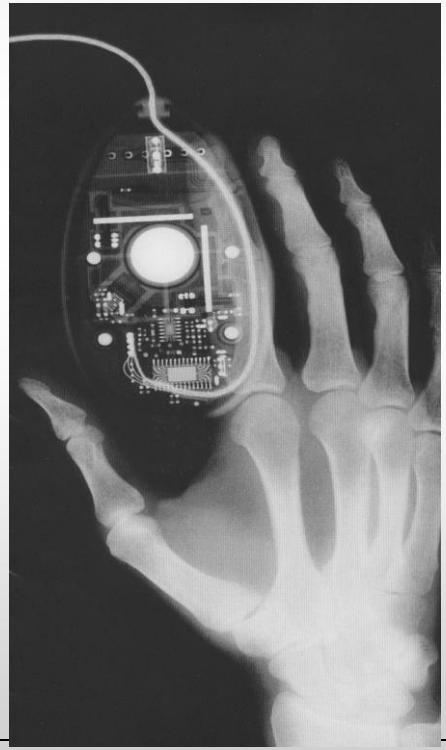
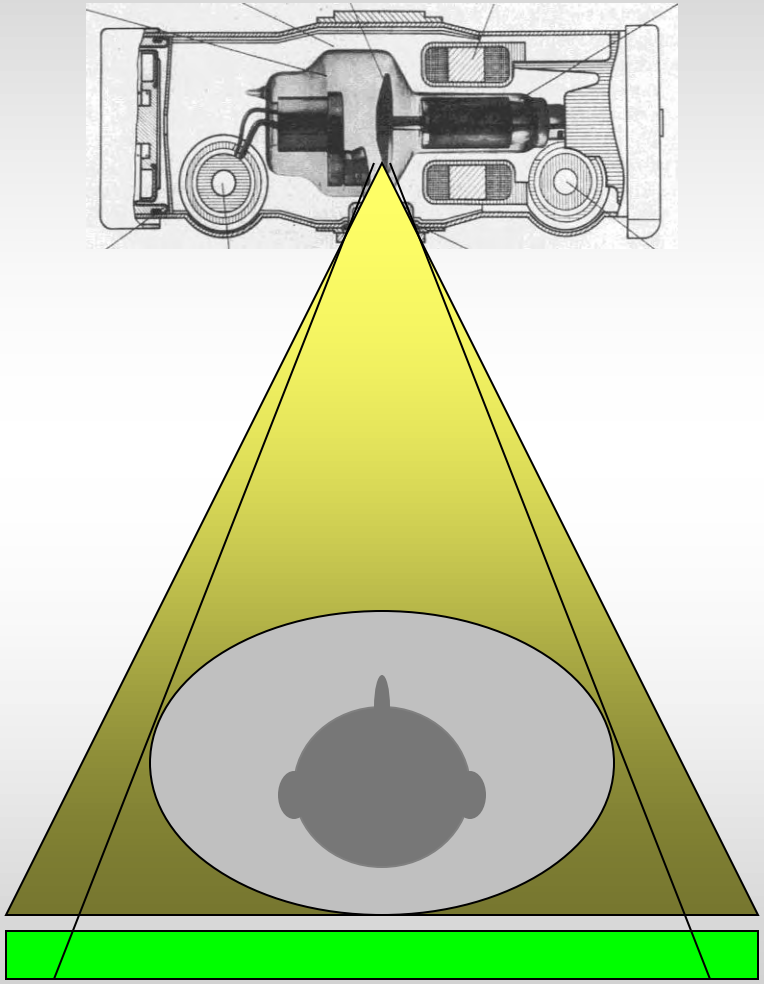
Digitale Radiographie

-DSA
- Digitale Bildschirmradiographie
- Digitale Speicherfolientechnik
- Flächendetektortechnik



- **Prof. Dr. L. Heuser**
- **E-mail: lothar.heuser@rub.de**
- **www.radiologie-bochum.de**

Bildgebendes System



Strahler = Röhre + Gehäuse

↓

Objekt = Körperregion

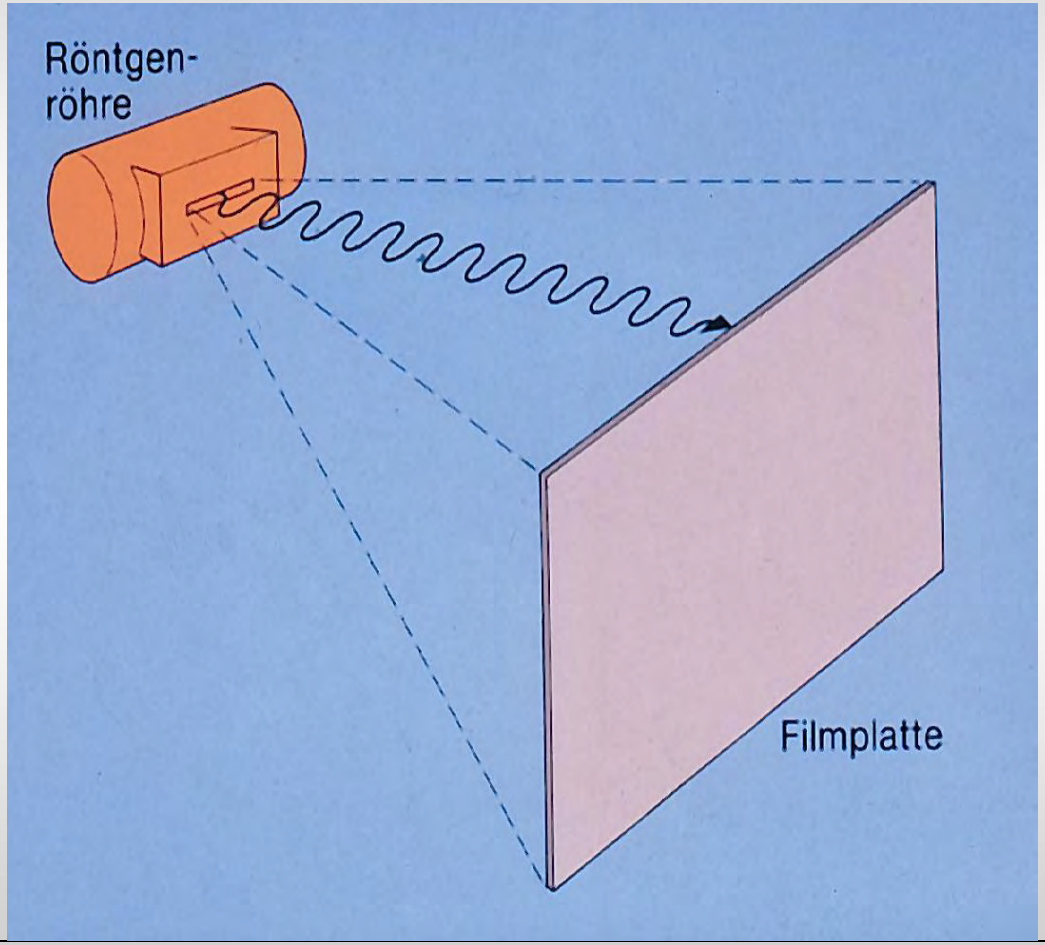
Abzubildendes Objekt

↓

Bildempfängersystem

Analoge Techniken

Aufnahmesystem = Röntgenfilm



Film ist gleichzeitig:

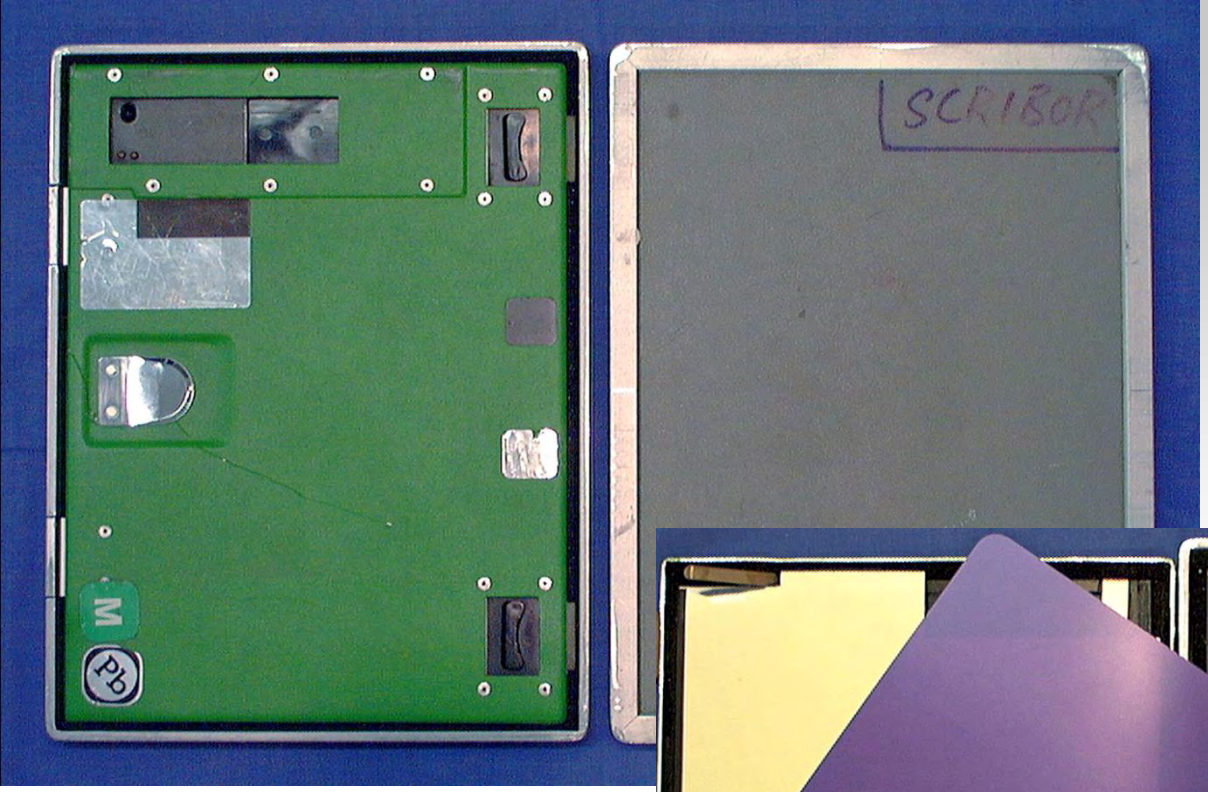
- ❑ Aufnahme-
- ❑ Speicher-
- ❑ Darstellungsmedium

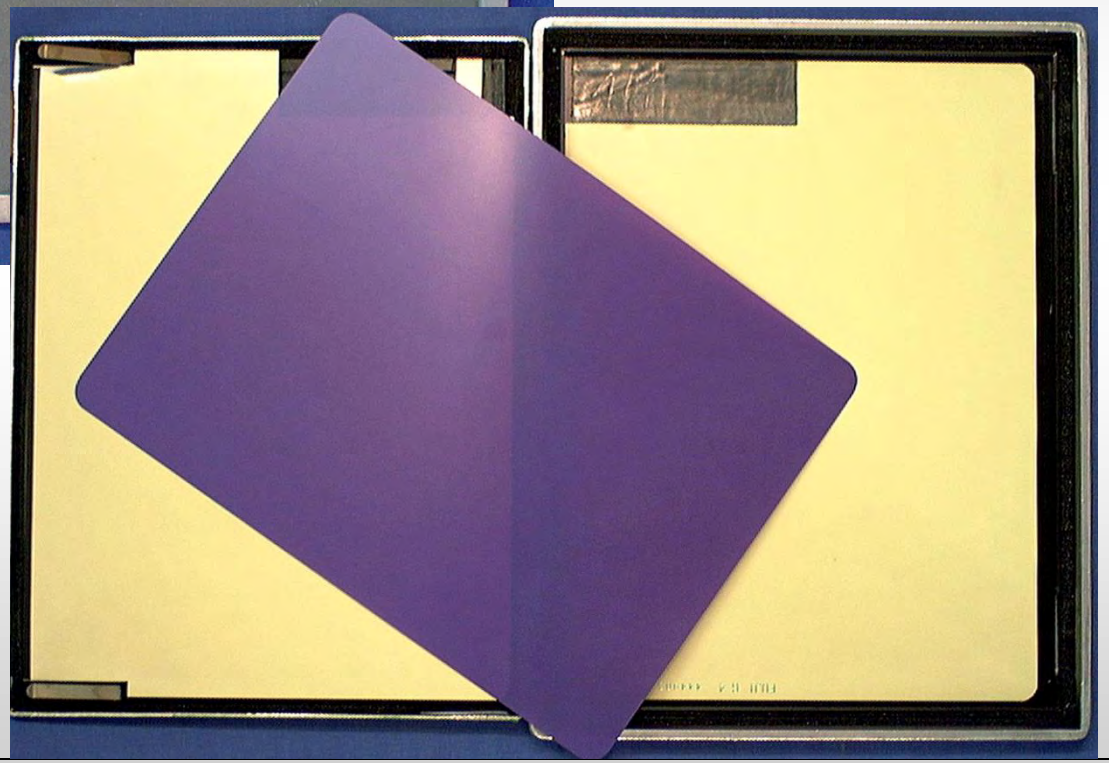
Film-Folien-System (FFS)

