
Bildgebende Verfahren in der Medizin

Hilfsblätter zur Vorlesung

BILDGEBENDE VERFAHREN IN DER MEDIZIN

Inhalt

1. Einführung:

Umfang der Vorlesung, Schwerpunkte, Literatur,
Weltmarkt der elektromedizinischen Technik,
Kosten der bildgebenden Verfahren

2. Allgemeiner Historischer Überblick:

Von Röntgen bis zur Magnetresonanz-Tomographie

3. Allgemeine physikalische und systemtheoretische Grundlagen

4. Röntgentechnik:

Historische Entwicklung
Röntgenstrahlung, Erzeugung, Wechselwirkung mit Materie,
Gerätetechnik: Röhren, Generatoren, Röntgenbildverstärker
Schichttechnik, Spezialsysteme, Applikationsbeispiele

5. Röntgen-Computer-Tomographie:

Historische Entwicklung
Grundlagen, Rekonstruktionsverfahren
Gerätetechnik: Röhren, Generatoren, Detektoren, Elektronik
Electronenstrahl-Tomographie, Applikationsbeispiele

6. Nuklearmedizinische Bildgebung:

Historische Entwicklung
Grundlagen, Detektoren, Kamera-/Gerätetechnik, Schnittbildverfahren,
Applikationsbeispiele

7. Sonographie:

Historische Entwicklung
Grundlagen, Scan-Techniken, Schallwandler, Array-Technologie,
Gerätetechnik, Applikationsbeispiele

8. Magnetresonanz-Tomographie:

Historische Entwicklung
Grundlagen der MR-Physik, MR-Spektroskopie, MR-Bildgebung,
Gerätetechnik: Die felderzeugenden Spulensysteme. Sende-Empfangselektronik,
Meß-Sequenzen und Applikationsbeispiele, Spezialsysteme

9. Vernetzung:

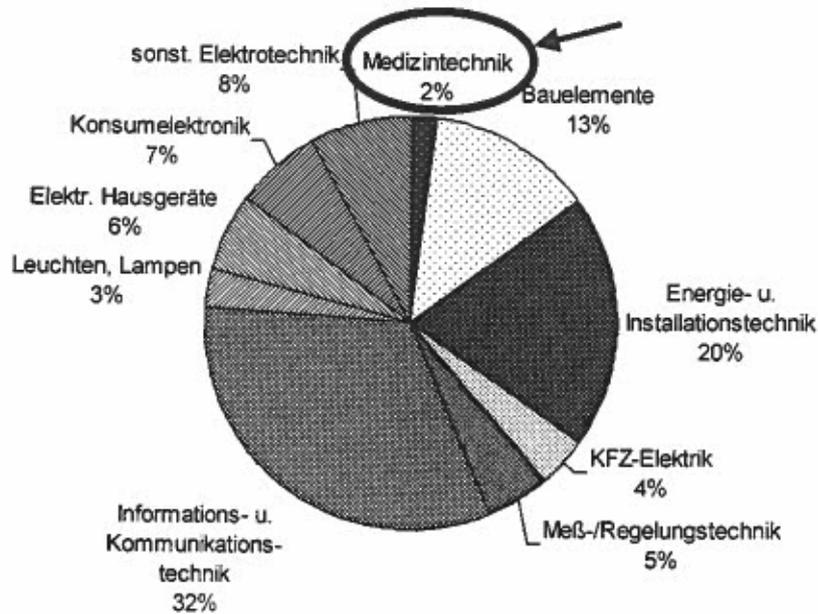
Bildgebende Systeme integriert in ein effizientes Informations-Management.
Ein Überblick.

