεδοι θάλαμοι ιονισμού.

Οι θάλαμοι αυτοί είναι κατάλληλα τοποθετημένοι ώστε να **μετρούν την ποσότητα της ακτινοβολίας που προσπίπτει στο film** άρα και το **επίπεδο της αμαύρωσης που έχει προκληθεί**.

Όταν η **ποσότητα της ακτινοβολίας** (άρα και η αμαύρωση) πάρει την **επιθυμητή τιμή** τότε οι θάλαμοι δίνουν **εντολή διακοπής** της ακτινοβολήσης.

Η χρήση του συστήματος Α.Ε.С. εξασφαλίζει τη **σωστή αμαύρωση** του film καθώς αποφεύγεται η υπο/υπερ - έκθεση του

# Ακτινογραφικό film



Αποτελείται από μια συνθετική **βάση**, πάχους 0.1 mm, σχεδόν **διάφανη** στο ορατό φως.

Στις δυο πλευρές της (ή μόνο στη μια) είναι ομοιόμορφα κατανεμημένο το **φωτογραφικό γαλάκτωμα** (πάχους 0.01 mm). Το ενεργό συστατικό του γαλακτώματος είναι οι **κόκκοι AgBr και AgI** οι οποίοι είναι **ευαίσθητοι στο ορατό φως** και **λιγότερο ευαίσθητοι στην ακτινοβολία**.

Η βάση και το φωτογραφικό γαλάκτωμα περιβάλλονται από **μια προστατευτική επίστρωση ζελατίνης** για λόγους μηχανικής αντοχής και ευκαμψίας. Το όλο σύστημα πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο **διάφανο στο ορατό φως**.

# Ενισχυτική πινακίδα

Επειδή το film από μόνο του δεν είναι αρκετά ευαίσθητο στην ακτινοβολία-X, ο σχηματισμός ικανής εικόνας θα απαιτούσε μεγάλο αριθμό φωτονίων και κατά συνέπεια μεγάλη δόση στον ασθενή.

Το πρόβλημα αυτό παρακάμπτεται με τη χρήση ενισχυτικής πινακίδας.

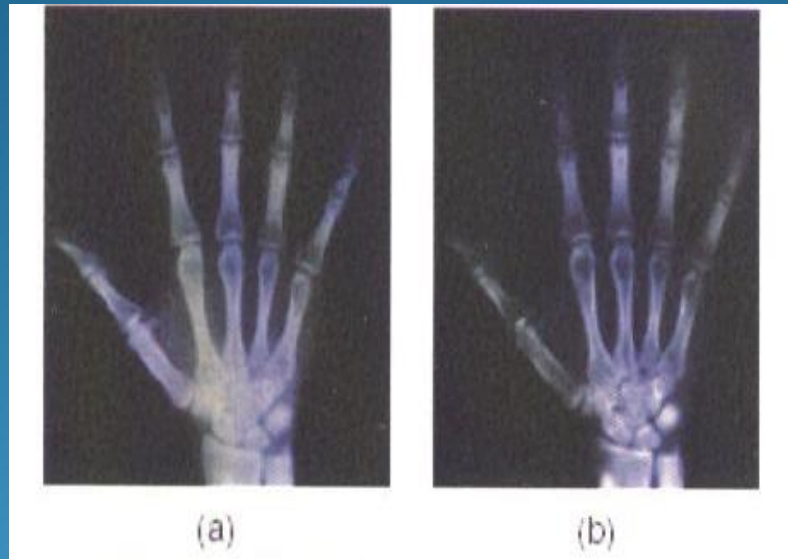
Η ενισχυτική πινακίδα τοποθετείται μεταξύ ασθενή και film (σε επαφή) και μετατρέπει την ενέργεια των φωτονίων που προσπίπτουν σε αυτή σε ορατό φως με το φαινόμενο του φθορισμού.

Το ορατό φως προσπίπτει στο film και μέσω φωτοχημικών αντιδράσεων σχηματίζεται η «λανθάνουσα» εικόνα (με τον όρο αυτό εννοούμε ότι η εικόνα δεν φαίνεται αποτυπωμένη στο film όμως η πληροφορία της έχει καταγραφεί σε αυτό).

Για λόγους μηχανικής αντοχής και φωτοστεγανότητας, το film και η ενισχυτική πινακίδα τοποθετούνται μέσα σε ειδική κασέτα.

# Ενισχυτική πινακίδα

125 mAs



7 mAs

Χωρίς εν. πινακίδα

Με εν. πινακίδα

Οι εικόνες ελήφθησαν με τα ίδια kV

Στην (β) περίπτωση η δόση στον ασθενή είναι 18 φορές μικρότερη

# Εμφάνιση

Η εμφάνιση του ακτινολογικού film είναι αντίστοιχη αυτής του φωτογραφικού.

Με χημικές διαδικασίες η λανθάνουσα εικόνα μετατρέπεται σε ορατή.

Οι περιοχές του film που ακτινοβολήθηκαν έχουν μαύρο χρώμα ενώ αυτές που δεν ακτινοβολήθηκαν λευκό.

