

ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΕΣ ΕΠΕΜΒΑΣΕΙΣ

*ΣΠΥΡΟΣ ΚΟΥΛΟΥΡΗΣ, FESC
Α΄ ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ
ΓΝΑ «Ο ΕΥΑΓΓΕΛΙΣΜΟΣ»*

Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923)

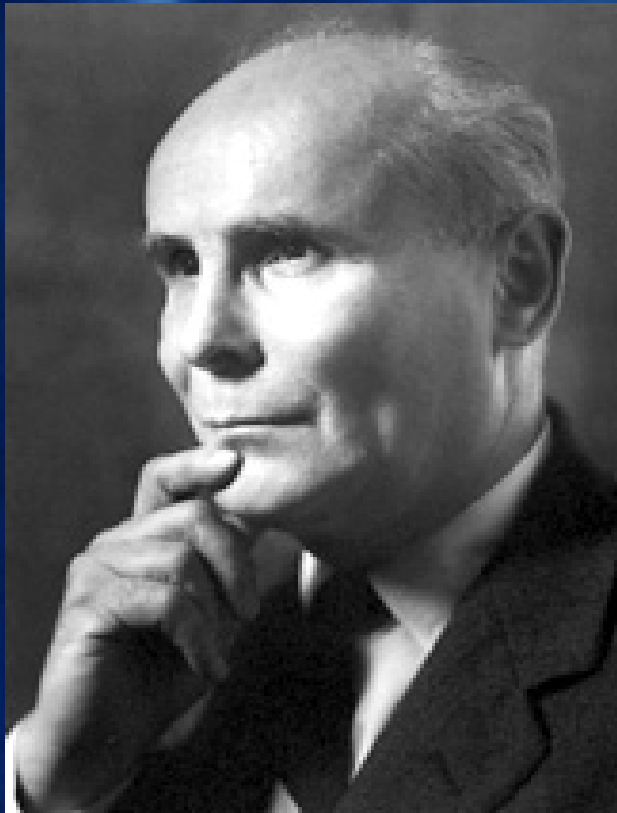
First Nobel Prize in Physics (1901)



Werner Forßmann – 1956 Nobelpreis für Physiologie und Medizin



The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1956



André Frédéric Cournand

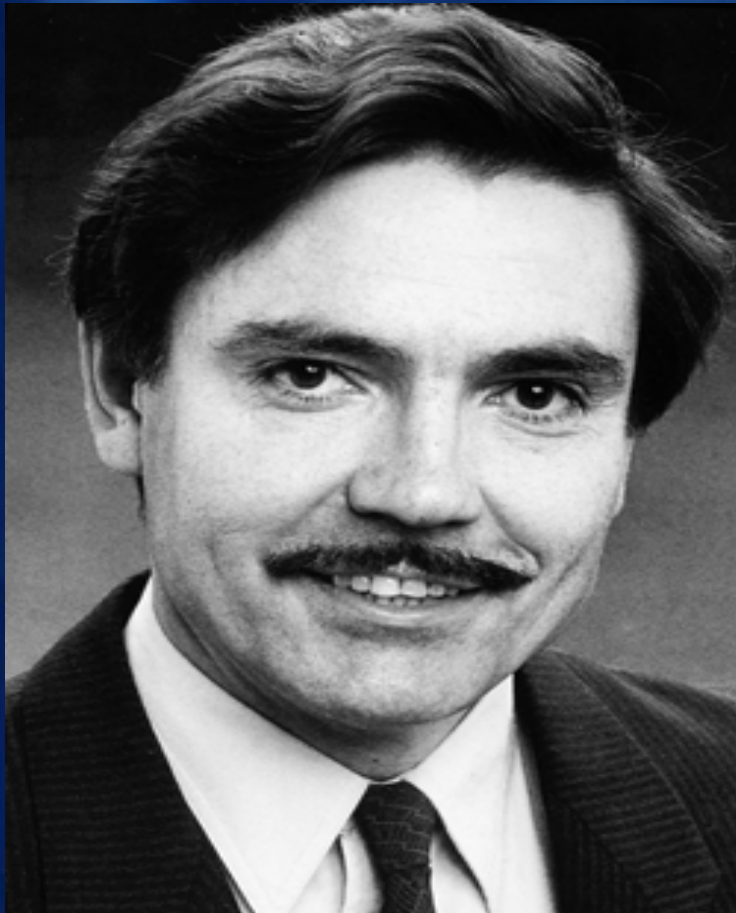


Werner Forssmann

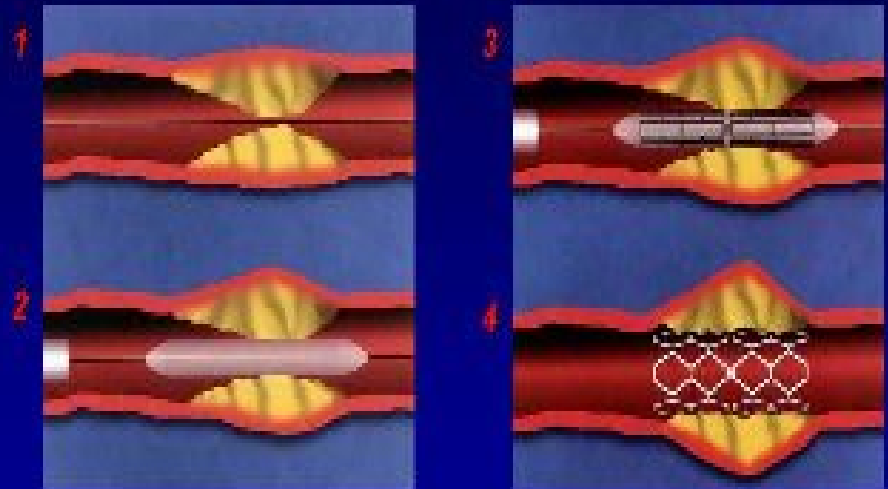


Dickinson W. Richards

Prof. Dr. Andreas Roland Grüntzig



Angioplasty (PTCA), followed by
stenting of coronary stenosis



1-guide wire inserted
2-PTCA of lesion

3-stent inserted
4-stent deployed



**“ CARDIAC & VASCULAR CATHETERIZATION
LABORATORY ”**

ΣΚΟΠΟΣ ΕΝΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΩΝ ΕΠΕΜΒΑΣΕΩΝ

- Η παραγωγή, καταγραφή και αποθήκευση ακτινολογικών εικόνων κατά τη διάρκεια διαγνωστικών και θεραπευτικών ενδοαγγειακών επεμβάσεων
- Οι εικόνες αυτές θα πρέπει να είναι άμεσα διαθέσιμες τόσο σε πραγματικό χρόνο όσο και σε οποιαδήποτε στιγμή στο μέλλον ζητηθούν από τον επεμβατικό γιατρό



ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΩΝ ΕΠΕΜΒΑΣΕΩΝ

- Σύγχρονο σύστημα απεικόνισης
- Σύστημα καταγραφής ζωτικών σημείων (monitor)
- Συστήματα καρδιοαναπνευστικής αναζωογόνησης
- *Κεντρική παροχή οξυγόνου*
- *Κεντρική αναρρόφηση*
- *Φορητούς εξωτερικούς απινιδωτές (τουλάχιστον 2)*
- *Προσωρινούς βηματοδότες (τουλάχιστον 2)*
- *Ενδοτραχειακούς σωλήνες καιambu*
- Ενδοαρτική αντλία (IABP)
- Ποικιλία καθετήρων και λοιπών αναλώσιμων υλικών
- Φάρμακα
- Επικουρικά συστήματα απεικόνισης (IVUS, OCT)



ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ: Η «ΚΑΡΔΙΑ» ΤΟΥ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΟΥ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟΥ



ΟΙ ΒΑΣΙΚΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΕΣ ΕΝΟΣ ΚΙΝΗΜΑΤΟ-ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

- Η παραγωγή δέσμης ακτίνων – Χ κατάλληλης ποιότητας και έντασης

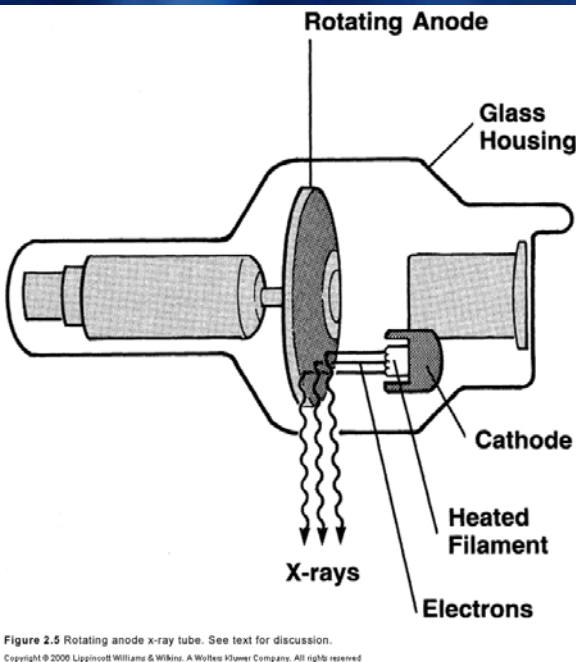
Η προβολή της δέσμης υπό κατάλληλη γωνία διαμέσου του ασθενούς

