

***Digitale Bildverarbeitung
in der konventionellen Röntgentechnik***

Grundlagen, Beispiele, Anwendungen

***Dokumentationssysteme und Datennetze für
Röntgenbilder***

Monitore zur Befundung von Röntgenbildern

Erlangen, 6/2020

Heinz Horbaschek,
Dreibergstraße 10 a
91056 Erlangen
Tel. 09131 49706
Email: heinz.horbaschek@gmx.de

Alle Skripten unter: www.horbiradio.de/Dokumente/MTRA.html

DIGITALE BILDVERARBEITUNG	4
1. WAS HEIßT „DIGITAL“	4
1.1 BITS UND BYTES	5
1.2 DIGITALE SIGNALVERARBEITUNG	5
1.3 VORTEILE DER DIGITALEN BILDVERARBEITUNG	5
2. DIGITALE BILDVERARBEITUNG BEI BILDGEBENDEN RÖNTGENSYSTEMEN.....	5
2.1 DIGITALISIERUNG VON BILDERN	6
2.11 <i>Matrix</i>	6
2.12 <i>Digitalisierung eines Bildpunktes (Pixels)</i>	6
2.13 <i>Matrix und Pixelgrauwert</i>	7
2.14 <i>Datenrate</i>	8
2.2 AUFLÖSUNGSGRENZEN UND MATRIX	8
2.3 ORTSFREQUENZEN.....	8
3. RÖNTGENBILDWANDLER.....	9
3.1 ERFASSUNG VON RASTERDATEN BEI RÖNTGENSYSTEMEN	9
3.2 BILDVERSTÄRKER – FERNSEHKETTE	10
3.3 SPEICHERFOLIE.....	12
3.4 FESTKÖRPERBILDWANDLER (ODER FLACHBILDDETEKTOR) „FD“ AUS CsJ	13
DIESE NEUE ENTWICKLUNG AUF DEM GEBIET DER RÖNTGENBILDWANDLER ERLAUBT DIE KOMPLETTE DIGITALISIERUNG DER GESAMTEN RÖNTGENTECHNIK.....	13
3.5 FD- RÖNTGENDETEKTOR AUF SELENBASIS	13
.....	14
4. DIGITALE BILDVERARBEITUNG	15
4.1 PRINZIP EINES JEDEN DIGITALEN RÖNTGENBILDSYSTEMS.....	15
4.2 GROB-KLASSIFIZIERUNG DER DIGITALEN BILDVERARBEITUNG UND BILDSYSTEME.....	16
.....	16
.....	16
4.3 KORREKTUREN VON BILDWANDLERFEHLERN	16
4.4 GEMEINSAME BASISFUNKTIONEN.....	17
4.41 <i>Grauwertoperationen</i>	17
4.42 <i>Matrixoperationen</i>	19

4.43 Definition der Modulationsübertragungsfunktion MÜF (Modulation Transfer-Funktion MTF)	20
4.44 Ortsfrequenzmanipulationen	22
4.5 MULTIBILDFUNKTIONEN.....	24
4.6 ZUSAMMENFASSUNG: BILDVERARBEITUNGS- GRUNDFUNKTIONEN DIG. RÖNTGENSYSTEME.....	27
4.7 WEITERE MULTIBILDVERFAHREN.....	28
4.71 Periphere DSA.....	28
4.72 Dynavision.....	29
4.8 QUANTITATIVE BILDAUSWERTUNGEN IN DER KARDANGIOGRAPHIE	29
4.9 BILDAUSWERTUNGEN IN DER ORTHOPÄDIE	31
4.10 KOMPLEXE VERFAHREN DER BILDREKONSTRUKTION	31
4.11 „ROADMAP“ METHODEN	34
5. ARCHIVIERUNG VON RÖNTGENBILDERN	34
5.1 BEISPIEL HISTORIE : DOKUMENTATION BEI ANGIOGRAPHIEANLAGEN.....	34
5.2 MULTIFORMATKAMERA	35
5.21 Prinzip der Multiformatkamera	35
5.3 PAPIERPRINTER.....	36
5.4 DIGITALE SPEICHER- UND ARCHIVIERUNGSMEDIEN	36
5.41 Archivierungs- und Austauschmedien, Zuordnung	37
5.5 STRUKTUREN VERSCHIEDENER AUSBAUSTUFEN DER DIGITALEN ARCHIVIERUNG	38
6. MONITORE ZUR BEFUNDUNG VON RÖNTGENBILDERN	40
6.1 SEHPHYSIOLOGIE.....	40
6.11 Auflösung / Schärfe	40
6.12 Kontrast und Helligkeit	40
6.13 Flimmerfreiheit.....	41
6.14 Strukturfreiheit	41
6.2 EIGENSCHAFTEN VON MONITOREN.....	41
6.3 ANFORDERUNG AN RÖNTGENMONITORE UND DAS UMFELD.....	41

1.1 Bits und Bytes

Die kleinste Informationseinheit im Dualsystem ist 1 Bit (1 Stelle einer dualen Zahl)
„binary digit“

Üblicherweise werden 8 Bits, also 8 Stellen zu einem **8 Bit -Wort = 1 Byte** zusammengefasst.

2. Byte → | ← 1. Byte = 8 Bit → |

...	...	512	256	128	64	32	16	8	4	2	1	
		0	1	0	0	0	0	1	1	67
		1	1	0	0	1	0	0	0	200

Digitale Zahlenwerte mit
Werte mit

1 Byte max. 256 Werte (0 bis 255)
2 Byte 64.000 Werte

1.2 Digitale Signalverarbeitung

Digitale Werte werden in Rechenschaltungen per Hardware oder mit SW (PC) verarbeitet. Auch komplexe Rechenoperationen werden auf die Grundrechenoperationen wie Addition, Subtraktion, Vergleiche, Zählen usw. zurückgeführt.

Die Rechenleistung von digitalen Verarbeitungsschaltungen wird z.B. in **MIPS** (mega instructions per second) gemessen.

Die explosionsartige Entwicklung auf dem Halbleitersektor und allgemein auf dem Elektronikgebiet macht heute die schnelle Verarbeitung und Speicherung von unvorstellbaren **Datenmengen** mit sehr hohen **Datenraten** möglich.

⇒ **Voraussetzung** für digitale Bildverarbeitung in der Röntgentechnik

Beispiele für die Komplexität digitaler Signal/Bildverarbeitungen, **Rechnerleistung** und **Speicherkapazität**:

Messen und Steuern im Haushalt	1 MIPS,	1 MByte
schnelle PCs	100 MIPS	>20 GByte
digitale Röntgenbildsysteme	10.000 MIPS	TeraBytes
Astronomie, Wettervorhersage	>10.000 MIPS	TeraBytes

1.3 Vorteile der digitalen Bildverarbeitung

- ⇒ **100 % reproduzierbare Funktionen**
- ⇒ **sehr flexibel, auch komplexe Bildverarbeitungen möglich**
- ⇒ **hohe Integrationsdichte der Hardware**
- ⇒ **auch schnelle Bildverarbeitung bereits alleine in Software möglich**
- ⇒ **keine Alterung bzw. kein Qualitätsverlust bei der digitalen Speicherung der Bilddaten**

2. Digitale Bildverarbeitung bei bildgebenden Röntgensystemen

Die digitale Bildverarbeitung befasst sich generell mit der Manipulation und Analyse von Röntgenbildern durch digitale Rechenwerke oder Rechner.

Grundlage dazu sind digitalisierte Bilddaten zweidimensionaler Bildwandler für Röntgentransmissionsbilder.

Die Verarbeitung hat im Wesentlichen zum Ziel, die medizinische Aussagekraft der Rohbilder zu erhöhen, sowie die Bilder für die Darstellung zu optimieren.

In den letzten 20 Jahren erfolgte eine stürmische Entwicklung der digitalen Bildtechnik in der Röntgentechnik. Startete die Verwendung der digitalen Bildtechnik 1975 zuerst mit der Computertomographie, so begann der nachhaltige Einsatz der digitalen Bildtechnik bei den konventionellen Röntgensystemen mit der Realisierung der DSA (digitalen Subtraktionstechnik) für die Diagnostik und darauf, getrieben durch die zunehmenden interventionellen Untersuchungen und Behandlungsmethoden in der Medizin, bei Kardiologie und Diagnostiksystemen.

2.1 Digitalisierung von Bildern

Grundeigenschaften von digitalen Bildern

Matrix, maximale Auflösung (H zu V Verhältnis und max. Bildpunktzahl)

Pixel, Pixel-Grauwerte (Bildpunkt-/Pixeltiefe bzw. Graustufenzahl)

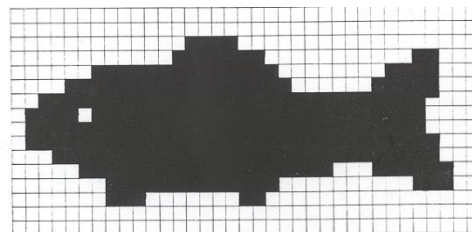
Datenrate, (Byte / s bei der Übertragung von Bildern

2.11 Matrix

Voraussetzung für die digitale Bildverarbeitung von Bildern ist das Vorliegen der **Bilddaten** in einer **Bildmatrix**. Dazu wird jedes Bild in eine meist rechteckige oder quadratische Matrix aus einzelnen Bildpunkten zerlegt (z.B. 1000 x 1000).



analoges Bild, keine Matrix



gerastetes Bild, Bildmatrix

2.12 Digitalisierung eines Bildpunktes (Pixels)

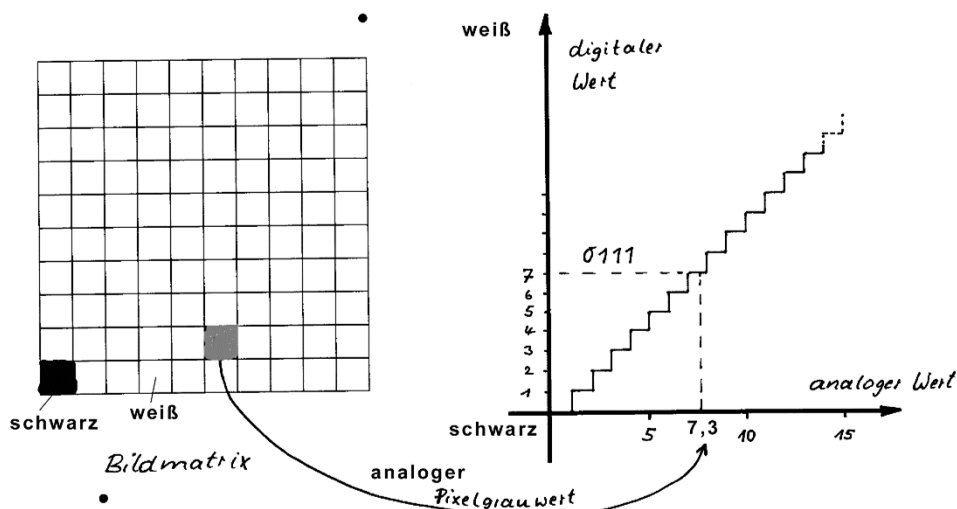
Die jeweiligen **analogen**, nicht abgestuften Grauwerte (Spannungswerte) der Bildpunkte werden danach in **digitale Werte** umgewandelt.

⇒ **Quantisierung durch Analog/Digitalwandlung.**

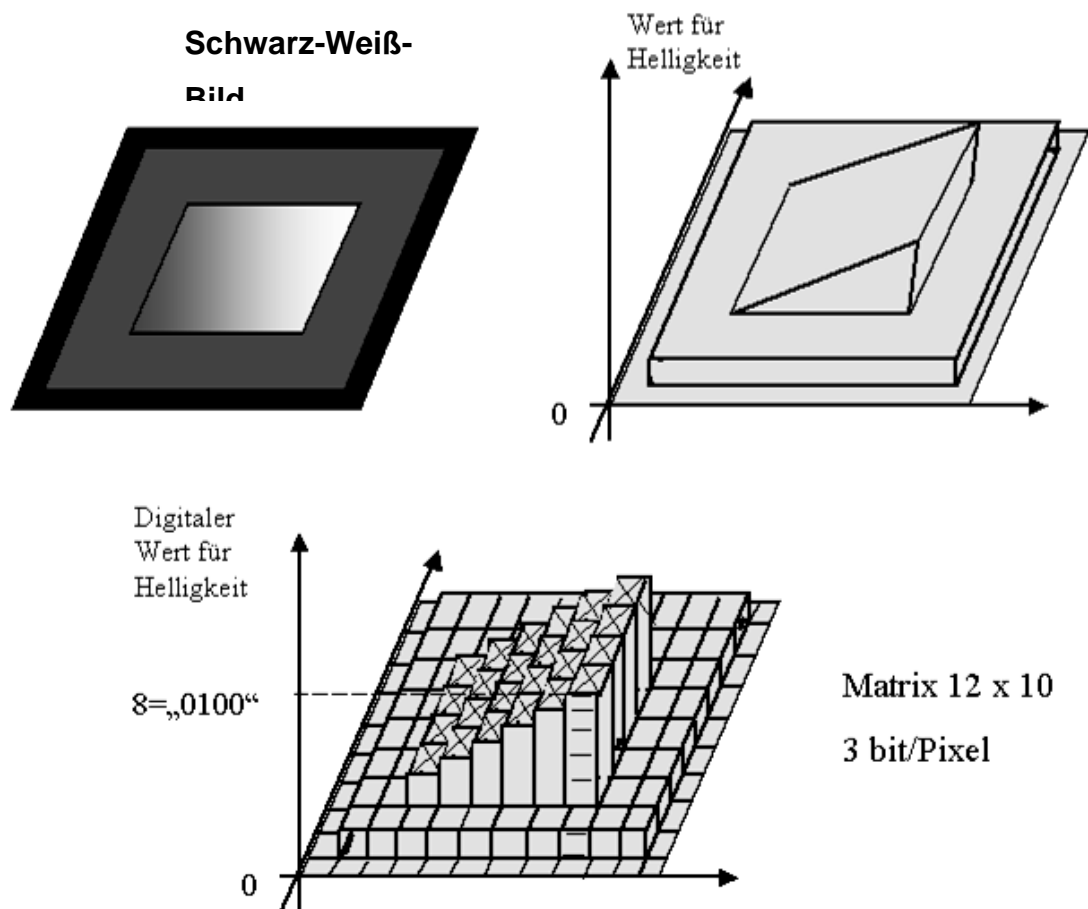
Die Feinheit der Digitalisierung des einzelnen Bildpunktes wird durch die Bits pro Pixel bestimmt. Z.B. bedeuten 8 Bit 256 unterschiedliche Grauwerte.

Die Bilder werden also in eine Matrix zerlegt und die einzelnen Matrixpunkte durch Digitalisierung quantisiert.

Analog/Digitalwandlung



2.13 Matrix und Pixelgrauwert



Ein digitales Bild (schwarzweiß) setzt sich also aus einer Matrix – Zeilen und Spalten – von Bildpunkten zusammen, deren Grauwerte jeweils in digitalen Werten (Zahlen) angegeben werden. Ein **digitales Bild** ist uns **so besser**, je näher es an ein ideales analoges Bild angenähert ist, also je **höher die Matrix** ist und je **feiner die Digitalisierung der Bildpunkte** ist (also um so höher die Pixeltiefe ist)



Originalbild,
300x300 Bildpunkte,
256 Graustufen



16 Graustufen



50x50 Bildpunkte

In der Praxis orientiert sich Matrix und Bildpunkttiefe an der notwendigen Auflösung des Bildes, der notwendigen Graustufenauflösung und technischen Fakten wie darstellbare oder speicherbare Datenmenge sowie maximale Datenrate.

Die notwendige Auflösung hängt von dem Bildformat und von den dazustellenden Objekten sowie der medizinischen Fragestellung ab.

2.14 Datenrate

entspricht der übertragenen Datenmenge pro Zeiteinheit.

Technisch gesehen bedeuten große Matrizen und hohe Bittiefen bei gleichzeitig hohen Bildfrequenzen sehr hohe Datenmengen und Datenraten.

Beispiel digitale Bildverstärker Radiographie:

Matrix 1000 x 1000

Bildpunkttiefe 12 Bit

Serienaufnahme

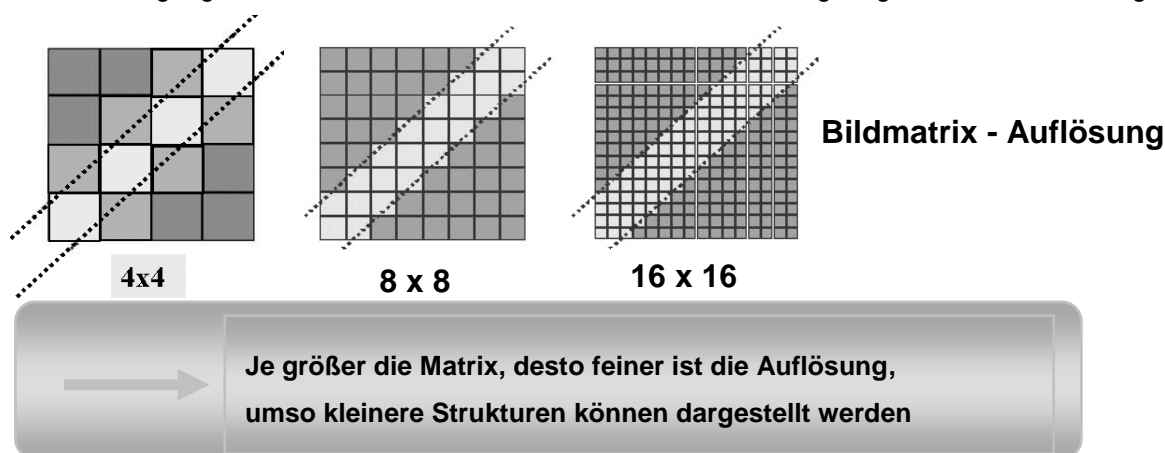
8 Bilder/sec

1,5 MByte /Bild

- 12 MByte/sec

2.2 Auflösungsgrenzen und Matrix

Zur Übertragung scharfer Bildkanten bzw. feiner Strukturen ist eine genügend hohe Matrix nötig



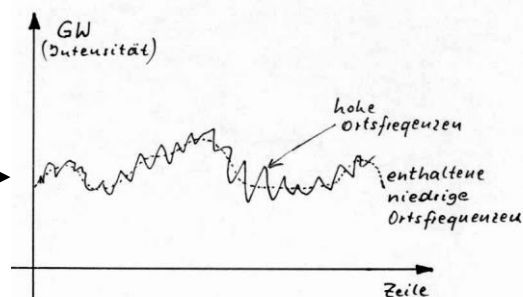
Für die maximal mögliche Übertragung oder Digitalisierung feiner **periodischer Strukturen** (z.B. Knochenstrukturen) gilt das sog. **Abtasttheorem**. Es bedeutet, dass für die Abtastung einer Hell/Dunkelperiode (1 Schwingung) zumindest 2 Abtastwerte d.h. 2 Bildpunkte nötig sind.

2.3 Ortsfrequenzen

In der Akustik besteht z. B. ein Musikstück im Gegensatz zu einem Einzelton (z. B. Pfeifton) aus einem **Gemisch** verschiedener Tonfrequenzen (Hörbereich ca. 16 Hz bis 16 kHz).

Sinngemäß lässt sich auch ein Bildinhalt in verschiedene sinusförmige „Ortsfrequenzen“ zerlegen. Z. B. entsprechen **große Objekte niedrigen Ortsfrequenzen, feine Strukturen oder steile Bildübergänge hohen Ortsfrequenzen**. Beispielsweise kann ein Röntgenbild mit 40 cm Bildgröße (entspr. ca. Objektgröße) Ortsfrequenzen von 0,005 LP/mm (Mediastinum / Lunge mit 1 Schwingung pro 20 cm) bis hinauf zu 2,5 LP/mm (Feinstrukturen mit 0,4 mm pro Schwingung) beinhalten.