BILDGEBENDE VERFAHREN IN DER MEDIZIN

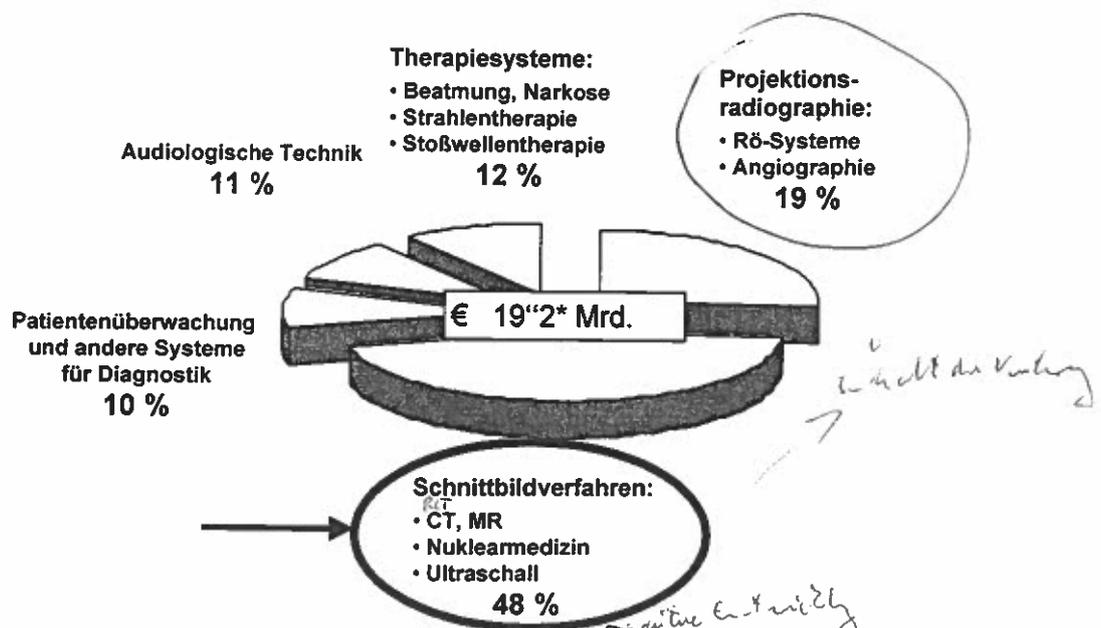
Literatur

- [1] Fercher A.F.: Medizinische Physik. Springer Verlag 1992
- [2] Morneburg H. (Hrsg.): Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. Publicis-MCD-Verlag 1995
- [3] Krestel E. (Editor): Imaging Systems for Medical Diagnostics. Siemens AG 1990
- [4] Rosenbusch G., Oudkerk M., Amman E.: Radiologie in der medizinischen Diagnostik. Blackwell Wissenschafts-Verlag, Berlin 1994
- [5] Shung K.K., Smith M.B., Benjamin M.W.: Principles of Medical Imaging. Academic Press Inc. 1992
- [6] Gagliardi R.A, Almond P.R.: A History of the Radiological Sciences: Radiation Physics. Radiology Centennial Inc. 1996
- [7] Gagliardi R.A, Almond P.R.: A History of the Radiological Sciences: Diagnosis. Radiology Centennial Inc. 1996
- [8] Gagliardi R.A, Almond P.R.: A History of the Radiological Sciences: Radiation Oncology. Radiology Centennial Inc. 1996
- [9] United Nations Environment Programme: Radiation, Doses, Effects, Risks. UNEP 1985
- [10] Wells P.N.T.: Scientific Basis of Medical Imaging. Churchill Livingstone 1982
- [11] Hermann H.J.: Nuklearmedizin. Urban u. Schwarzenberg, 1989
- [12] Lutz H., Meudt R.: Ultraschallfibel. Springer Verlag 1981
- [13] Schultz E.: Computertomographie-Verfahren. Georg Thieme Verlag 1985
- [14] Alexander J.: Computed Tomography. Siemens AG bzw. Wiley, 1986
- [15] Lutz H., Meudt R.: Ultraschallfibel. Springer Verlag 1981
- [16] Ramm B., Semmler W., Laniado M.: Einführung in die MR-Tomographie. Enke Verlag, Stuttgart 1986
- [17] Lissner J., Seiderer M.: Klinische Kernspintomographie. Enke Verlag, Stuttgart 1990
- [18] Vlaardingerbroek M.T., den Boer J.A.: Magnetic Resonance Imaging. Springer Verlag 1996
- [19] Partain C.L., James A.E., Rollo F.D, Price R.R.: Nuclear Magnetic Resonance Imaging. W.B. Saunders Company, 1983
- [20] Laubenberger Th., Laubenberger J.: Technik der medizinischen Radiologie. Dt. Ärzte-Verlag, Köln 1994
- [21] Hoxter, E.A., Schenz, A.: Röntgenaufnahmetechnik. Siemens AG 1991