Η ανίχνευση της δέσμης μετά την τροποποίηση που έχει υποστεί αφού έχει διαπεράσει τον ασθενή



- Η μετατροπή της τροποποιημένης δέσμης των ακτίνων – Χ σε εικόνα

ΟΙ ΑΚΤΙΝΕΣ - Χ



- Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με:
- *Βραχύ μήκος κύματος*
- *Υψηλή συχνότητα*
- Παράγονται όταν υψηλής ενέργειας ηλεκτρόνια επιβραδύνονται «χτυπώντας» πάνω σε έναν μεταλλικό στόχο
- Τα φωτόνια που προκύπτουν έχουν ενέργεια 70 -120 KeV

Η ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

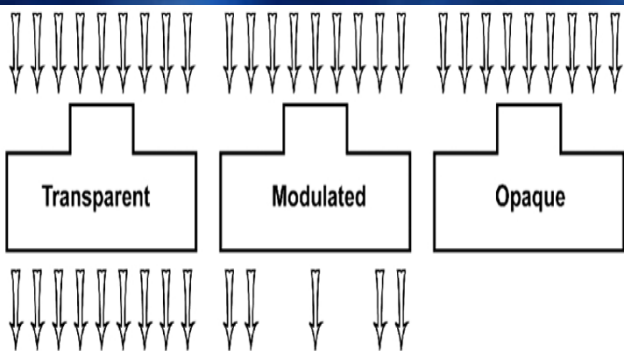
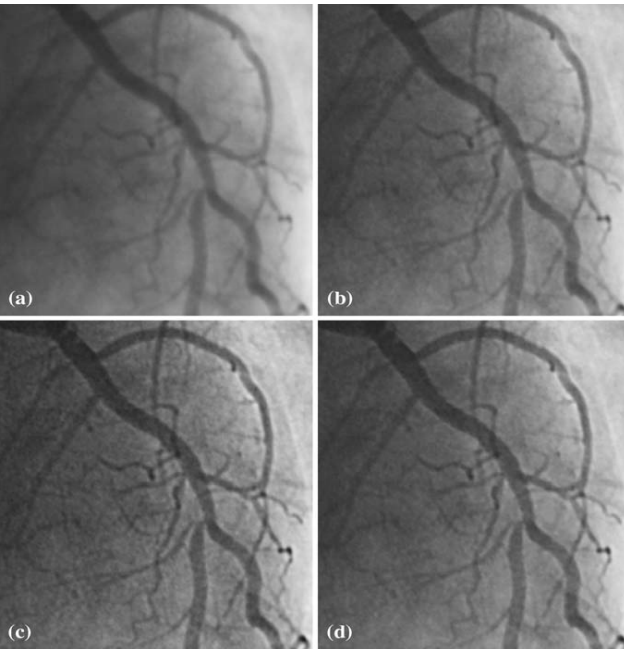


Figure 2.2 Beam modulation. Total transmission of the x-ray beam produces a uniform signal. Total attenuation produces a silhouette. Image formation requires attenuation of a portion of the x-ray beam. Thus patient dose is unavoidable (see reference 5).

Copyright © 2006 Lippincott Williams & Wilkins. A Wolters Kluwer Company. All rights reserved



Απαιτείται ικανή διαφορά στο βαθμό απορρόφησης της δέσμης των ακτίνων –Χ μεταξύ των δομών που θέλουμε να απεικονίσουμε και των περιβαλλόντων αυτές δομών

Η διαφορά αυτή επιτεύγεται με τη χρήση ιωδιούχων σκιαγραφικών

Η ανομοιόμορφη απορρόφηση της δέσμης και η εκ διασποράς (scattered) ακτινοβολία μειώνει το contrast της εικόνας («θόρυβος»)

Η αύξηση της έντασης της δέσμης και η μείωση του εύρους του πεδίου αυξάνουν το contrast της εικόνας (μειώνουν τον «θόρυβο») αλλά αυξάνουν τη δόση της ακτινοβολίας που προσλαμβάνει ο ασθενής και το περιβάλλον

Στα σύγχρονα συστήματα υπάρχει αυτόματη ρύθμιση των παραμέτρων αυτών ώστε να επιτυγχάνεται η βέλτιστη δυνατή ποιότητα εικόνας με την ελάχιστη δυνατή έκθεση στην ακτινοβολία

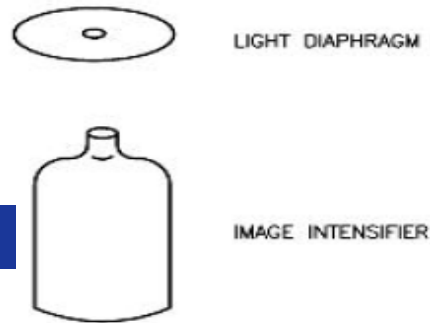
ΤΑ ΜΕΡΗ ΕΝΟΣ ΣΥΓΧΡΟΝΟΥ ΚΙΝΗΜΑΤΟ-ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ



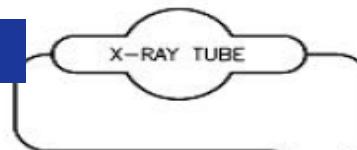
ΚΑΜΕΡΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ



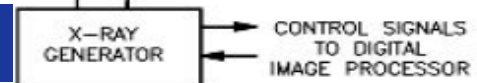
ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ



ΚΑΘΟΔΙΚΟΣ ΣΩΛΗΝΑΣ

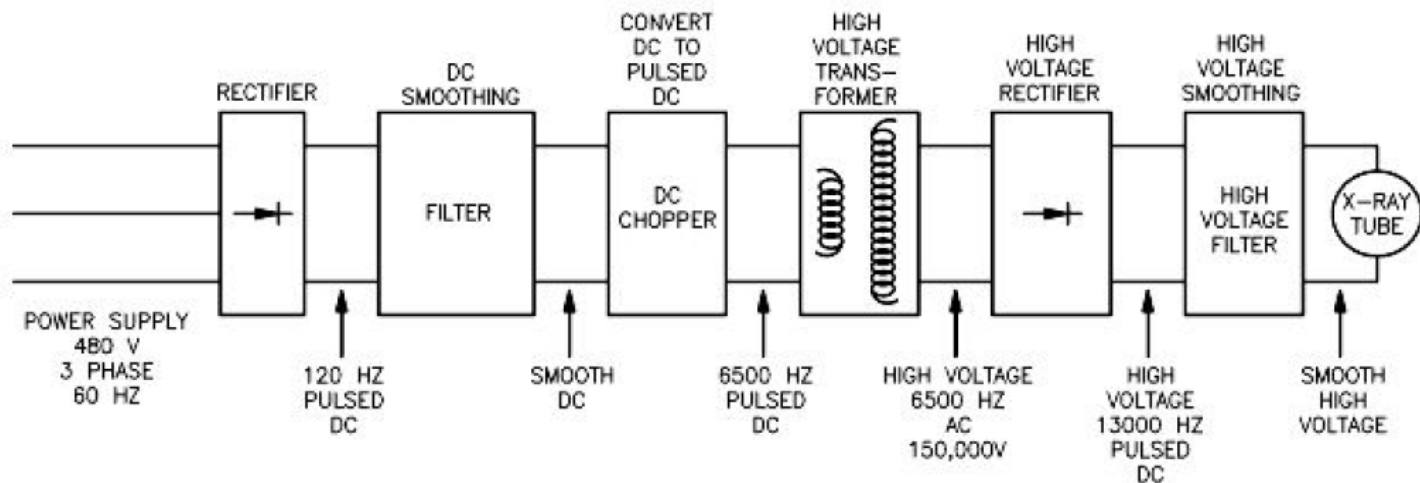


ΓΕΝΝΗΤΡΙΑ



Η ΓΕΝΗΤΡΙΑ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

outputs of 80 to 100 kW
at X-ray pulse rates of 30 pulses per second

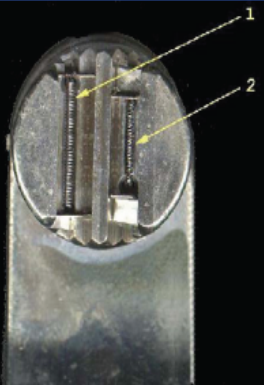


40-120 Kilovolts (Kvp)

Automatic Exposure Control (AEC): provides the optimal combination of: X-ray tube voltage, current, and exposure time

Ο ΚΑΘΟΔΙΚΟΣ ΣΩΛΗΝΑΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΑΚΤΙΝΩΝ - Χ