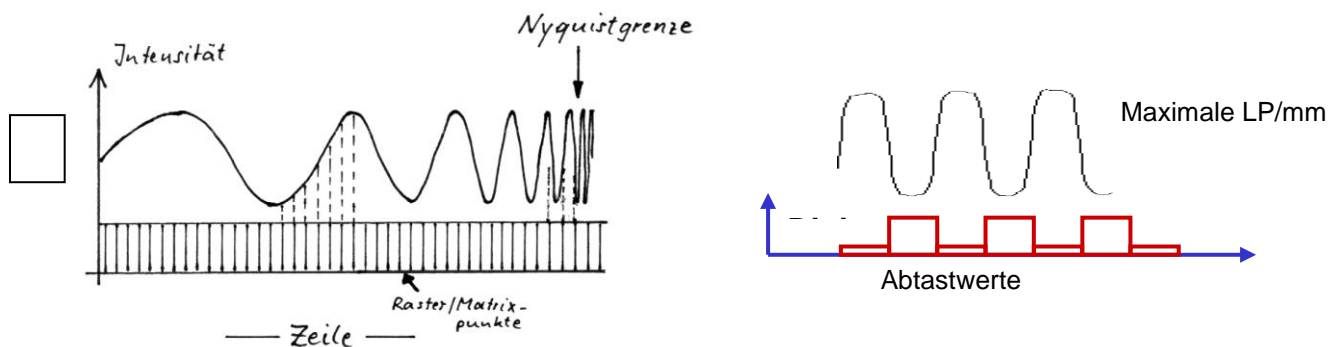
Analyse eines Bildes:



Im Prinzip enthält also ein Bild verschiedenste Ortsfrequenzen über einen großen Frequenzbereich. Die Matrix des digitalen Bildes muss nun fein genug sein, um die für die Diagnose wichtigen feinen Details, also hohen Ortsfrequenzen, erfassen zu können.

Im o. g. Beispiel müssten also auf das Objekt bezogen zur Erfassung der **2,5 P/mm** auf einen Millimeter **5 Bildpunkte** verwendet werden. (Abtasttheorem !). Das entspricht einer Gesamtmatrix von 2000 x 2000 Bildpunkten ($5 \text{ Bildpunkte/mm} \times 400 \text{ mm} = 2000 \text{ Bildpunkte}$).

Die Verhältnisse bei hohen und niedrigen Ortsfrequenzen zusammen mit verschiedenen Digitalisierungs- Matrizen lassen sich auch gut am Beispiel eines Zeitungstitelblattes zeigen.



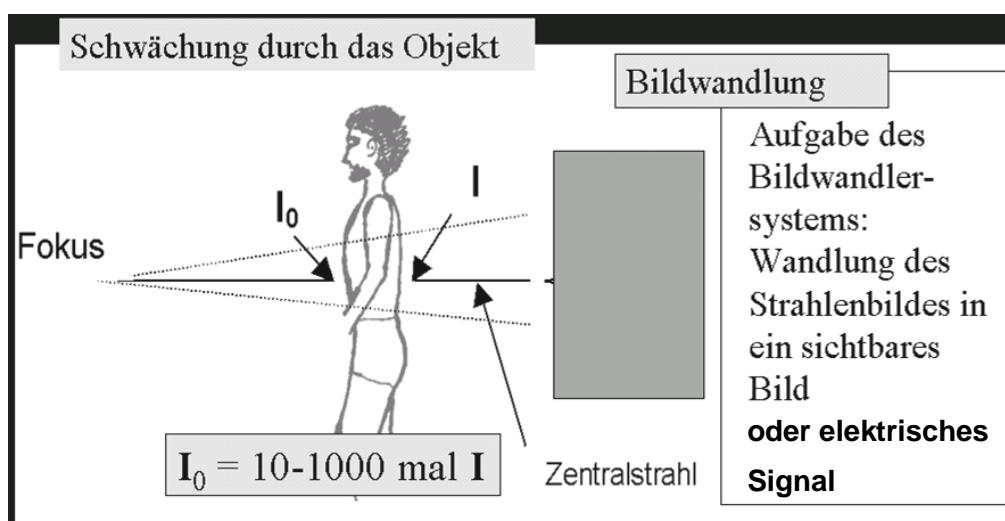
Die Grenze der Auflösung - die sog. Nyquistgrenze - gegeben durch eine bestimmte Matrix, **begrenzt üblicherweise bei allen digitalen Bildsystemen die maximale Detailauflösung**, da die MÜF der analogen Bildwandler im allgemeinen ihre Grenze bei noch höheren Ortsfrequenzen, d.h. feineren Details hat.

Es werden immer für die Darstellung einer Schwingung, also z.B. eines dunklen und hellen Bildpunktes, mindestens 2 Bildpunkte benötigt. \Rightarrow **Abtasttheorem**

3. Röntgenbildwandler

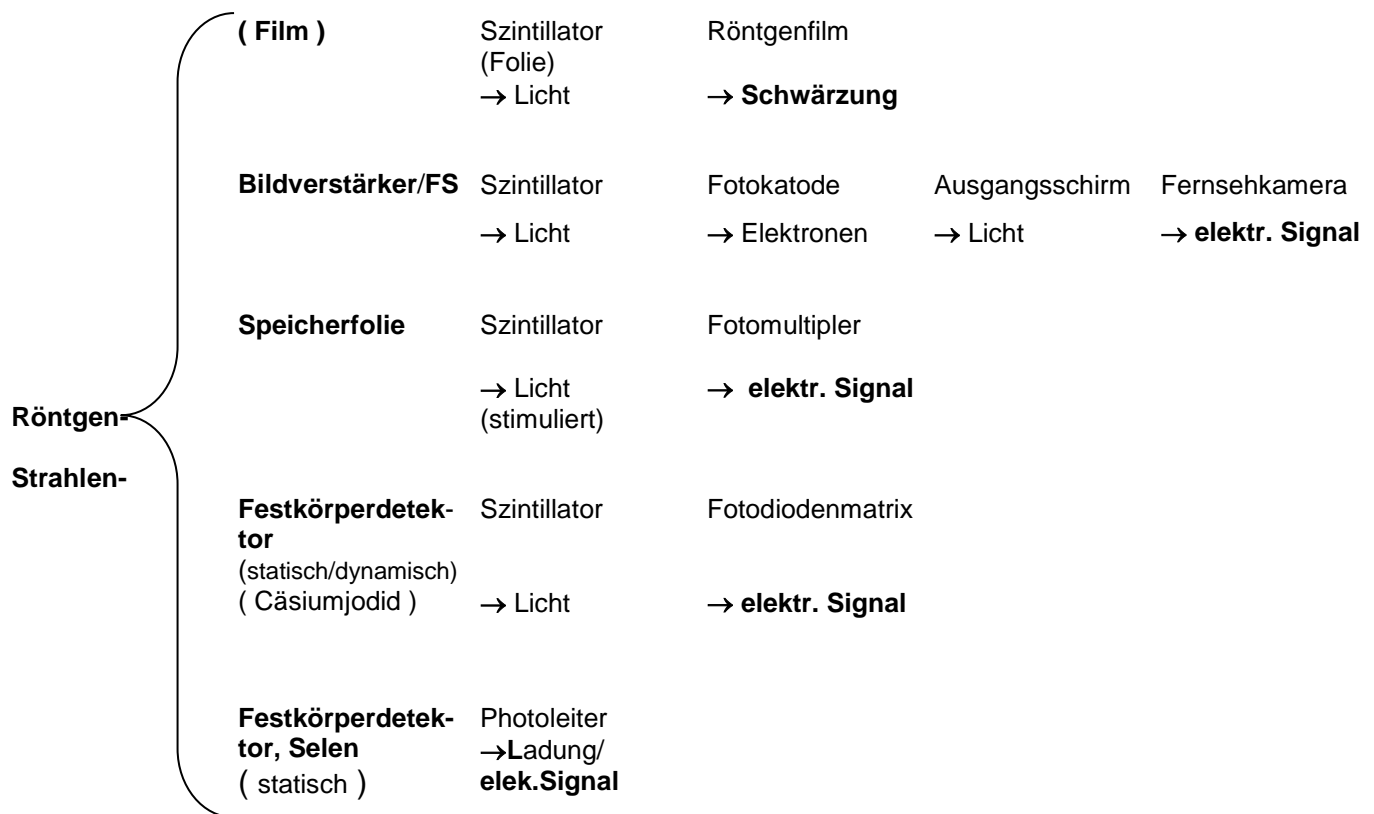
3.1 Erfassung von Rasterdaten bei Röntgensystemen

Bei der Röntgenprojektionstechnik entsteht hinter dem Patienten ein durch die unterschiedliche Röntgendichte im Körper moduliertes zweidimensionales Strahlenfeld oder **Intensitätsgebirge**. Der Röntgenbildwandler hat die Aufgabe, dieses Strahlenfeld möglichst effizient in elektrische Signale umzuwandeln, die dann nach der Umsetzung in ein Matrixbild und der Digitalisierung der Schwächungswerte als digitales Bildsignal zur Verfügung steht.



Die Umwandlung in elektrische Signale erfolgt je nach Röntgenbildwandler in unterschiedlich vielen Umwandlungsstufen.

Die wichtigsten Röntgenbildwandler mit deren Umwandlungsstufen sind



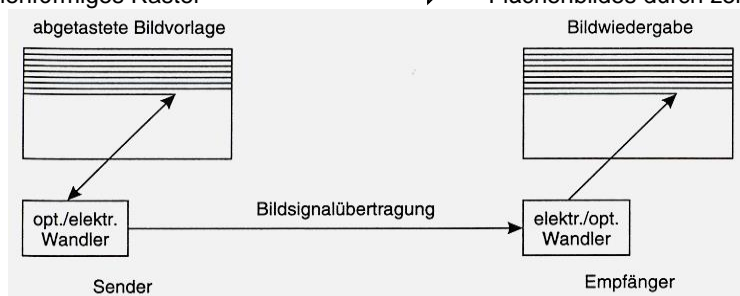
Die Bildverstärker/FS-Kette hat zwar am meisten Umwandlungsstufen, ist jedoch von allen Röntgenbildwandlern auch die flexibelste. So kann mit ihr bei geringsten Durchleuchtungs Dosen und gleichzeitig auch bei hoher Aufnahmedosis gearbeitet werden, Speicherfolie, Selen trommel und Festkörperdetektoren sind ausschließlich für den Aufnahmedosisbereich vorgesehen.

Die flächenförmige Abtastung des Szintillators bzw. des Lichtbildes geschieht bei den meisten Röntgenbildwandlern durch **zeilenförmiges Abtasten** der Fläche.

Abtastung eines Flächenbildes durch zeilenförmiges Raster



entsprechende Wiedergabe eines Flächenbildes durch zeilenförmiges Schreiben (Monitor)



3.2 Bildverstärker – Fernsehkette

Dieses System war über 40 Jahre das wesentliche elektronische bzw. digitale System und fand z. B. bei Durchleuchtungsanlagen, Angio-, Cardangio- Anlagen, Chirurgiestativen usw. Verwendung.

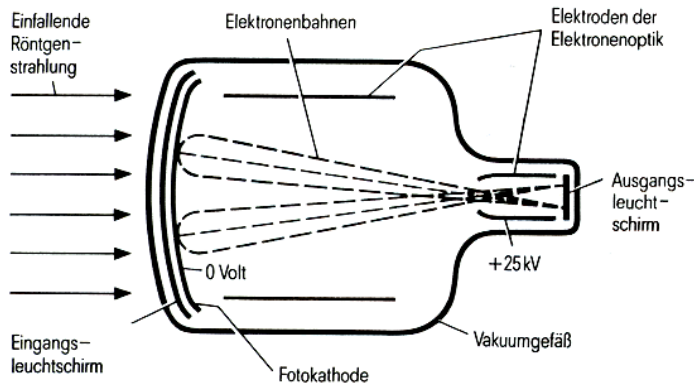
Seit 2001 kamen nach und nach die Festkörperdetektoren (siehe 3.4) auf den Markt und verdrängten erst die kleineren Bildformate. Heute sind praktisch alle Röntgensysteme mit FD-Systemen ausgestattet, lediglich bei sehr kostengünstigen Systemen findet man sie noch.

Funktion:

Das Röntgenstrahlungsgebirge zuerst in einem **Bildverstärker in ein optisches Bild** (am Ausgangsschirm) umgewandelt und dann über eine hochgeöffnete Optik mit Irisblende zur Lichtanpassung auf einen **Fernsehbildwandler** projiziert (Fernsehaufnahmeröhre bzw. CCD-Bildwandler).

Dieses System ist sehr flexibel, es lässt Einzelbildbetrieb (dig. RBV- Radiographie) genauso wie Durchleuchtung mit sehr geringen Dosisleistungen bei beliebigen Bildfrequenzen (z. B. 60 – 2 Bilder/sec) oder auch digitalen Kinobetrieb zu.

Der Bildverstärker

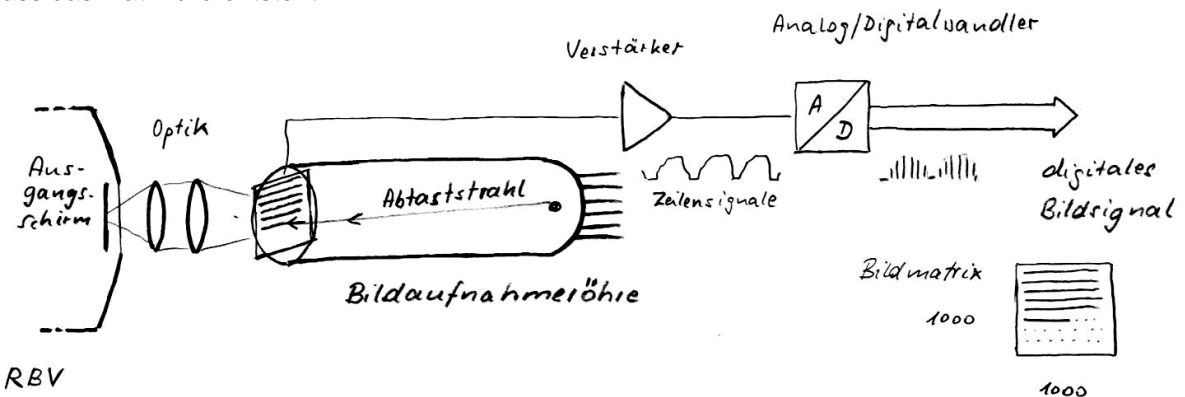


Im Bildverstärker wird zunächst im Eingangsschirm durch den **Röntgenzintillator** die Röntgenstrahlung in **Licht** umgewandelt. Eine direkt darauf liegende, flächige **Photokathode** wandelt das Licht in ein entsprechendes **Elektronenbild** um. Diese Elektronen werden stark beschleunigt und über eine Elektronenoptik auf einen relativ kleinen **Ausgangsschirm** (z. B. 25 mm Durchmesser) fokussiert, der dann das Elektronenbild wieder in ein **helles optisches Bild** umwandelt.

Die Fernsehkamera

Das Bild vom Bildverstärkerausgang gelangt über eine Optik auf die lichtempfindliche Eingangsfläche der Bildaufnahmeröhre. In dieser **tastet** ein Abtaststrahl mit einer Bildfrequenz (Abtastzeit für ein ganzes Bild) bis zu 60 B/sec das Bild **zeilenförmig** ab.

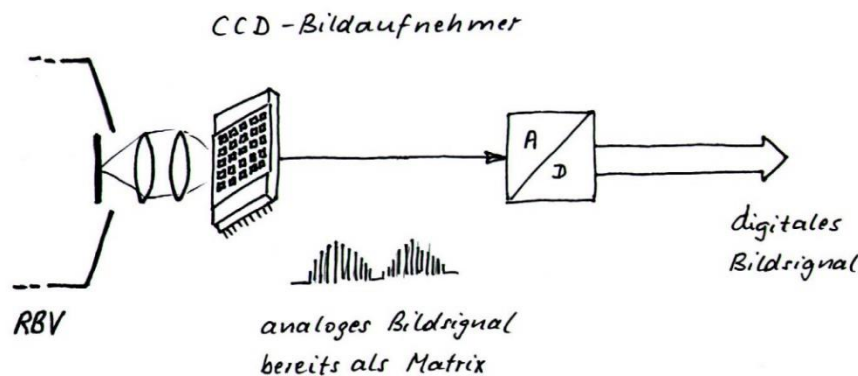
Während der Abtastung wird das analoge Signal in regelmäßigen zeitlichen Abständen digitalisiert, so dass das Matrixbild entsteht.



CCD-Kamera

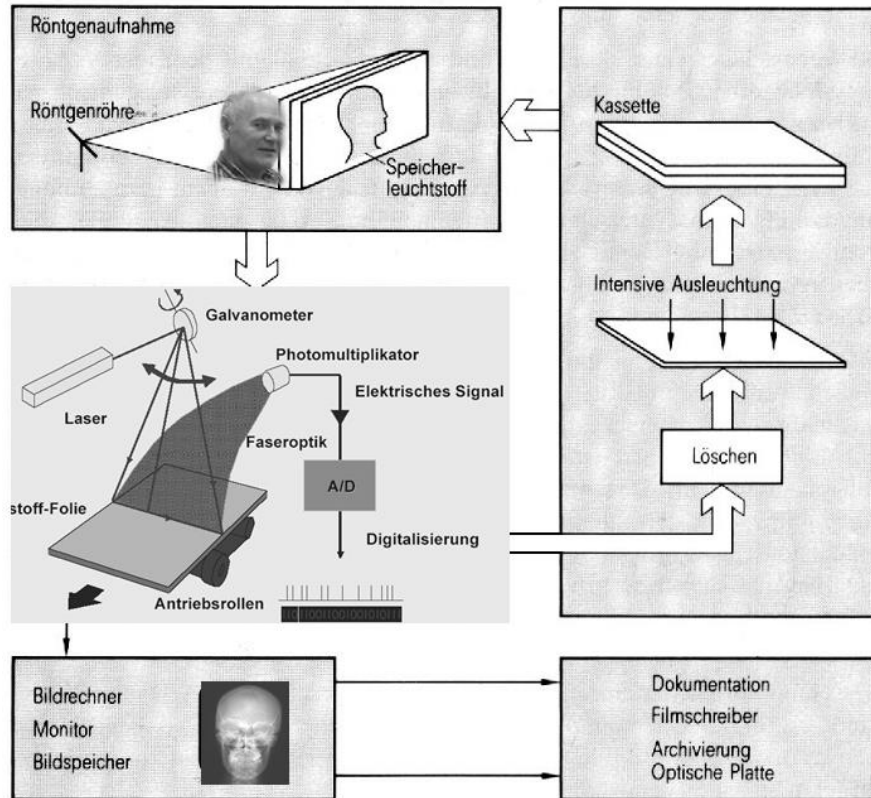
Bei den CCD-Kameras (charge coupled device) ist auf dem Chip bereits die **Rasterstruktur** vorhanden.

In dem für das CCD typischen Abtastmodus (z.B. 30 Bilder pro sec) kommen die Signale für die einzelnen Bildpunkte nacheinander heraus und werden danach in dem gleichen Pixeltakt digitalisiert.



3.3 Speicherfolie

Die traditionelle Speicherfolie wird anstelle der üblichen Film/Folienkombination bei verschiedenen **Aufnahmeplätzen** und **Durchleuchtungsanlagen** als Aufnahmemedium verwendet. In ihr wird das Bild **latent** (unsichtbar) nach der Röntgenbelichtung **gespeichert**



Das latente Bild wird durch zeilenförmiges Abtasten (**Stimulieren** durch Laserstrahl – Erfassen des Lichtbildes durch Photomultiplier oder Photodioden) ausgelesen. Nach der Analog/Digitalwandlung steht das Bild als digitales Bild in den für Speicherfoliensystemen üblichen Matrizen zur Verfügung (z.B. 2000^2 - 4000^2). Das digitale Bild wird nun auf verschiedene Art und Weise (siehe später) digital verarbeitet und am Monitor zur Anzeige gebracht bzw. abgespeichert oder mit einer Multiformatkamera ein Filmdokument angefertigt.