Leuchtschirmradiographie

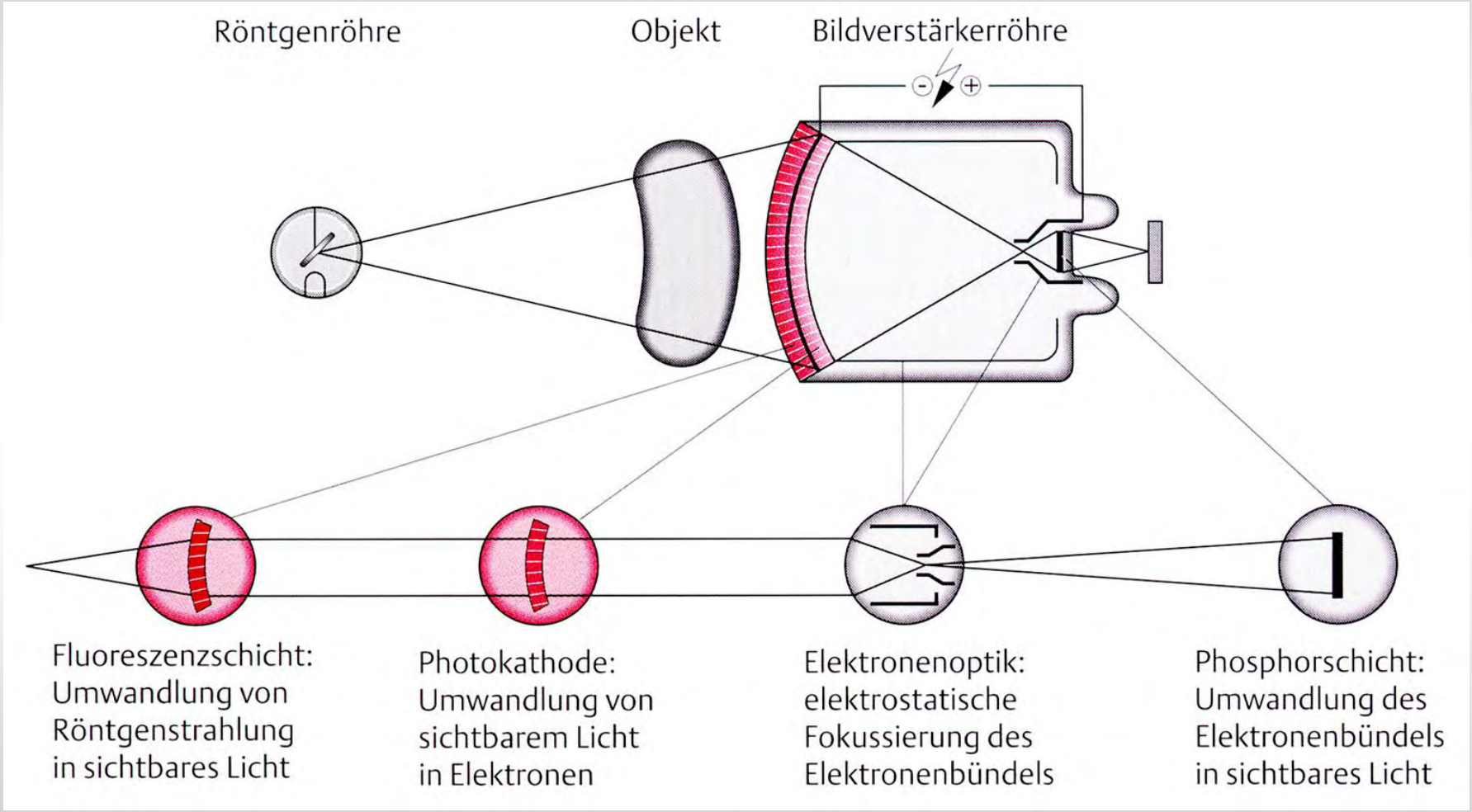
Bildverstärkerradiographie

Die Film-Folien-Kombination

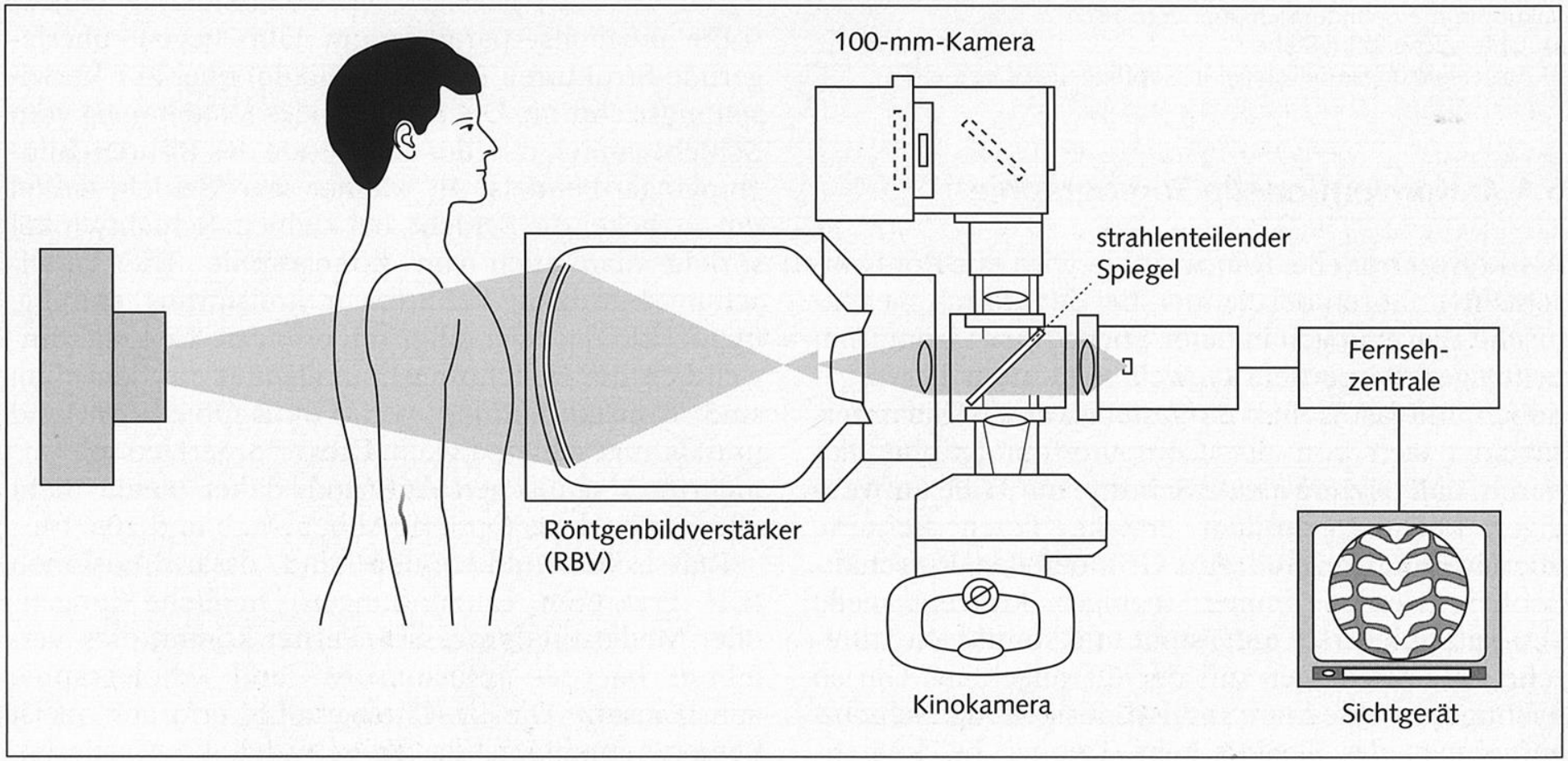




Prinzip des Röntgenbildverstärkers



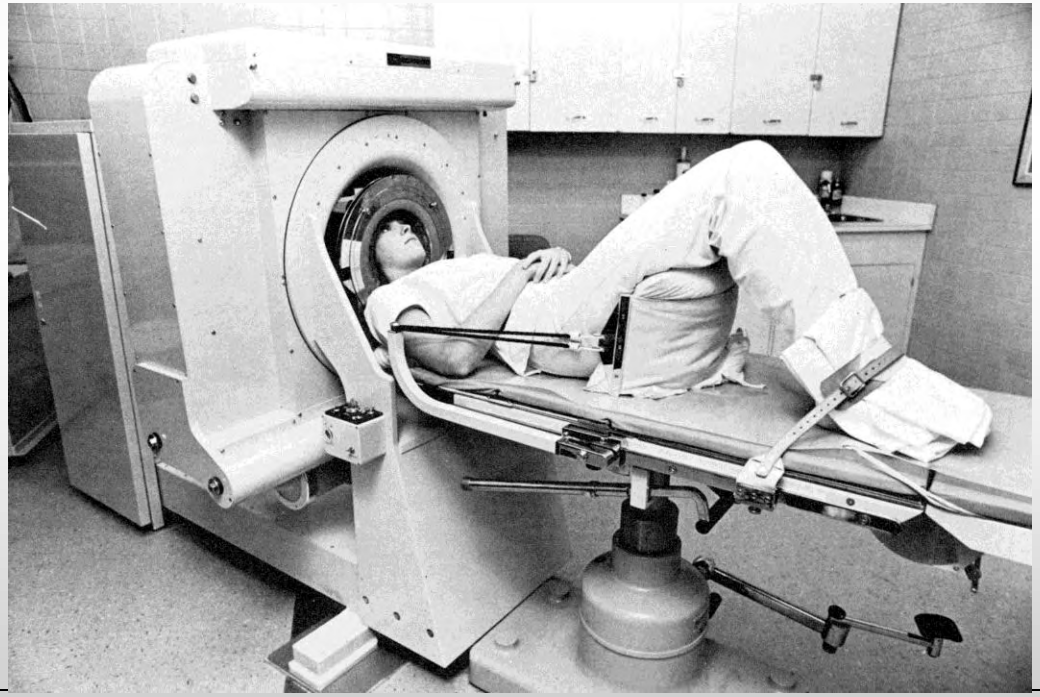
Schema einer Röntgenbildverstärker-Fernsehkette



Godfrey N. Hounsfield

1973 Präsentation des ersten Computertomographen

1979 Nobel-Preis Medizin



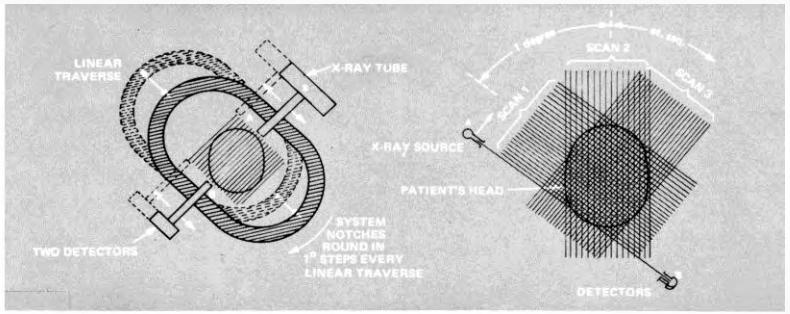
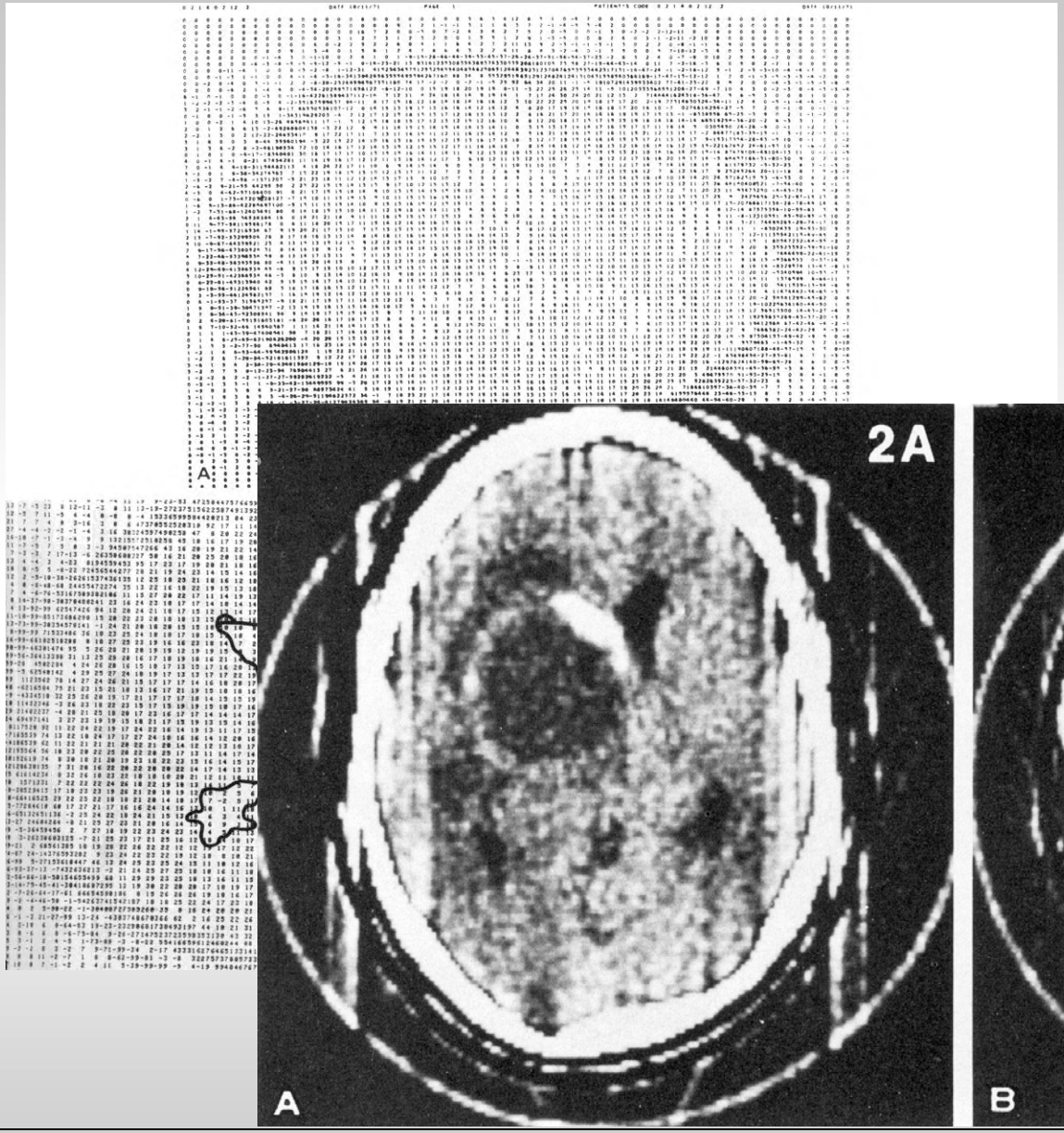


FIG. 2.3. DIAGRAMMATIC REPRESENTATION OF SCANNING SEQUENCE, which comprises a series of 180 parallel traverses of the accurately aligned x-ray beam and two photon detectors, with 1 degree rotation of the gantry after each linear sweep. Each block of tissue in each of the two simultaneously scanned sections (slices) will have been scanned 180 times at the completion of a scan sequence, and the photon transmission measurements obtained are averaged for each small tissue block. The readings are digitized and fed to the computer, which solves 28,800 simultaneous equations for each slice to derive absorption (attenuation) values in each block. (Reprinted by permission of EMI Ltd.)

Zystischer Hirntumor



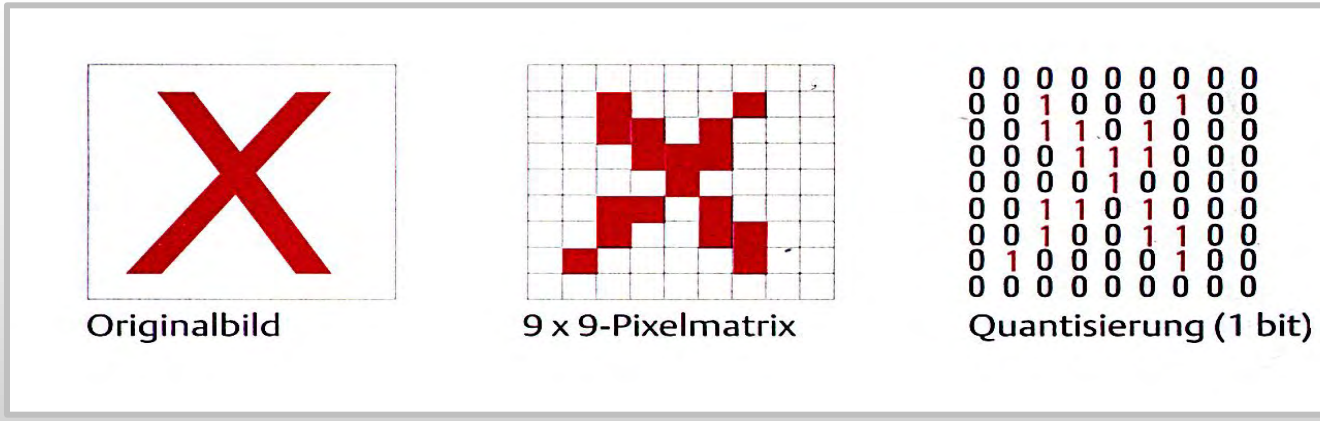
Zeittafel

1973	Computertomographie (CT)
1976	Magnetresonanztomographie (MRT)
1981	Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)
1984	Digitale Lumineszenzradiographie (DLR)
2000	Flächendetektor (FD)

Vom analogen zum digitalen Bild

Analoges Bild
AgBr-Körnchen
ca. 220.000 /cm^2

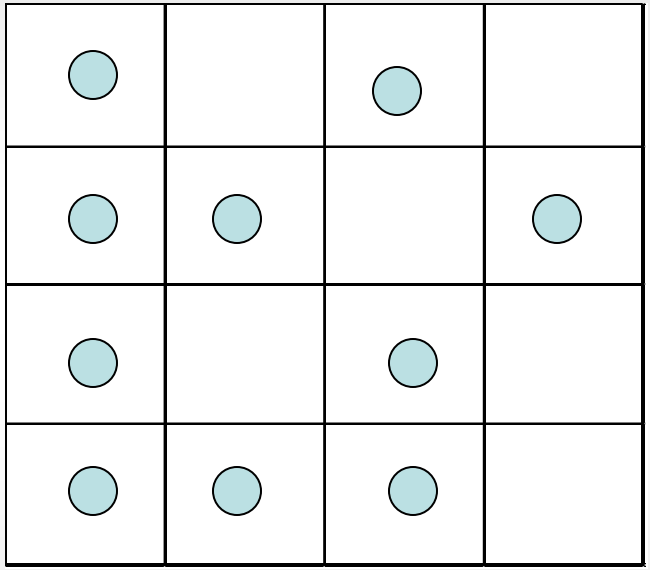
Digitales Bild
Matrix
Bildtiefe



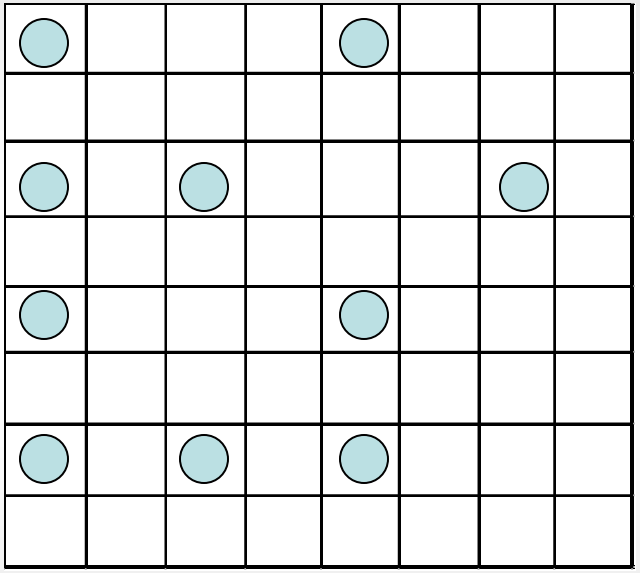
Matrixgrößen verschiedener digitaler bildgebender Verfahren