## Προσοχή

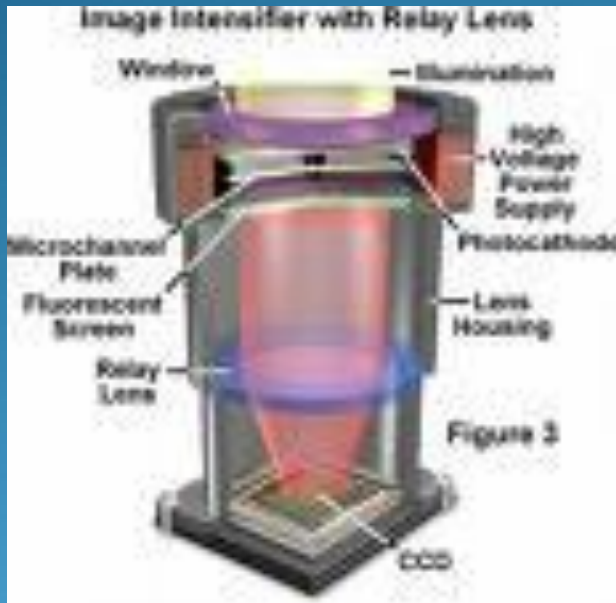
Τα στοιχεία λειτουργίας του εμφανιστηρίου (θερμοκρασία, pH) πρέπει να είναι αυτά που ορίζει ο κατασκευαστής και οι κύλινδροι να διατηρούνται πάντα καθαροί.





# Ακτινοσκόπηση

Στην ακτινοσκόπηση λαμβάνουμε την εικόνα σε οθόνη tv με τη βοήθεια του ενισχυτή εικόνας. Το ακτινοσκοπικό μηχάνημα είναι ίδιο με το κλασικό ακτινολογικό.



Ο ενισχυτής εικόνας μετατρέπει την ακτινολογική εικόνα σε εικόνα video

# ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ



Η ακτινοσκόπηση προσφέρει τη δυνατότητα παρατήρησης της κίνησης των οργάνων σε πραγματικό χρόνο και καθιστά δυνατή τη μελέτη δυναμικών λειτουργιών.

Η χρήση του ενισχυτή εικόνας προσφέρει τη δυνατότητα **μεγέθυνσης** των περιοχών ενδιαφέροντος.

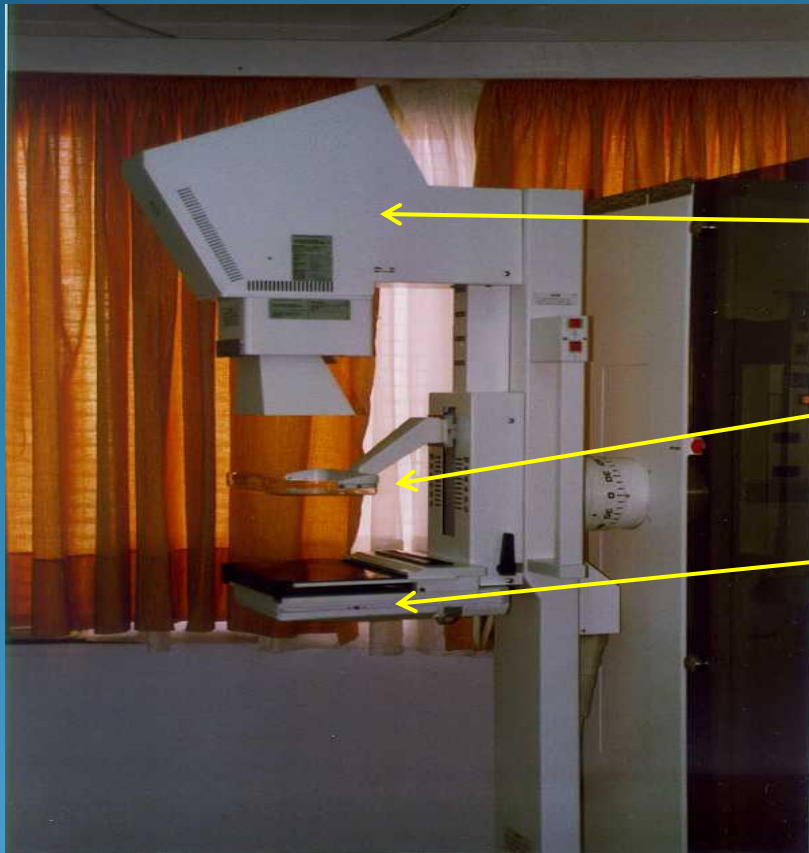
# Αυτόματος έλεγχος φωτεινότητας

Ειδικό ηλεκτρονικό κύκλωμα που ελέγχει τη φωτεινότητα της εικόνας στην οθόνη.

Λειτουργεί ανάλογα με το πάχος και την ανατομία της εξεταζόμενης περιοχής.