Nadelkristall Speicher- Detektor

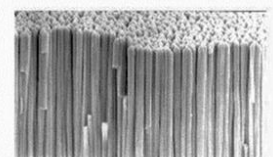
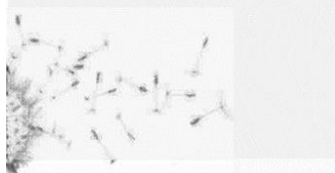
Eine neue Entwicklung auf dem Gebiet der „Speicherfolie“ ist der Nadelkristalldetektor. Er nützt als „speichernden“ Szintillator nadelförmige Kristalle wie der Röntgenbildverstärker, die eine weit größere Strahlenabsorption als die übliche Speicherfolie haben und dazu kaum Lichtstreuung.

Dadurch kann die Dosis bei gleichem Bildrauschen annähernd halbiert werden bei gleichzeitig besserer Schärfe. Haupteinsatzgebiete ist die Pädiatrie.

DX-S : Directrix – Nadelkristall-Detektoren-Techn.

Optimale Lichtausbeute (-> >DQE)

- Geringeres Strukturrauschen
- Höhere Schärfeleistung (geringere Lichtstreuung)
- Deutlich geringerer Dosisbedarf



Lösungen. Leistungen. Partnerschaft. Mit uns ist die Zukunft heute möglich.

AGFA

3.4 Festkörperbildwandler (oder Flachbilddetektor) „FD“ aus CsJ

Diese neue Entwicklung auf dem Gebiet der Röntgenbildwandler erlaubt die komplette Digitalisierung der gesamten Röntgentechnik.

So sind seit einigen Jahren Aufnahmesysteme mit derartigen **statischen FD-Bildwandlern** auf dem Markt (Thorax und universeller Bucky- Aufnahmeplatz).

Die FD- Röntgenbildwandler für Einzelaufnahmen werden Zug um Zug die Film- und teilweise die Speicherfolie ersetzen.

Seit kürzerer Zeit sind auch **dynamische FD-Systemen verfügbar**, die auch hohe Bildfrequenzen und geringe Dosisleistungen erlauben. Diese Generation kann generell überall die vielbenutzte Bildverstärker/FS-Kette ersetzen.

Prinzip des **FD-Röntgenbildwandlers**

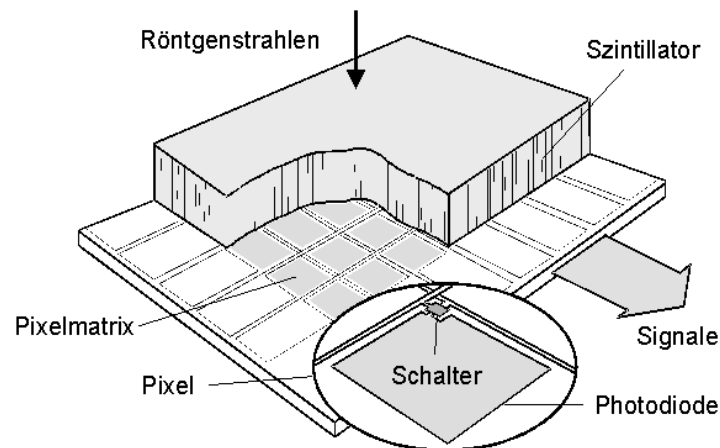
Dieser Bildwandler ist wie die CCD- Kamera bereits in einer Matrix aufgebaut.

Die Matrixelemente – Bildpunkte – werden über eine Ausleseelektronik ausgelesen und danach digitalisiert.

Als Szintillator wird wie beim Bildverstärker Cäsium Jodid (CsJ) genommen. Das Licht dieser Schicht gelangt direkt auf lichtempfindliche Photodioden, die auf einem Glassubstrat aus amorphem Silizium aufgebracht sind.

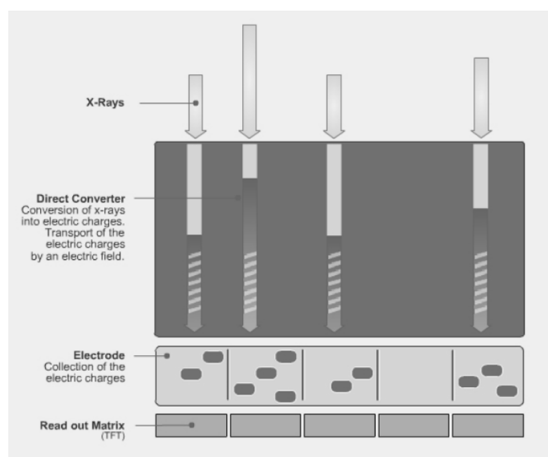
Über Transistorschalter werden die jeweiligen Bildpunkte aktiviert und das Signal der Ausleseschaltung zugeführt.

FD-Systeme auf Basis CsJ sind heute mit Bildformaten bis über 40 cm² verfügbar. Die Bildpunktzahl ist mit max. bis zu 3000² sehr hoch, die Bildauflösung durch die Bildpunktgröße von ca. (150 µ)² recht gut.



3.5 FD- Röntgendetektor auf Selenbasis

Direkte Umwandlung von Röntgenstrahlung in Ladung beim a- Se



Die Entwicklung von Festkörperdetektoren hat neben der Lösung mit Cäsium Jodid als Röntgenszintillator noch einen weiten Weg eingeschlagen.

Hier wird **Selen** als **Wandler** verwendet, der die Röntgenstrahlung direkt in elektrische Ladung und somit in **elektrische Signale** umsetzt. Hier wird also nicht der Weg über Licht genommen.

Die Matrixstruktur ist ebenfalls auf einem Glassubstrat in amorphem Silizium ausgebildet. Heute stehen die **besonders hochauflösenden** Selen- FD für Aufnahmeplätze von einigen Firmen zur Verfügung, wichtigste Verwendung ist jedoch die **digitale Mammographie**.

Aufnahmeplätze/ Radiographie



FFK
(konventionell)

DLR
(Speicherfolie,
digital)

Ergänzungen

**statischer
FD**
voll digital

Digitale Systeme mit Durchleuchtung



**kleiner RBV (/FS)
kleiner
dynamischer FD**



**mittlerer RBV,
kleiner
dynamischer FD**



**großer/größte
RBV,
großer/größte
dyn. FD**



**größte RBV
große dyn. FD**



Allgemeine
Angio



4. Digitale Bildverarbeitung

Nach dem Röntgenbildwandler steht das Röntgentransmissionsbild als digitales Bild in Form von digitalen Grauwerten in einer bestimmten Matrix zur Verfügung (z.B. 1000 x 1000, 12 bit).

Je nach medizinischer Anwendung der Röntgensysteme und somit den diagnostischen Fragestellungen durchläuft das Bild nun unterschiedlichste Bildverarbeitungsstufen bis es z.B. am Monitor angezeigt wird, als Dokument elektronisch gespeichert oder als Dokument als Film ausgedruckt wird. Dadurch ändert sich der **Bildcharakter** mehr oder weniger bis hin zu **völlig anderen Bildern** bzw. es entstehen **zusätzliche Daten** aus der Bildanalyse.

Die digitale Bildverarbeitung eröffnet damit auch die Möglichkeit, Bilder für die Betrachtung optimal aufzubereiten (Sehphysiologie) um die Diagnose für den Anwender einfacher und sicherer zu machen.

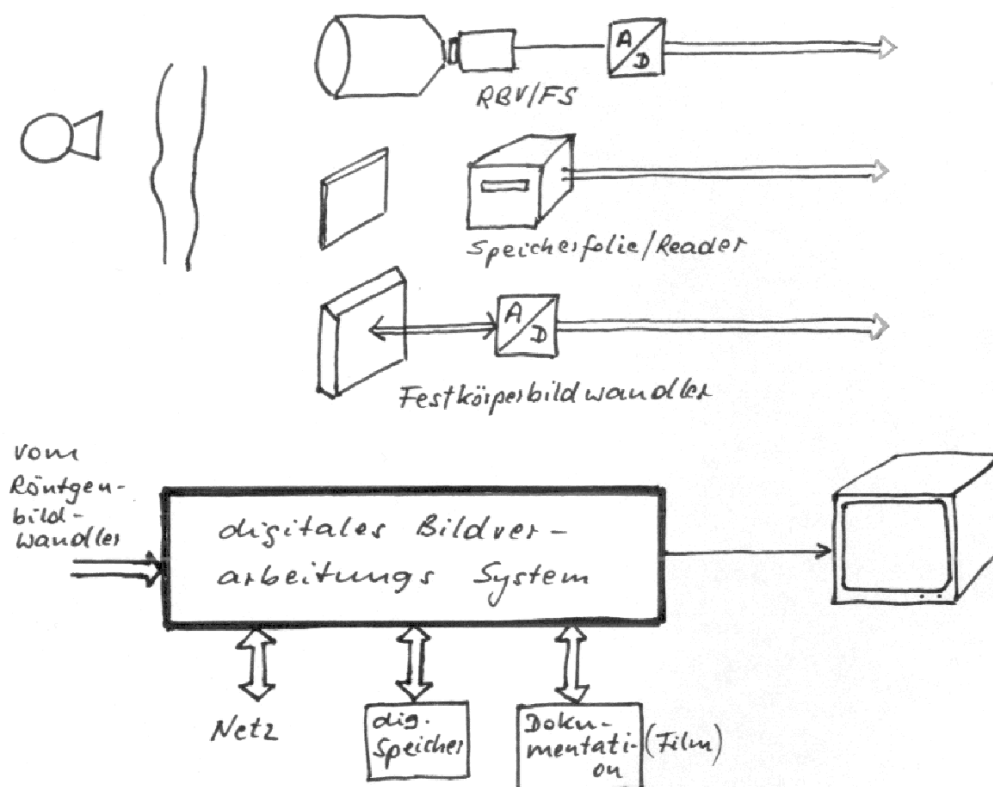
Neben dem Röntgenbildwandler bestimmt heute das digitale Bildsystem und hier vor allem die Leistungsfähigkeit der darauf installierten Bildverarbeitung, die Wertigkeit des gesamten Röntgensystems und somit die Breite und Spezifität seines Einsatzes.

Die Möglichkeiten und die Komplexität heutiger Bildverarbeitung unterstützen bzw. erlauben erst die immer schwierigeren Diagnosen und Interventionen.

Für jede digitale Bildverarbeitung gibt es eine **mathematische Rechenvorschrift**, den sog. **Algorithmus**.

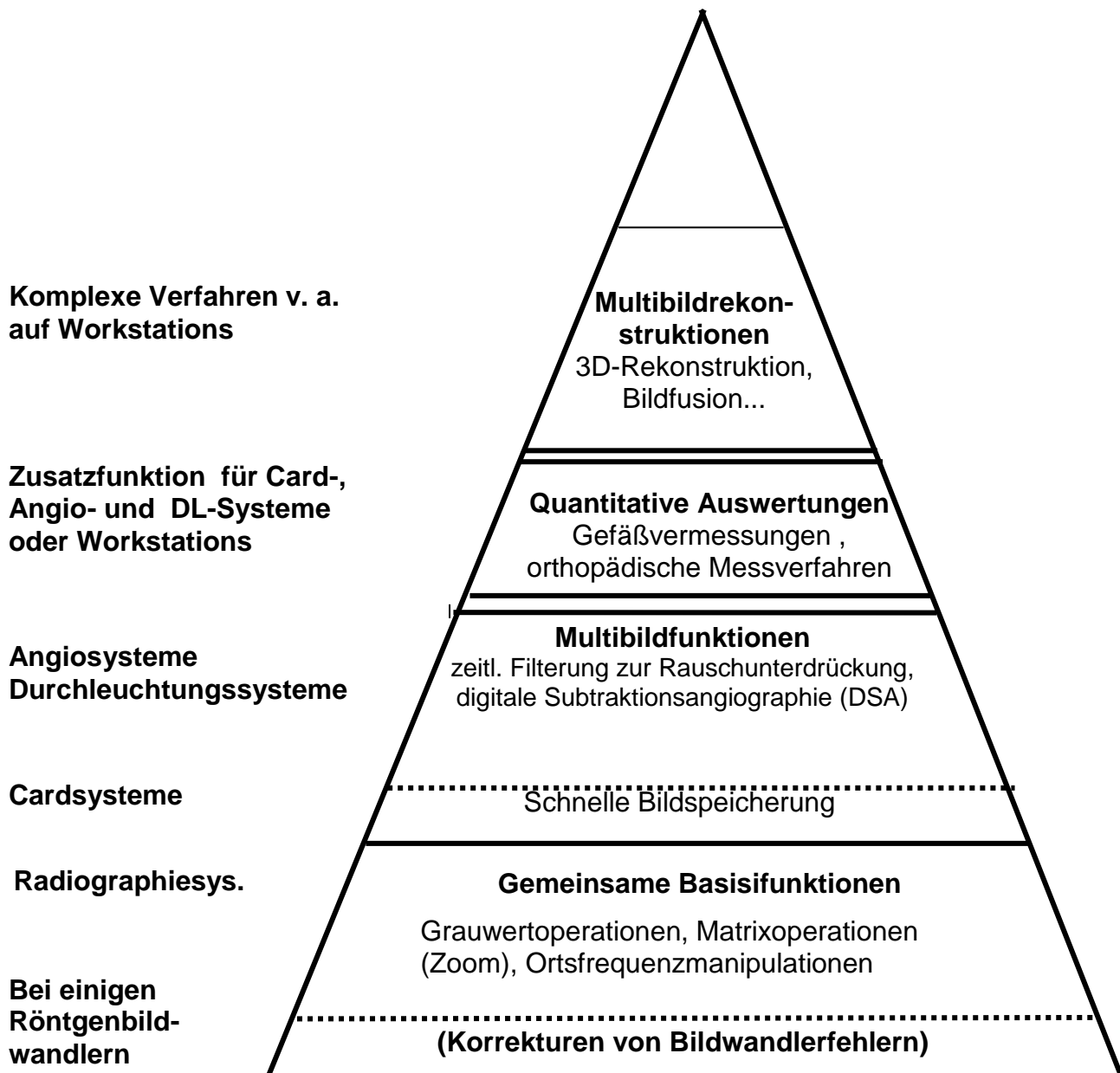
Dieser beschreibt exakt und reproduzierbar, was der digitale Rechner zu tun hat.

4.1 Prinzip eines jeden digitalen Röntgenbildsystems



Das digitale Bildsystem empfängt die Bilddaten vom Röntgenbildwandler, (korrigiert) speichert sie und bereitet sie durch **Bildverarbeitung** zur Betrachtung, Archivierung und Dokumentation auf. Es stellt ggf. auch Auswertefunktionen zur Verfügung. Der technische Aufwand liegt in der Bewältigung sehr großer Datenmengen und Datenraten, schnellster Realtime Bildverarbeitung und komplexer Rechenalgorithmen.

4.2 Grob-Klassifizierung der digitalen Bildverarbeitung und Bildsysteme



4.3 Korrekturen von Bildwandlerfehlern

Bei CCD -Fernsehkameras, jedoch besonders bei Flachbilddetektoren können eine ganze Reihe von Fehlern auftreten. So können z. B. einzelne oder mehrere zusammenhängende Pixel defekt sein. Hier werden die Grauwerte aus der Nachbarschaft des defekten Bildpunktes genommen, der Mittelwert dieser Grauwerte berechnet und dieser Wert anstelle der fehlenden Bildpunktinformation eingesetzt. Unterschiede in der Röntgen-Empfindlichkeit einzelner Bildpunkte werden z. B. über unterschiedliche Verstärkungen des Signals für die einzelnen Pixel ausgeglichen.

4.4 Gemeinsame Basisfunktionen

Diese Funktionen der digitalen Bildverarbeitung sind im Prinzip bei **jedem digitalen Röntgensystem** zu finden. Sie dienen im Allgemeinen zur besseren **komfortableren Visualisierung** der Bilder für den Betrachter.

Sie können keine neue Information aus den Bildern erzeugen, sie bereiten die vorhandene Information jedoch für die speziellen Verhältnisse bei der Betrachtung (Monitore, Umfeldbeleuchtung) in Abhängigkeit von der medizinischen Fragestellung besser auf.

4.41 Grauwertoperationen

Im Allgemeinen ist der **Dynamikbereich** eines Röntgenbildes **sehr hoch**. So waren Lichtkästen zur Betrachtung von Röntgenfilmen sehr hell, um auch die Details der Aufnahme in dunklen Bereichen noch erkennen zu können. Für ganz dunkle Bereiche wurde außerdem teilweise ein besonders helles Spotlicht verwendet.

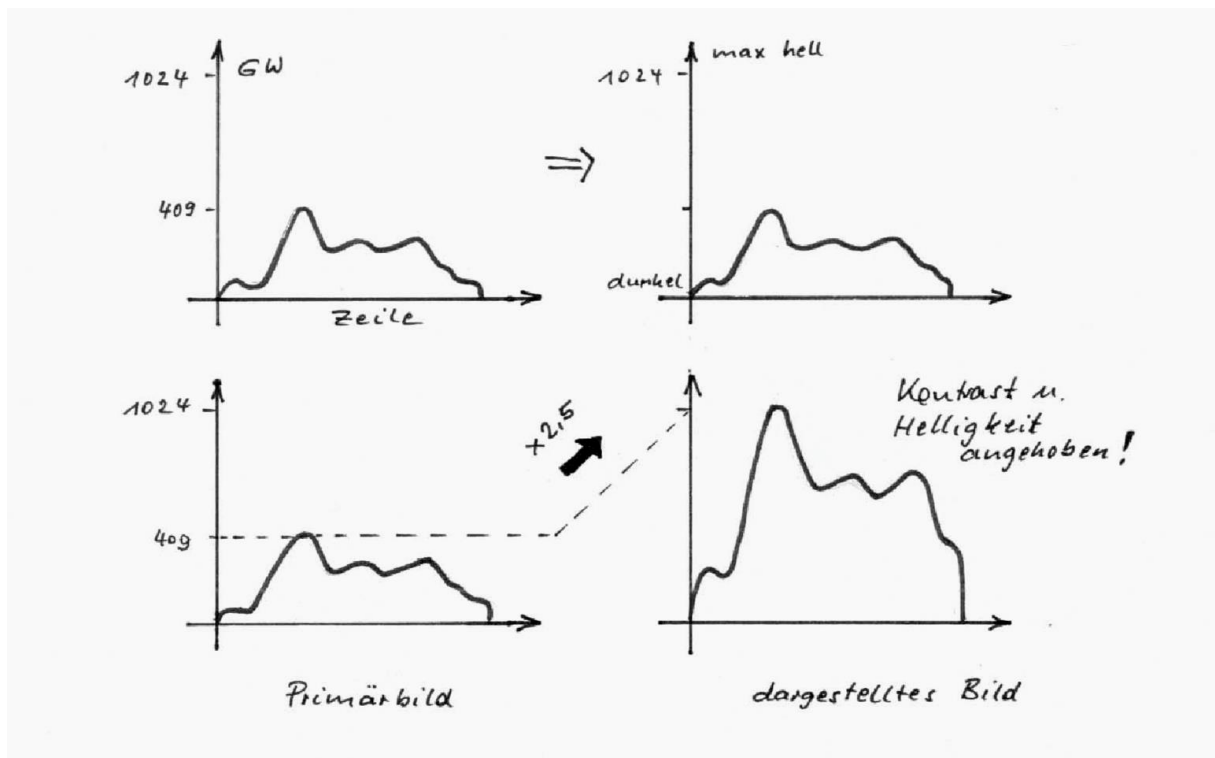
Die Dynamik eines guten Monitors liegt jedoch noch deutlich unter der eines Röntgenfilms vor dem Lichtkasten.