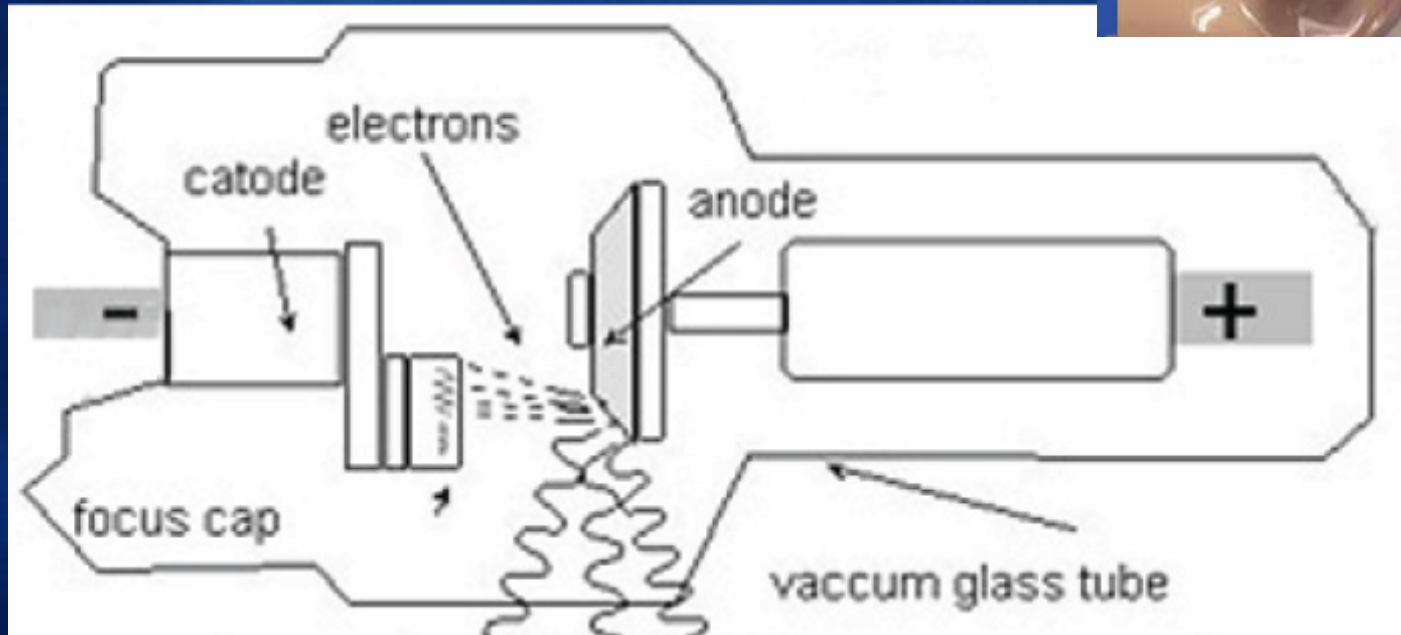
ΚΑΘΟΔΟΣ



1. Μεγάλη εστία
2. Μικρή εστία



ΑΝΟΔΟΣ



ΤΑ ΦΙΛΤΡΑ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

ALUMINUM FILTERS

COOPER FILTERS

LEAD SHUTTERS (COLLIMATORS)

Shutters are built in the system to adjust the field of view and to avoid showing white margins at the edges of the image that might interfere with the perception of image detail. Be aware that if the field of view is set too small, there is a risk to miss some of the anatomy.

ΣΥΣΤΗΜΑ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΥ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ
(COLLIMATOR)



WEDGE FILTERS

To prevent distracting highlights in the region of interest (lung tissue) that will affect image quality, wedge filters can be used.

Ο ΤΡΟΠΟΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

FLUOROSCOPY

ACQUISITION
(CINE)

(~15 > δόση /frame)

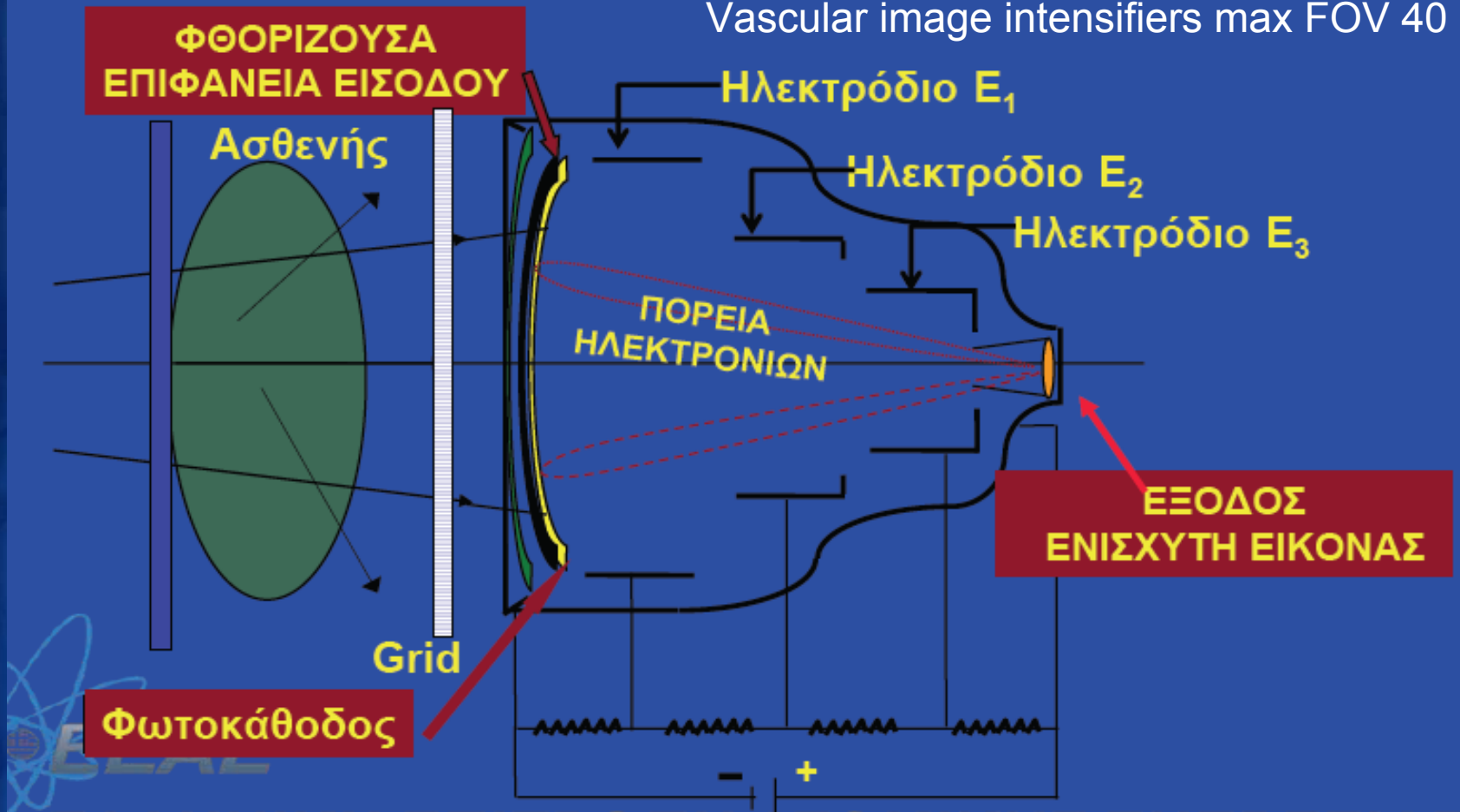
Ο ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ



Ο ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Cardiac image intensifiers max FOV 23-25 cm

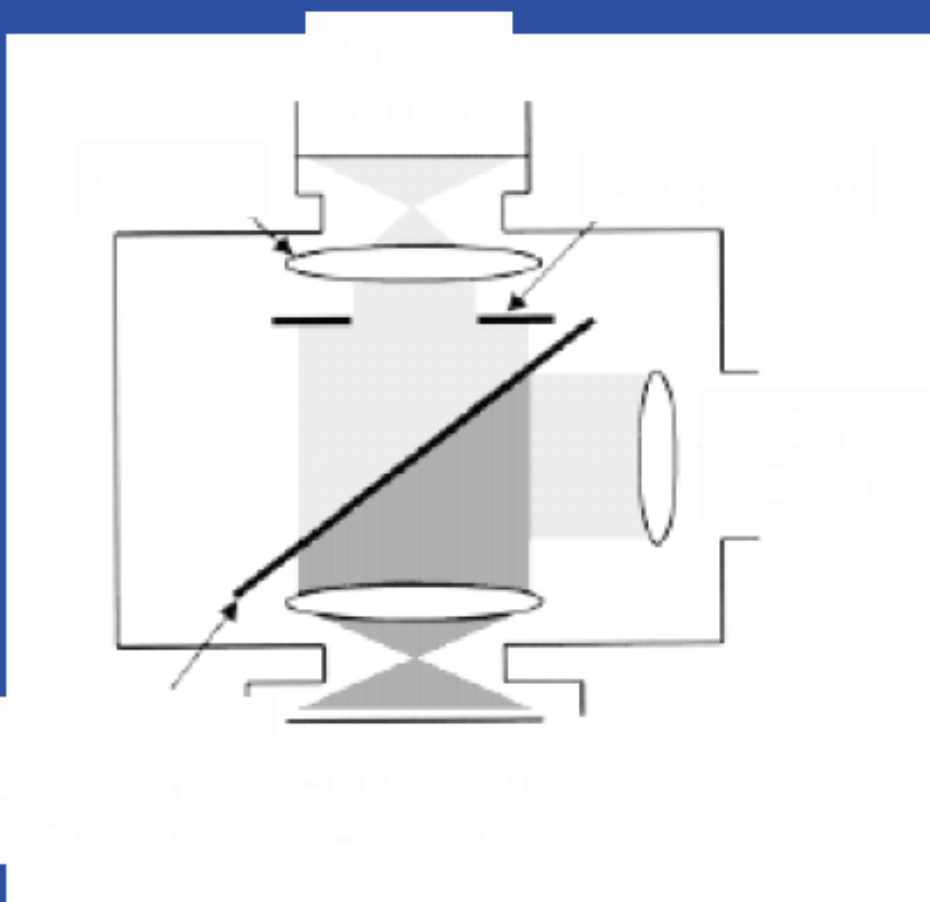
Vascular image intensifiers max FOV 40 cm



ΑΥΞΗΣΗ ΤΗΣ ΦΩΤΕΙΝΟΤΗΤΑΣ ΚΑΤΑ 100.000
ΦΟΡΕΣ

Ο ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

ΕΞΟΔΟΣ ΕΝΙΣΧΥΤΗ ΕΙΚΟΝΑΣ



Το ημιδιαπερατό κάτοπτρο διανέμει το οπτικό σήμα στην video camera και στην θύρα εξόδου.