Μεταβάλλει αυτόματα τα **kV** ή/και τα **mAs** ώστε να επιτύχει συγκεκριμένη τιμή φωτεινότητας.

# Μαστογράφος



Λυχνία παραγωγής  
ακτίνων-Χ

Πίεστρο μαστού

Θήκη κασέτας

# Μαστογράφος

Άνοδος: Mo (μολυβδαίνιο) ή Rh (ρόδιο)

kV: 25-35 (χαμηλή ενέργεια – φωτοηλεκτρικό φαινόμενο)

Φίλτρα : Mo και Rh

Οι συνδυασμοί **ανόδου-φίλτρου** συμβολίζονται **Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh** και επηρεάζουν το φάσμα της δέσμης ακτίνων-X που εκπέμπεται.

Ανάλογα το **πάχος** και την **πυκνότητα** του μαστού επιλέγεται ο κατάλληλος συνδυασμός **ανόδου-φίλτρου**.

Mo/Mo	—————>	μέσος μαστός
Mo/Rh	—————>	πυκνός-παχύς μαστός
Rh/Rh	—————>	αρκετά πυκνός-παχύς μαστός

# Μαστογράφος

## Σύστημα αυτόματου ελέγχου έκθεσης (AEC)

Ρυθμίζει αυτόματα τα mAs (ή και τα kV) ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή τιμή αμαύρωσης στο film.

### Προσφέρει:

Σταθερή ποιότητα εικόνας

Αποφυγή επανάληψης της εξέτασης λόγω λανθασμένων στοιχείων (kV, mAs)

Μειωμένη δόση στην ασθενή

## Εμφανιστήριο-κασέτες

Ιδιαίτερη προσοχή στην καθαριότητα των κυλίνδρων, των υγρών εμφάνισης και των κασετών.

Ακαθαρσίες στην επιφάνεια της κασέτας μπορεί να εμφανιστούν στο film σαν αποτιτανώσεις.

# Ψηφιακός Μαστογράφος

## 2 τεχνολογίες ψηφιακής απεικόνισης

### Έμμεση ψηφιοποίηση (CR) Ψηφιακή κασέτα

Ειδική διάταξη απορροφά την ορατή ακτινοβολία από την ενισχυτική πινακίδα . Η κασέτα τοποθετείται στον ψηφιοποιητή και η εικόνα ψηφιοποιείται.

Προβολή σε monitor  
/εκτύπωση

### Άμεση ψηφιοποίηση (DR)

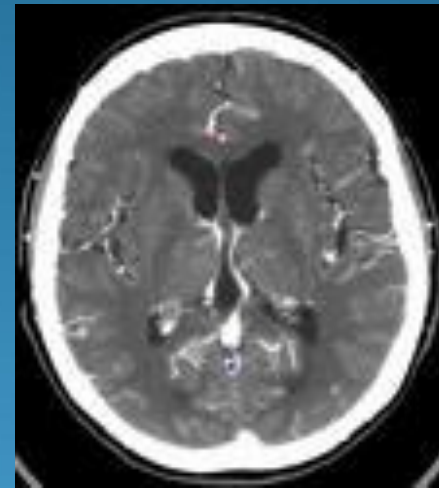
Δεν χρησιμοποιείται κασέτα.

Η ακτινοβολία ανιχνεύεται από μήτρα ημιαγωγών και η εικόνα ψηφιοποιείται άμεσα.

**Η ψηφιακή μαστογραφία προσφέρει καλή διακριτική ικανότητα, ανεξαρτησία από συνθήκες εμφάνισης-εμφανιστήριο-υγρά**



# Αξονική τομογραφία (CT)

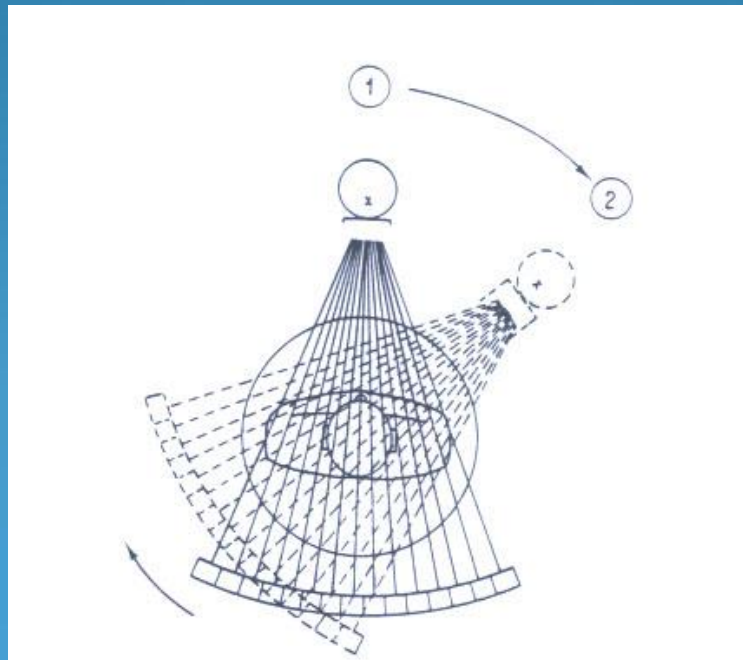


Η λειτουργία του CT βασίζεται στη μέτρηση των συντελεστών εξασθένισης ( $\mu$ ) των ιστών που διαπερνά η ακτινοβολία.