CT	512 x 512
HR-CT	1024 x 1024
DSA	1024 x 1024
Digitale Bildschirmradiographie	2000 x 2000
Flächendetektor	3000 x 3000
Digitale Lumineszenzradiographie	4000 x 4000

Einfluss der Matrix auf das Bildrauschen



16 Pixel-Matrix



64 Pixel-Matrix

Unterschiede zwischen digitalem und analogen Bild

- **Analoges Bild (Film)**
  - Ortsauflösung +++
  - Graustufen 40-80
  - Reproduktion +
  - Nachverarbeitung -
  - Bildbearbeitung - -
  - Bildtransport - -
  - Archivierung +

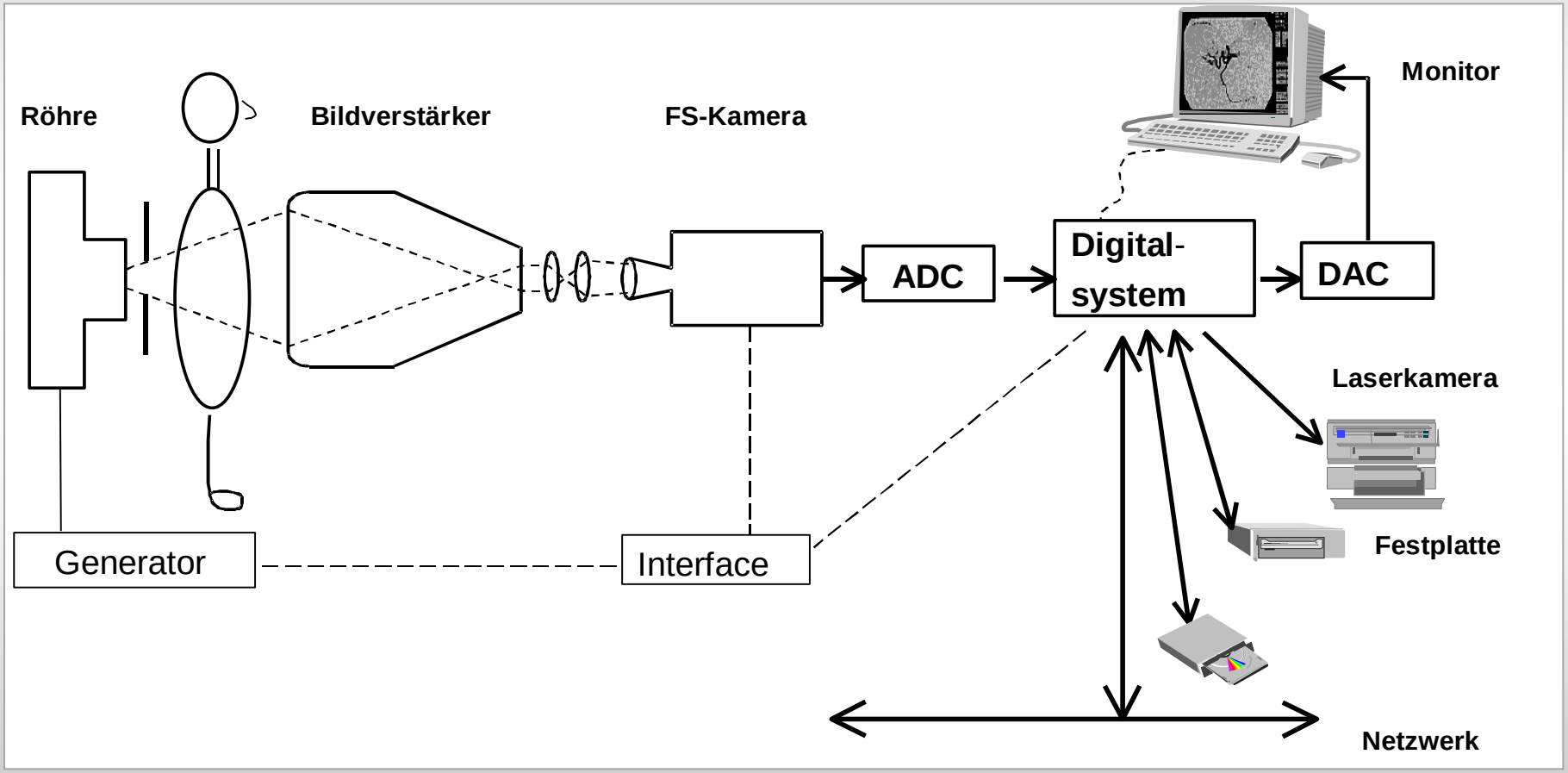
- **Digitales Bild**
  - Ortsauflösung ++
  - Graustufen 1024
  - Reproduktion +++
  - Nachverarbeitung +++
  - Bildbearbeitung +++
  - Bildtransport +++
  - Archivierung +++

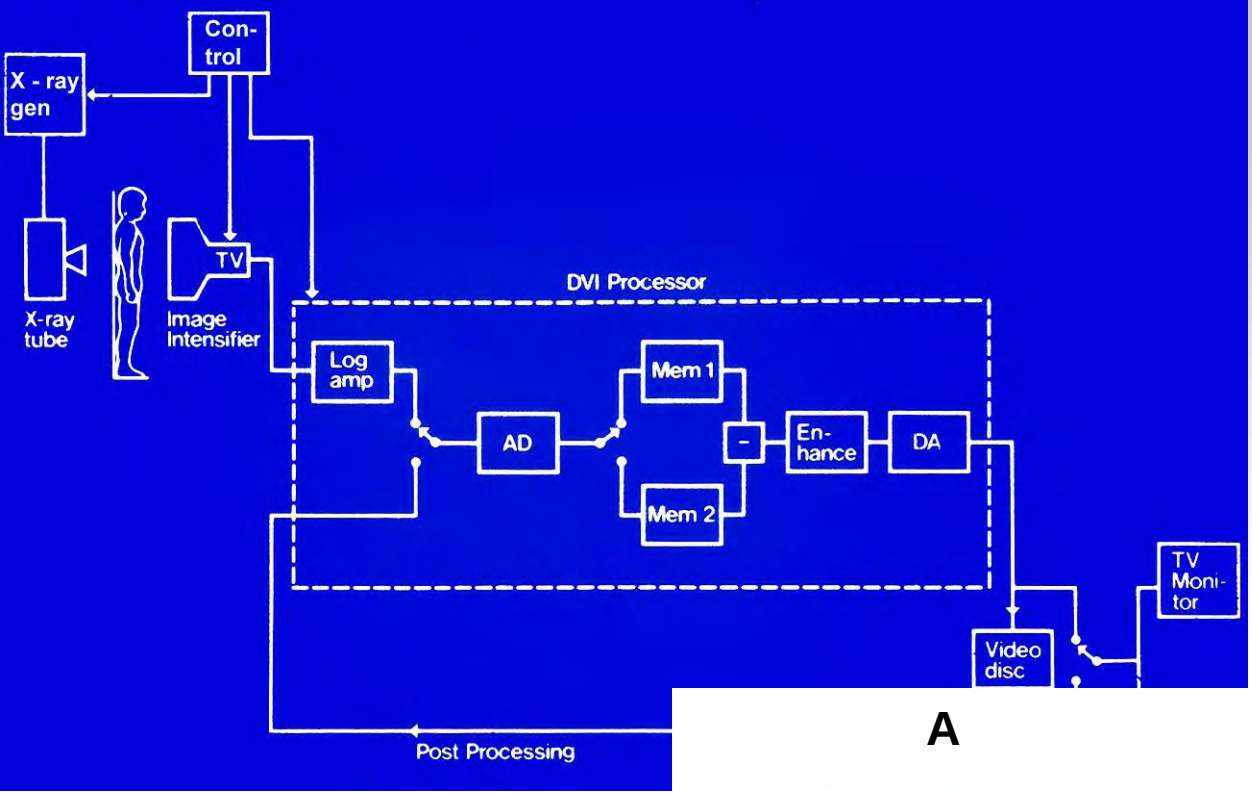
Digitale Subtraktions-Angiographie

Prinzip und Technik

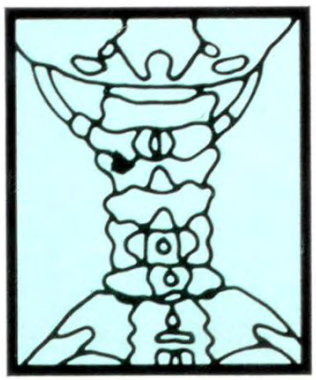
Digitale Bildverstärker-Radiographie (DFR)