Το σήμα από την video camera οδηγείται στην οθόνη.

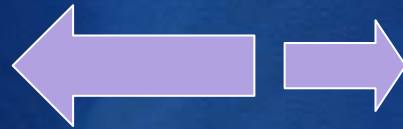
Το σήμα από την θύρα εξόδου μπορεί να οδηγηθεί σε:

- συσκευή spot film
- cine camera
- ADC (Analog to Digital Converter) για ψηφιακή αποθήκευση/επεξεργασία

Η ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ



Cine Camera



Flat-Panel X-Ray Detectors

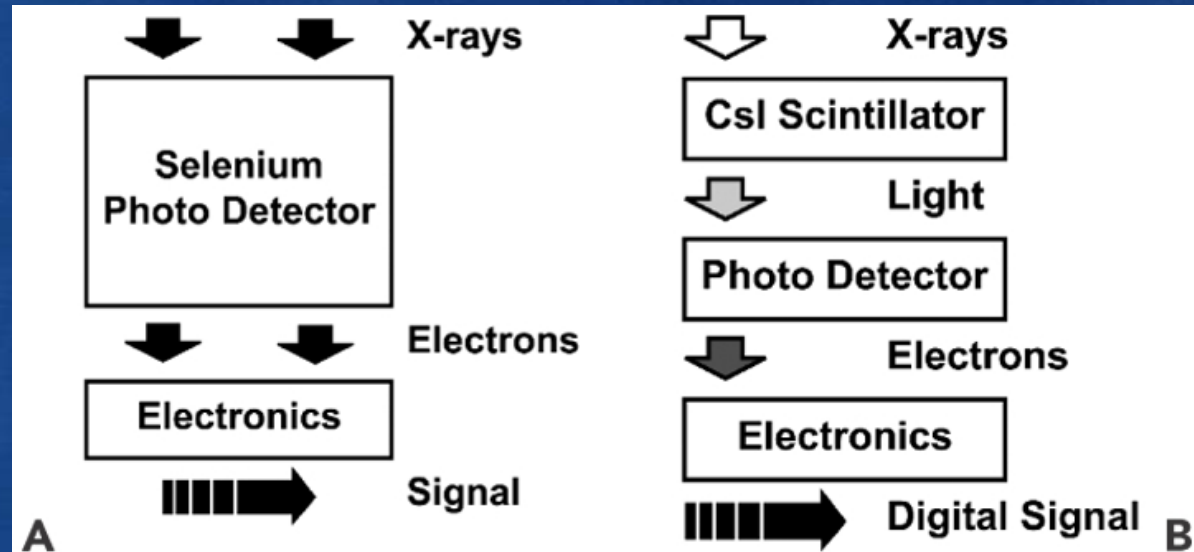
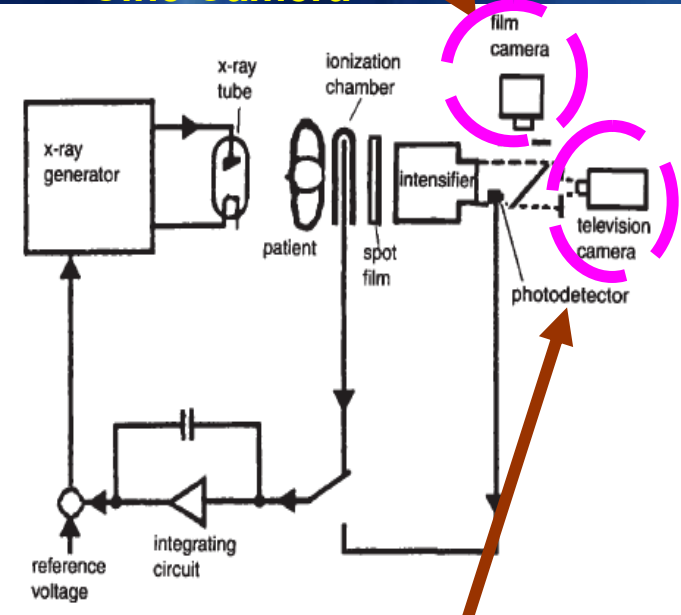


Figure 2.9 Indirect and direct digital (flat-panel) image receptors. The indirect (left) detector uses a CsI scintillator, virtually identical to that in an image intensifier, to convert the x-ray signal into light. A photodetector converts the light into an electron signal. This signal is then digitized. The direct detector (right) uses a selenium layer to directly convert the x-ray signal into an electrical charge distribution. This signal is then digitized.

Copyright © 2006 Lippincott Williams & Wilkins. A Wolters Kluwer Company. All rights reserved