Deshalb ist es zur Betrachtung digitaler Bilder grundsätzlich wichtig, den interessierenden Grauwertbereich – also von der hellsten bis zur dunkelsten Objektstelle, die Informationen enthält – richtig in den Wiedergabebereich des Monitors einzupassen.

Darüber hinaus kann der Kontrast eines ausgesuchten Grauwertbereichs gespreizt werden (Fensterung), die Bilder invertiert werden besser, die Grauwertkennlinien verändert werden.

4.411 Fensterung

Im Röntgenbildwandler mit nachfolgender Analog/Digitalwandlung wird das Röntgenstrahlengebirge in digitale Grauwerte umgewandelt. Dabei wird der durch die max. Digitalwerte (z.B. 1024, 10 bit) gegebene Dynamikbereich des A/D-Wandlers mehr oder weniger mit den Grauwerten des Röntgenstrahlengebirges ausgefüllt. Wird dann dieser volle Bereich der Digitalwerte (das Primärbild) am Monitor dargestellt, kann der Kontrast des Bildes zu schwach sein. Durch die **digitale Fensterung** wird in diesem Falle z.B. **jeder Bildpunkt mit einem festen Faktor** multipliziert um den Kontrast zu spreizen, d. h. den ganzen Helligkeitsbereich des Monitors für das darzustellende Bild zu nutzen.



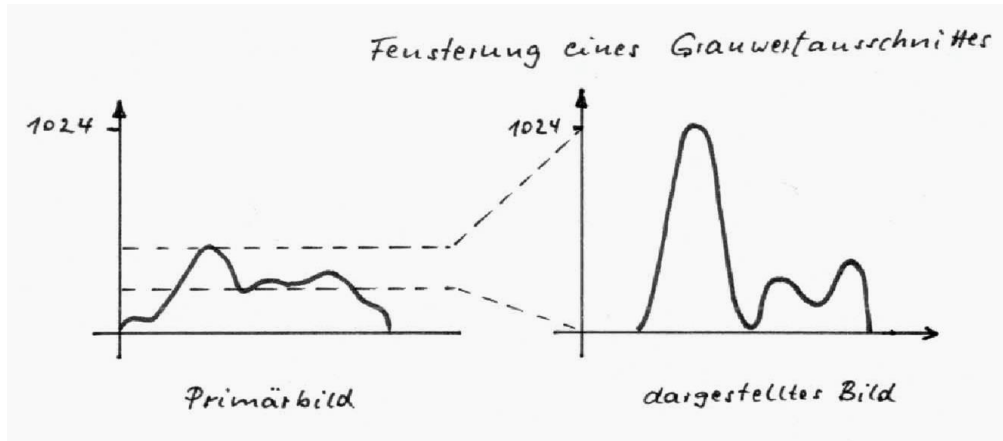
Im Beispiel wird jeder Pixelwert mit dem Faktor 2,5 multipliziert

$$GW_{\text{sec}} = GW_{\text{prim}} \cdot K$$

Genau so kann ein gewisses Graustufenfenster aus dem Primärbild „heraus vergrößert“ werden. Hier erfolgen Pixelmultiplikationen und Additionen bzw. Subtraktionen von Gleichanteilen:

Die Fensterung (und die nachfolgende Gradationsänderung) ist eine der **wichtigsten** grundlegenden **Bildverarbeitungsfunktionen** aller digitalen Bildsysteme und Workstations, besonders auch für die Radiographie.

Mit ihr lassen sich z. B. auch **Belichtungsschwankungen** weitgehend ausgleichen,



was bei den konventionellen Röntgenaufnahmen nicht möglich ist.

Die Bedienung erfolgt oft über „Fensterbreite“ und „Fensterlage“ oder „oberen“ und „unteren“ Fensterwert.

4.412 Gradationsänderung

Bei digitalen Bildern sind Modifikationen der Übertragungscharakteristik zwischen dem Primärbild und dem wiedergegebenen Bild üblich. Hier wird nicht der ursprünglich lineare Zusammenhang zwischen Primärbild und Wiedergabebild verwendet, sondern eine bestimmte Übertragungskurve gewählt. Derartige Übertragungskurven ändern im allgemeinen die Helligkeit und damit Kontrastrelationen zwischen dunklen, mittleren und hellen Bildbereichen.

Zum Beispiel kann mit derartigen Gradationsänderungen bei digitalen Röntgensystemen der Kennlinienverlauf (Schwärzungskennlinie) des Röntgenfilms nachgebildet werden, um den Radiologen den gewohnten Bildcharakter anbieten zu können.

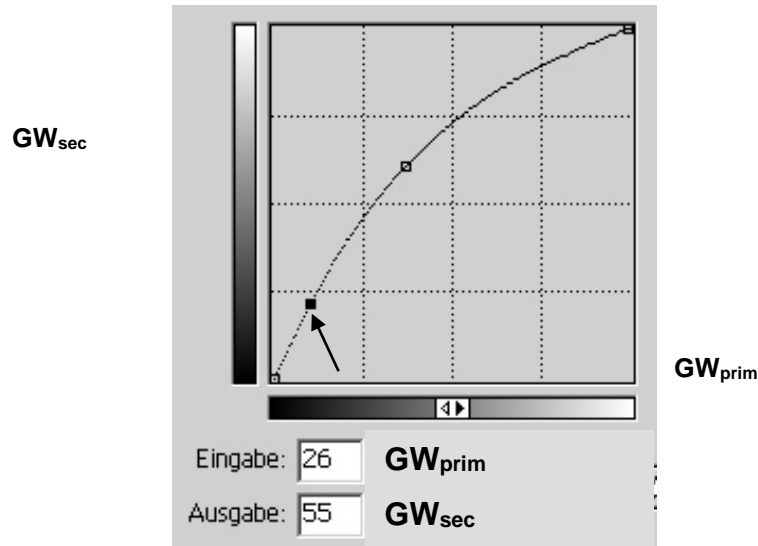
Technisch werden Gradationsänderungen normalerweise mit sog. LUT (Look Up Tables)-Tabellen realisiert. Dabei ist jedem Grauwert am Eingang der Schaltung ein gewisser Ausgangswert zugeordnet.

Beispiel: LUT

GW_{prim}	0	1	2	3	4	5	6	...	200...	700...	1024	
GW_{sec}		0	1	3	4	6	8	10	...	500..	900...	1024

Damit lassen sich beliebige Übertragungskurven realisieren.

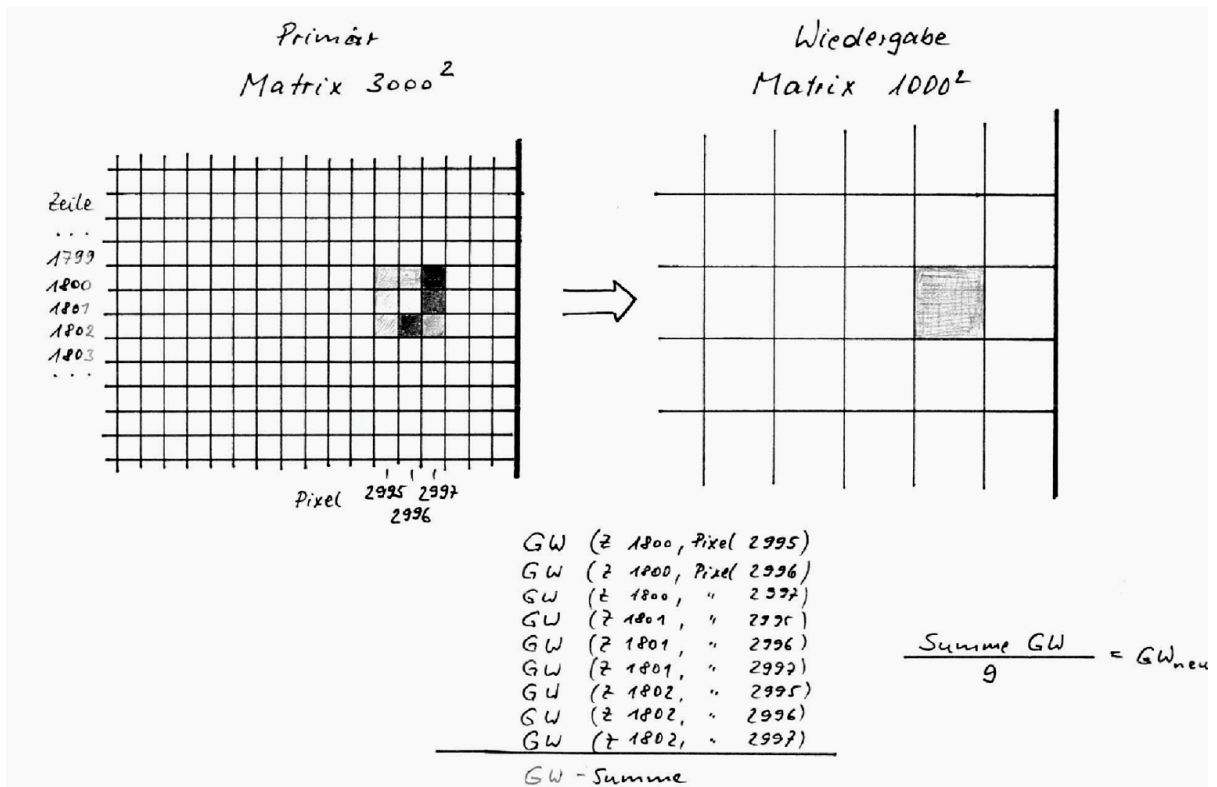
Z.B. für die **Cardangiographie** und die **Thoraxaufnahme** werden die **unteren** Grauwerte deutlich angehoben und die hellen Grauwerte abgesenkt, um die Kontrastauflösung in dichten Körperregionen (Herzschatten, Mediastinum) zu verbessern.



Für die Fensterung gibt es auch Automaten, die versuchen, das Bild zu analysieren und danach immer ein Optimum für die Bilddarstellung einzustellen.

4.42 Matrixoperationen

Bei den Matrixoperationen wird im allgemeinen die primär vorhandene Matrix des Röntgenbildwandlers aus verschiedenen Gründen in andere Matrixgrößen umgewandelt. Z.B. kann die 3000 x 3000 Matrix eines digitalen Thoraxaufnahmeplatzes nicht in Originalgröße auf dem Monitor wiedergegeben werden. Dazu wird zur Darstellung des vollen Bildformates diese 3000 x 3000 Matrix auf die 1000 x 1000 Matrix des Monitors „geshrinkt“.



Im einfachsten Fall werden dazu jeweils 3 x 3 Primärpixel zu einem Pixel für die Wiedergabe zusammengefasst:

Bei **ungeradzahligen Matrixverhältnissen** werden sogenannte **Interpolationsverfahren** angewendet. Hier werden die Grauwerte der neuen Matrix durch gewichtete Mittelung aus den umliegenden Grauwerten der Primärmatrix gewonnen. Die Gewichtung entspricht dabei den Abstandsverhältnissen (lineare Interpolation).

Zoom bedeutet, aus der vorhandenen Primärmatrix ein vergrößertes Feld zur Anzeige zu bringen.

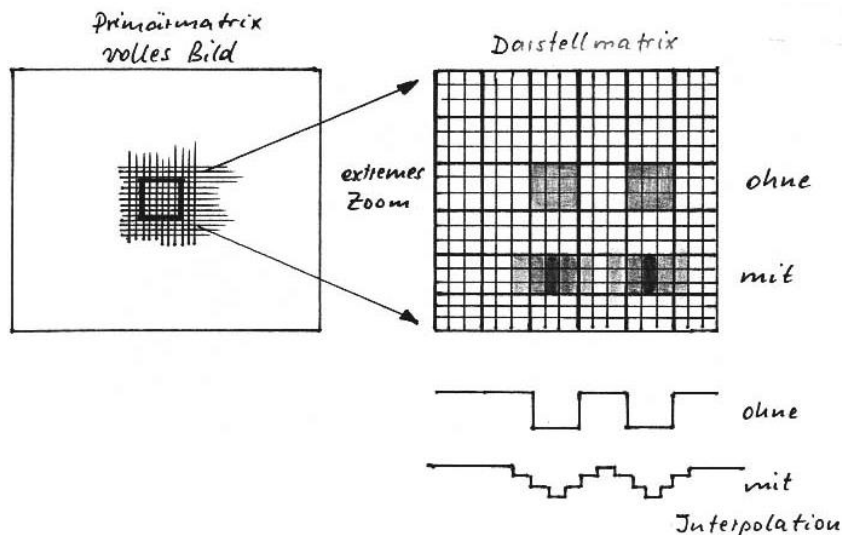
In der Darstellung eines einfachen Falles in dem aus der 3000^2 Matrix durch „3fachZoom“ $1/3$ herausgenommen wird und in der Zielmatrix in 1000^2 wiedergegeben wird.

Ist die Zielmatrix nicht ein durch ganze Zahlen teilbares Verhältnis der Primärmatrix, so muss wieder das org. Interpolationsverfahren angewandt werden.

Bei extremen Zoomen werden die Bildpunkte der Primärmatrix sichtbar, d.h. mehrere Bildpunkte der Sekundärmatrix geben einen Primärbildpunkt wieder. Somit ist dann inzwischen die Zoommatrix kleiner als die Wiedergabematrix.

Dies führt zu deutlichen Kanten im Bild. Es hilft wieder die **Interpolation** auf die feinere Darstellmatrix. Dazu werden jetzt jedem der Sekundärpixel interpolierte Grauwerte zugeführt, die wieder abhängig vom Abstand zum Mittelpunkt der Primärmatrix interpoliert werden.

Eindimensionale (nur horizontale) Darstellung der Interpolation einer groben Matrix auf eine feine Matrix.



Durch die Interpolation verschwinden die Kanten, das Bild enthält jedoch nicht mehr Information.

4.43 Definition der Modulationsübertragungsfunktion MÜF (Modulation Transfer-Funktion MTF)

Jedes Bildübertragungssystem hat bestimmte Übertragungscharakteristika. Eine wichtige Eigenschaft ist dabei die MÜF.

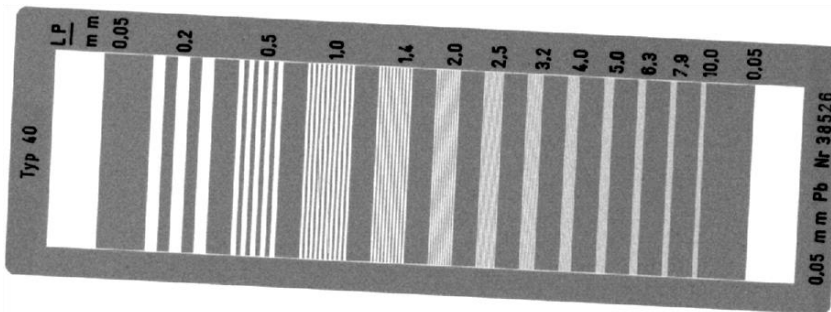
Sie gibt an, wie gut die im Originalbild bzw. im Objekt enthaltenen Ortsfrequenzen übertragen werden. Werden die tiefsten und höchsten Ortsfrequenzen eines Bildes gleich gut übertragen, so spricht man von einem „geraden Frequenzgang“. Im Allgemeinen haben jedoch alle Systeme die Eigenschaft, hohe Ortsfrequenzen schlechter zu übertragen.

Bei einem Fotoapparat heißt dies, dass das Objektiv und der Film immer feiner werdende Bildstrukturen immer schlechter übertragen, d. h. das Bild wird zu feinen Objekten hin immer unschärfer (vgl. auch Auge oder in der Akustik Ohr). Dies sieht man bei genügender Vergrößerung der Bilder.

Man kann die MÜF eines Systems bestimmen, indem man es am Eingang mit dem gesamten Frequenzbereich beaufschlagt (niedrigste bis höchste Frequenz) und das Ausgangssignal misst.

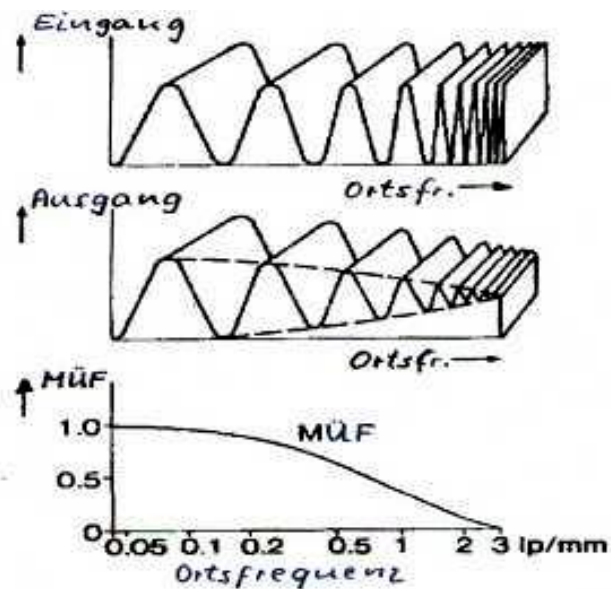
Man erhält dann bei konstanter Amplitude der Eingangsfrequenzen zu den hohen Frequenzen hin üblicherweise einen Abfall.

Die Amplitudenkurve wird auch als MÜF bezeichnet. Bei einem Röntgensystem legt man zur Messung z. B. einen sog. Bleistrichtest in den Strahlengang.



Bleistrichtest:

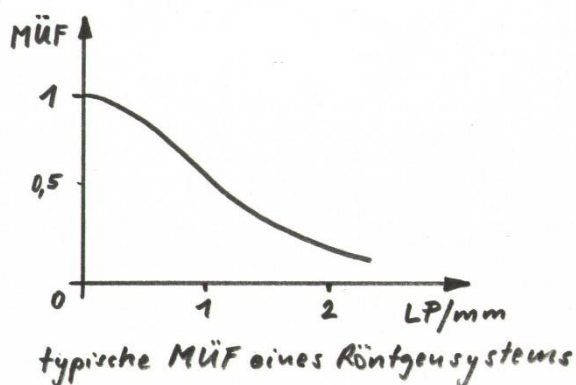
Die Amplituden der unterschiedlichen Ortsfrequenzen werden dann messtechnisch in dem digitalen Bild bestimmt. Die Hüllkurve ist dann die MÜF.



Modulationsübertragungsfunktion

Bei einem Röntgensystem wirken verunschärfend: Röntgenröhrenfokus, Bildverstärker, Optik und FS-Bildwandler (Aufnahmeröhre) oder aber ein anderes Bildwandlersystem.

Eine typische MÜF-Kurve eines Röntgengeräts ist im Folgenden gezeigt.



4.44 Ortsfrequenzmanipulationen

Ein Bild besteht aus einem Gemisch aus Helligkeitsschwankungen unterschiedlichster Feinheit oder Frequenz. Eine grobe Struktur entspricht dabei niedriger Frequenzen, eine Feinstruktur hohen Frequenzen.