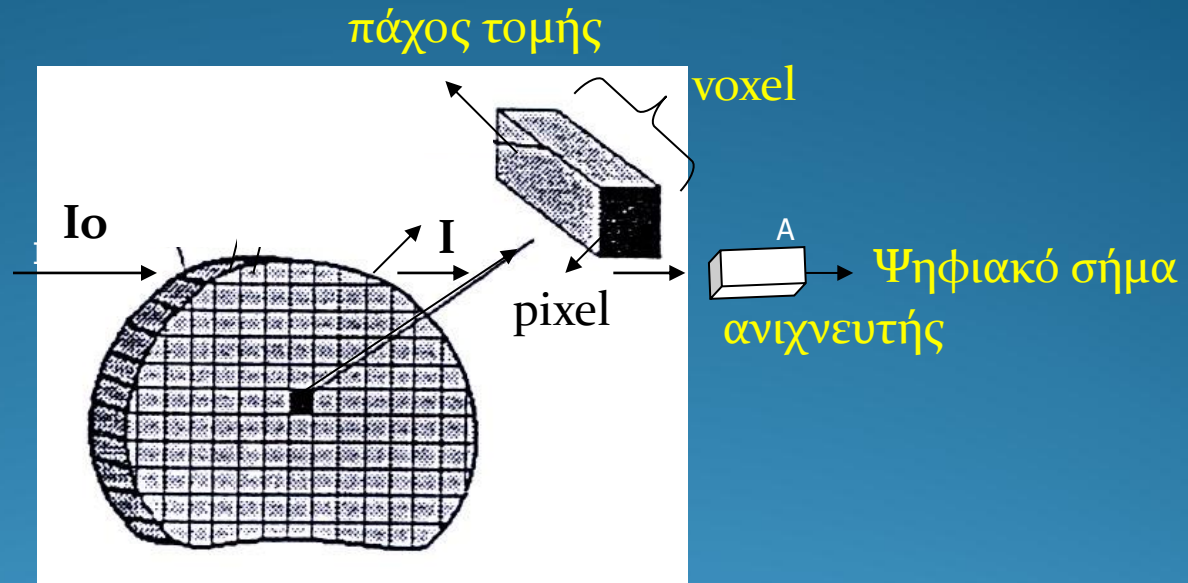
Η εικόνα σχηματίζεται από μαθηματική επεξεργασία σε υπολογιστές.

# Αξονική τομογραφία (CT)

- Η λυχνία διαγράφοντας κύκλους εκπέμπει δέσμη ακτίνων-X η οποία αλληλεπιδρά με τον ασθενή
- Η εξερχόμενη από το σώμα του ασθενή ακτινοβολία, φιλτράρεται (θυμηθείτε το bucky στα ακτινολογικά) και ανιχνεύεται από ειδικούς ανιχνευτές



# Αξονική τομογραφία (CT)



Η τομή χωρίζεται σε πλήθος ίσων **voxels**.

Το πάχος του voxel είναι το **πάχος της τομής**.

Η ακτινοβολία εισέρχεται στο σώμα με ένταση  **$I_0$**  και εξέρχεται με ένταση  **$I$** .

Από τη σχέση  $I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$  υπολογίζεται η τιμή του  **$\mu$**  για κάθε **voxel**.

# Αξονική τομογραφία (CT)

## Αριθμοί CT (ή HU)

Αφού βρεθεί ο συντελεστής εξασθένισης  $\mu$  για όλα τα voxel, υπολογίζεται ο αριθμός CT από τη σχέση:

$$\text{Αριθμός CT} = 1000 \frac{\mu_{\text{voxel}} - \mu_{\text{νερού}}}{\mu_{\text{νερού}}}$$

Αν το **voxel** περιέχει :