**VIDEO CAMERA /
Solid-state charge-
coupled device (CCD)
television pickups**

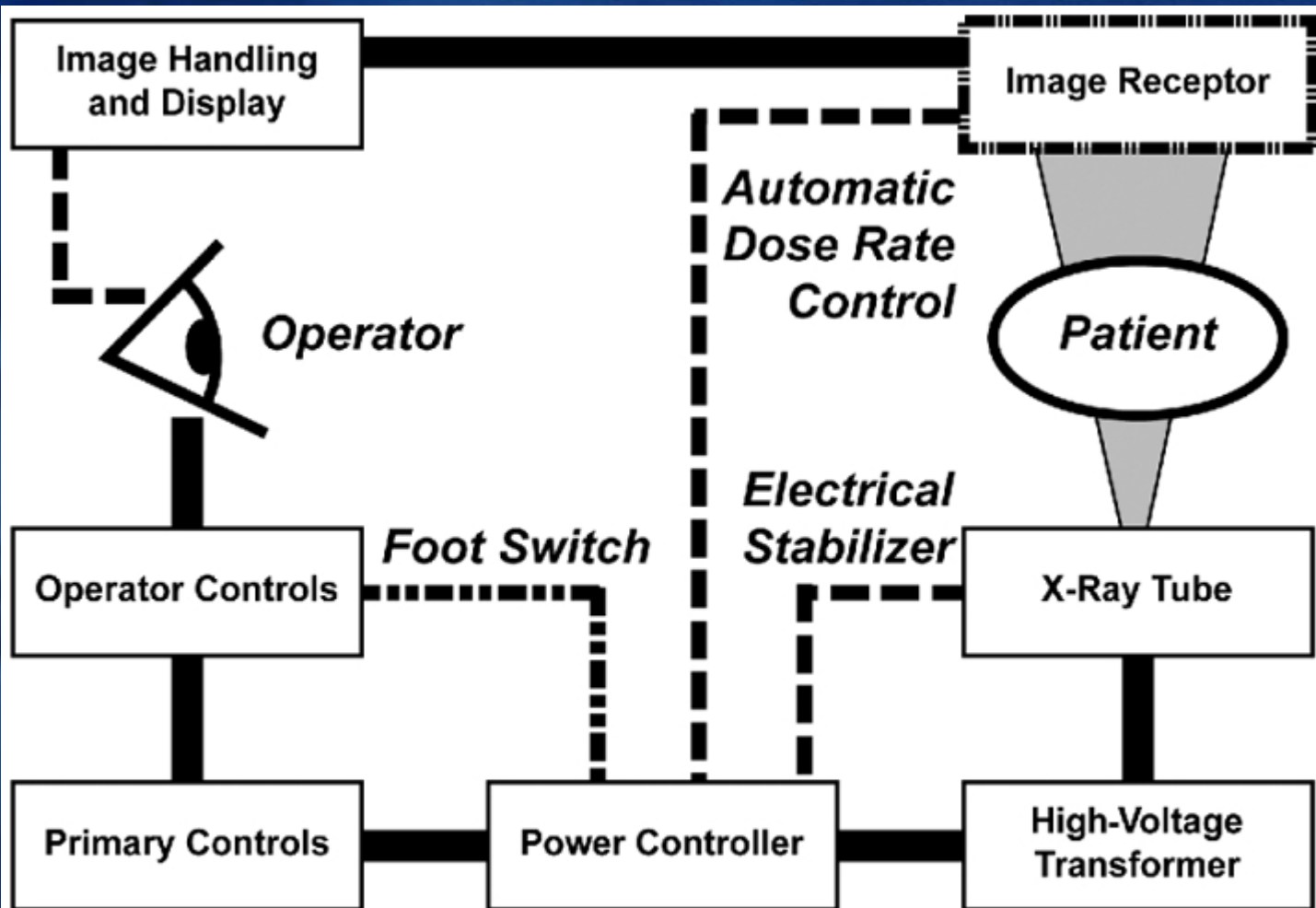
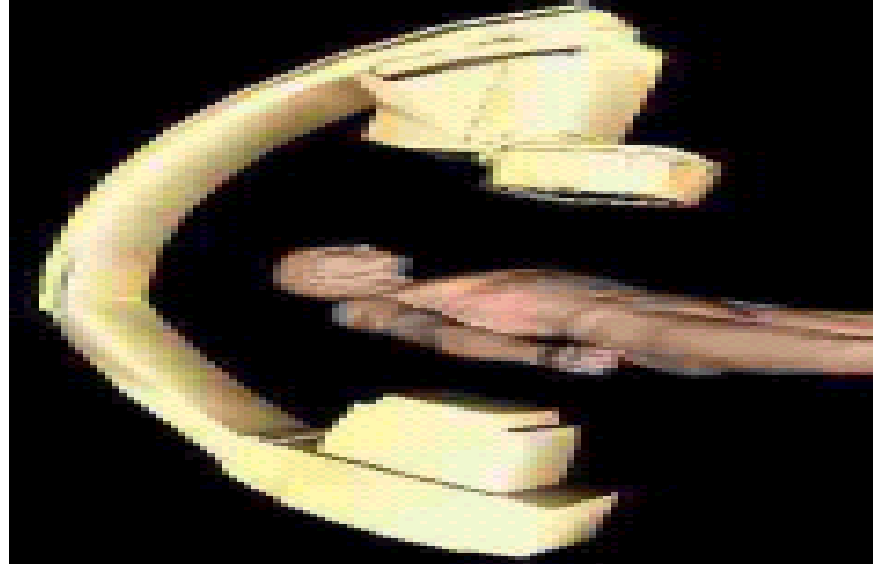
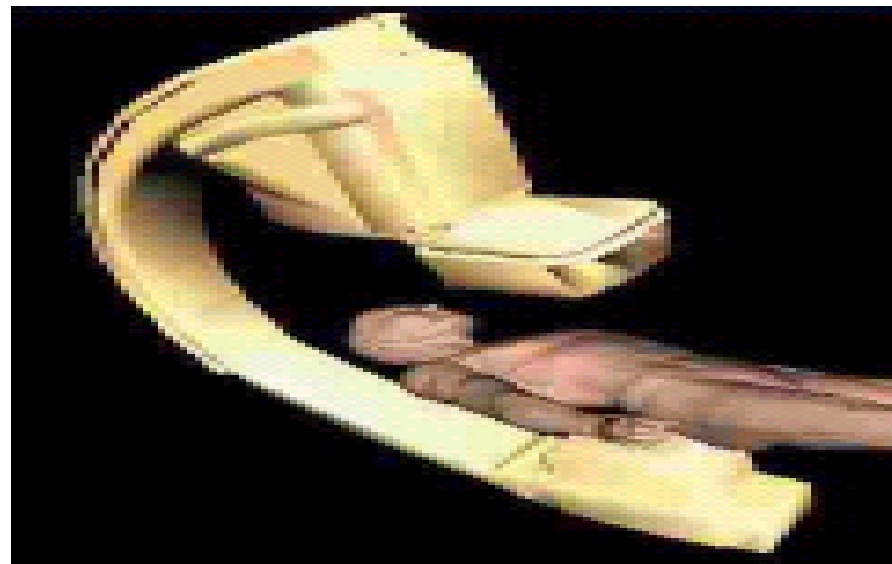


Figure 2.4 Generator and feedback schematic. Modern generators rely on a large number of feedback loops to manage radiation dose and stabilize image quality. The operator provides the final control loop by managing system resources.