Bei Röntgenbildsystemen spricht man üblicherweise von Ortsfrequenzen, da diese Frequenzen im Bild auf das Objekt bezogen werden. Die Maßeinheit ist dabei Linienpaare pro Längeneinheit. (2 Abtastungen pro Schwingung nach dem Abtasttheorem)

Bei einem Röntgenbildwandler mit 40^2 cm^2 Eingangsfläche und einer Digitalmatrix von 1000^2 hat somit ein Bildpunkt

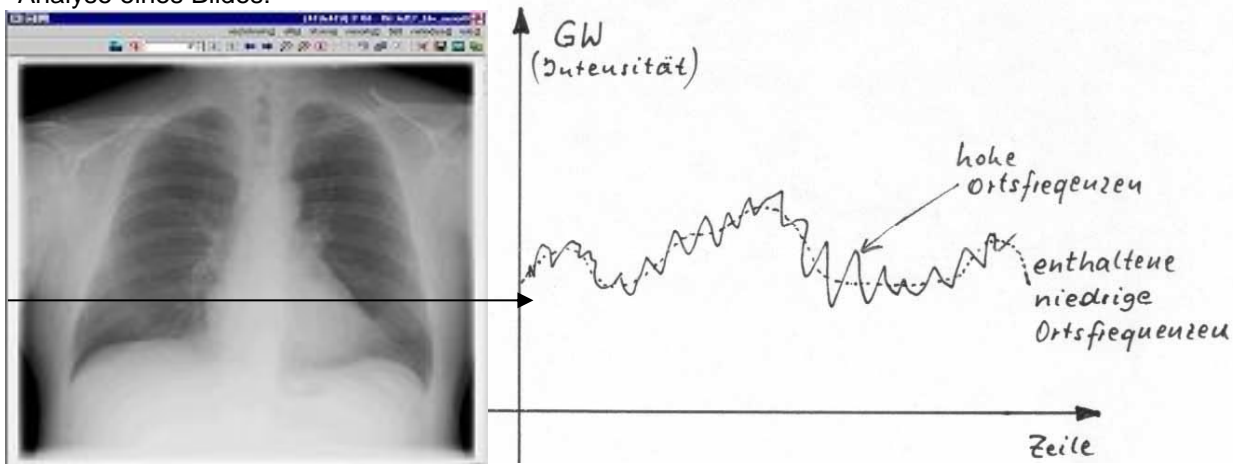
$$40 \text{ cm} : 1000 \text{ Bildpunkte} = 0,4 \text{ mm}$$

Da 2 Bildpunkte für eine Schwingung oder Periode nötig sind, kann man mit einem derartigen System maximal

$$1 \text{ mm} : 2 \times 0,4 \text{ mm} = 1,25 \text{ Linienpaare/mm (LP/mm)}$$

darstellen.

Analyse eines Bildes:



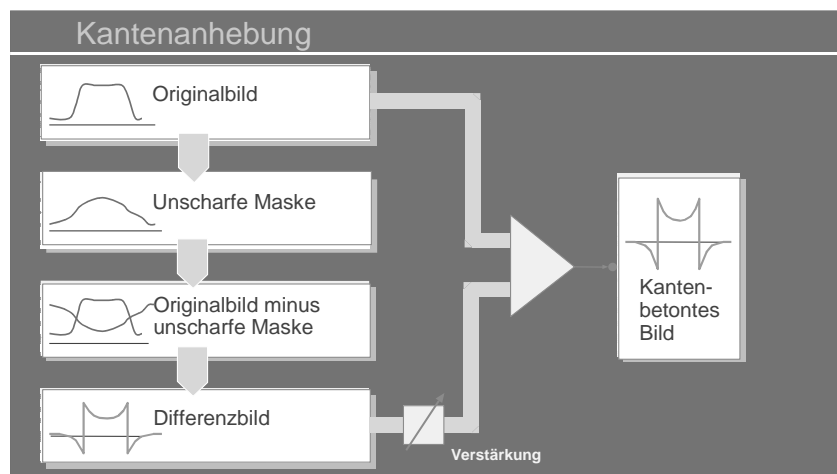
Eine **Ortsfrequenzmanipulation** bedeutet das Verstärken oder Abschwächen bestimmter Ortsfrequenzen.

Man verändert dadurch üblicherweise das Verhältnis zwischen den niedrigen und hohen Ortsfrequenzen. Weniger hohe Ortsfrequenzen bedeuten unschärfere Bilder, verstärkte hohe Ortsfrequenzen schärfere Bilder. Da durch die Anhebung der hohen OF auch die Kanten in den Bildern aufgestellt werden, spricht man im Allgemeinen von Kantenanhebung oder Edg enhancement (wenn die schärfsten Kanten angehoben werden).

Auf Grund der Rechenvereinfachung, also eines einfachen Algorithmus werden die Bilder i. A. mit Hilfe des Verfahrens der „unscharfen Maske“ berechnet.

Schritte: Erzeugen eines unscharfen Bildes (gröberes Raster, Interpolation)
Subtrahieren des unschärferen Bildes vom Original,
Verstärkung des Resultats

Steile Kanten werden durch die Kantenanhebung überbetont, weichere Kanten steiler.



Die **Kantenanhebung** ist heute bei allen **digitalen Systemen Standard**.

Durch die Wahl der Verunschärfung (mehr oder weniger unscharf) und durch das Maß der Subtraktion können fast beliebige Detailgrößen betont werden.

Wird z. B. die Verunschärfung extrem gewählt, bleiben in der unscharfen Maske nur noch die tiefsten Frequenzen übrig, also z. B. die großflächigen Helligkeitsunterschiede zwischen Lunge und Mediastinum, oder in der Kardiologie Herzschatten zur Lunge. Diese Bilder, jeweils vom Original subtrahiert, zeigen eine deutliche Abflachung dieser großflächigen Unterschiede, man spricht dann von **Harmonisierung**.

Diese **Harmonisierung** wird bereits vielfach bei **Radiographiesystemen** angewendet und teilweise auch in Realtime für Angio- und Durchleuchtungsanlagen eingesetzt. Die geringeren, großflächigen Kontraste erlauben eine höhere Kontrasteinstellung für das übrige Bild, was die Strukturen besser sichtbar macht.

Die Anforderungen an die Röntgenmonitore können ebenfalls damit reduziert werden. Es gibt daneben auch spezielle Filteralgorithmen, die eine Aufteilung in mehrere Ortsfrequenzbereiche vornehmen und diese Bereich unterschiedlich anheben und vor dem Zusammensetzen auch unterschiedlich gewichten.

Die Grenzen für die Harmonisierung sind **unnatürliche Bilder**. Bei zu **starkem Edgeenhancement** kommt noch die deutliche Darstellung der **Quantenrauschens** oder von Störstrukturen als Nachteil dazu.

Beispiel für Harmonisierung



Beispiel für Edgeenhancement:



Edgeenhancement

4.5 Multibildfunktionen

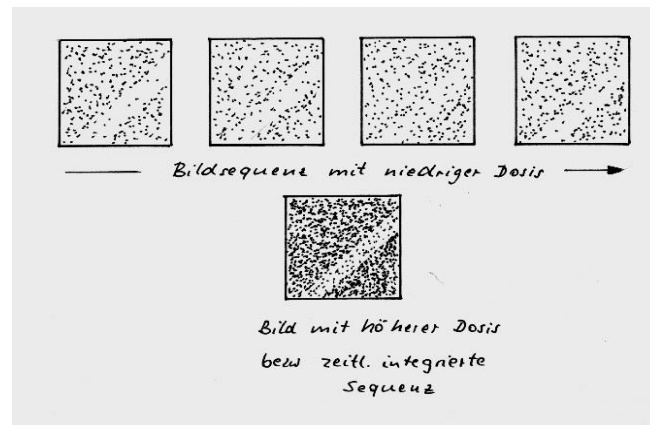
Neben der Bildverarbeitung von Einzelbildern bei radiographischen Aufnahmen gibt es für Bildfolgen, die dynamische Abläufe darstellen, eine ganze Reihe von Bildverarbeitungen, die üblicherweise in Realtime funktionieren. Man kann hier zwischen Bildverarbeitungen entsprechend der jeweiligen Prozedur d. h. Durchleuchtung, dig. Kino oder Digitale Subtraktionsangiographie (DSA) klassifizieren.

4.51 Digitale Rauschunterdrückung

Bei der **Durchleuchtung** werden aufgrund der z. T. recht langen Anwendungszeiten heute sehr **niedrige Dosisleistungen** verwendet. Dabei wird die physikalische Grenze der Röntgensysteme, das Quantenrauschen, sehr deutlich sichtbar. Bei Durchleuchtung sind dazu Bildfrequenzen von 30, 15 oder auch 7,5 herunter bis zu 3 Bilder pro Sekunde üblich um Dosis zu sparen.

Bei jedem der Bilder kommen pro Bildpunkt nur eine relativ geringe Anzahl von Röntgenquanten zur Wirkung (ca. 8 Quanten pro Pixel und Bild im Mittel bei 40 cm RBV). Da die exakte Anzahl pro Pixel statistischen Schwankungen unterlegen ist, ist die Rauschstruktur in jedem Bild unterschiedlich. In einem Pixel können somit z.B. im Bild n 6 Quanten wirken, im Bild $n+1$ 11, im Bild $n+2$ 3 usw. Die gleiche Statistik gilt auch örtlich, d. h. danebenliegende Pixel haben immer unterschiedliche Zahlen von Quanten.

Die Bildsequenz erscheint dadurch in der Fläche und in der zeitlichen Abfolge stark verrauscht. Würden jedoch die z.B. bei 30 B/s hintereinander eintreffenden Quanten in einem Bild zusammengefasst, hätte es pro Bildpunkt die 30fache Zahl der Quanten. Nach den Gesetzen der Statistik ist jedoch bei einer größeren Anzahl von Ereignissen



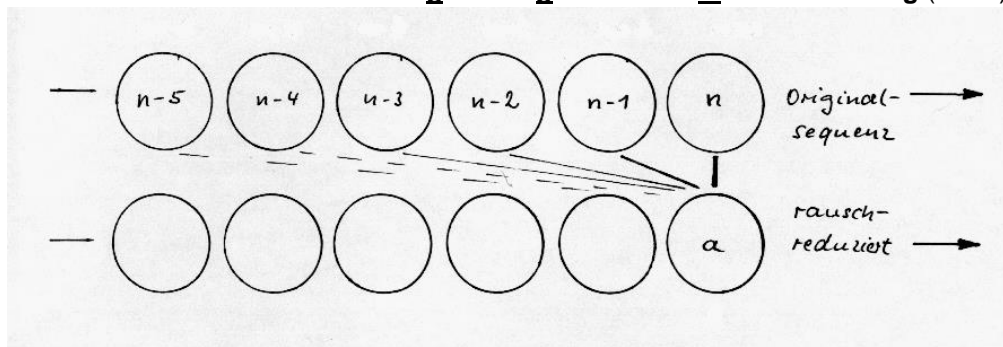
auch die relative Schwankung geringer. Dieses Bild würde demnach weitgehend rauschfrei dargestellt.

Bei der Durchleuchtung könnte man demnach versuchen, immer mehrere Bilder zusammenzufassen, um das Rauschen zu verringern.

Da aber bei bewegten Objekten jedes Bild eine andere **Bewegungsphase** enthält, würden verschiedene Bewegungsphasen überlagert werden, was zu einer **Verwischung** des bewegten Objektes führt. Daher darf man diese Art der Rauschreduzierung nur sehr gezielt einsetzen.

Für die Rauschunterdrückung bei Durchleuchtung hat sich im Laufe der Zeit ein Verfahren durchgesetzt, das die anwendungsspezifische Einstellung eines **Kompromisses** zwischen **Rauschunterdrückung** und **Bewegungsauflösung** erlaubt.

Bewährt hat sich hier die Methode der **gleitend gewichteten Mittelwertbildung (GGM)**.

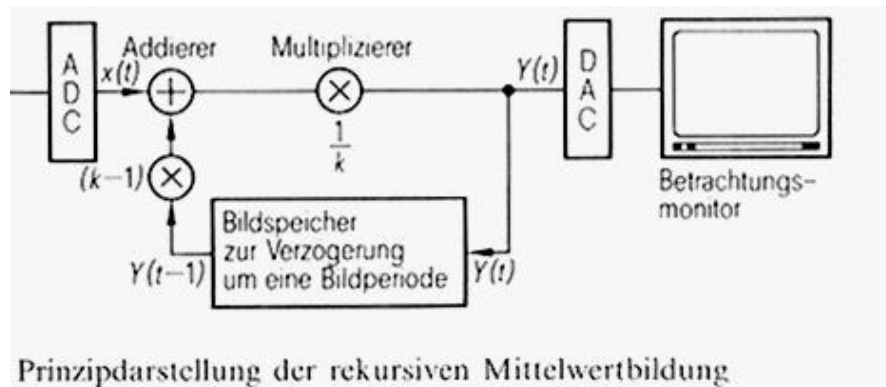


Nach diesem Verfahren wird das jeweilige Ausgangsbild a aus unterschiedlich gewichteten Anteilen des aktuellen und der vergangenen Bilder berechnet. Z. B. kann mit einer bestimmten Einstellung vom aktuellen Bild „ n “ die Hälfte,

vom vorherigen Bild „ $n-1$ “ ein Viertel,
vom zweitletzten Bild „ $n-2$ “ ein Achtel,
usw. genommen werden.

Es dominiert somit noch das aktuelle Bild, die Bilder der Vergangenheit tragen zur Rauschunterdrückung bei.

Diese GGM kann mit einem relativ einfachen Rechenwerk zur rekursiven Filterung in Verbindung mit einem Bildspeicher realisiert werden.



Die Berechnung des Bildes erfolgt aufgrund der Schaltung nach folgendem Algorithmus

$$Y(t) = 1/k \{X(t) + (k-1) \times Y(t-1)\}$$

Wobei Y das Ausgangsbild darstellt und X das momentan aktuelle Bild.

Der **K-Faktor** gibt den **Grad der Rauschreduzierung** an.

Nach der Formel ergeben sich bei einem **K-Faktor von 2** die oben genannten Relationen. Je größer also der K-Faktor desto größer die Rauschunterdrückung aber auch die Verwischung von bewegten Objekten (auch „Geisterbilder“ bei gepulster Röntgenstrahlung).

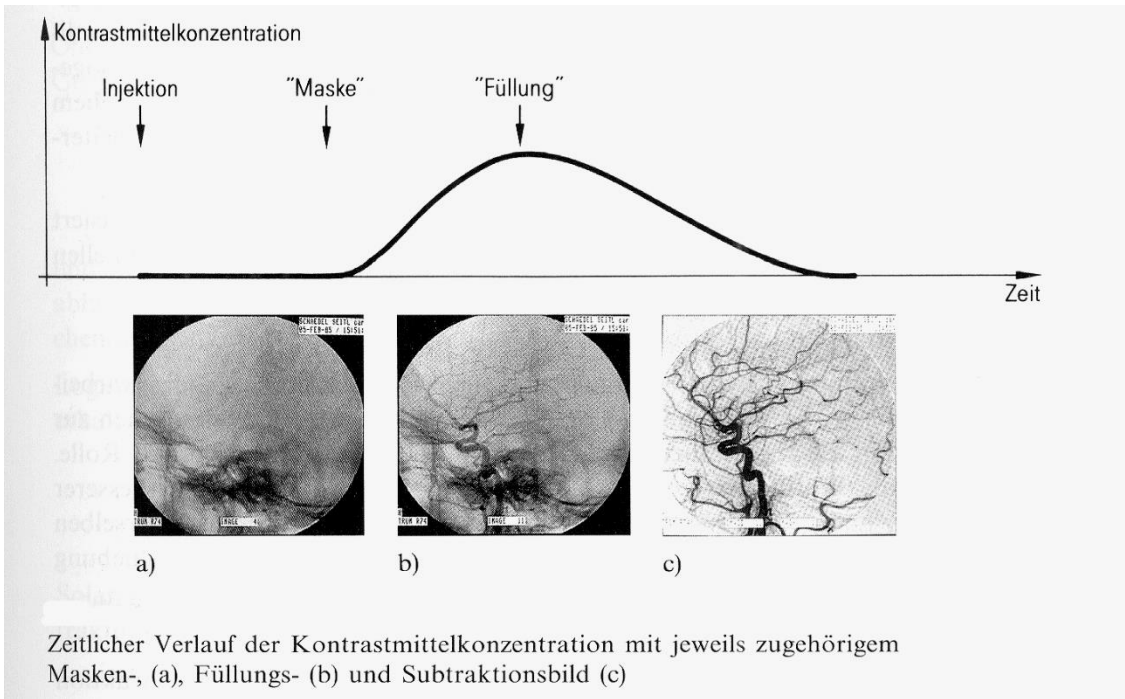
Bei einem komplexeren Verfahren wird zusätzlich ein Bewegungsdetektor angewendet, der die Unterschiede des aktuellen Bildes zur Vergangenheit pixelweise detektiert. Stellt er Bewegung fest so wird die Rauschunterdrückung für diesen Bildpunkt abgeschaltet, es wird nur der aktuelle Wert verwendet. Um das bewegte Objekt herum bleibt jedoch die Rauschunterdrückung voll wirksam. Die Problematik liegt in der schwierigen Unterscheidung zwischen Objektbewegung und Bildrauschen.

4.52 Digitale Subtraktions- Angiographie (DSA)

Durch die Injektion von Röntgenkontrastmittel (z.B. Jodverbindungen) kommen in der Angiographie Blutgefäße zu Darstellung. Die Einführung der DSA als erste wesentliche digitale Bildverarbeitung in der Röntgentechnik brachte den Durchbruch in der Bildqualität der Gefäßdarstellung und führte zu einer deutlichen **Reduzierung** der Kontrastmittelmenge pro Untersuchung.

Durch die **Subtraktion** eines **Maskenbildes** von dem nachfolgenden **Füllungsbild** fallen im Idealfall alle in den Bildern gleichen Inhalte (Knochen, Weichteile usw.) weg, es bleibt nur der **Kontrastmittelbolus** als Bild des inneren Lumens der Gefäße stehen. Aus diesem Grunde kann nun der Kontrast des Differenzbildes mit dem geringen Kontrastmittel stark angehoben werden, ohne dass Bildausschnitte über oder untersteuert werden.

Für die DSA werden üblicherweise, abhängig von der Anwendung 1 bis 8 Bilder pro Sekunde verwendet.

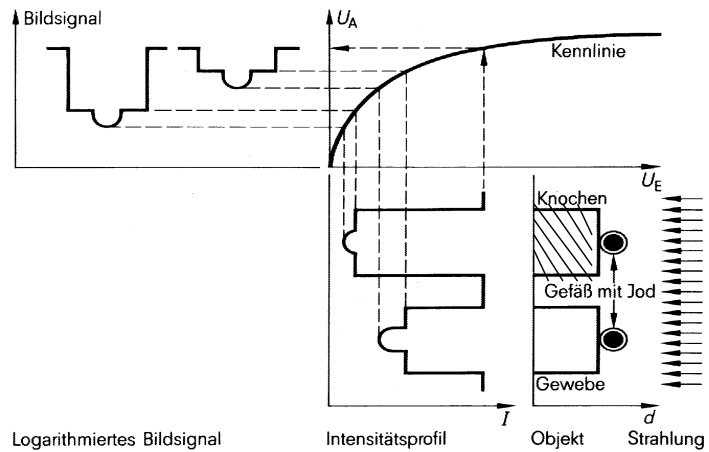


Zeitlicher Verlauf der Kontrastmittelkonzentration mit jeweils zugehörigem Masken-, (a), Füllungs- (b) und Subtraktionsbild (c)

Das Schwächungsgesetz für Röntgenstrahlung bedeutet jedoch, dass ein und dasselbe Kontrastmittel über der wenig absorbierenden Lunge deutlich mehr Kontrast im Bild ergibt.

$$J = J_0 e^{-\mu x} \quad (\mu = \text{Massenschwächungskoeffizient, } x = \text{Dicke})$$

Um diesen Effekt zu kompensieren, ist die **Logarithmierung** der Bilder vor der **Subtraktion** notwendig (LUT!)