**νερό** τότε ο αριθμός CT του θα είναι **0**.

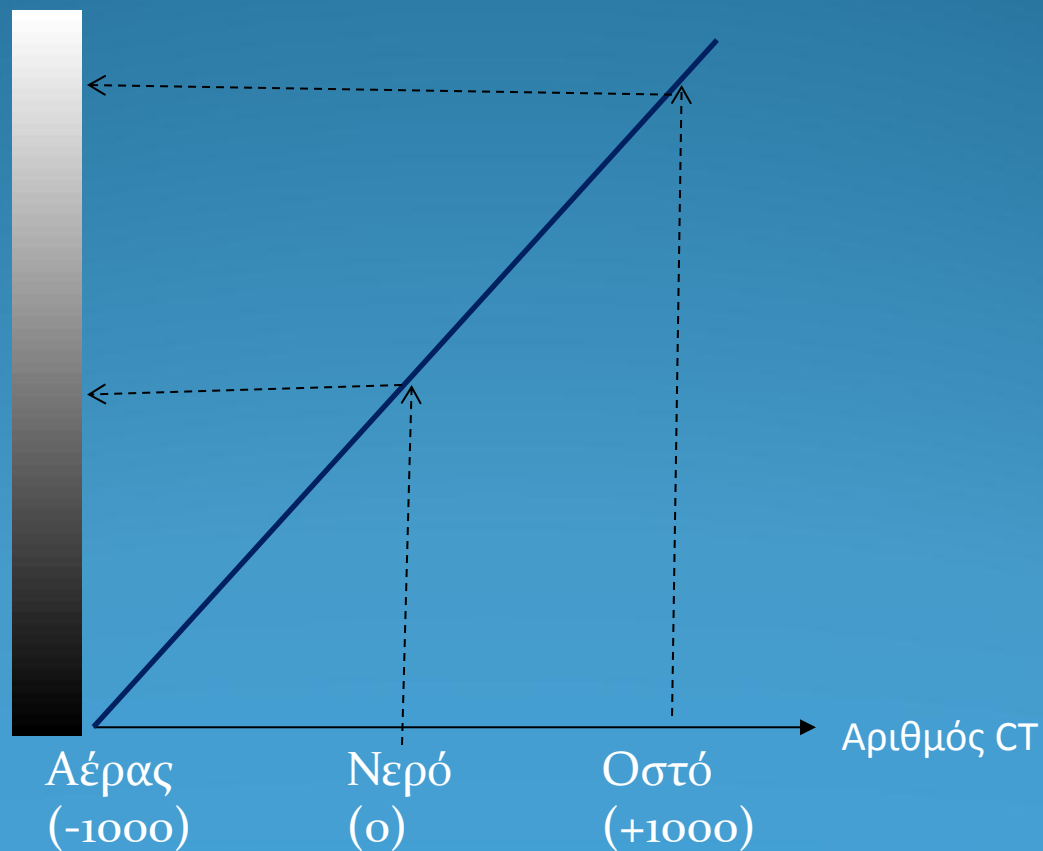
**αέρα** τότε ο αριθμός CT του θα είναι **-1000** (διότι  $\mu_{\text{αέρα}}=0$ ).

**οστό** τότε ο αριθμός CT του θα είναι **+1000** (διότι  $\mu_{\text{οστό}}=2 \mu_{\text{νερό}}$ )

# Αξονική τομογραφία (CT)

## Σχηματισμός εικόνας

Σε κάθε αριθμό CT αντιστοιχίζεται μια διαβάθμιση του γκρι



# Αξονική τομογραφία (CT)

## Δυνατότητα λήψης



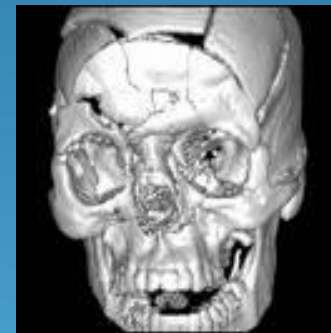
Αξονικών τομών



Στεφανιαίων τομών



Οβελιαίων τομών



3D

# Αξονική τομογραφία (CT)

Παλαιά τεχνολογία



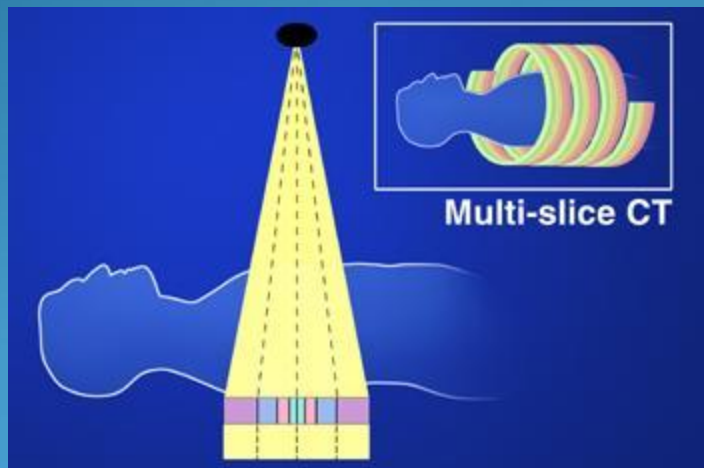
1 τομή σε κάθε περιστροφή της λυχνίας

Σύγχρονη τεχνολογία



πολλαπλές τομές σε κάθε περιστροφή της λυχνίας

## MULTISLICE CT



Η διάταξη των ανιχνευτών επιτρέπει τη λήψη πολλαπλών διαδοχικών τομών με διάφορα πάχη τομής.

Μικρός χρόνος εξέτασης, τομές ιδιαίτερα μικρού πάχους.