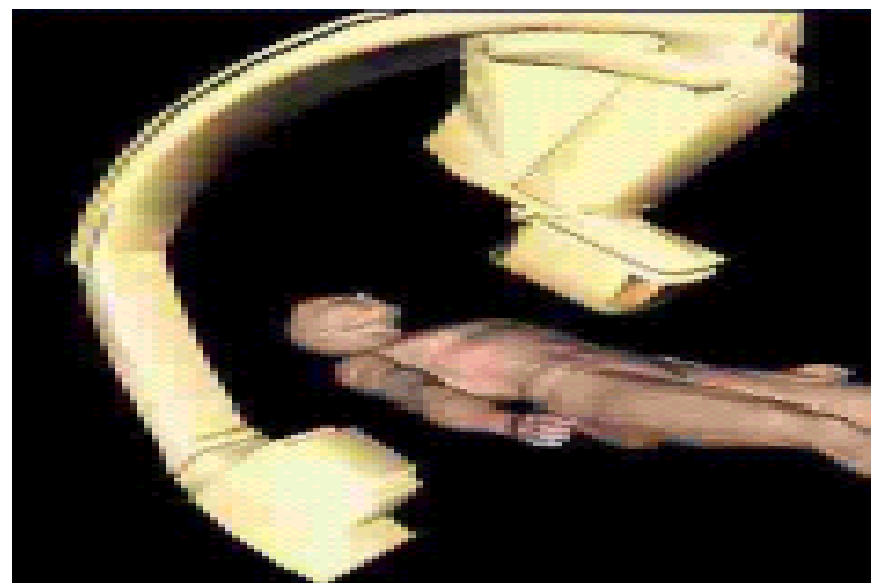
LAO rotation



RAO rotation



cranial angulation



caudal angulation

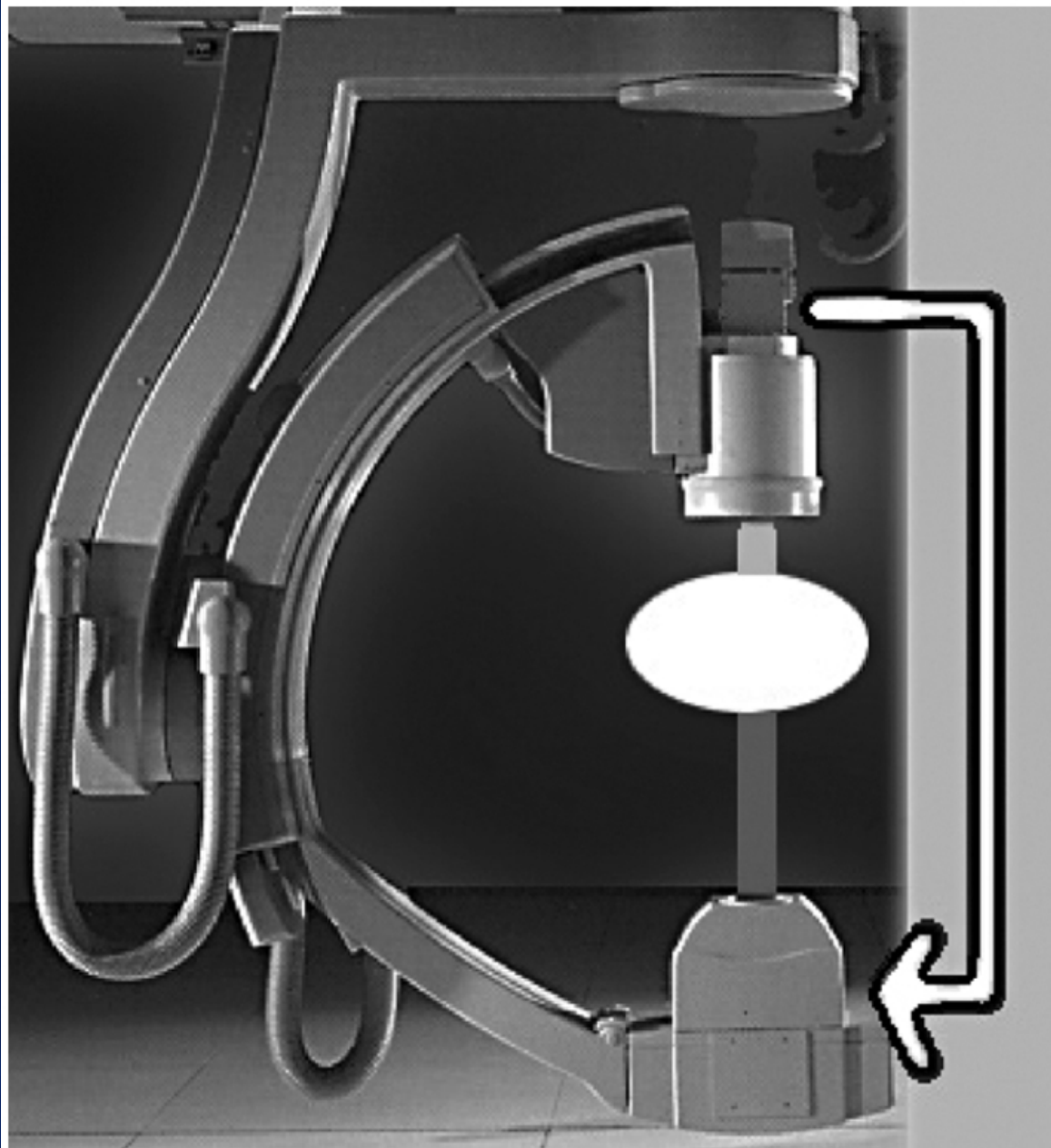
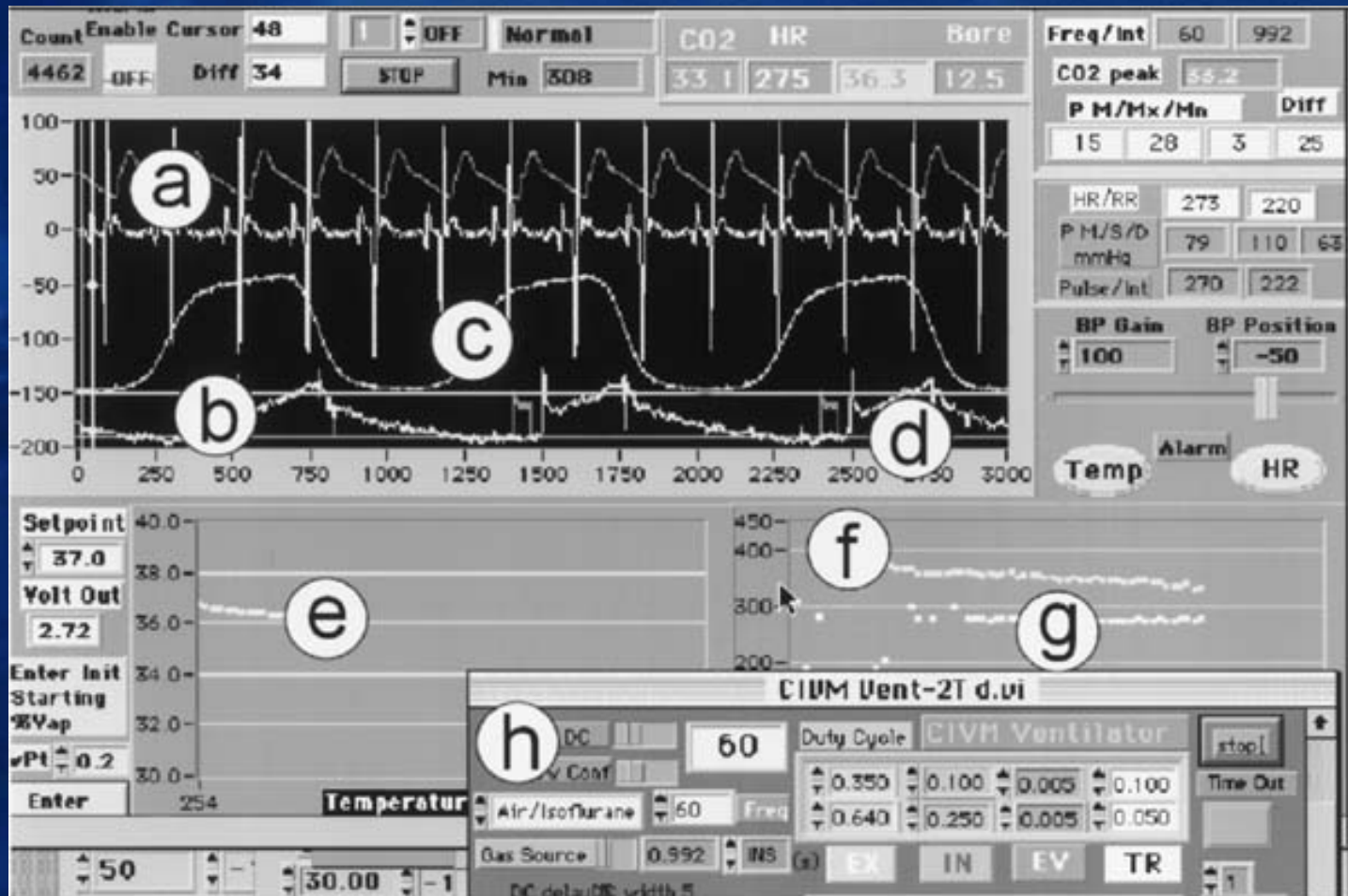


Figure 2.6 Patient size profoundly affects patient dose. Fluoroscopic systems continuously adjust x-ray output to account for differences in patient size and beam angulation. This is accomplished by using feedback circuits that maintain constant image receptor dose by adjusting the x-ray tube's electrical inputs. Skin dose will double for every 4- to 6-cm increase in path length through the patient. (Photo of gantry courtesy of Philips.)



PHYSIOLOGIC MONITORS



EKG, NIBP and SaO2 Monitor



Standard Table accessories

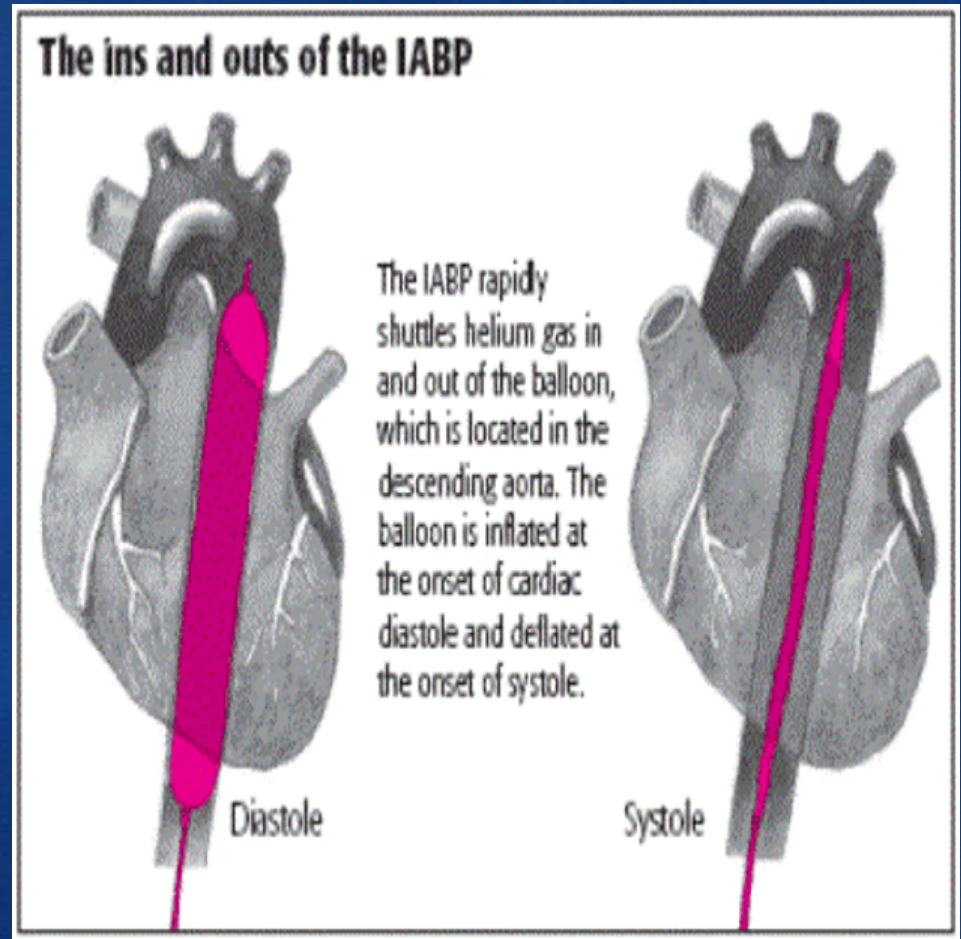
- *Armboards and extenders*
- *Overhead and table lead shielding*
- *Overhead surgical light*
- *The power injector*