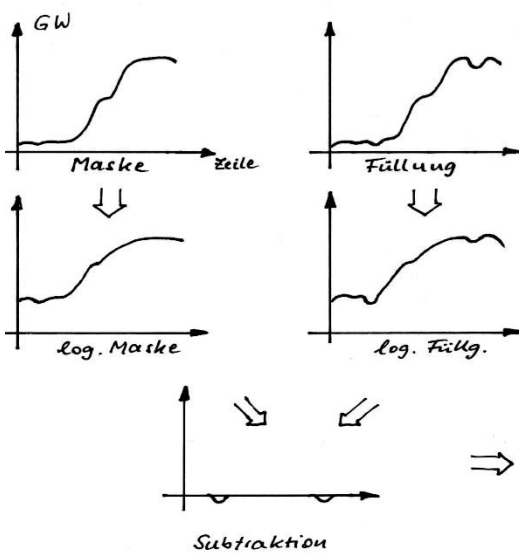


Logarithmiertes Bildsignal

Intenitätsprofil

Objekt

Strahlung



Alle Schritte zur Berechnung eines DSA Subtraktionsbildes

$$(\log F - \log M) v + K = \text{Sub}$$

Gleichwert addition plus Verstärkung (Fensterung)

Ergeben sich bei der DSA zwischen der Maske und den Füllungsbildern Objektverschiebungen (Patientenreaktion, lange Zeit...), so ist die Subtraktion der ungewollten Strukturen nicht mehr vollständig.

Nachdem das Subtraktionsergebnis in der Regel deutlich verstärkt wird, entstehen u. U. stark störende **Bewegungsartefakte**. Diese können mit dem sog. Pixelshift zumindest im interessierenden Bildbereich weitgehend eliminiert werden.

Das Pixelshift lässt sich in x- und y-Richtung meist in Zehntelpixelschritten durchführen.

Es gibt auch automatisch arbeitende Rechenprogramme, die in einem ausgewählten Bildbereich die Deckung durch iteratives Verschieben automatisch optimal einstellen.

4.6 Zusammenfassung: Bildverarbeitungs- Grundfunktionen dig. Röntgensysteme

Digitale Radiographie:	Durchleuchtungssysteme ohne DSA:	Cardangio Systeme:	Durchleuchtungssysteme,	Angiosysteme:
Fenstereinstellung, (Kontrast, Helligkeit)	Fenstereinstellung (Kontrast, Helligkeit)	Fenstereinstellung (Kontrast, Helligkeit)	Fenstereinstellung (Kontrast, Helligkeit)	Fenstereinstellung (Kontrast, Helligkeit)
Gradationsänderung	Gradationsänderung	Gradationsänderung	Gradationsänderung	Gradationsänderung
Edgeenhancement (Kanten- Detail- anhebung)	Edgeenhancement (Kanten- Detail- anhebung)	Edgeenhancement (Kanten- Detail- anhebung)	Edgeenhancement (Kanten- Detail- anhebung)	Edgeenhancement (Kanten- Detail- anhebung)
Harmonisierung		Harmonisierung	Harmonisierung	Harmonisierung
Zoom, Roam	Zoom, Roam	Zoom, Roam	Zoom, Roam	Zoom, Roam
	Rauschunterdrückung Bei Durchleuchtung	Rauschunterdrückung Bei Durchleuchtung	Rauschunterdrückung Bei Durchleuchtung	Rauschunterdrückung Bei Durchleuchtung
			DSA, mittlere Performance	DSA, hohe Performance

Je nach bildgebendem System und deren speziellen Betriebsmodi werden Voreinstellungen von Parametern für verschiedene Arten der Bildverarbeitung vorgenommen. Bezogen auf die Untersuchungstechnik können diese auch in sog. **Organprogrammen** zusammengefasst werden. Die meisten Parameter sind nach Bedarf zur weiteren Optimierung der Bildergebnisse frei wählbar.

4.7 Weitere Multibildverfahren

Neben den Beispielen für Realtimebildverarbeitung von Bildsequenzen wie DSA und dig. Rauschunterdrückung gibt es noch eine ganze Reihe von Bild-Nachverarbeitungsmöglichkeiten (Postprocessing), die entweder schon während der Untersuchung angewendet werden oder nachher zur quantitativen Auswertung oder zur Dokumentation dienen. Einige dieser Bildverarbeitungen können an den routinemäßig für die Diagnose angefertigten Bildern vorgenommen werden, für andere sind spezielle Betriebsarten der Röntgengeräte Vorbedingung.

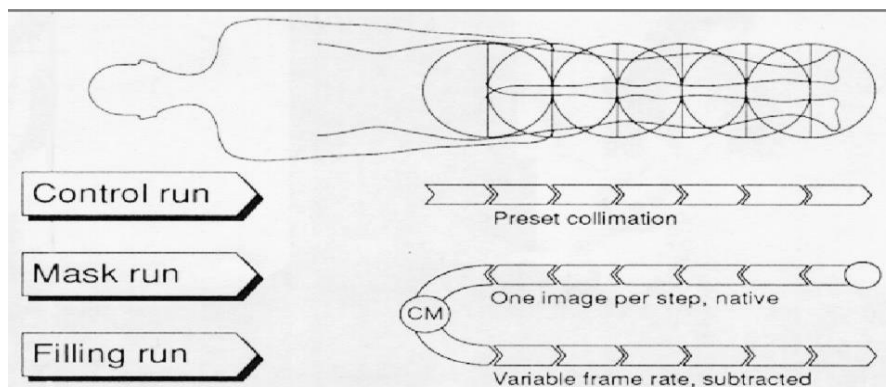
Beispiele: Spezieller Geräteablauf und Bildverarbeitung für periphere DSA, desgl. für Rotationsangiographie, Quantitative Auswertung von Cardszenen zur Messung von Ventrikel u. Stenosen, Quantitative Auswertung von dig. Aufnahmen für die Orthopädie.

4.71 Periphere DSA

Für die **DSA der Extremitäten** hat sich die Methode des **Peristepplings** etabliert.

Um den Kontrastmittelbolus einer einzigen Injektion z. B. über die ganze Länge vom Becken bis zu den Füßen verfolgen zu können, muss die Aufnahmeposition des Röntgengerätes in mehreren **Schritten** dem Kontrastmittelfluss folgen.

Um eine DSA machen zu können, ist vor der Kontrastmittelinjektion ein „Maskenlauf“ notwendig. Meist wird vor dem Maskenlauf noch ein Probelauf (controllrun) vorgenommen, um die Einstellung von Tiefenblende, Hub- und Patientenzentrierung (Tischstellung, C-Bogen) zu kontrollieren. Der Ablauf ist in folgendem Bild dargestellt.



Peristeppling_DSA

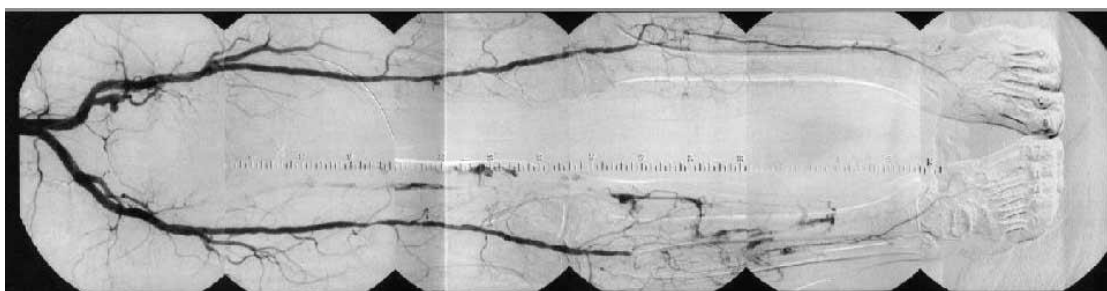
Beim Kontrastmittellauf (Filling run) steuert der Untersucher die Schritte der Aufnahmeeinheit, d. h. wenn das Kontrastmittel den unteren Abschnitt des Bildes erreicht hat, wird die nächste Stellung angefahren.

Bildverarbeitung:

Einige Hersteller haben eine Bildauswertung realisiert, die den Kontrastmittelbolus automatisch erkennt und danach die Schritte für den Ablauf steuert. Vielen Ärzten ist jedoch die manuelle Steuerung lieber.

Am Ende des Kontrastmittellaufs werden die **Bilder zusammengesetzt**. Dies kann einmal durch die Übernahme der jeweiligen Gerätedaten (C-Bogen Stellung, Tischstellung) erfolgen, Überlappendes wird abgeschnitten. Ebenso gibt es Algorithmen, die den Bildinhalt an den oberen und unteren Grenzen erkennen und in x und y-Richtung ein automatisches Zusammensetzen des Bildes durchführen. Es können auch Kontrast- und Helligkeitsunterschiede ausgeglichen werden.

Ein zusammengesetztes Bild einer **Peristeppling DSA** (Perivision):



4.72 Dynavision

Während der Kontrastmittelinjektion kann die Aufnahmeeinheit auch um den Patienten **gedreht** werden.

Diese Technik wird v. a. im **Neurobereich** angewendet, um einen 3 D-Eindruck von den recht komplexen Gefäßverläufen im Schädel zu bekommen.

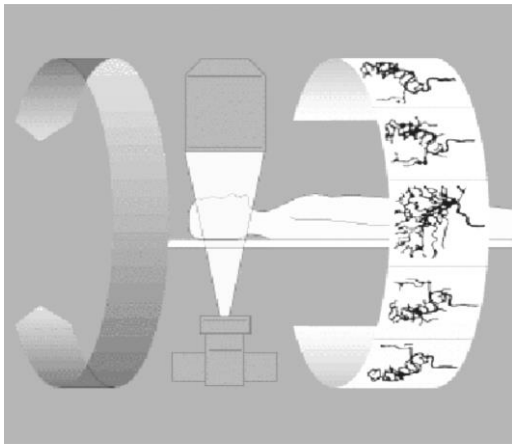
Die Aufnahme lässt sich nativ oder auch im DSA-Modus machen. Bei DSA wird wie bei der peripheren DSA ein Maskenlauf vorgeschaltet.

Die Bildwiedergabe der DSA -Szene kann in Realtime oder auch langsamer erfolgen, mit dieser Technik können störende Gefäßüberlagerungen weitgehend ausgeschaltet werden.

Die Rotationsangiographie hat die früher übliche Stereoaufnahme verdrängt.

DYNAVISION Plus*

Verbesserte Zuverlässigkeit in der Diagnose



- **Rotationsangiographie**
- **Schnelle Gantryrotation (bis zu 40°/s)**
- **Multiple Projektionen mit einer Kontrastmittelinjektion**
- **3D-Ansicht des Gefäßbaumes**
- **Darstellung von Stereobildpaaren auf Monitoren**

Über eine komplexe Bildverarbeitung kann neuerdings eine 3 D-Rekonstruktion auch echte 3-dimensionale Bilder der Gefäße erzeugen (späteres Kapitel).

4.8 Quantitative Bildauswertungen in der Kardangiographie

In der Kardangiographie werden bei relativ hohen Bildfrequenzen (Pädiatrie bis 60 B/s) vor allem Gradationsänderungen und Edgeenhancement eingesetzt.

Das digitale Bildsystem benötigt zur Abspeicherung der hohen Datenmengen und hohen Datenraten genügend schnelle Digitalspeicher mit hoher Kapazität.

In der **gezeigten Szene** einer Koronardarstellung sind deutliche Gefäßverengungen, sog. Stenosen sichtbar.

Bei der Ventrikeldarstellung ist aufgrund der hohen Blutflussgeschwindigkeit das Kontrastmittel nur kurz zu sehen.

Die meist verbreiteten **Bildauswertungen** in der **Kardangio** befassen sich mit der **Quantifizierung** rund um die **Ventrikel des Herzens**.

Neben der Darstellung der Koronarien gehört die Darstellung des **linken Ventrikels** zur Standarduntersuchung.

Beim Ventrikel sind die Morphologie u. v. a. funktionelle Daten wichtig.

Im Laufe der Zeit haben sich z. B. die Herzvolumenbestimmung, die Bestimmung des Auswurfvolumens (Ejektionsfraktion) u.ä. etabliert.

Für die Ventrikelquantifizierung wird Kontrastmittel in den linken Ventrikel eingespritzt und im Bild die systolische Phase (Ventrikel voll gefüllt) und die diastolische Phase (minimale Füllung) dargestellt. (siehe Kardszene)

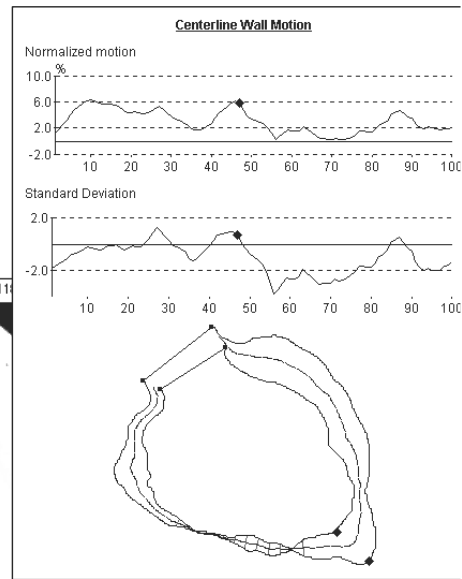
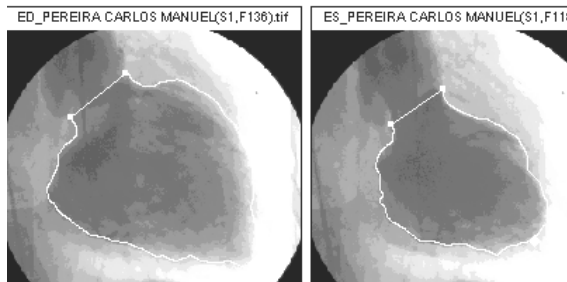
Mit Hilfe einer Bedienung (Maus, Joystick) wird eine Kontur um das jeweilige Ventrikelvolumen gezeichnet.

Herzauswurfrate / Herzwandbewegung

Stroke volume : **68.2 ml**
 Stroke volume index : **33.3 ml**
 Cardiac output : **5.5 l/min**
 Cardiac index : **2.7 l/min/m²**

EF : 46.1 %

ED image : 136 ES image : 118
 ED volume : **147.9 ml** ES volume : **79.7 ml**
 EDV index : **72.2 ml/m²** ESV index : **38.9 ml/m²**



Nach einer Näherungsgleichung wird aus den beiden Konturen das Herzvolumen berechnet (anatomische Standardform).

Die Differenz der beiden Volumina ergibt z. B. das Schlagvolumen.

Eine ganze Reihe von standardisierten Messgrößen lassen sich zusätzlich aus den Messungen ableiten.

Eine weitere **quantitative Auswertung** wird für **Stenosen** angewandt. Sie dient zur exakteren Vorbereitung der interventionellen Eingriffe durch Ballonkatheter und Stents.

File Edit Admin Windows Image Options Monitor Help

Stenosenquantifizierung

Unknown

CALIBRATE CONTRAST COLORS CORRECT

4.9 Bildauswertungen in der Orthopädie

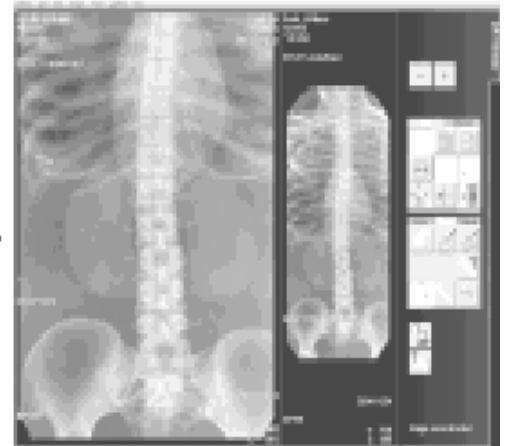
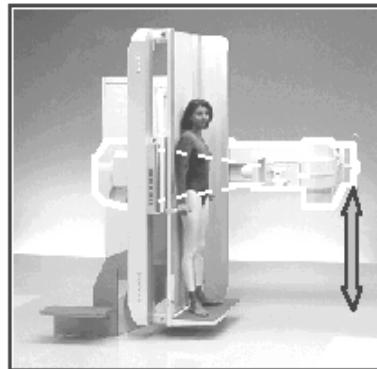
Zunehmend werden weitere Bildverarbeitungen und Bildauswertungen auf Workstations, also neben dem Röntgengerät angeboten. Hier liegt in der Zukunft ein weites Feld für Innovationen.

Eine der neueren Bildverarbeitungen dient zur Vermessung der Wirbelsäule. Aus einer ganzen Reihe von digitalen Röntgenaufnahmen geringer Bildhöhe wird durch spezielle Algorithmen ein **Gesamtbild** der **Wirbelsäule** zusammengesetzt „die aufgrund der „niedrigen“ Bilder fast keine Verzerrungen durch die Projektion erfahren hat

Ebenso ist heute die genaue Vermessung des Hüftgelenks möglich ,um Implantate optimal bestimmen und einpassen zu können.

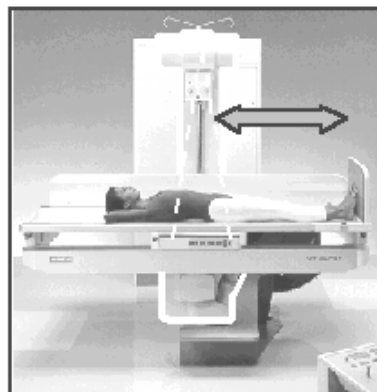
Erfassung für

- Spine
- OrthoLeg



Erfassung für

- AngioLeg
- Colon



Für eine wirklich großformatige Übersicht des gesamten Abdomens eignet sich ganz besonders ein zusammengesetztes „Kolonbild“

All diese Möglichkeiten eröffnen sich erst wirklich durch die digitale Bildtechnik.

4.10 Komplexe Verfahren der Bildrekonstruktion

Als besonderes Highlight wurde in den letzten Jahren die **3D-Angiographie** entwickelt.

Hierdurch wird es möglich z. B. die Blutgefäße im Schädel völlig ohne Überlagerung durch störende Knochenstrukturen aus jeder beliebigen Ansicht darzustellen. Diese 3D-Angiographie wurde in kurzer Zeit Standard bei allen Interventionen in der Neuroradiologie.

Wirkungsweise:

Während einer Kontrastmittelinjektion von Blutgefäßen im Schädel rotiert die Aufnahmeeinheit (Röntgenröhre und Bildverstärkerfernsehen) um den Schädel (ca. 190 ° in 6s)

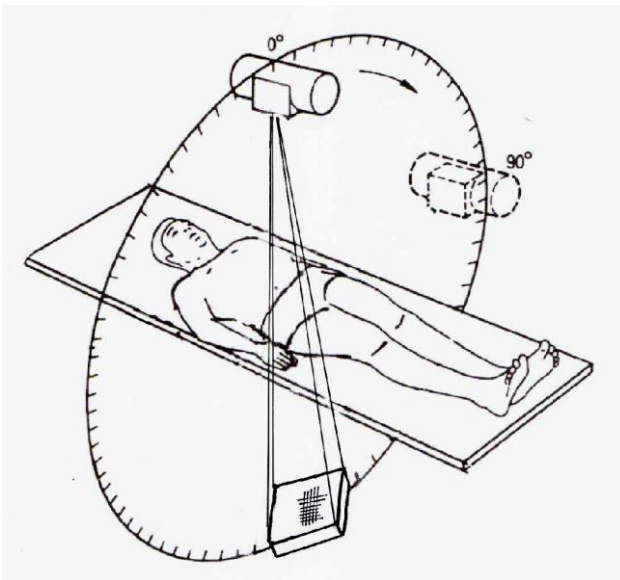
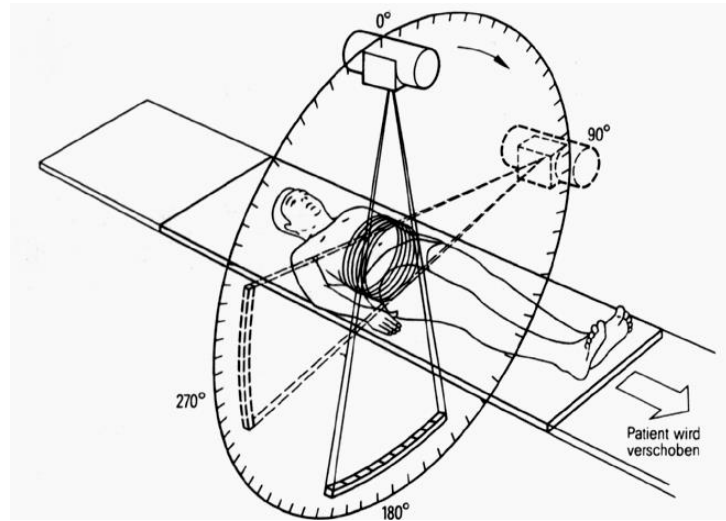
Dabei werden von den Kontrastmittelgefüllten Blutgefäßen ca. 100 Aufnahmen gemacht. Das Ergebnis entspricht der **Rotationsangiographie**, d. h. die Blutgefäße stellen sich während eines Ablaufes unter

100 -300 verschiedenen Winkeln dar (siehe Dynaszene“). Zerlegt man die 2dimensionalen Bilder in zeilenförmige Einzelabtastungen, so entspricht jede FS-Zeile z. B. einer

CT-Abtastung.