# Ψηφιακός αγγειογράφος



Ακτινοσκοπικό σύστημα με αναβαθμισμένες δυνατότητες

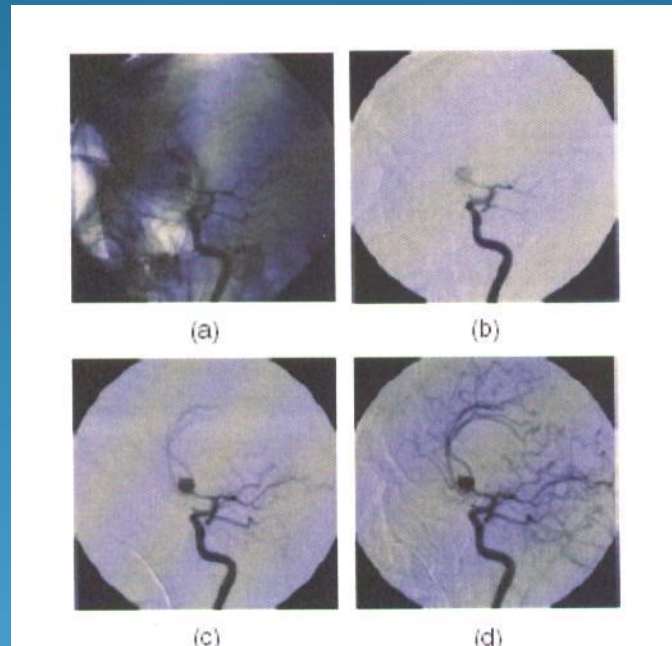
Παλμική ακτινοσκόπηση (παλμοί ακτινοβολίας / sec)

Καταγραφή cine (εικόνες / sec)

Ψηφιακή αφαίρεση υποβάθρου (DSA)

# Ψηφιακός αγγειογράφος

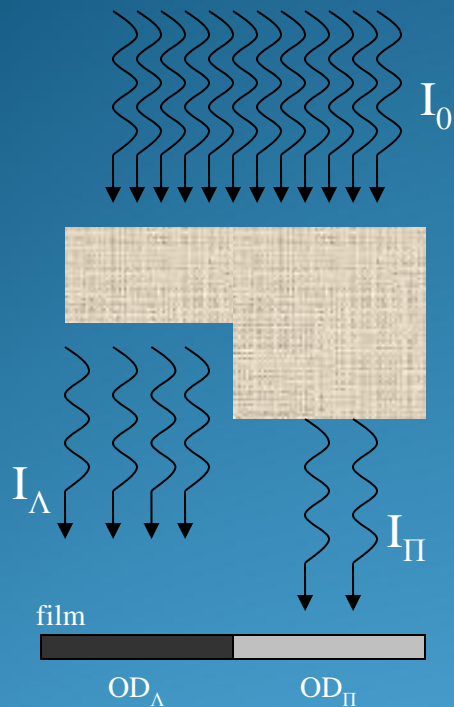
## Ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία DSA



1. Λήψη εικόνας πριν τη χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας στο αγγείο
2. Λήψη εικόνας μετά τη χορήγηση
3. Ψηφιακή αφαίρεση της εικόνας (1) από την εικόνα (2) προσφέρει μόνο την εικόνα του αγγείου

# Ποιότητα ιατρικής εικόνας

## 1. Αντίθεση θέματος



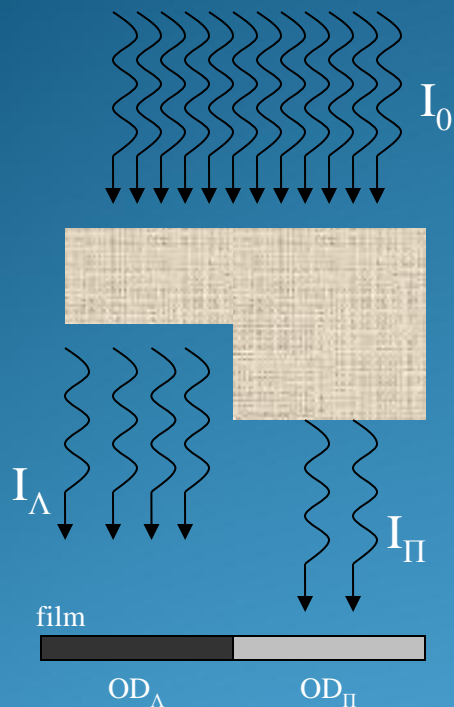
$$C_s = (I_A - I_B) / I_A$$

Εξάρτηση:

- Διαφορά πάχους
- Διαφορά πυκνότητας
- Διαφορά ατομικού αριθμού
- Ενέργεια ακτίνων-Χ
- Σκιαγραφικά υγρά

# Ποιότητα ιατρικής εικόνας

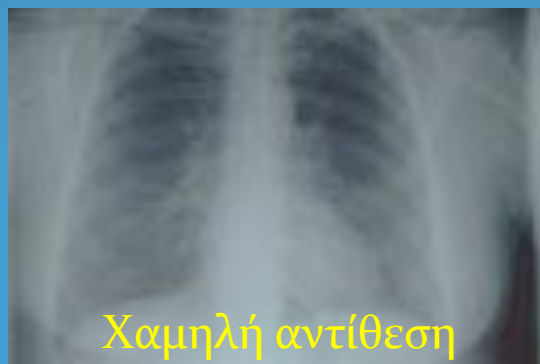
## 2. Αντίθεση εικόνας



$$C_i = OD_A - OD_B$$

Εξάρτηση:

- Από ότι επηρεάζεται η αντίθεση θέματος
- Από το σύστημα εν. πινακίδα-film



# Ποιότητα ιατρικής εικόνας

## 3. Ασάφεια

Η αδυναμία της μεθόδου να απεικονίσει αυστηρά το περίγραμμα ή τα όρια του αντικειμένου.