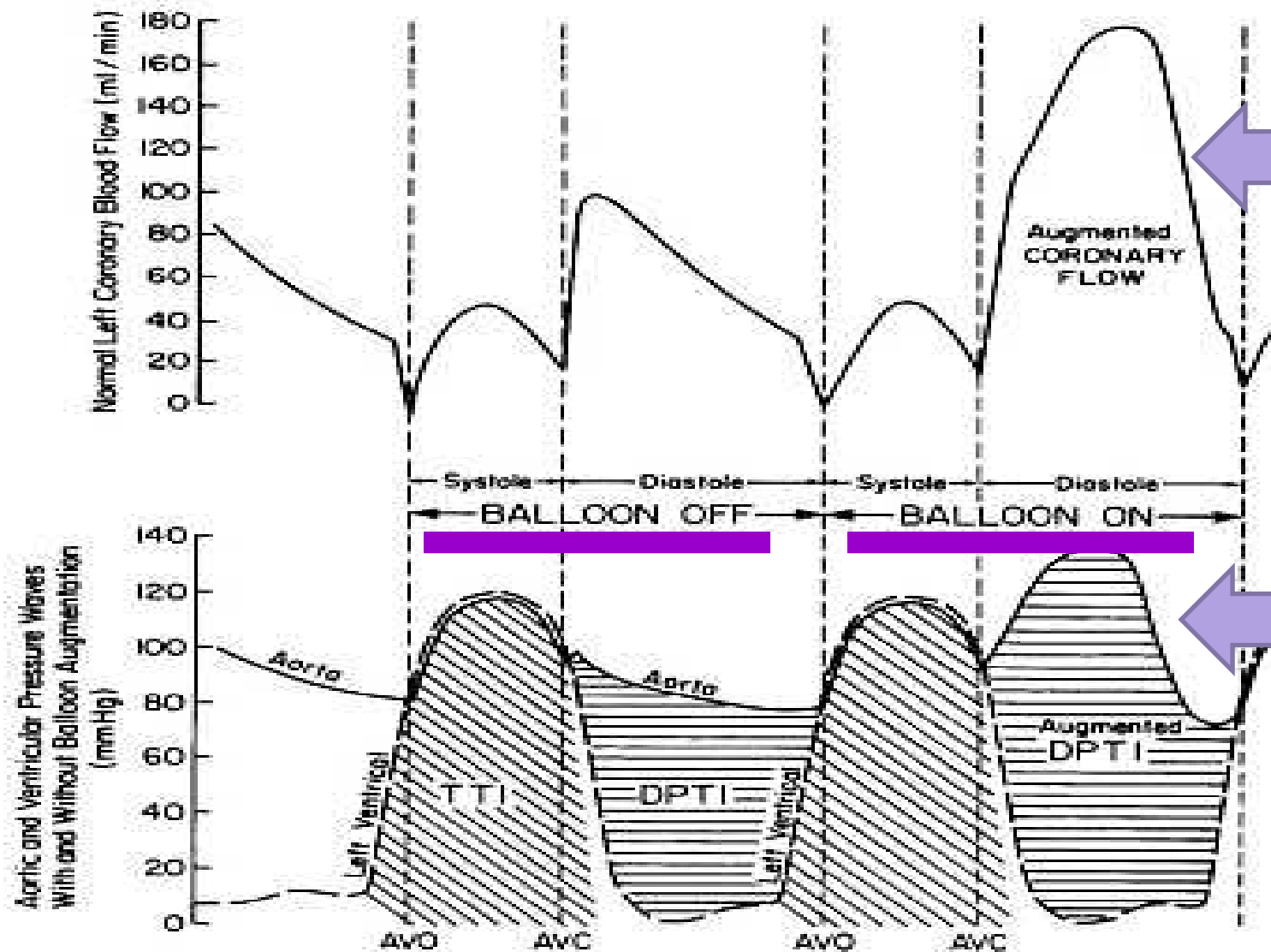
CATH LAB WORKSTATION



Intra-aortic balloon pump (IABP)



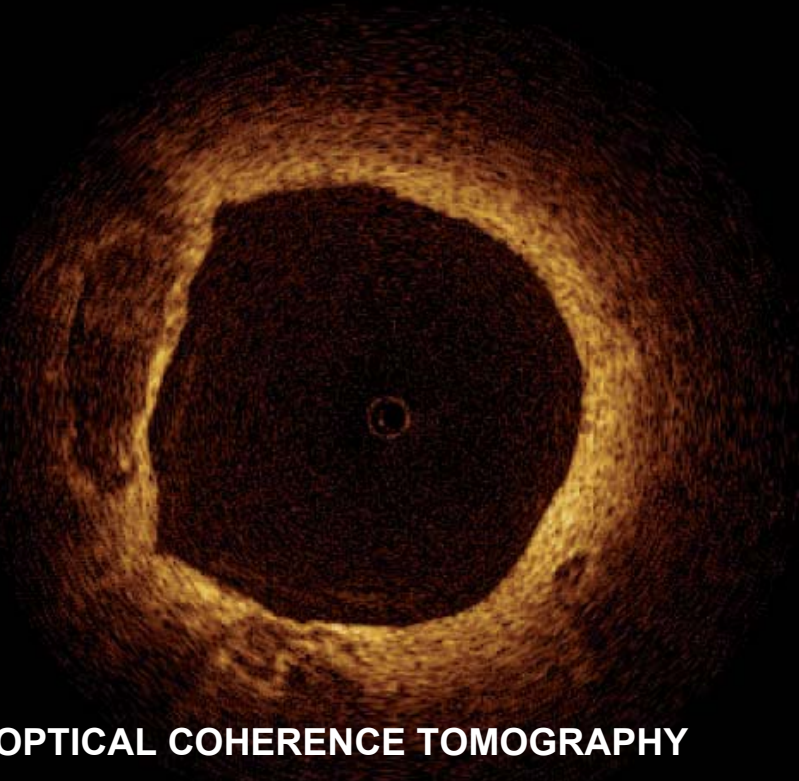
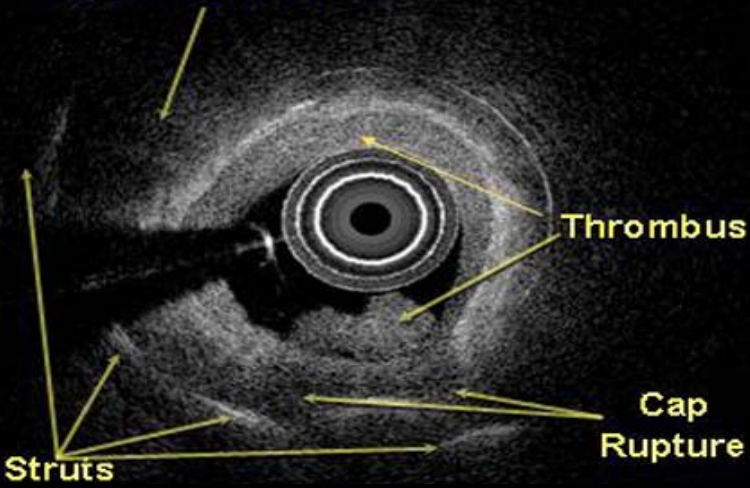
Intra-aortic balloon pump (IABP)



INTRAVASCULAR ULTRASOUND (IVUS)

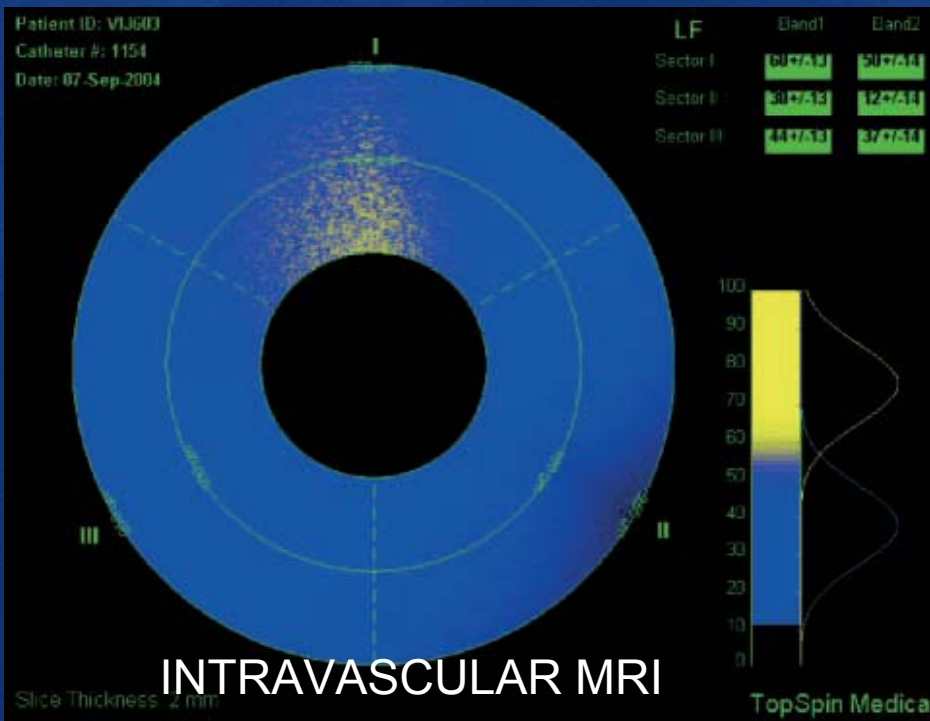
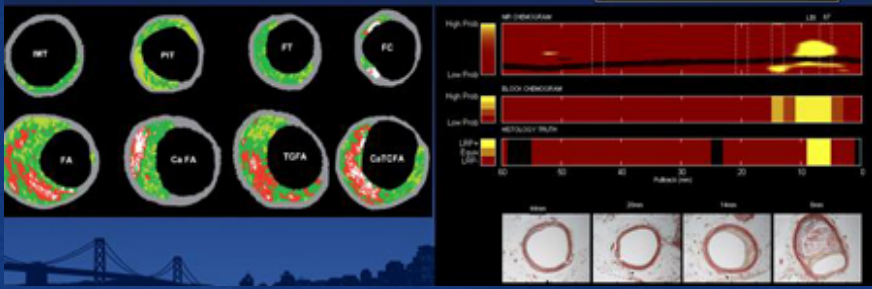
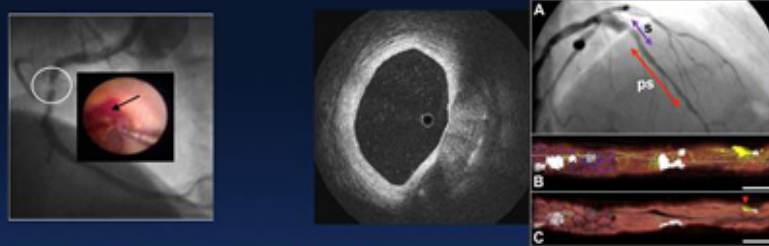


**Circumferential
Necrotic Core Growth**



OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

Catheter-Based Modalities To Assess Plaque Morphology: Can They Make A Difference?