Eine **CT-Schicht** (Einzeildetektor) pro Umdrehung, bei gleichzeitiger Tischbewegung ergibt Volumenscan

⇒ Spiral-CT



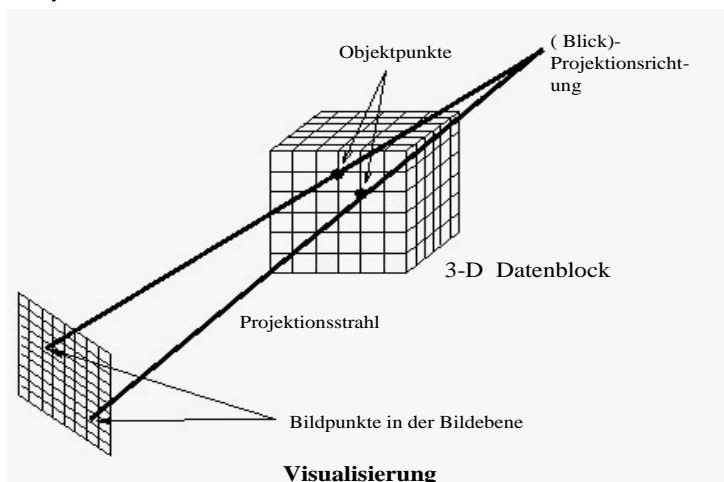
Prinzip von 3- D Angio

Aus jeder Zeile und den dazugehörigen vielen Projektionen wird nun wie bei der CT die Schicht aus **einer** Rotation rekonstruiert. (mindestens 190° C-Bogen Rotation)

Mit einem sehr schnellen Bildverarbeitungsrechner schafft man heute in weniger als einer Sekunde eine gesamte Rekonstruktion einer „FS-Zeile“ (praktisch eine CT-Schicht) d. h. dann einen Stapel aller Schichten in wenigen Sekunden und somit das ganze erfasste Volumen mit einem einzigen C-Bogen-Umlauf.

Man bekommt damit einen kompletten 3-dimensionalen Datenblock (z.B. 512^3 , 1024^3) des Objektvolumens.

Mit speziellen 3D-Visualisierungsverfahren kann man unter beliebigen Betrachtungswinkeln den Objektbereich betrachten.

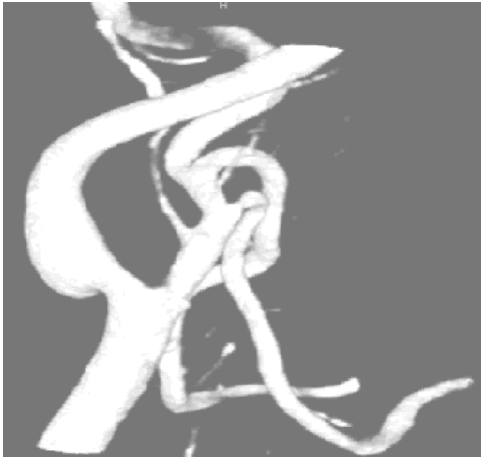


Wie beim CT lassen sich damit ganz bestimmte **Schwächungskoeffizienten herausprojizieren.**

Bei der 3D-Angio stellt man damit z.B. nur die Blutgefäße dar und schneidet den Hintergrund, d. h. Knochen und ungewollte Weichteile ab.

Zur 3-D-Rekonstruktion sind eine ganze Reihe von Rechenschritten nötig (*Systemkalibrierung, Bildverzerrung, Faltung, Rekonstruktion, Visualisierung mit MIP, Volumenrendering usw.*)

Der große Vorteil der 3D-Angiographie liegt in der **völlig freien Projizierbarkeit** der Gefäßstrukturen, d. h. jegliche Überlagerung durch störende Gefäße kann vermieden werden, die Darstellungsrichtung des Gefäßbaumes kann so optimal gewählt werden und erfasst auch Winkelbereiche, die geräteseitig gar nicht möglich sind.



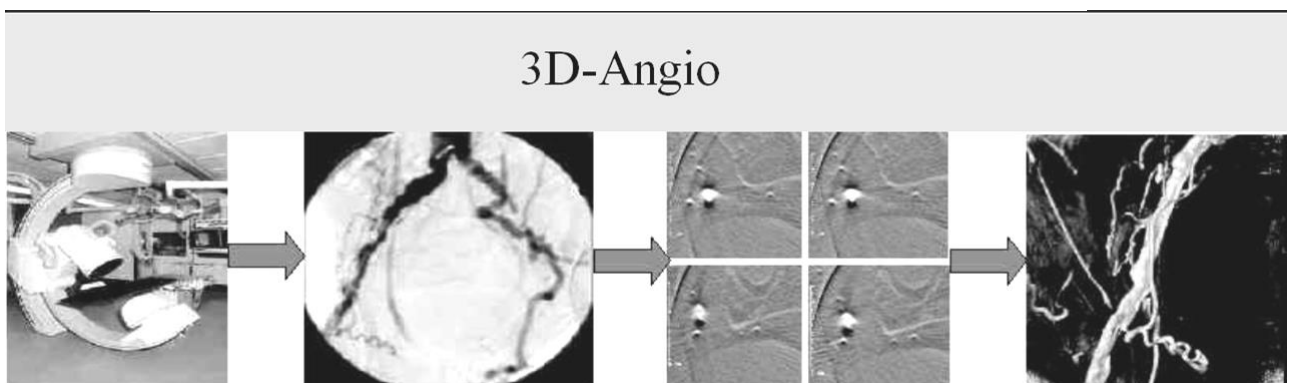
Hier ein Beispiel aus der Neuroradiologie (Intervention) „Bauchiges Aneurysma“ Darstellung mit SSD

Erste Anwendungen neben der Neurointervention zeigen darüber hinaus das große Potential der 3D-Technik ohne CT-Gerät. Die Verfeinerung dieser Technik hat sich in den letzten Jahre mit hoher Geschwindigkeit fortgesetzt.

Der große Vorteil dieser Technik ist die wesentlich größere Detailauflösung, deutlich geringer ist jedoch die max. Kontrastauflösung (CT: HU), aufgrund der geringeren Zahl an Projektionen sind aber auch die Artefakte stärker

An die Gerätetechnik, d.h. die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Abläufe werden bei dieser neuen 3D-Technik besonders hohe Ansprüche gestellt.

Gegenüberstellung CT und 3D-Angio



Vorteile gegenüber CT :

- wesentlich höhere Ortsauflösung
- kürzere Aufnahmezeit für vergleichbares Volumen
- geringere Strahlenexposition
- für Interventionen voll einsetzbar
- lediglich Ergänzung zu Angioanlagen

Nachteile (heute) geg.CT: deutlich geringere Kontrastauflösung
mehr Abbildungsartefakte

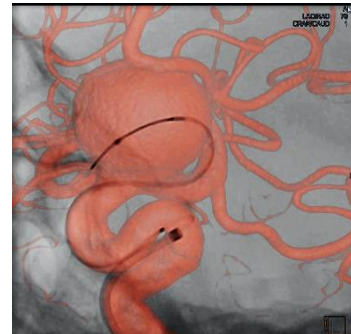
4.11 „Roadmap“ Methoden



Roadmap bei Durchleuchtung verbindet das Livebild mit einem vorher gespeicherten Bild.
Z.B wird während der DL kurz ein Kontrastmittel injiziert und das Bild gespeichert. Bei der darauffolgende DL wird dieses Bild invertiert dem DL-Bild hinterlegt.
Jetzt kann man den Gefäßverlauf sehen und gezielt mit dem Katheder navigieren.

Hinterlegt werden kann auch ein ausgesuchtes DSA-Bild.
Siehe Abbildung.

Für 3 D Roadmap wird ein 3 D-Bild in der richtigen, der Geräteposition entsprechende Projektion hinterlegt.
Wenn jetzt das Gerät in eine andere Position gebracht wird, folgt das Hintergrundbild ebenfalls in der Projektion.
Umgekehrt kann man auch das 3 D-Bild in eine gewünschte Ansicht/Position bringen. Das Gerät bringt sich danach automatisch in die entsprechende Position, so dass dann Bilder und Gerät exakt die gleiche Position haben.



5. Archivierung von Röntgenbildern

Der Archivierung von Röntgenbildern kommt aus rechtlichen Gründen besondere Bedeutung zu. Deshalb müssen Röntgenaufnahmen 30 Jahre archiviert werden.

Bis ca. 1990 wurden noch die meisten Röntgenbilder als Originalfilm, also als **großformatige Direktaufnahmen** bzw. als **Indirektaufnahmen** oder **Kinofilm** vom Bildverstärker produziert befundet und archiviert.

Für eventuelle Duplikate wurde das (umständliche) Filmkopierverfahren angewendet.

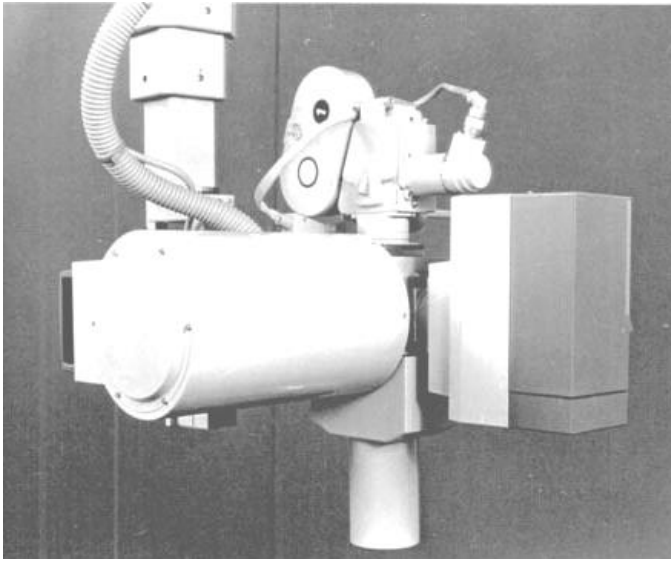
Bei Bildsystemen, bei denen nicht primär ein Röntgenfilm anfällt – wie CT und MR oder auch DSA erfolgte die Archivierung (und auch oft die Diagnose) über ein sekundäres Filmmedium, die **Multiformataufnahme**.

Seit 1990 gab es eine stürmische Entwicklung der digital elektronischen Speichermedien und somit auch der **digitalen Archivierung**. Heute stehen digitale Speichermedien mit sehr hoher Kapazität zur Verfügung, zum Datenaustausch entstehen zunehmend digitale Netze mit entsprechenden Workstations als Befundungsstationen.

5.1 Beispiel Historie : Dokumentation bei Angiographieanlagen

Bei früheren Angiographieanlagen waren am Röntgenbildverstärker bis zu 3 verschiedene Bildempfänger über Spiegel angebracht: die FS-Kamera für die Durchleuchtung, die 100 mm (70 mm)-Kamera für Einzelbilder und Serien bis 6 B/s die Kinokamera für Kardangiountersuchungen.

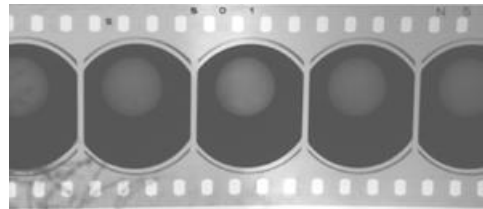
Alternativ zu der 100 mm-Kamera verwendete man auch den automatischen Wechsler für Direktfilme



Das Durchleuchtungsbild diente nur zum „Zielen“. Die 100mm-Filme wurden direkt am Lichtkasten bzw. über einem Projektor angesehen.



Filmrolle mit Blechdose



Stück eines Kinofilms

Der Kinofilm musste mit speziellen **Kinofilmprojektoren** betrachtet werden.

5.2 Multiformatkamera

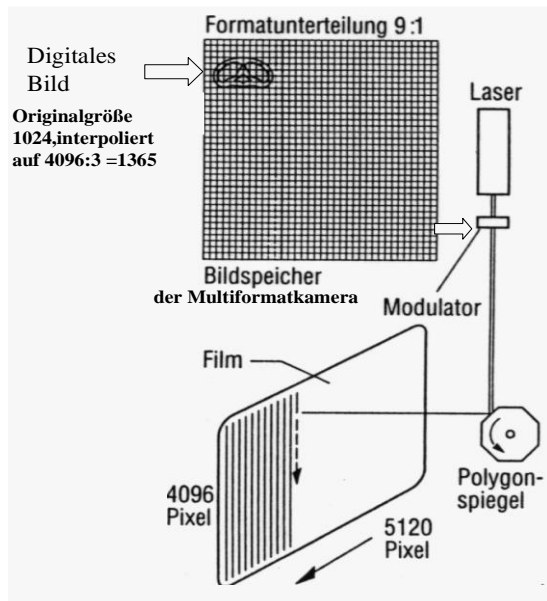
Die Multiformatkamera dient zur Anfertigung von sekundären Filmaufnahmen verschiedenster Bilderzeugungssysteme.

Sie lässt eine große Zahl von unterschiedlichen Bildformaten und Formatunterteilungen zu, so dass insgesamt ein wesentlicher Beitrag zur Filmeinsparung geleistet wird.

Sie diente vor Jahren im wesentlichen zur Dokumentation (CT, erste dig. Diagnostik- und Angiosysteme) und wird auch heute noch für Diagnose bzw. vor allem als Austauschmedium verwendet.

5.2.1 Prinzip der Multiformatkamera

Ein Laser erzeugt einen dünnen, intensiven Lichtstrahl, der durch einen Lasermodulator entsprechend den Helligkeitswerten der einzelnen Bildpunkte des digitalen Bildes in der Intensität gesteuert wird. Der Laserstrahl wird nun über einen Polygonspiegel in x- und y-Richtung abgelenkt, so dass er den zu belichtenden Film rasterförmig belichtet..



Dieses Raster ist sehr fein, z.B. erzeugen Kameras 5120 Linien (Zeilen), in Zeilenrichtung werden 4096 Bildpunkte belichtet.

Aufgrund der hohen Auflösung können z.B. 16 digitale Bilder mit einer Matrix von 1024^2 auf einen einzigen Film belichtet werden.

Im Beispiel ist die 9er Unterteilung gezeigt, bei der die einzelnen Bilder etwas größer sind.

Bildunterteilungen von 1 Bild pro z.B. 14" Film bis herunter zur Diagröße sind möglich.

Meistens sind die Multiformatkameras bereits mit einer Entwicklungsmaschine kombiniert, oftmals werden sie gleichzeitig für verschiedene Röntgensysteme verwendet.

Multiformatfilme kommen in der Bildqualität natürlich aufgrund der nur einseitigen fotosensitiven Beschichtung nicht ganz an den Direktfilm heran, durch die verschiedenen Möglichkeiten der dig. Bildverarbeitung ist dies jedoch absolut unnötig.



SCOPIX
LR 5200 P

mit integrierter
Entwicklungsmaschine

Wichtigste Daten:

Filmformate 14" x 17", 14" x 14", 11" x 14", 8" x 10"

Auflösung bis 8512 x 10348 Bildpunkte

eigene Festplatte 9 G Byte

180 Filme pro Stunde

Agfa
2001

5.3 Papierprinter

Meistens sind die Multiformatkameras heute als **Thermodrucker** ausgeführt
Man kann auf Papier drucken oder auf transparentes Trägermaterial (Bluefilm)
Besonderheit:

- keine Nassentwicklung mehr
- kein Silber in den Trägermaterialien
- Formate bis $35 \times 43 \text{ cm}^2$,
- ca. 1 Bild/min

5.4 Digitale Speicher- und Archivierungsmedien

Die Vorteile der digitalen Speicherung und Archivierung wie
Reproduzierbarkeit
Datensicherheit
konstante Bildqualität
verlustloses Kopieren
geringer Platzbedarf
Film- und Entwicklereinsparung

konnten erst zur Geltung kommen, nachdem die Technik entsprechende erweiterte Medien entwickelt hatte und vor allem eine

weltweite Standardisierung der Datenformate digitaler, medizinischer Bilder erreicht wurde. In internationalen Gremien wurde seit Beginn der 90er Jahre intensiv an diesem Thema gearbeitet, seit etwa 1996 stehen die ersten Standards zur Verfügung, die laufend noch

erweitert und verfeinert werden. Mit Hilfe dieses **DICOM** (Digital Imaging an Communication in Medicin) **Standards** lassen sich jetzt Bilder von **verschiedenen Herstellern** über **Netze verschicken**, auf CD s archivieren, auf unterschiedlichen Workstations **kopieren** und **wiedergeben**. Der DICOM - Standard schafft auch die Möglichkeit, eine Menge **Zusatzinfo** standardisiert abzulegen und auch Funktionen zu standardisieren.

In der Kardiologie konnte z B. der Workflow wesentlich vereinfacht, Film, Entwickler, Dosis sowie Platz eingespart werden.

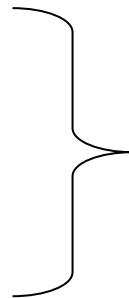
5.41 Archivierungs- und Austauschmedien, Zuordnung

(Historie)

Radiographie	Durchleuchtungs- und Angiosysteme	Kardangio-systeme	CT, MR, NS, Nukl.
Direktfilm	Direktfilm	Kinofilm	
	100mm-Indirektfilm	S VHS-Videoband	
	Multiformataufnahme		Multiformataufn.
	digitale Bänder		digitale Bänder

Heute

Konv. Radiographie
dig. Radiographie
Durchl. Angio
Kardang.
CT, MR
US,



Festplatte jeweiliger Modalität Workstations

Server

CD
MOD
Blu-Ray
DVD

Harddisc Raid-Server
LTO- Bänder

LTO-Bänder (Linear Tape Open) haben eine 30-jährige Haltbarkeitsgarantie.

Diese Sicherungsmethode ist auch rechtlich als Langzeitarchiv anerkannt und Sie kommen so einer eventuellen Archivierungspflicht nach.

Seit dem Erscheinen der digitalen Bildsysteme CT und Angio werden die Bilddaten eines oder später mehrerer Patienten im Bildsystem selbst auf **Festplatten** zwischengespeichert, so dass sie von hier aus während der Untersuchung oder auch bei der täglichen Befundung schnell abgerufen werden können.

Die Archivierung erfolgte vornehmlich bis etwa Mitte der 90 er Jahre über die Multiformatkamera. Vereinzelt wurden auch digitale Bänder zur Archivierung einzelner Patientendaten verwendet. Diese Art der dig. Archivierung war aber aus Gründen der langsamen Schreib- und Lesegeschwindigkeit sowie der begrenzten Kapazität der Bänder relativ umständlich (z.B. TK 50: 150 MByte, 100 KB/s) Neben dem Papierprint als ergänzendes Austauschmedium erfolgte auf der Basis moderner und immer leistungsfähigerer **digitaler** (Compact-) **Discs** letztlich die **Standardisierung** der Austausch- und **Archivierungsmedien** zusammen mit dem internationalen Datenstandard für medizinische Bilder **DICOM**.