Die Bildkette

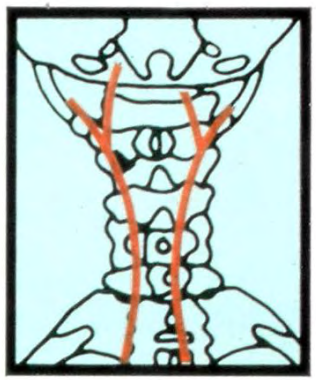




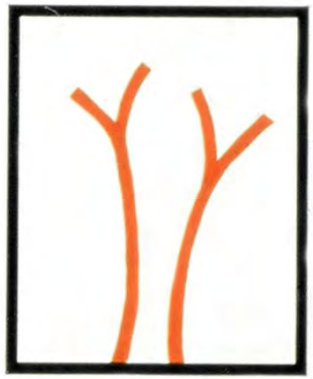
A **B** **(B – A)**



Leerbild = „Maske“



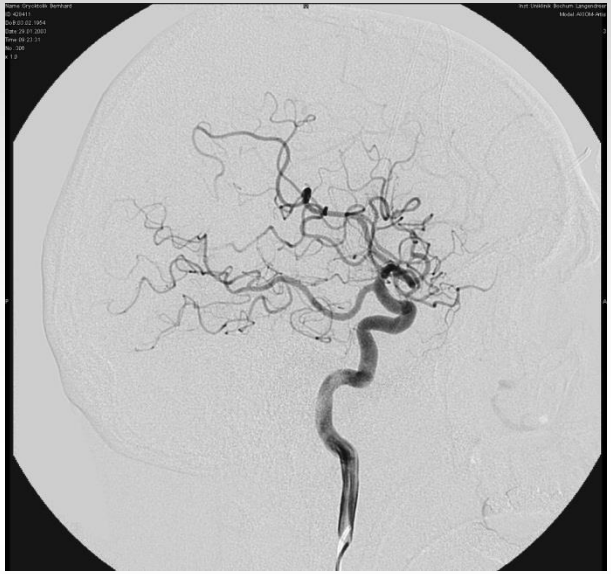
Füllungsbild



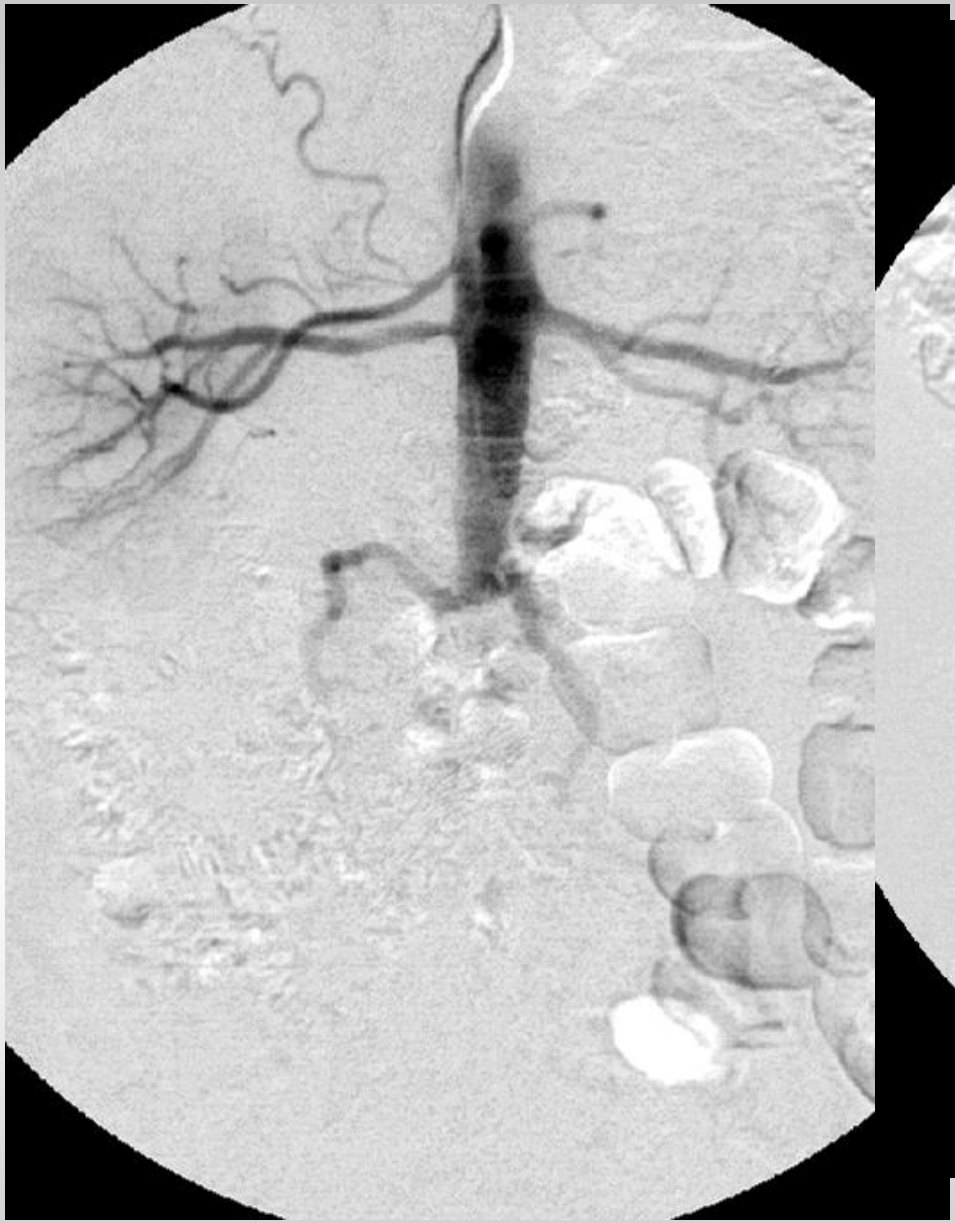
Subtraktionsbild

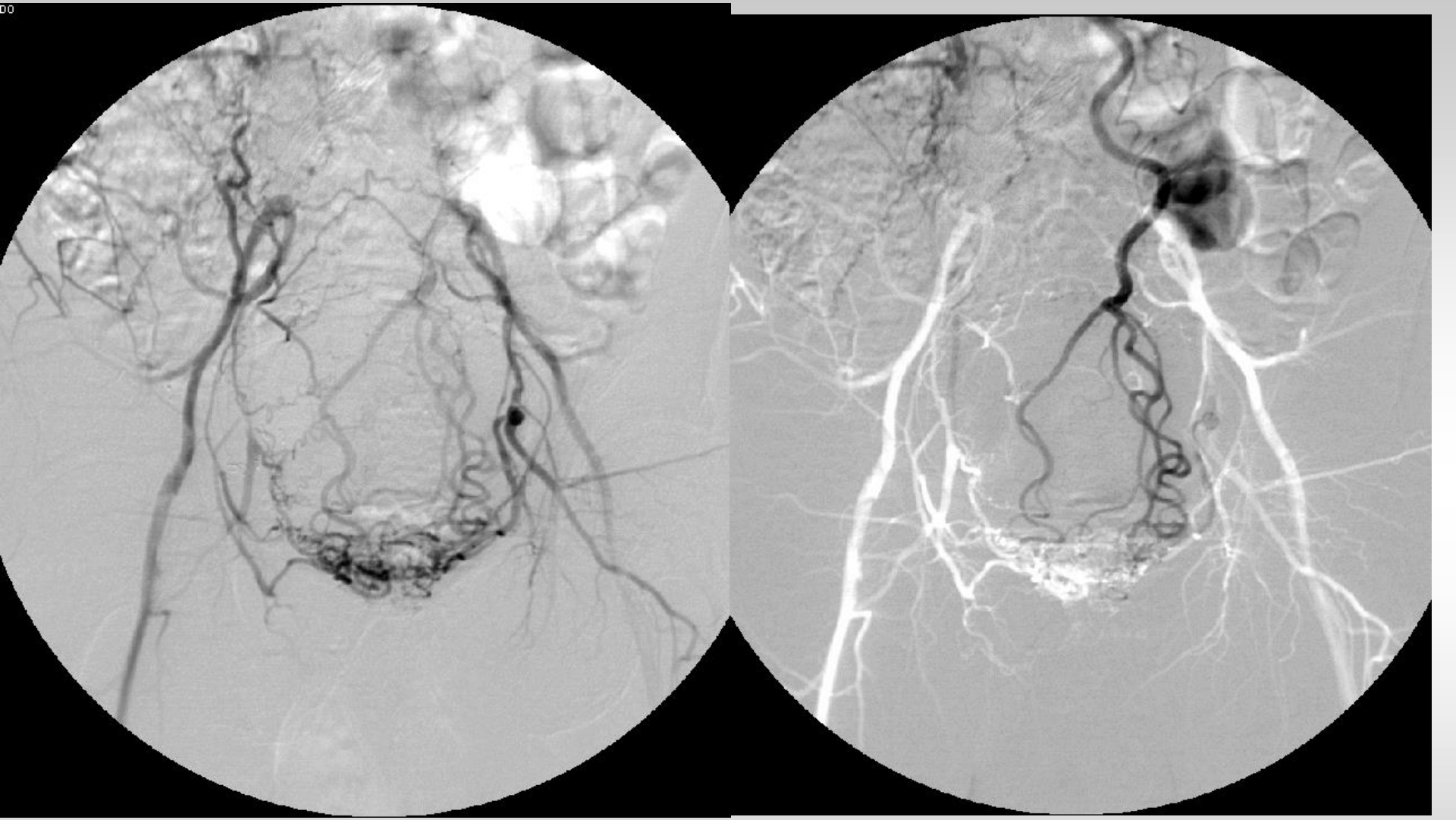
Maske

Füllungsbild



Subtraktionsbild





09.09.2004 10:39:50
93236470
IODINE
FFS

09.09.2004 10:39:50
93236470
IODINE
FFS

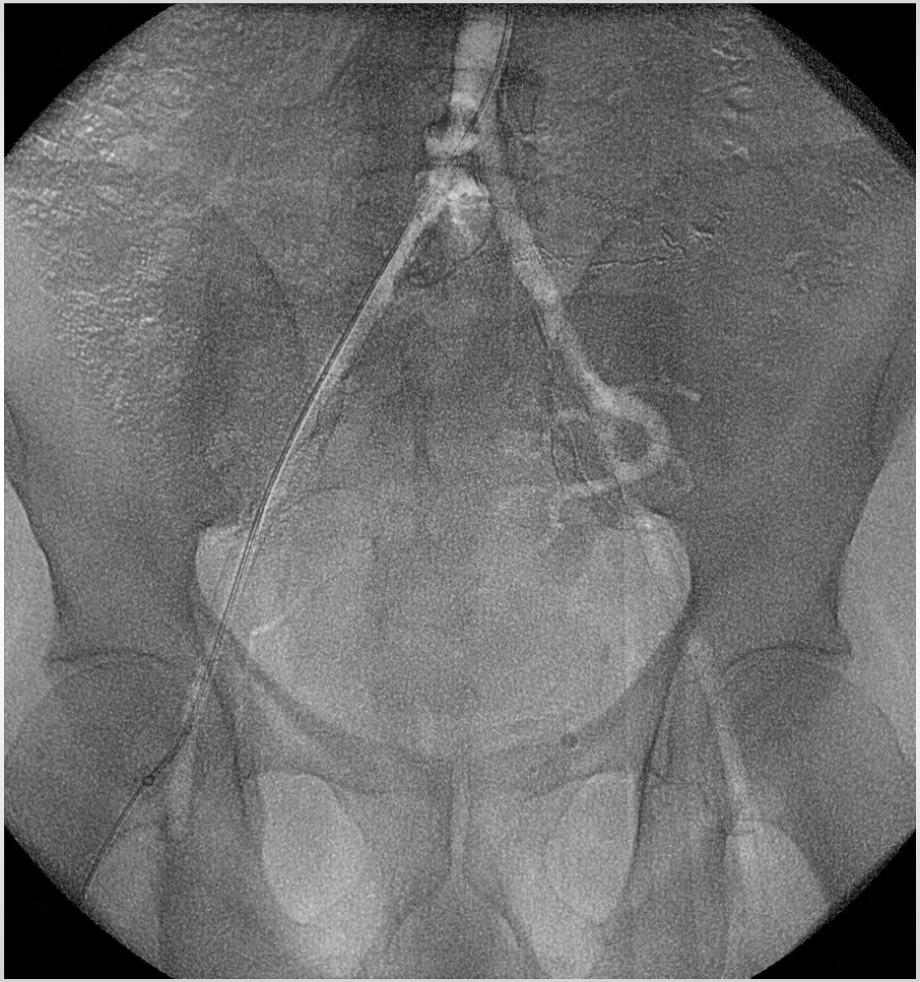
30.08.1937
M
Page: 11 of 35

30.08.1937
M
Page: 12 of 35

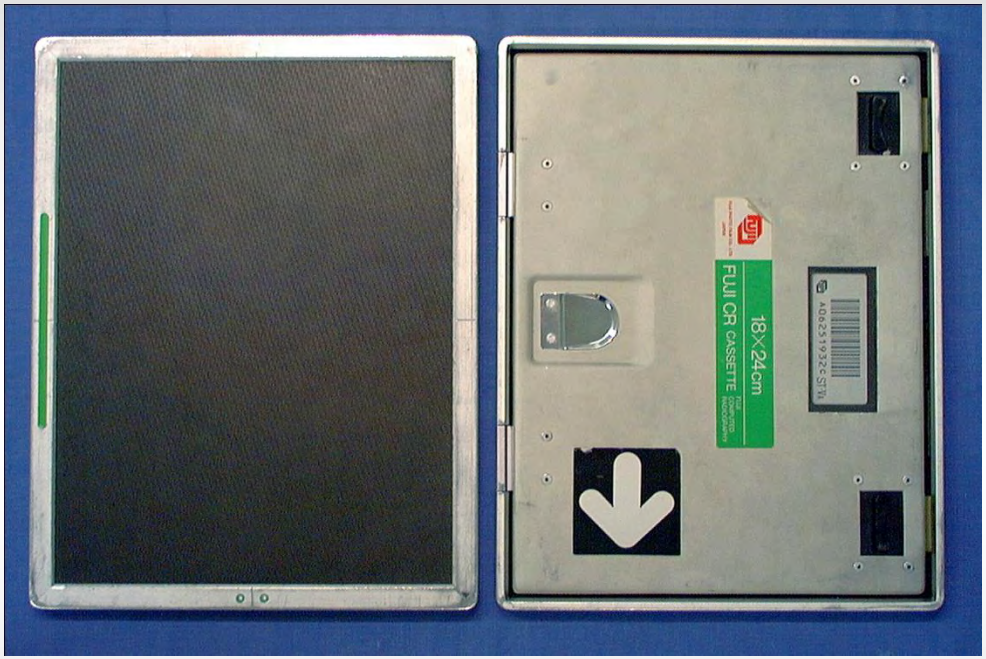
Vorteile der DSA gegenüber der Blattfilm-Angiographie

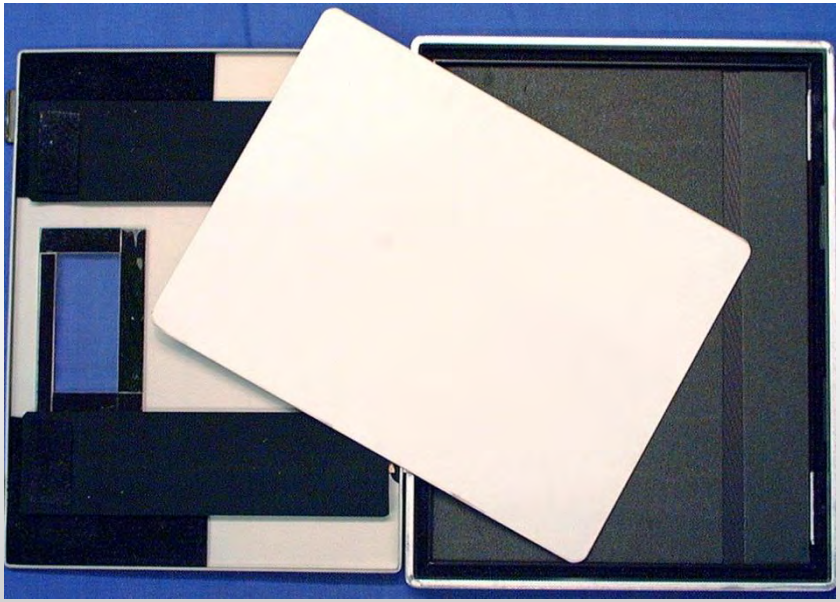
- Bessere Beurteilbarkeit der Gefäße bei Überlagerung mit Knochen
- Reduzierung der KM-Menge um >50%
- i.v.- Darstellung der Arterien möglich
- CO_2 als Negativ-KM einsetzbar

CO_2-DSA



Digitale Lumineszenz-Radiographie





Digitale Lumineszens-Radiographie (DLR)

- Speicherfolie ersetzt Film-Folienkombination
- identische Größe der Kassetten
- Vorteil: Digitalisierung eines konventionellen Aufnahmeplatzes ohne Hardware-Umbau

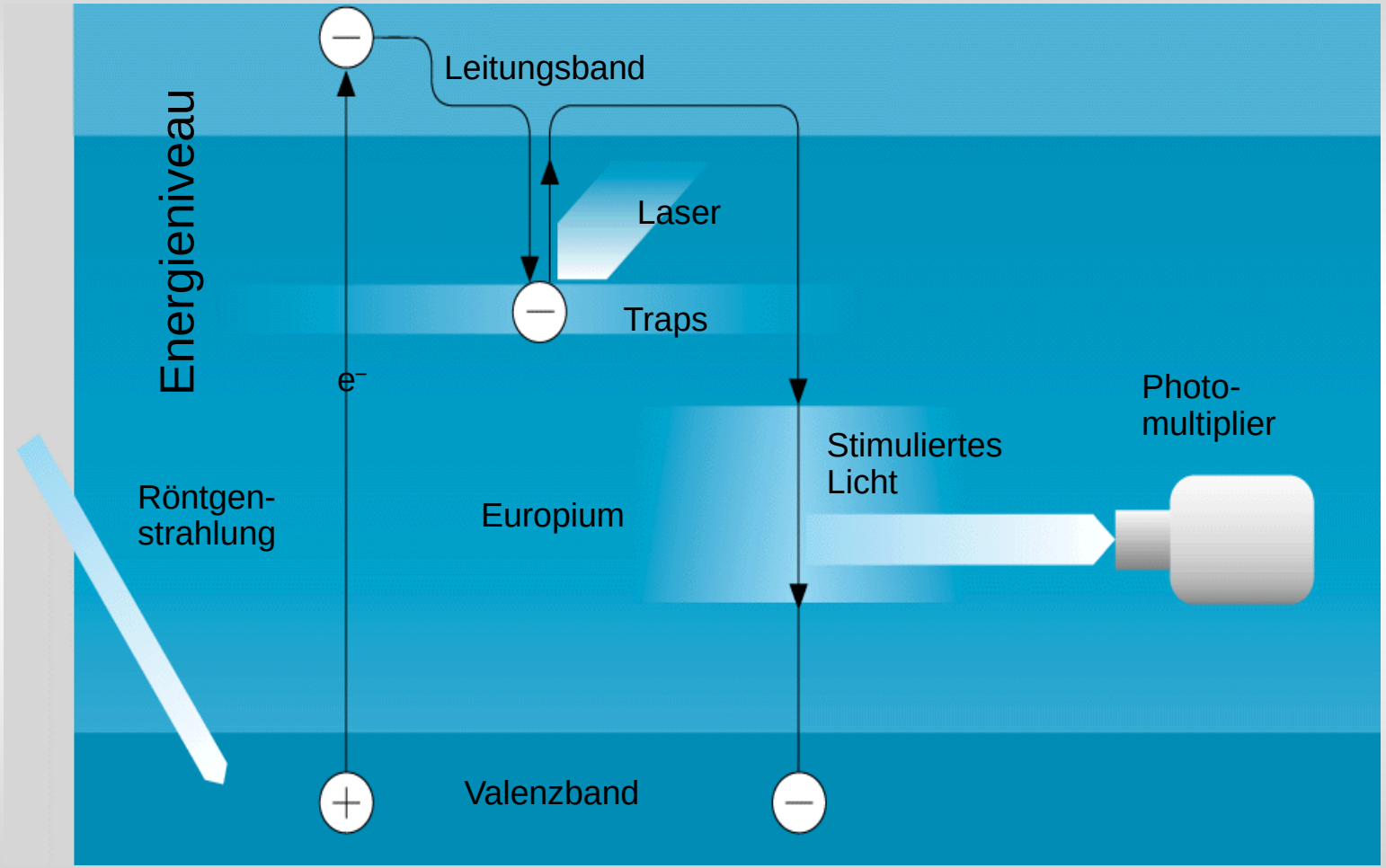
Digitale Lumineszens-Radiographie (DLR)

Kassettenformat (IP-Größe) und Auflösung

IP-Größe [inch]	**Pixelgröße**	**Auflösung** px/mm LP/mm		**Anzahl Pixel**	**Mega Pixel**
14x17	0.2 mm	5	2.5	1768x2140	3,8
14x14	0.2 mm	5	2.5	1768x1768	3,1
10x12	0.15 mm	6.7	3.3	1670x2010	3,4
8x10	0.1 mm	10	5.0	1768x2368	4,2
14x14	**0,07 mm**	**17**	**8.0**	**4000x4000**	**16**