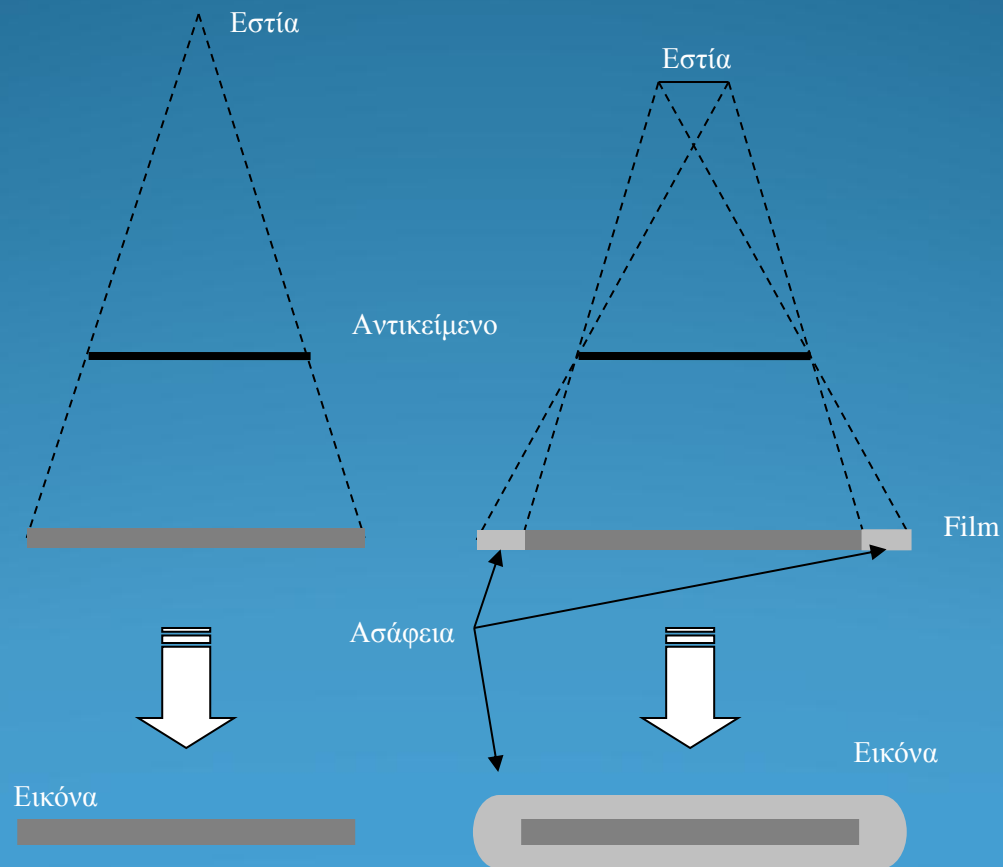
Εξαρτάται:

- Μέγεθος εστίας
- Κίνηση του αντικειμένου
- Γεωμετρικά χαρακτηριστικά αντικειμένου
- Ενισχυτική πινακίδα

# Ποιότητα ιατρικής εικόνας

## 3. Ασάφεια

Η εστία δεν είναι σημειακή



# Ποιότητα ιατρικής εικόνας

## 4. Θόρυβος δομής

Η παρουσία ανατομικών δομών στην εικόνα οι οποίες δεν συνεισφέρουν στη διάγνωση.



Η προβολή των οστών του θώρακα εμποδίζει την πλήρη απεικόνιση των πνευμόνων.



Η προβολή των οστών της σπ. στήλης και της λεκάνης επικαλύπτει δομές σε μια α/γ άνω-κάτω κοιλίας



# Ποιότητα ιατρικής εικόνας

## 4. Κβαντικός θόρυβος

Θόρυβος στατιστικού χαρακτήρα.

Για να σχηματιστεί αποδεκτή ακτινολογική εικόνα απαιτείται ένα ελάχιστο πλήθος φωτονίων .