5.5 Strukturen verschiedener Ausbaustufen der digitalen Archivierung

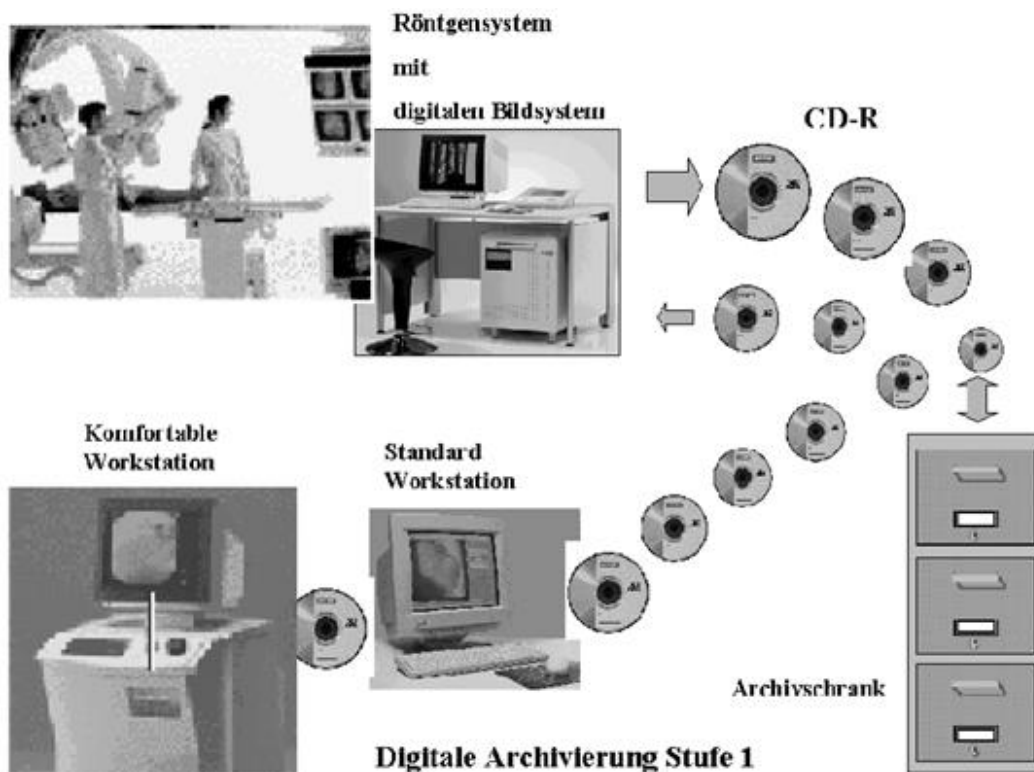
Stufe 1:

Im digitalen Röntgensystem erfolgt die **Bildakquisition**. Die dabei entstehenden Bilder (Einzelbilder, Szenen..) werden bereits während der Untersuchung auf digitale **Festplatten** abgespeichert. Bei einer Kapazität von beispielsweise 1 TByte im Bildsystem reicht der Speicherplatz, je nach Auslastung des Arbeitsplatzes z. B. für die Patienten ca. 1 Monat.

Auf diese Bilddaten kann am Bildsystem praktisch **verzögerungsfrei** zugegriffen werden. Zur **digitalen Archivierung** werden die Bilder im Hintergrund auf z.B. **CD** abgelegt.

Die CDs können **archiviert** werden und bei Bedarf auf dem Bildsystem oder einer mehr oder weniger komfortablen **Workstation** wiedergegeben werden.

Bei älteren Bildsystemen ist die CD-Erstellung oft noch nur über eine Workstation möglich, die dann die Bilder von dem Bildsystem übernimmt.



Das Schreiben der CD geht dabei nicht in Realtime. Auch bei der Wiedergabe werden die Daten der CD erst langsam(er) in den schnellen Speicher des Bildsystems übertragen, von welchem aus die Wiedergabe der Szenen in Realtime möglich ist. Diese Art der Archivierung kann auch auf mehrere

Röntgensysteme ausgedehnt werden, die Wiedergabe an verschiedenen Workstations z.B. im Befundungsraum, Archiv, Operationsraum, Chefczimmer usw. erfolgen.

Nachteilig bei dieser einfachsten Lösung einer digitalen Archivierung ist, dass die CDs **manuell transportiert** werden müssen und doch noch einen gewissen Platz benötigen (z.B. Anwendung in Arztpraxen).

Stufe 2:

Bei dieser Ausbaustufe erfolgt die Archivierung zentral in 2 Schritten, ohne dass ein Speichermedium noch händisch behandelt werden muss.

Die einzelnen Röntgensysteme sowie die Workstations sind alle an einem zentralen „Server“ angeschlossen und wickeln ihre Kommunikation über diesen ab.

Der Server ist ein schneller Datenspeicher (Festplatten) hoher Kapazität und kann je nach Ausbaustufe mehrere Röntgensysteme und Workstations gleichzeitig bedienen. Der Datenaustausch für die Speicherung im und Wiedergabe vom Server geht dabei in Realtime.

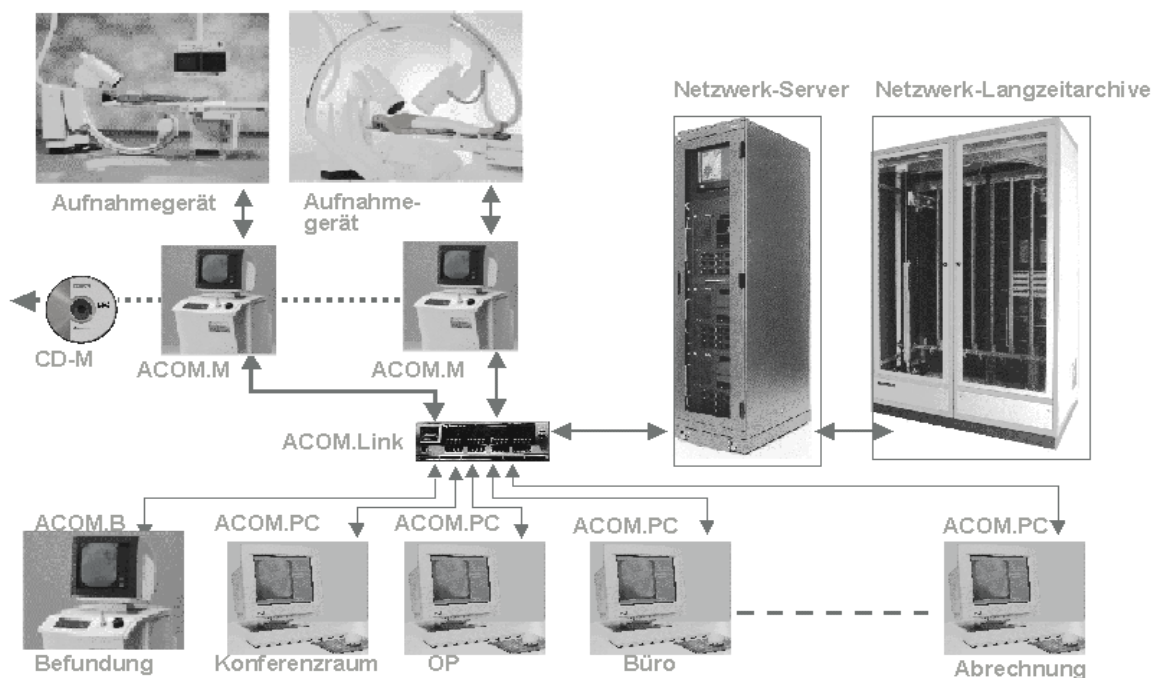
So haben die einzelnen Workstations auf die Bilder aller Röntgensysteme Zugriff. Diese „Medium Term“-Archivierung im Server reicht z.B. für Wochen bis Monate, danach werden die Daten im Server überschrieben.

Die „Long Term“-Archivierung kann dann auf relativ langsamen Medien, oft auf MOD (magneto optische disc) mit langsamerer Datenrate in einer Archivierungseinheit „Jukebox“ erfolgen.

Beträgt die Speicherkapazität einer CD 700 MByte, so hat eine MOD in der Jukebox beispielsweise 9,1 GByte.(2001) Bei einigen hundert MOD lässt sich locker der Jahresbedarf einer Röntgenabteilung archivieren.

Die Speicherkapazität der Medien ist laufend im Steigen begriffen bzw. es kommen neue Technologien dazu (z.B. DVD, digitale Video Disc mit mehr als 4,7 Gbyte; Blu-Ray Disc, 25/50 GByte) Für den Arzt ergeben sich mehrere Vorteile durch dieses Konzept:

- **keinerlei händische Behandlung des Archivierungsmediums**
- **schneller Zugriff auf aktuelle Daten behandelter Patienten über Wochen,**
- **Zugriff von mehreren Stellen aus möglich,**
- **automatische Archivierung in Einheiten großer Kapazität**
- **große Datensicherheit durch Redundanz**
- **sehr preisgünstiges Medium**
- **und das „Nichtverlorengehen“ von Röntgenfilmen.**



Zu diesem zentralen Archivierungskonzept gibt es natürlich auch die Möglichkeiten der Stufe 1 für direkten Datenaustausch. (Patientenakten, auswärtige Klinik)

Stufe 3:

Die Stufe 2 kann weiter vernetzt werden mit anderen Kliniken, die Daten können mit Internet oder über Satelliten ausgetauscht werden.

Bereits heute wird vielfach schon die Möglichkeit genutzt, Spezialisten für schwierige med.

Fragestellungen tausende Kilometer entfernt anhand von Röntgenbildern und Szenen zu konsultieren.

Datenmengen:

z.B. NOZ Erlangen, 2006: 15 TByte pro Jahr, bei vollem Ausbau auf Digitaltechnik ca. 50 TByte!!!

6. Monitore zur Befundung von Röntgenbildern

Monitore zeigen das **Bildergebnis** der Röntgenbildsysteme und sind daher das wichtigste „**Interface**“ zu dem Benutzer der Anlagen.

Bei Angioanlagen wird seit Jahren die Diagnose fast ausschließlich am Monitor gemacht, bei allgemeinen Diagnostikanlagen und digitaler Radiographie zunehmend, bei voll vernetzten Krankenhäusern mit digitaler Archivierung ausschließlich.

So kommt der Bildqualität bei der Monitorbefundung eine große Bedeutung zu, so dass sich schon seit Jahrzehnten spezielle Röntgenmonitore entwickelt haben, die – zwar nur in schwarz-weiß – im Gegensatz zum Unterhaltungsfernsehen oder zum PC - wesentlich höheren Anforderungen genügen. Dabei werden sie noch oft mit dem „**goldenen Standard**“ der Direktaufnahme vor dem Lichtkasten verglichen.

Röntgenmonitore zeichnen sich aus durch:

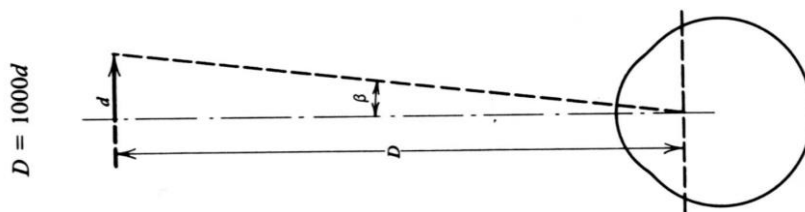
- exzellente Detailauflösung
- sehr hohen Kontrast, hohe Spitzenhelligkeiten
- Flimmerfreiheit
- keine störenden Strukturen

6.1 Sehphysiologie

Der menschliche Sehapparat weist eine ganze Anzahl von teilweise recht komplexen Eigenschaften auf, mit denen es ihm möglich ist, sich an die verschiedensten Lichtverhältnissen und Umweltbedingungen anzupassen. Die wichtigsten Eigenschaften, die für die Betrachtung von Bildern an Monitoren relevant sind, werden im folgenden kurz erläutert.

6.11 Auflösung / Schärfe

Aufgrund der Struktur der Retina (Zäpfchen und Stäbchen) und der optischen Übertragung in Linse und Glaskörper, löst das Auge Strukturen unter einem Sehwinkel von ca. 3 Winkel - min. nicht mehr auf.



Daraus ergibt sich (lt. Diagramm) bei einem Betrachtungsabstand von ca. 40 cm (Workstation) eine minimale Detailgröße von ca. 0,4 mm. Bei einer Monitorhöhe von z. B. 25 cm heißt das auch, dass die Zeilenstruktur des Monitorbildes von 625 noch stören kann.

Deshalb werden Röntgenmonitore mit einer z. T. wesentlich höheren Zeilenzahl betrieben.

Diese Eigenschaften des menschlichen Sehens gelten für normale Helligkeiten, bei sehr dunklen Beleuchtungsverhältnissen nimmt das Auflösungsvermögen deutlich ab.

6.12 Kontrast und Helligkeit

Ein Röntgenbild enthält aufgrund der großen **Schwächungsunterschiede** im menschlichen Körper auch eine **große Anzahl** von darzustellenden Graustufen. Das heißt, es muss ein großer

Dynamikbereich dargestellt werden in dem kleinste Kontrastunterschiede noch erkennbar sein müssen.

Das menschliche Auge kann jedoch nicht bei jeder Helligkeit gleich viele Graustufen unterscheiden (siehe Nachtsehen!), es muss dazu eine ausreichende Helligkeit für jede Graustufe vorhanden sein, bzw. der dargestellte Helligkeitsbereich sollte möglichst innerhalb des sehphysiologisch optimalen Bereiches liegen.

Der menschliche Sehapparat hat auch die Eigenschaft, nur Graustufen ab einem bestimmten Helligkeitsunterschied unterscheiden zu können.

Daraus ergibt sich, dass ein Monitorbild eine hohe Spitzenleuchtdichte haben muss und gleichzeitig möglichst dunkel werden können sollte.

6.13 Flimmerfreiheit

Der menschliche Sehapparat kann schnellen Bewegungen nicht mehr folgen, er verschmiert z. B. die Bilder bei einem schnell bewegten Objekt.

Umgekehrt kann ein Flackern oder Flimmern nur bis zu einer gewissen Frequenz wahrgenommen werden, danach erscheint ein ruhiges Bild.

Diese Eigenschaft des Sehapparates ist jedoch auch stark von der absoluten Helligkeit abhängig, d. h. bei hohen Helligkeiten ist das Augen wesentlich schneller, empfindet also Flackern deutlich stärker. Zum Beginn der Fernsehtechnik waren die Bildröhren noch relativ lichtschwach, es reichte eine FS-Bildwiederholffrequenz von 50 Hz, um kein störendes Flackern erscheinen zu lassen.

Bei denen heute in der Röntgentechnik üblichen, sehr hellen Monitoren reicht jedoch eine Bildwechselfrequenz von 50 Hz nicht mehr aus, so dass schon lange bevor die PCs und moderne FS-Geräte auf den Markt kamen, hier Bildwechselfrequenzen über 50 Hz eingeführt wurden. LCD-Monitore flackern prinzipiell nicht mehr.

6.14 Strukturfreiheit

Das Auge sollte bei der Betrachtung schwach kontrastiger Strukturen nicht durch störende Strukturen des Wiedergabemediums (LCD-Displays) abgelenkt bzw. gestört werden.

Darauf ist besonders bei der Auswahl der LCD-Monitore auf die Feinheit Pixelstruktur zu achten.

6.2 Eigenschaften von Monitoren

Die Schärfe des wiedergegebenen Bildes eines Monitors hängt von der Feinheit der Pixelstruktur und der Bildauflösung ab.

Damit die minimale Helligkeit nicht durch Fremdlicht zu stark ansteigt, muss der LCD-Schirm kräftig eingefärbt werden, was wiederum die max. Leuchtdichte verringert. Zur Erreichung der Flimmerfreiheit bei den hohen Helligkeiten moderner Monitore werden Bildwiederholffrequenz ab 70 Hz gewählt.

6.3 Anforderung an Röntgenmonitore und das Umfeld

Zur guten Darstellung von sehr kleinen Objekten und gleichzeitiger Vermeidung von Störungen die Pixelstruktur muss der Monitor mindestens 1024 Pixel in der Bildhöhe haben.

Die Helligkeiten erreichen Spitzenwerte von 600 cd/ m² und darüber (wichtig im OP!).

Zur Vermeidung der Reflexionen von Fremdlichtquellen auf dem Wiedergabeschirm werden die Oberflächen speziell entspiegelt und eingefärbt.

Damit ist auch bei schwierigeren Umlichtverhältnissen dafür gesorgt, dass die minimal erreichbare Helligkeit nicht zu sehr ansteigt.

Jedoch ist grundsätzlich bei der Aufstellung der Monitore und bei der Raumbelichtung zur

Sicherstellung einer optimalen Bildqualität d. h. max. Graustufenauflösung darauf zu achten, dass

das Raumlicht insgesamt nicht zu hell ist

die Monitore nicht von Fremdlichtquellen erhellt bzw. beleuchtet werden

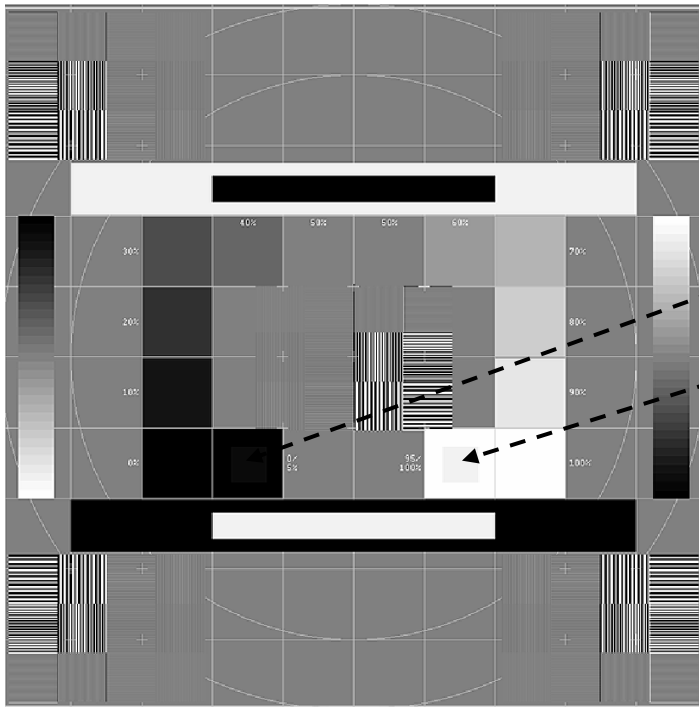
(Aufstellung gegen das Fenster!)

störende Reflexionen (z.B. durch Spotlights) verhindert werden.

Es gibt Normen bzw. offizielle Richtlinien, welche die Monitore in Befundungsmonitore und Kontrollmonitore klassifizieren und auch die Aufstellungs- und Umfeldbedingungen regeln.

Diese und die technischen Daten der Monitore werden regelmäßig kontrolliert.

Elektronisches Testbild zur optimalen Einstellung und Aufstellung der Monitore:



Bei richtigem Betrieb muss die erste Graustufe über schwarz und die letzte vor weiß noch sichtbar sein. Damit wird ein Abschneiden von Information vermieden

Es gibt heute zwei **Klassifizierungen** bei Röntgenmonitoren:
 Diagnosemonitore (mit besonders hohen Anforderungen)
 u.
 Betrachtungsmonitore

Wichtig: jedes Bildsystem muss einen Wiedergabemodus haben, der es erlaubt, ohne Interpolation der Bildmatrix einen Bildpunkt der ursprünglichen Aufnahme mit exakt einem Bildpunkt des Displays wiederzugeben.

Moderne Röntgendisplays erlauben heute die Befundung von allen Sorten von Röntgenbildern und stehen mit Hilfe der Möglichkeiten der digitalen Bildverarbeitung durch Fensterung, Ortsfrequenzfilterung, Zoom u.a. nicht mehr im Schatten des „golden Standards“ Direktfilm vor dem hellen Lichtkasten.