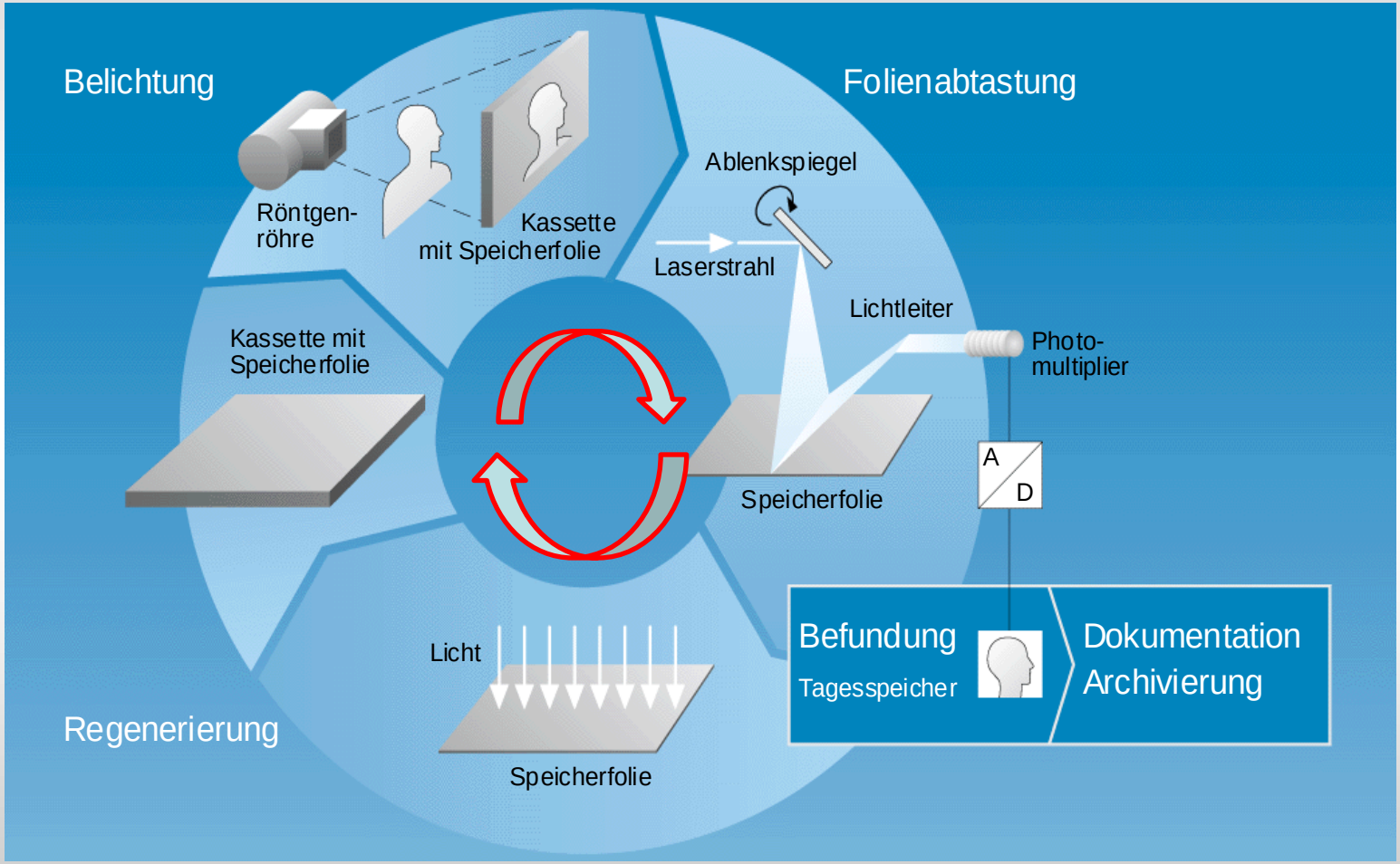
Digitale Lumineszens-Radiographie (DLR)

Bilderzeugung

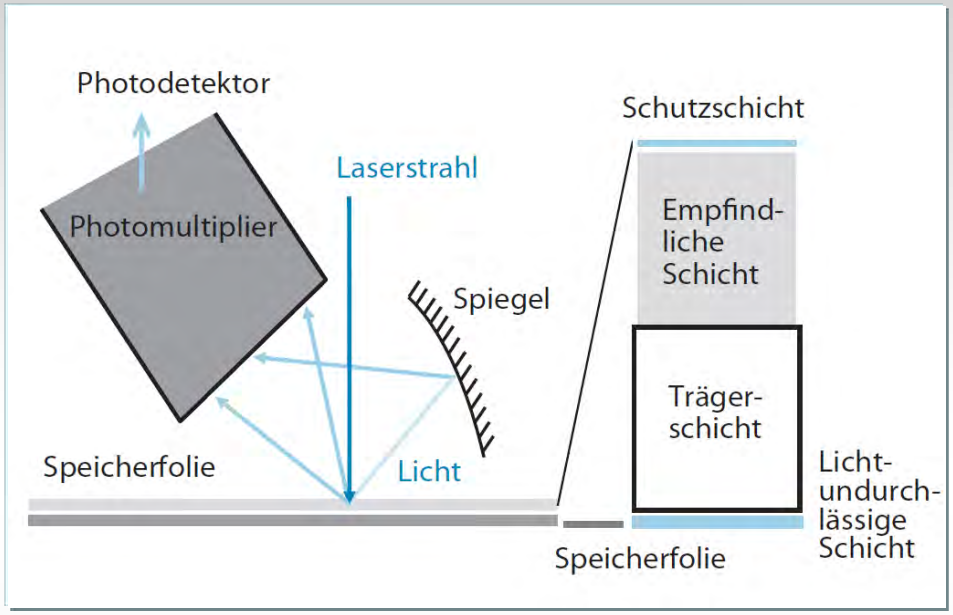


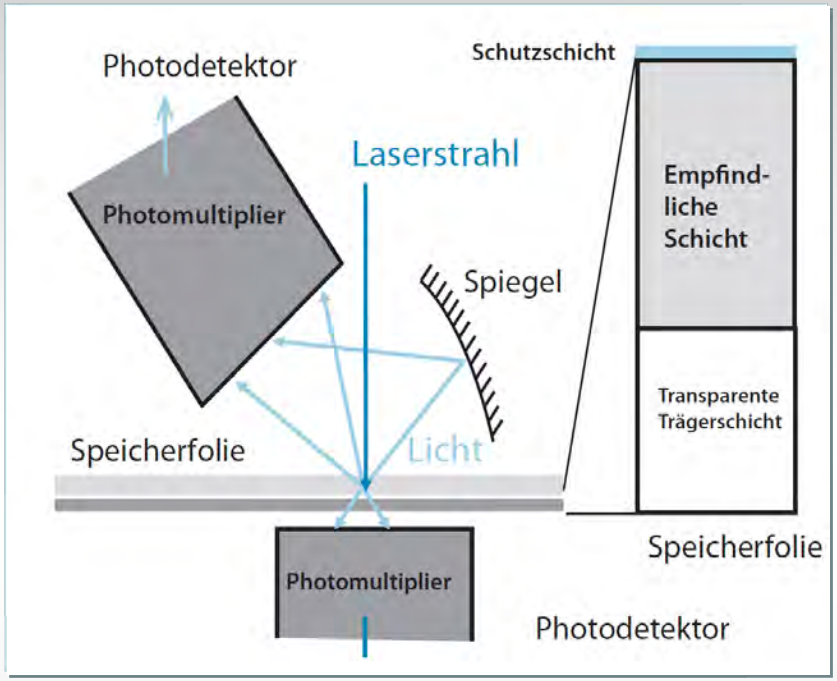
Digitale Lumineszens-Radiographie (DLR)

Bedienablauf



Auslesen der Digitalen Speicherfolie





Einfach = Single Reading

Doppelt = Double Reading

ca. 40 % Dosisreduktion

Digitale Lumineszens-Radiographie (DLR)

Die Effizienz des Wandlungsprozesses (DQE) gegenüber konventionellen FFS war durch zwei Dinge verschlechtert :

- Spontane Lichtemission
- Durch Streueffekte wurde sas durch Anregung entstandene Licht wird nicht vollständig gesammelt.

Kompensation durch

- Digitale Bildverarbeitung. Erreichbare Bildqualität ist vergleichbar mit einem FFS.
- Double Reading bei transparenter Trägerfolie
- Verwendung von Nadelkristallen (Lichtleiterfunktion) wird der Streu-Effekt bei modernen Speicherfolien minimiert

Kristallstruktur des Szintillators

Pulver mit Kunstharz
konventionelle Speicherfolie

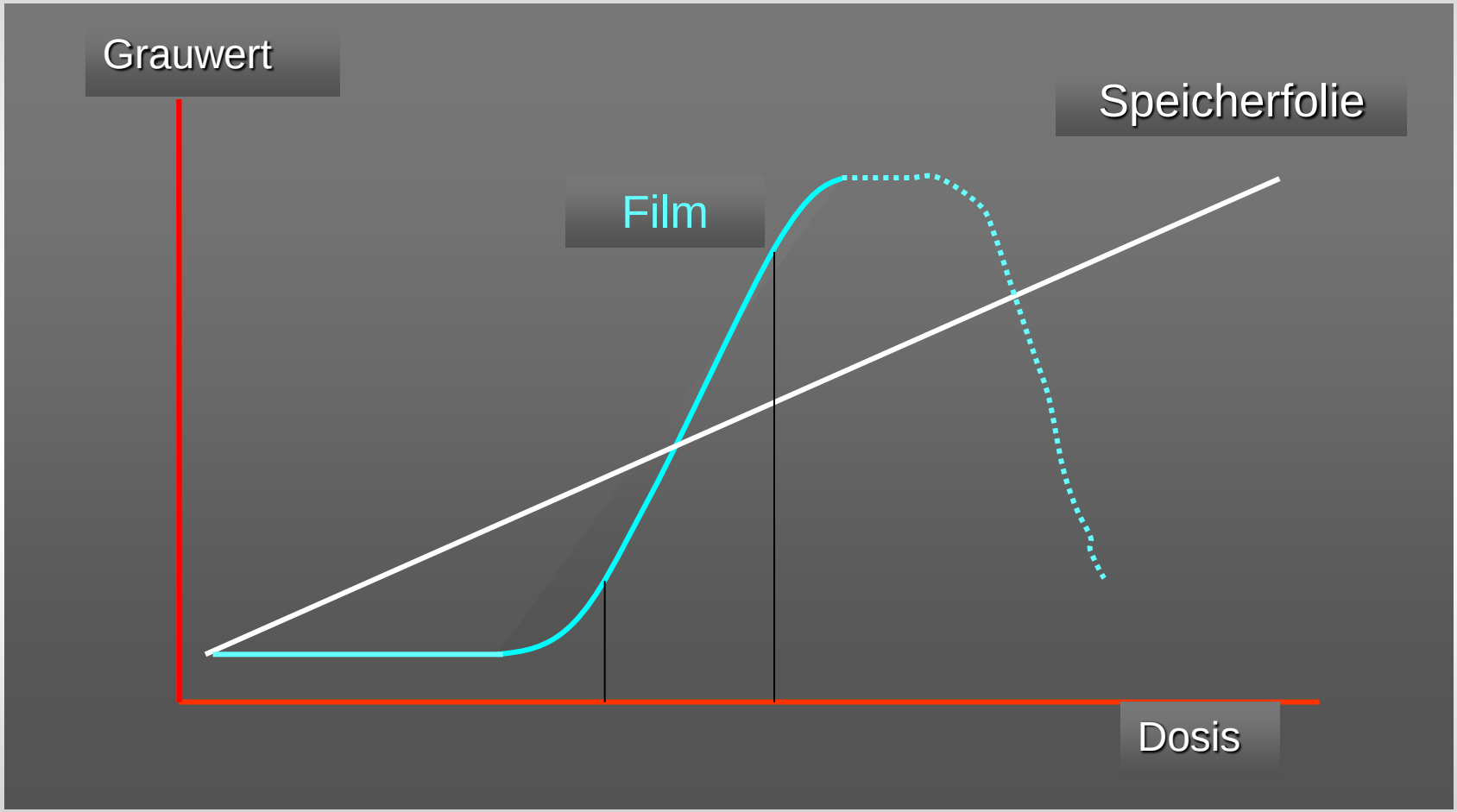
Nadelkristalle
Festkörperdetektor und Nadelkristallfolien

Digitale Lumineszens-Radiographie (DLR)

Technische Eigenschaften

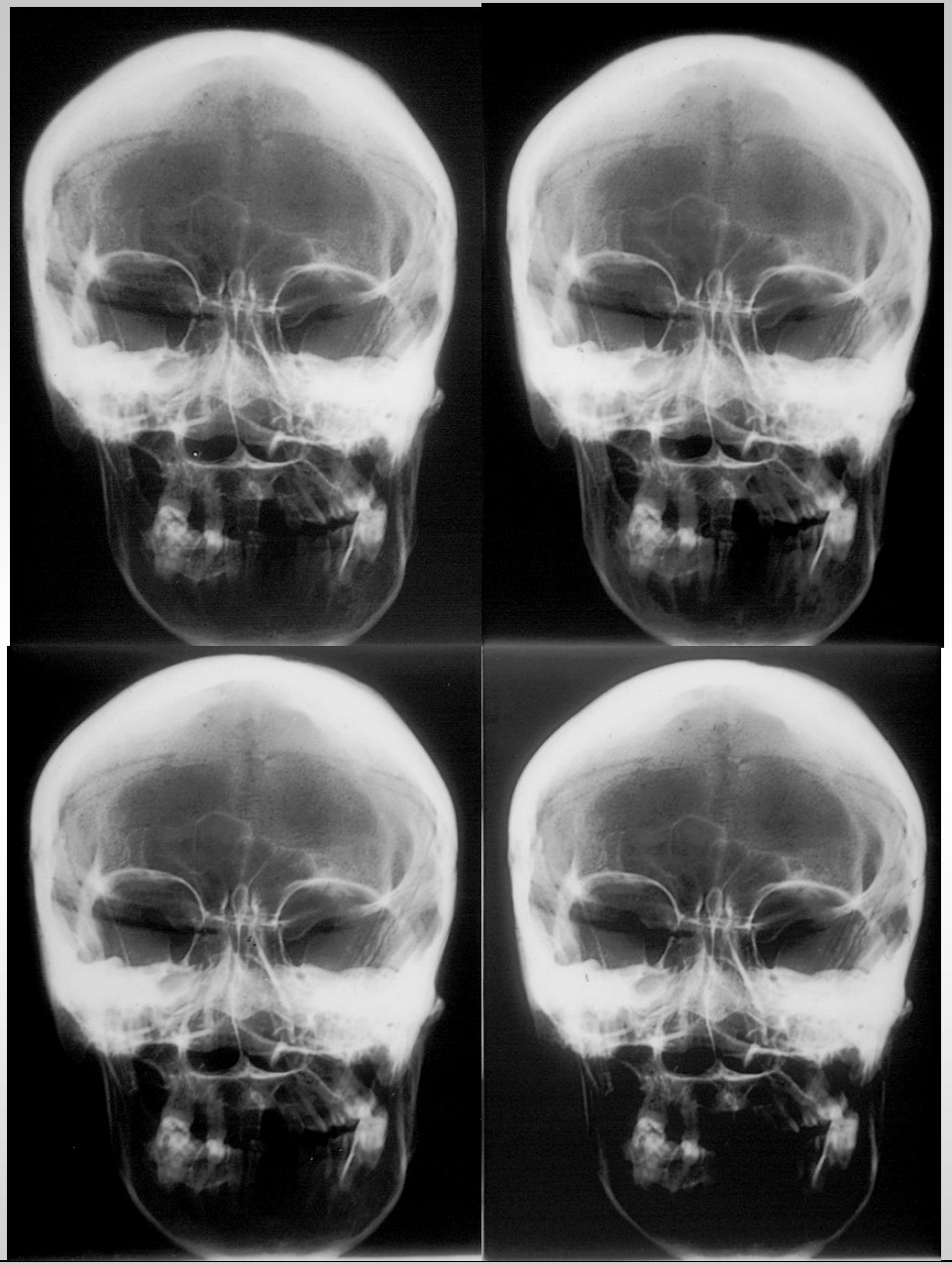
- großer linearer Dynamikbereich 10000:1
- automatische Signalnormierung, gleiche Bildhelligkeit bei Über- oder Unterbelichtung
- nach Signalnormierung typ. 10 bit Graustufenauflösung
- Auflösung bis 5Lp/mm
- Dosisbedarf vergleichbar mit Film-Foliensystem der Empfindlichkeitsklasse 200-400