Αν το πλήθος είναι μικρότερο τότε η εικόνα θα εμφανίζεται «κοκκώδεις»

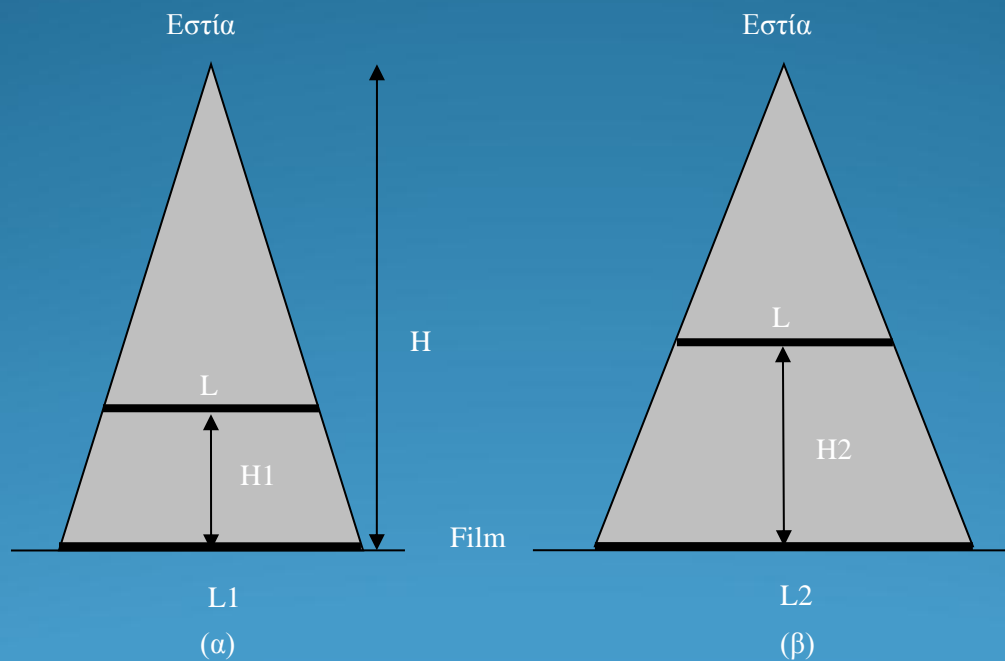


Ο κβαντικός θόρυβος μειώνεται με αύξηση των mAs (αυξάνονται τα φωτόνια που συμμετέχουν στη δημιουργία της εικόνας)

# Ποιότητα ιατρικής εικόνας

## 5. Γεωμετρία της απεικόνισης

- Μεγέθυνση



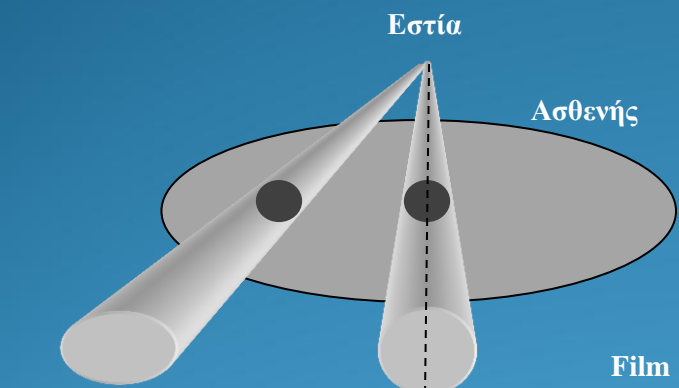
Η μεγέθυνση αυξάνεται όσο απομακρύνεται το αντικείμενο από το film.

**Συντελεστής μεγέθυνσης: μήκος ειδώλου / μήκος αντικειμένου**

# Ποιότητα ιατρικής εικόνας

## 5. Γεωμετρία της απεικόνισης

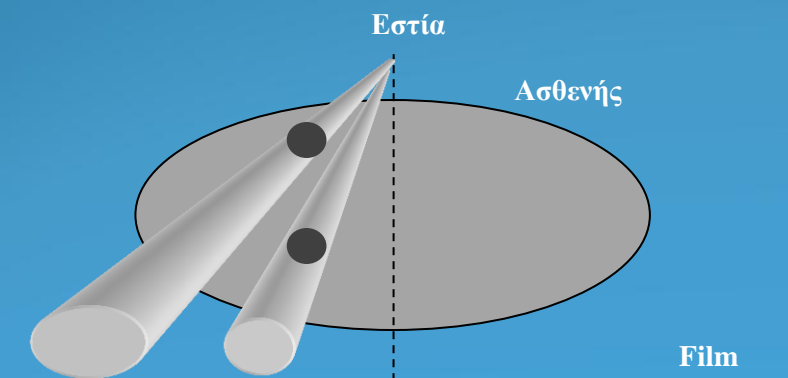
- Παραμόρφωση σχήματος  
Οφείλεται στην ανομοιόμορφη μεγέθυνση των δομών που απεικονίζονται



### Παραμόρφωση σχήματος

Τα δυο αντικείμενα είναι κυκλικά.  
Το αντικείμενο που βρίσκεται στον άξονα της δέσμης απεικονίζεται κυκλικό.

Το άλλο απεικονίζεται ελλειψοειδές.



### Παραμόρφωση θέσης

Τα δυο αντικείμενα βρίσκονται το ένα κάτω από το άλλο.

Στην εικόνα απεικονίζονται το ένα δίπλα στο άλλο.