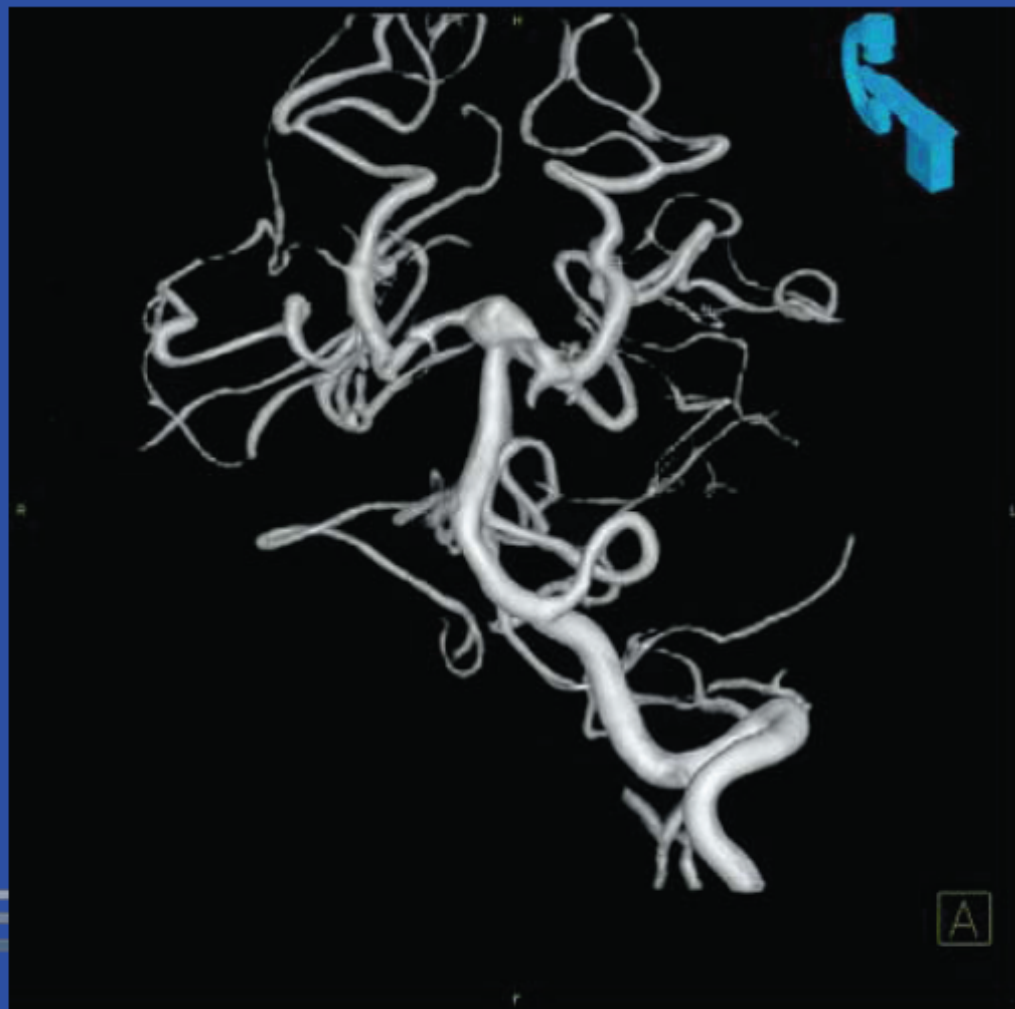


ΚΙΝΗΤΟ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ



ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΦΑΙΡΕΤΙΚΗ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΑ (Digital Subtraction Angiography – DSA)

Τρισδιάστατη Απεικόνιση Αγγείων



ΕΕΑΕ

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΤΟΜΙΚΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ



Co-Registration *Modalities and Process*

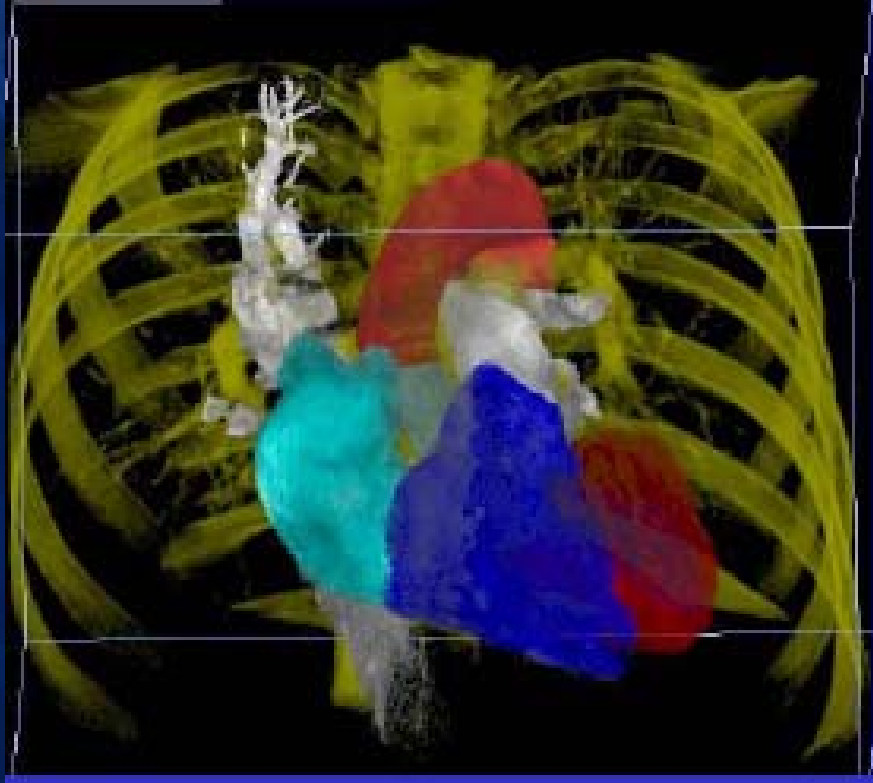


**Pre-Procedure
MSCT 3-D Image**

**Intra-Procedure
Real-Time 2-D
Fluoroscopy**

**Intra-Procedure
C-Arm CT 3-D
Image**





Physical Models of Imaging Data

University of Colorado 3-D Lab Rapid Prototyping Project

Imagine holding your patient's heart in your hand today...



... to prepare for a procedure tomorrow

New Drugs and Technologies

Rapid Prototyping

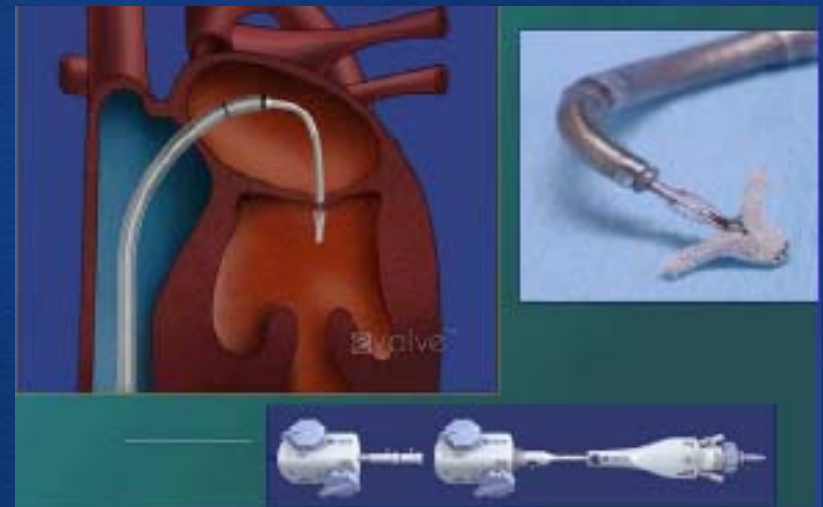
A New Tool in Understanding and Treating Structural Heart Disease

Michael S. Kim, MD; Adam R. Hansgen, BS; Onno Wink, PhD;
Robert A. Quaipe, MD; John D. Carroll, MD

Circulation 2008;117:2388-2394.

ΦΥΣΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ

ΡΟΜΠΟΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ



ΣΑΣ ΕΥΧΑΡΙΣΤΩ