Dynamikumfang der Halbleiterspeicherfolie



70 kV 0.5 mAs

L 2.4
S 1452



70 kV 2.3 mAs

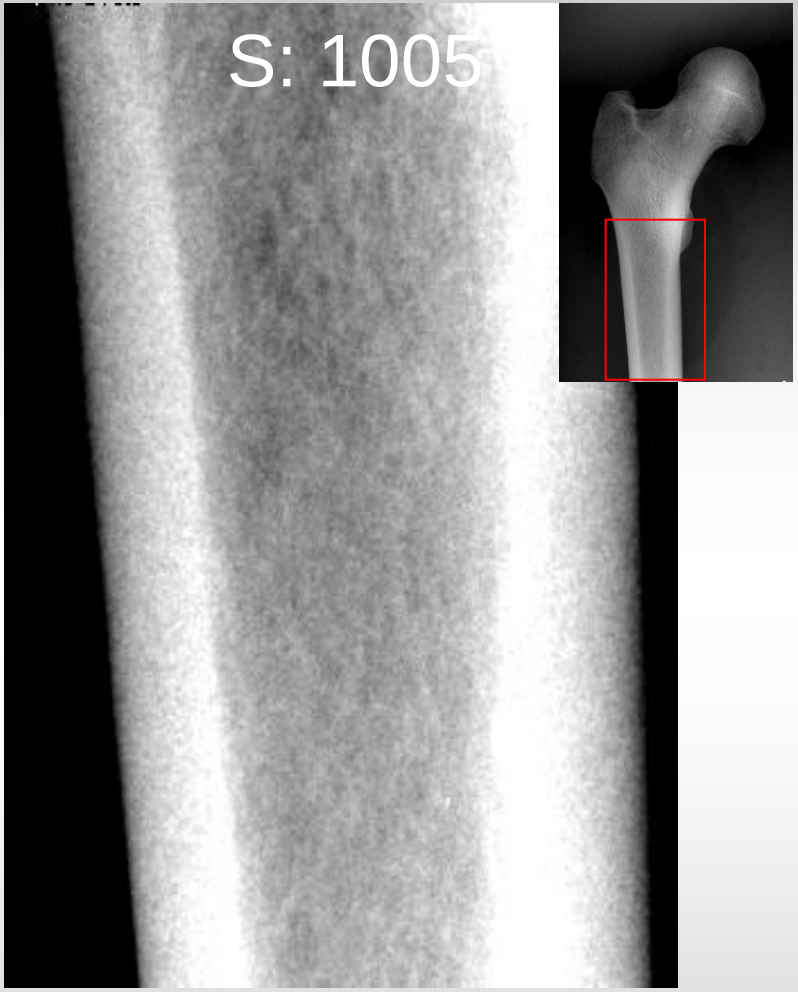
L 2.6
S 129

70 kV 22 mAs

L 2.3
S 17

70 kV 220 mAs

L 2.1
S 2



48 kV 16 mAs

47 kV 8 mAs

Vorteile der Digitalen Radiographie

Keine Fehlbelichtung!

Digitale Bildverarbeitung und Archivierung: PACS

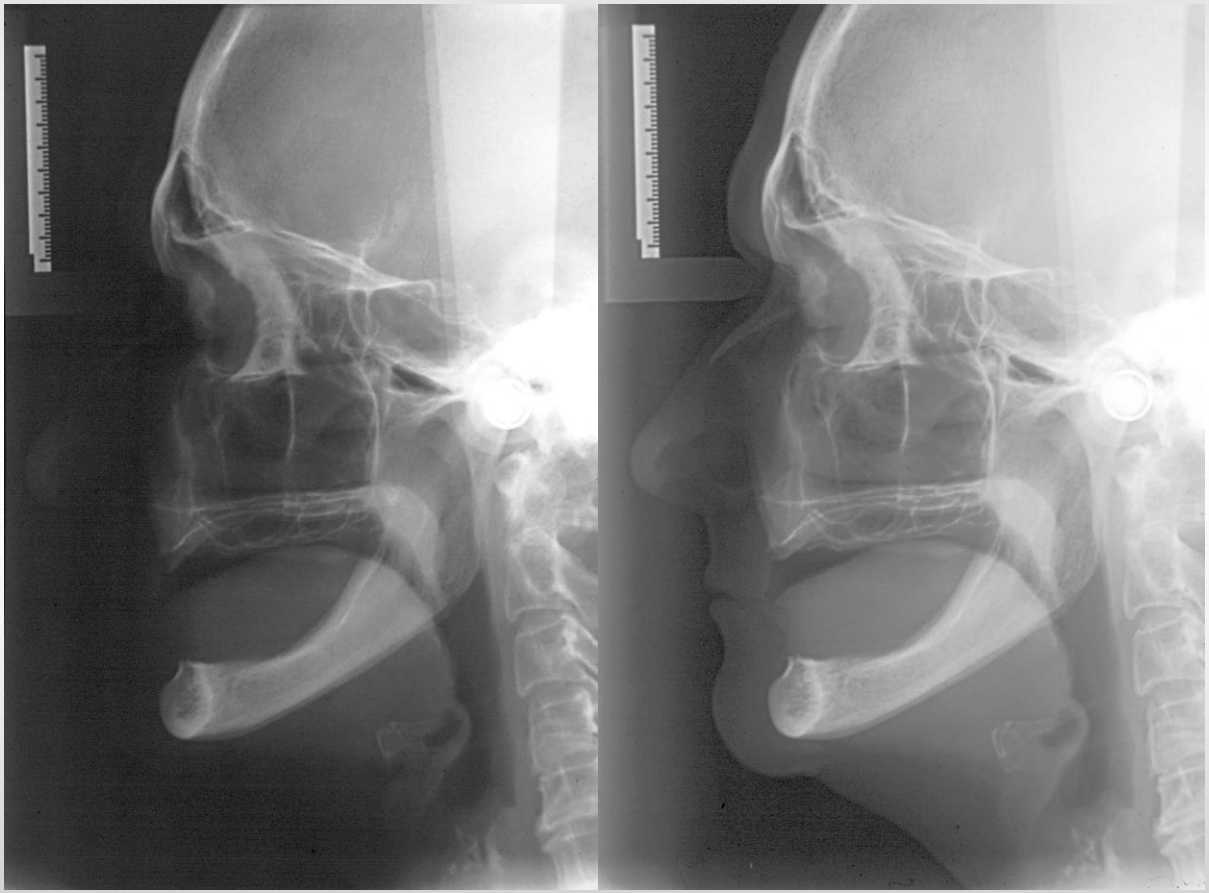
Dosisreduktion: generell und angepasst an die jeweilige Fragestellung

- Kinderradiologie
- Funktionsaufnahmen
- Stellungskontrollen
- gehaltene Aufnahmen,
- Gipskontrollen

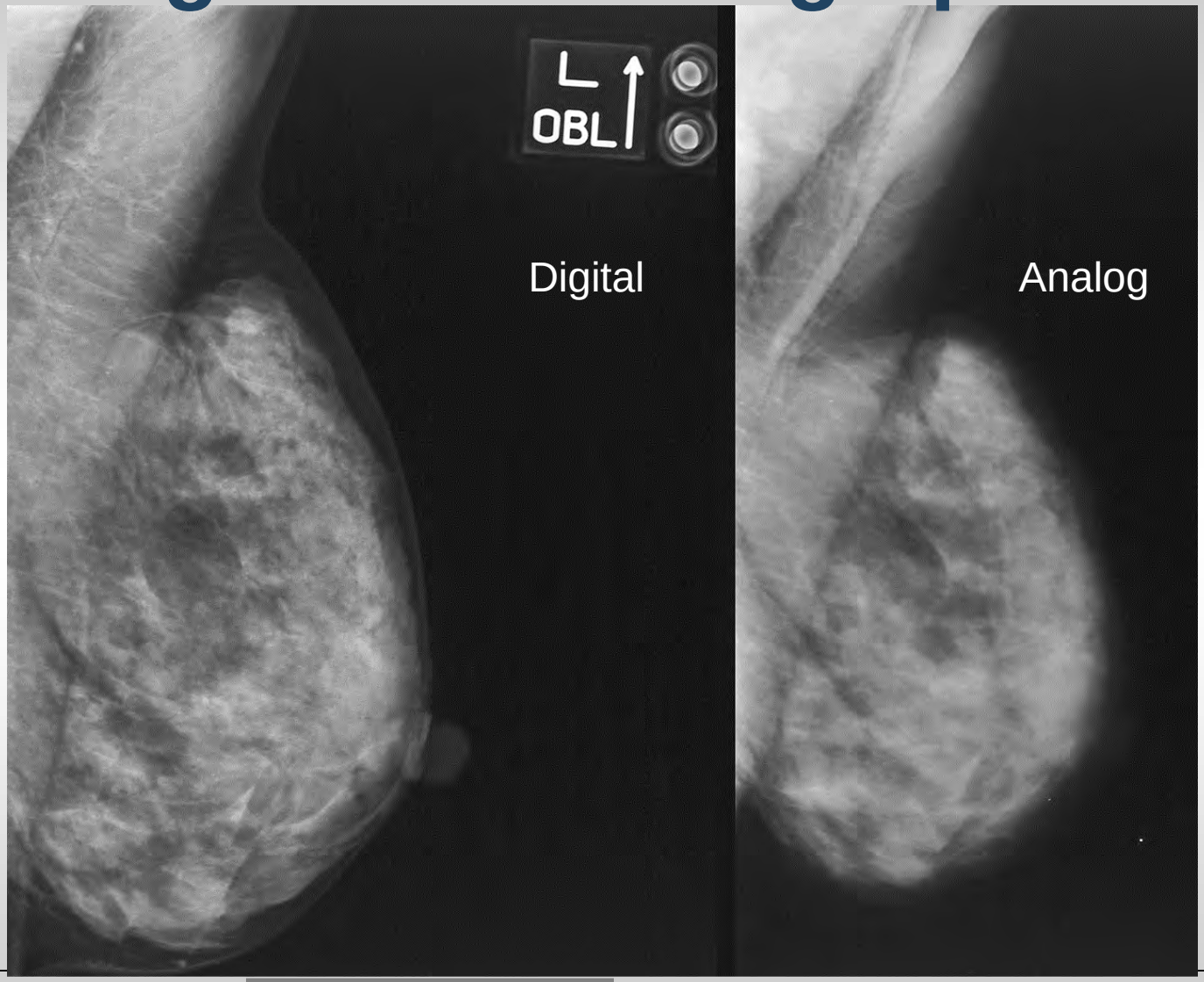
Digitale Radiographie: Bildnachverarbeitung

‚normal‘ ‚kantenbetont‘

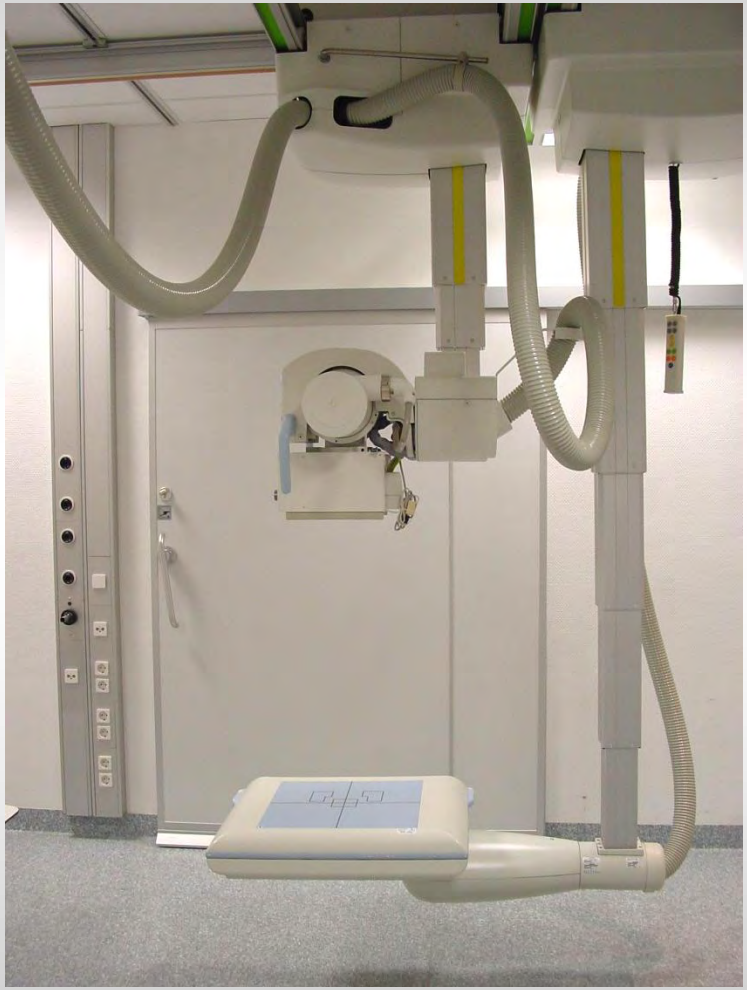
Digitale Radiographie: Bildnachverarbeitung

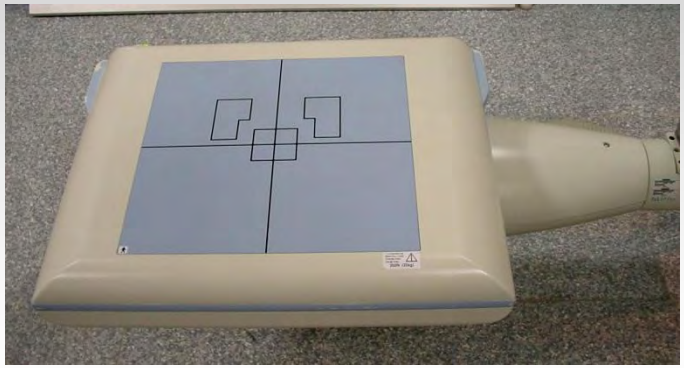


Digitale Mammographie

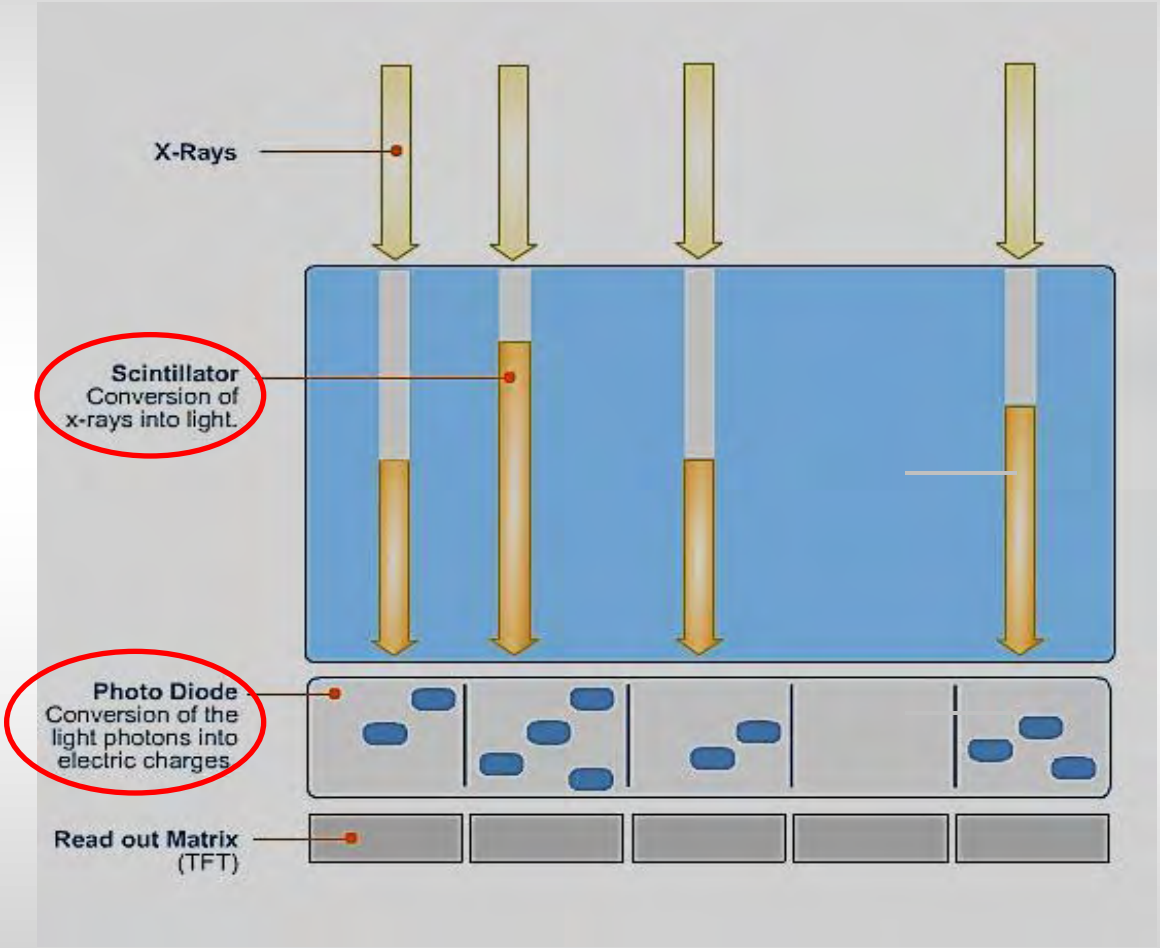


Der Flächendetektor





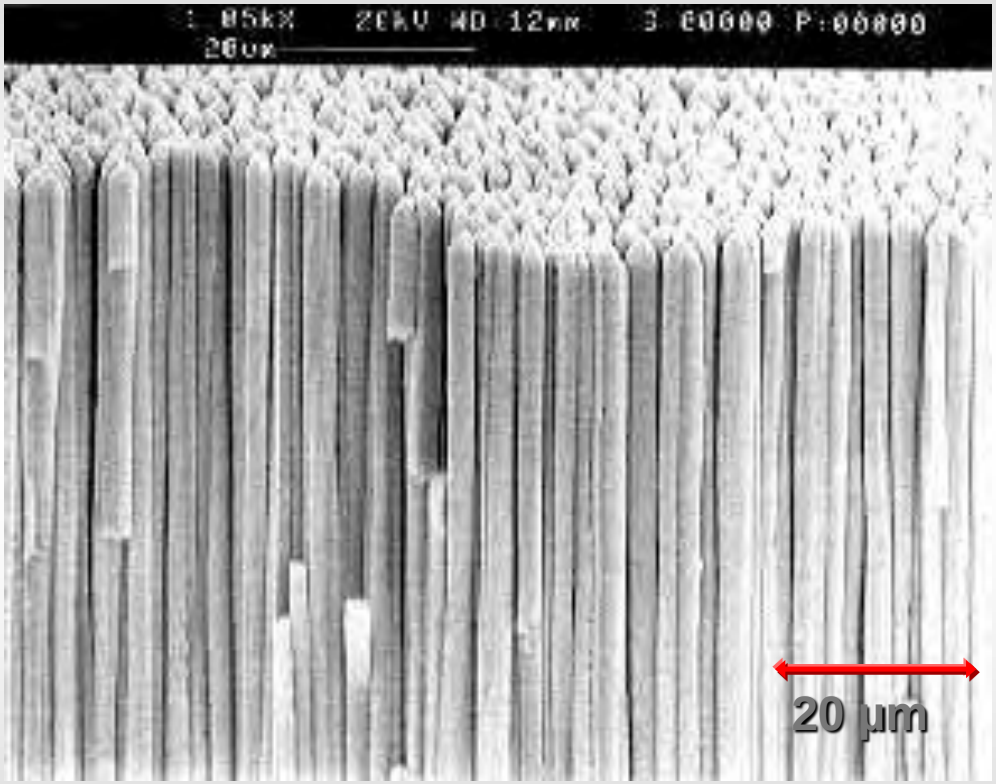
Aufbau und Funktionsweise eines Festkörperdetektors mit indirekter Energiekonversion



Cäsium-Jodid (CsJ)

Amorphes Silizium (aSi)

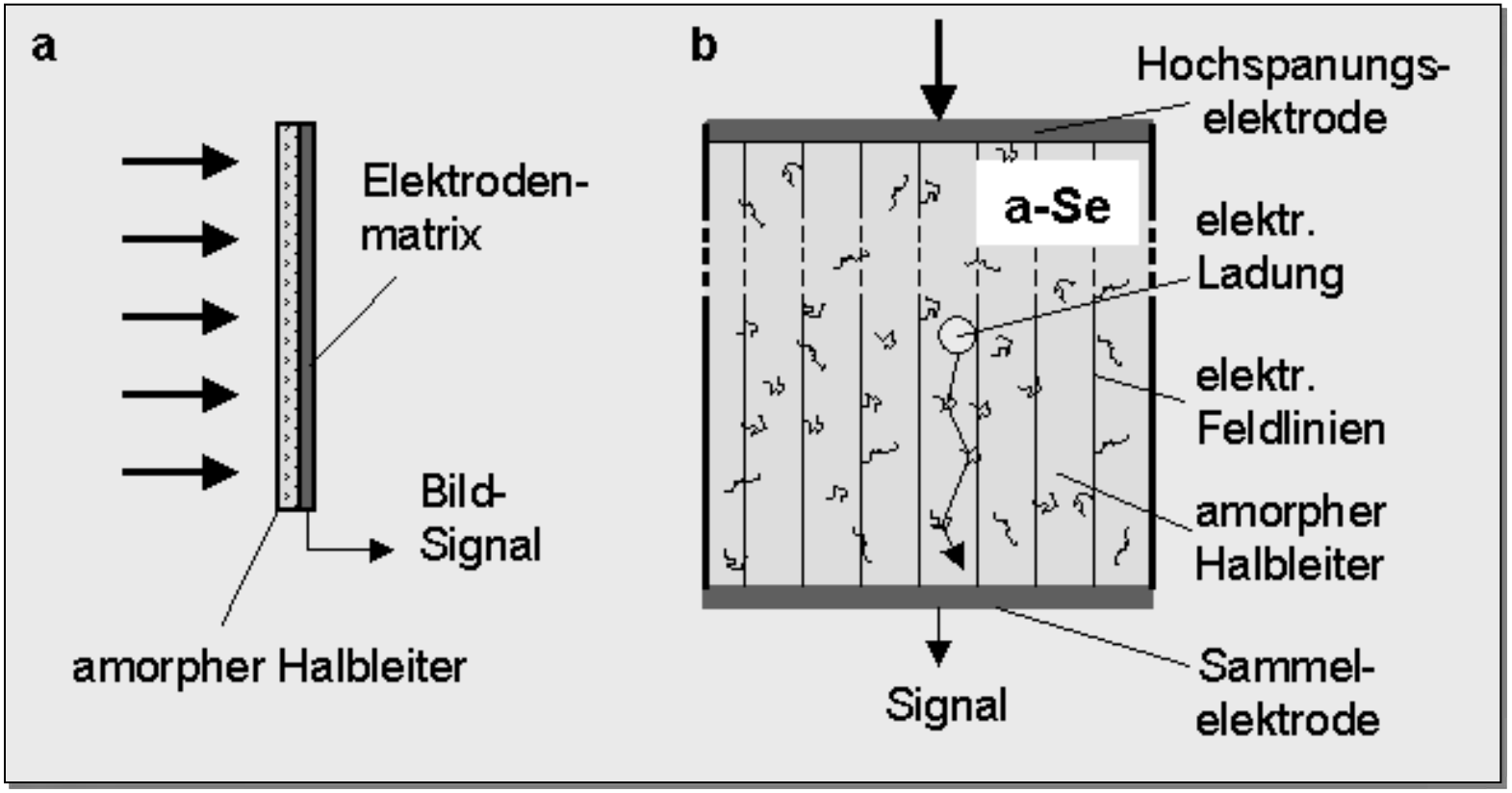
Die Nadelstruktur des CsJ



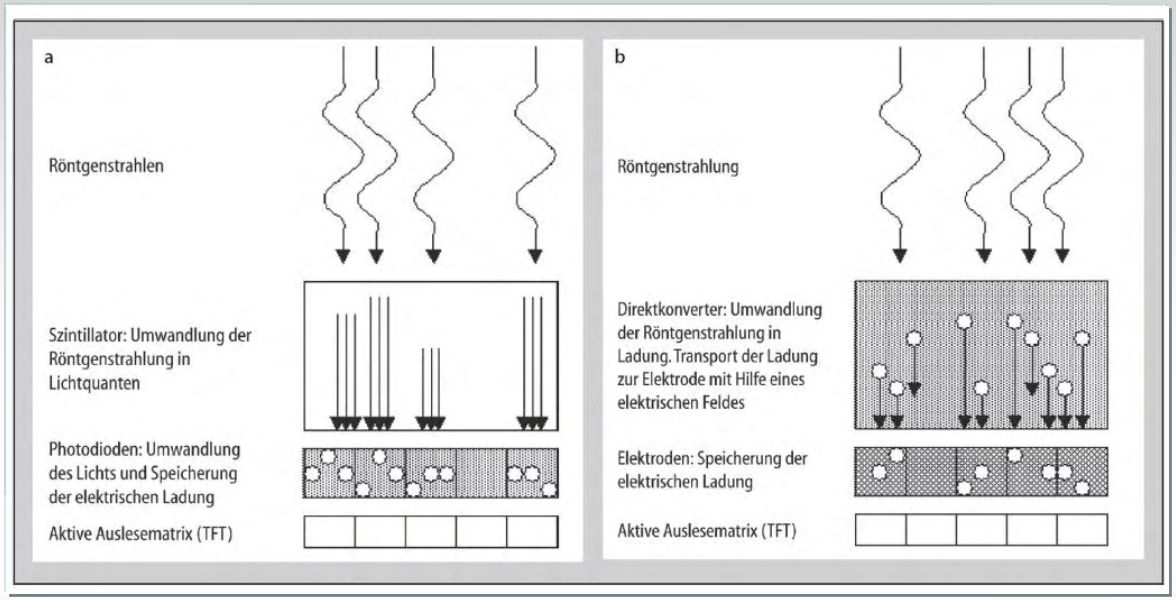
Pixellänge 143 µm

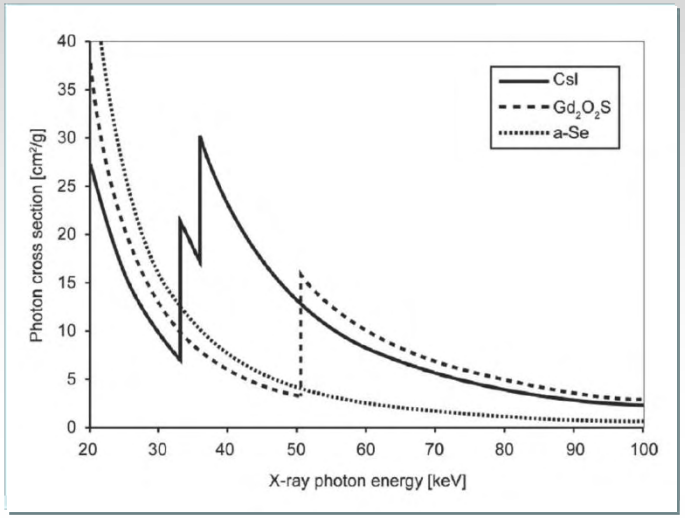
FD mit direkter Konversion

Prinzip der Bildentstehung



Prinzip des Flächendetektors





Indirekte (CsI) und direkte (a-Se) Energiekonversion

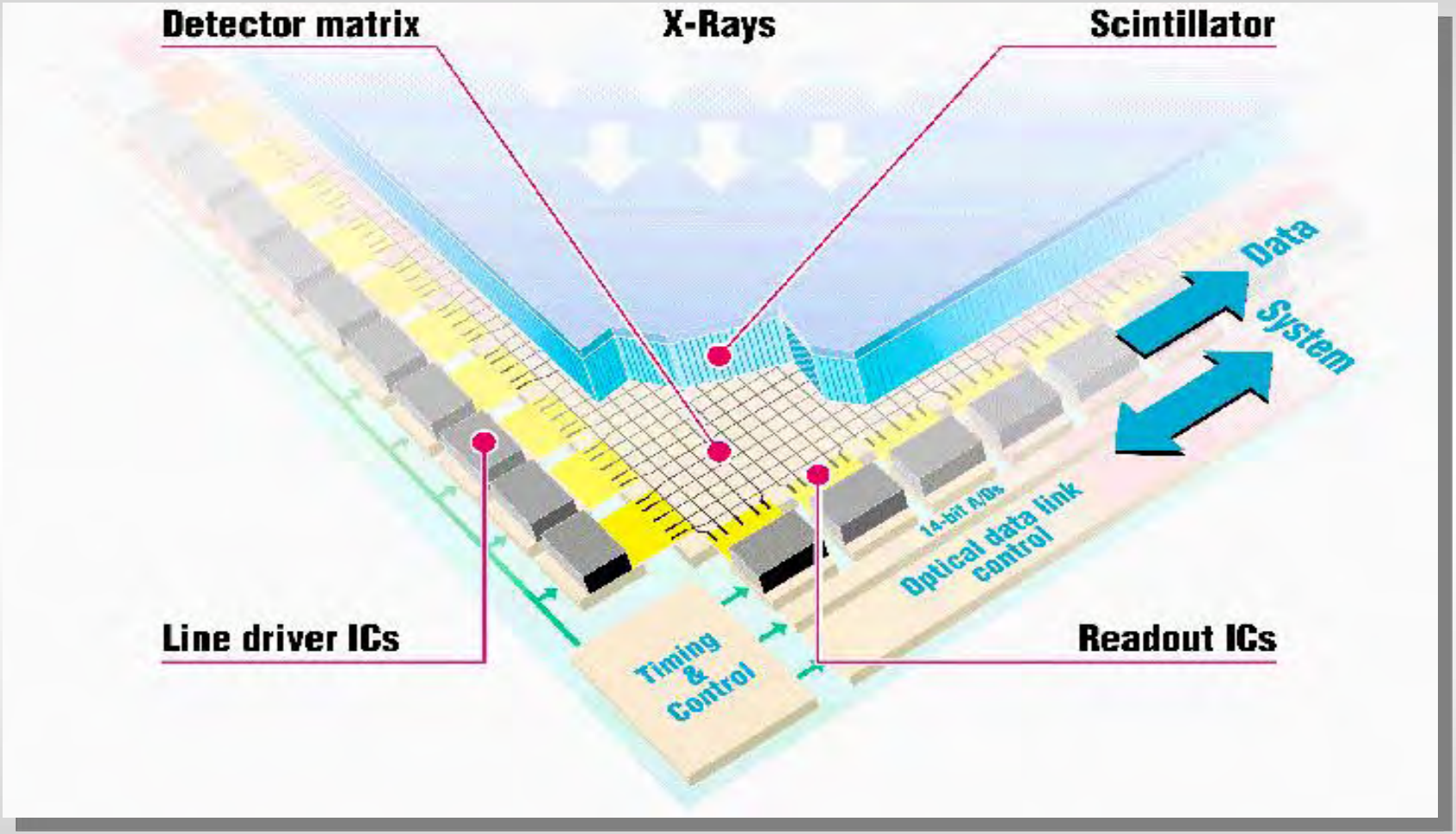
Gute Dosisausbeute (DQE) bei Energien im Bereich der Skelettradiographie

Hohe Ortsauflösungen möglich

Gute Dosisausbeute (DQE) bei niedrigen Energien

Geringere Dosisausbeute (DQE) bei Energien (kV) im Bereich der Skelettradiographie

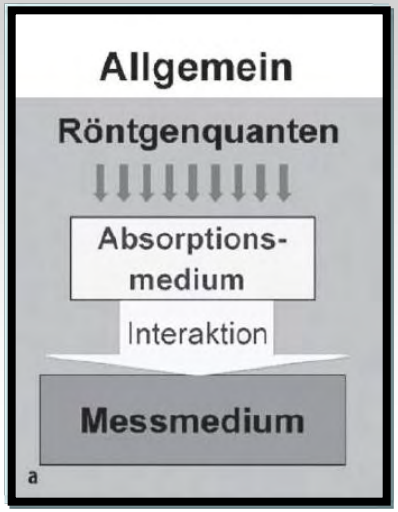
Aufbau und Funktionsweise des aSi[1)]-Festkörperdetektors (opto-direkt)

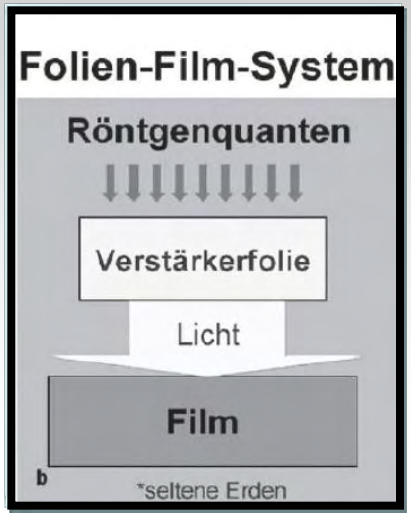


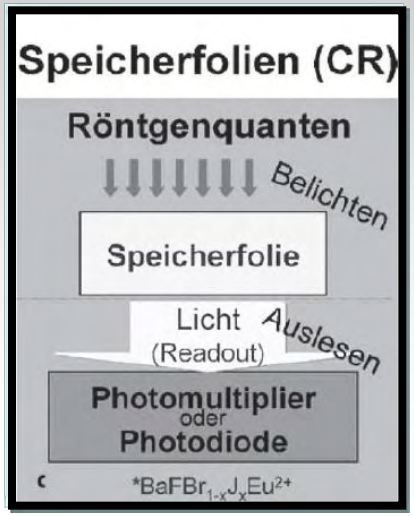
[1)] amorphes Silizium

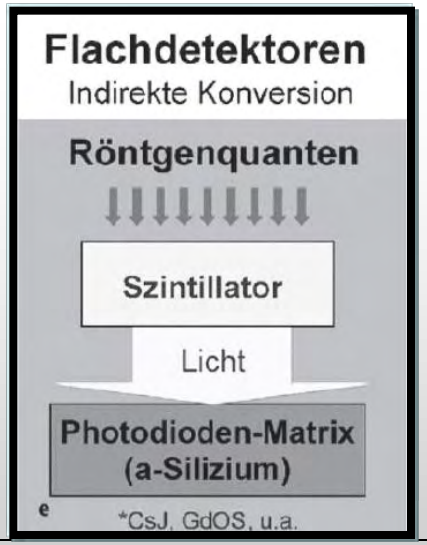
Digitale Radiographie

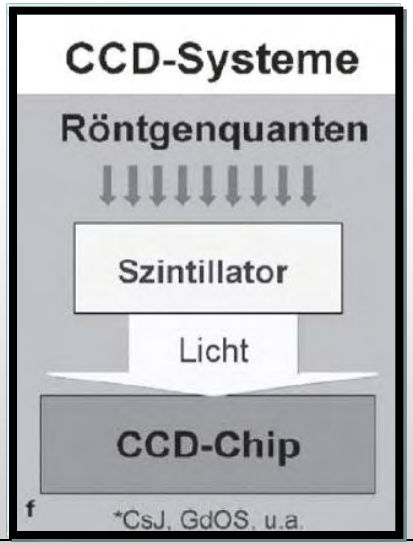
- Take Home Points -











Digitale Radiographie - Vorteile

Bildqualität	Physikalisch	Workflow
Vergleichbar / besser als Film-/Foliensystem	Digitale Kassette (CR): Kompatibilität zum Kassettensystem	Hoher Durchsatz
Hohe Orts- und Kontrastauflösung	Festkörper-Detektor (DX): Hohe Performance	Schneller Bildzugriff
Hohe Dosis-Effektivität	großes Bildfeld robust	DICOM Standard PACS Anbindung KIS/RIS Anbindung

Spezialanwendungen bei CT, DSA und FD

- **CT**
  - 2D und 3D-Rekonstruktionen
  - Volumerendering
  - Surfacerendering
  - Virtuelle Endoskopie
- **DSA**
  - Rotations-DSA
  - 3D inspace-Rekonstruktion
- **FD**
  - Dual Energy (Energiesubtraktion)

3D-Angiographie

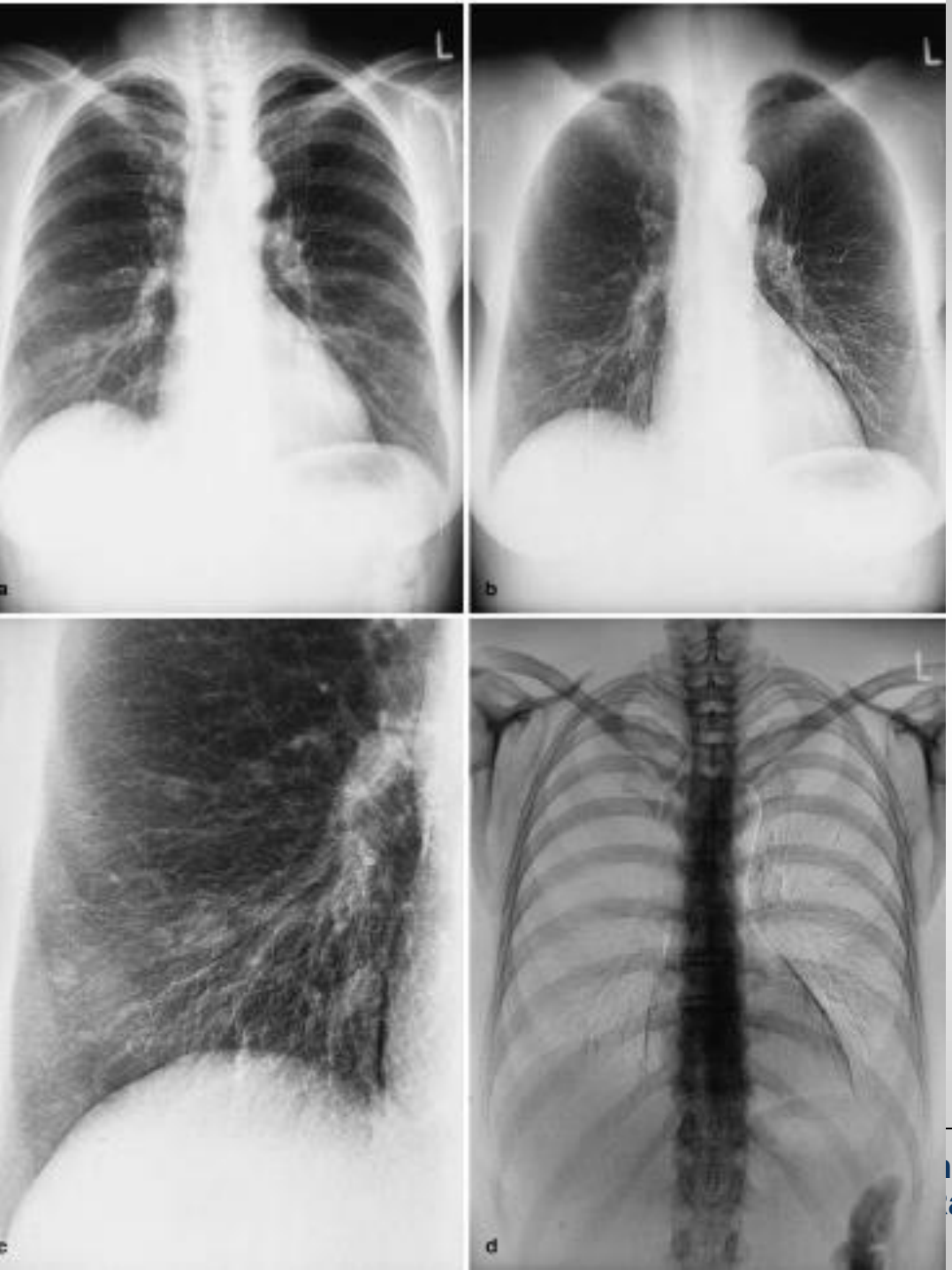
- Erstellung eines 3D-Datensatzes mittels modifiziertem Kegelstrahl-Rückprojektionsverfahren
- Darstellung und Analyse des 3D-Datensatzes mittels Volume-Rendering-Techniken

Name:Stoerkel^Guenter
ID:410317
DoB:14.10.1953
Date:29.07.2003
Time:09:31:42
No.:300
x 1.0

Stoerkel^Guenter
410317
256 sub
Knappschaftskrankenhaus
AXIOM-Artis
29-Jul-2003
AX
H
R
L
F
RES/SHADE
LAO/RAO 0
CRAN/CAUD 0
A
B 85 W 539
O 68 C 781

Energiesubtraktion

1. **Aufnahme mit 140 KV**
   - Schwaches Jodsignal
   - Starkes Knochensignal
   - Schwaches Weichteilsignal
2. **Aufnahme mit 80 KV**
   - Schwaches Jodsignal
   - Starkes Knochensignal
   - Schwaches Weichteilsignal
3. **Gewichtete Subtraktion (2 – 1)**
   - Weichteile und Knochen werden eliminiert
   - Knochensignal bleibt übrig und wird verstärkt

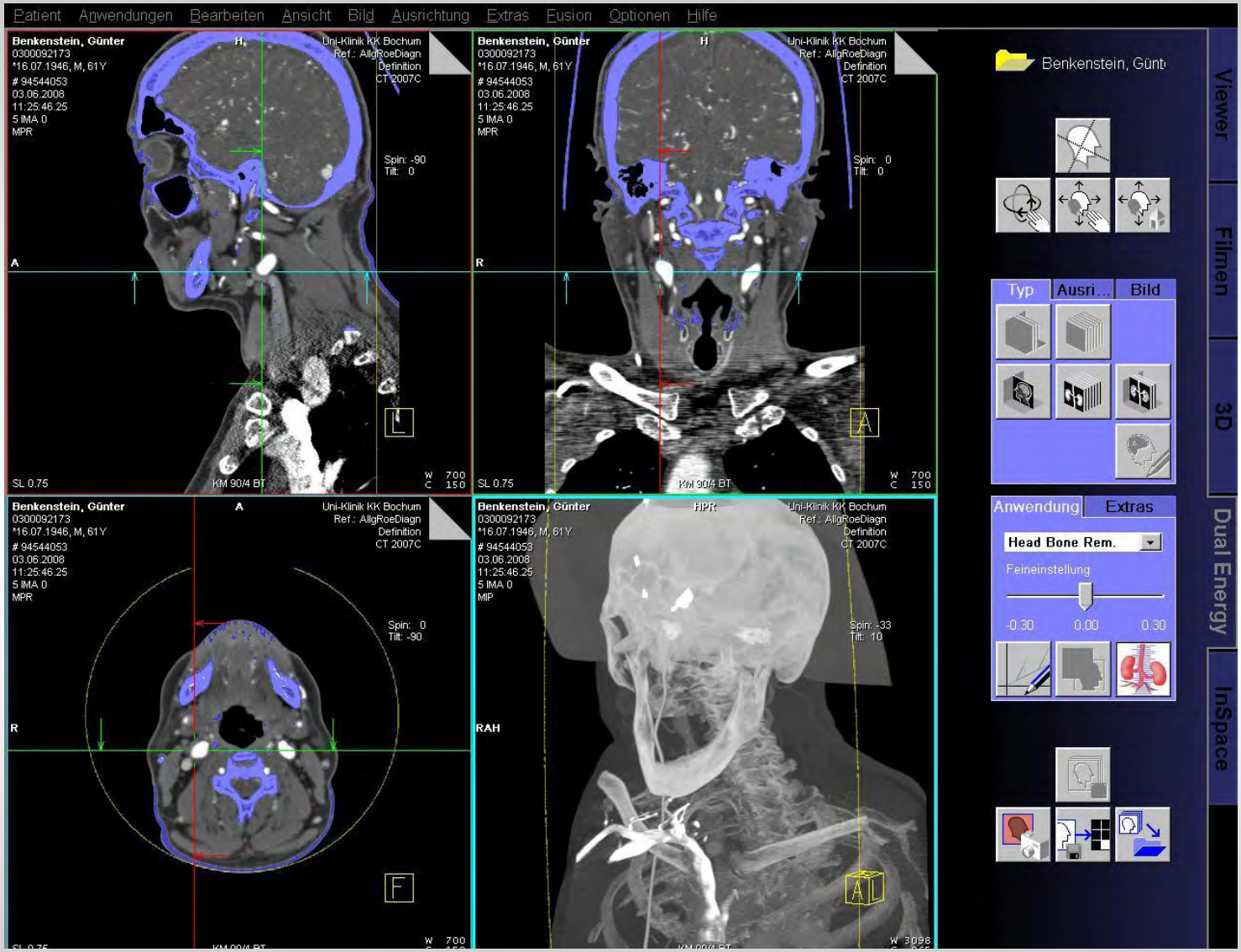
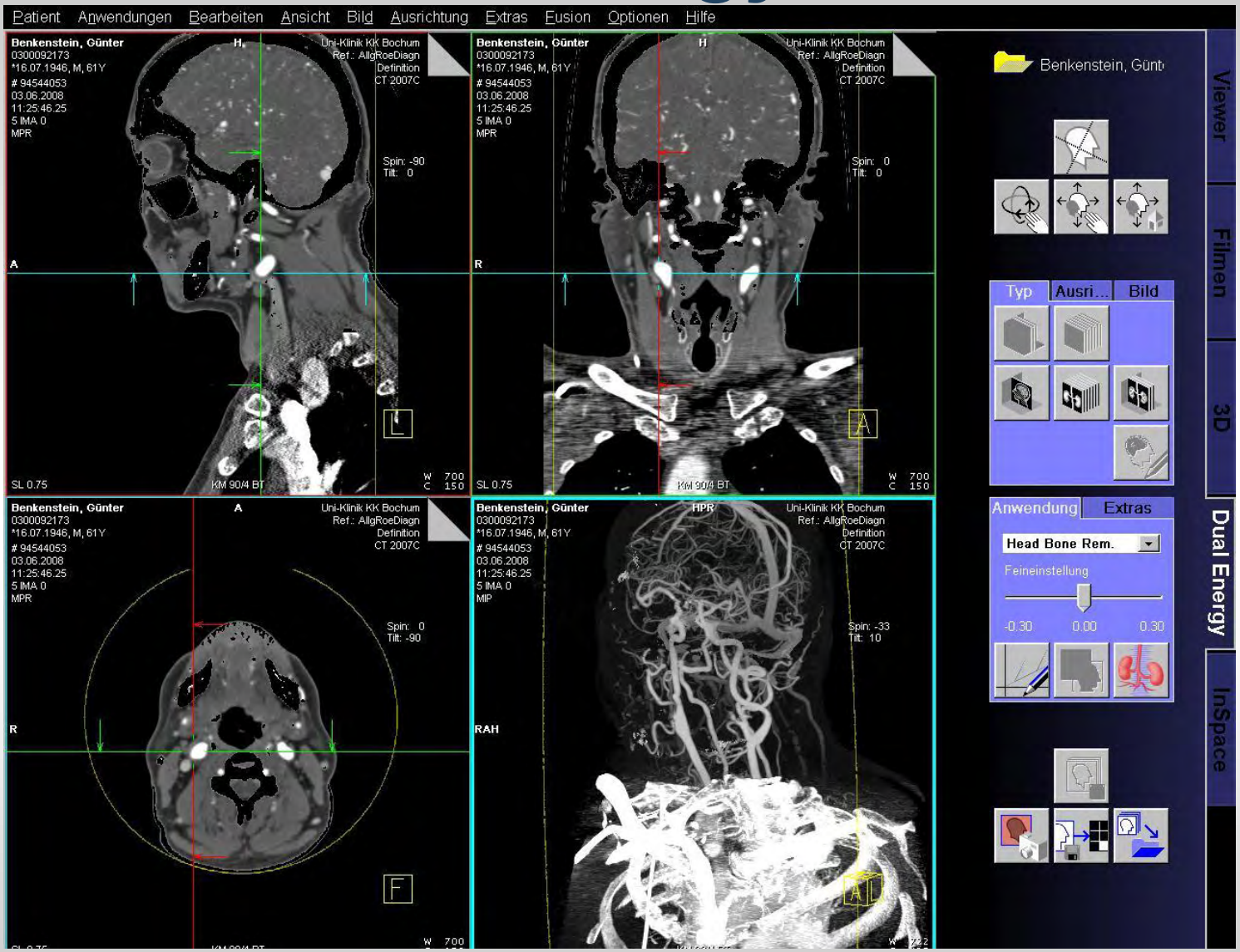


Energiesubtraktion mit

← reinem Weichteilbild und…

← reinem Knochenbild

Dual Energy CTA



Dual Energy CTA