Weltmarkt Elektrotechnik 1995

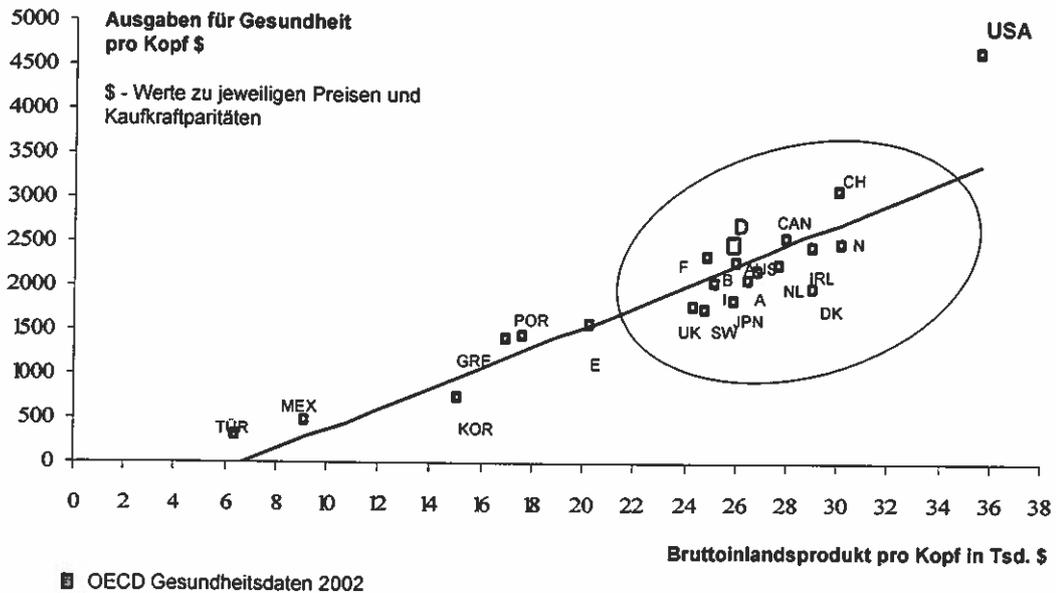


Weltmarkt Elektromedizinische Technik 2001 für das Produktspektrum von Siemens Med ohne IT

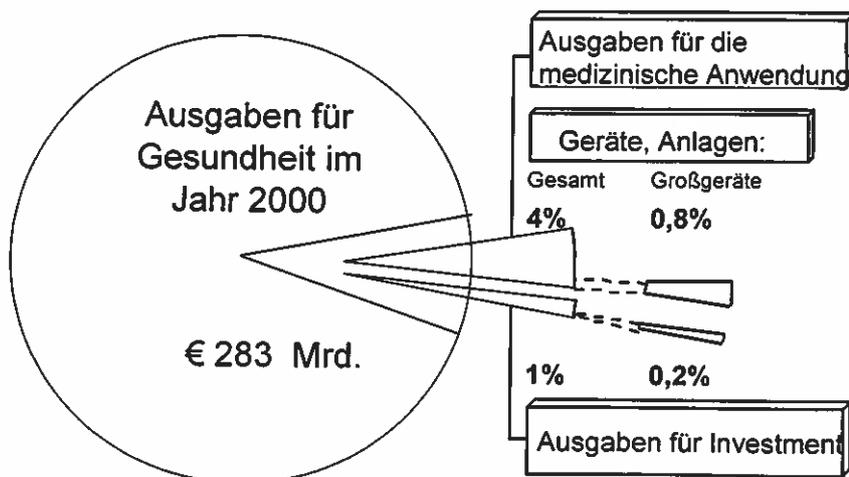


Quelle: SGI 2002, * Anlagen, ohne Technischen Dienst

Gesundheitsausgaben und Bruttoinlandsprodukt im Ländervergleich 2000

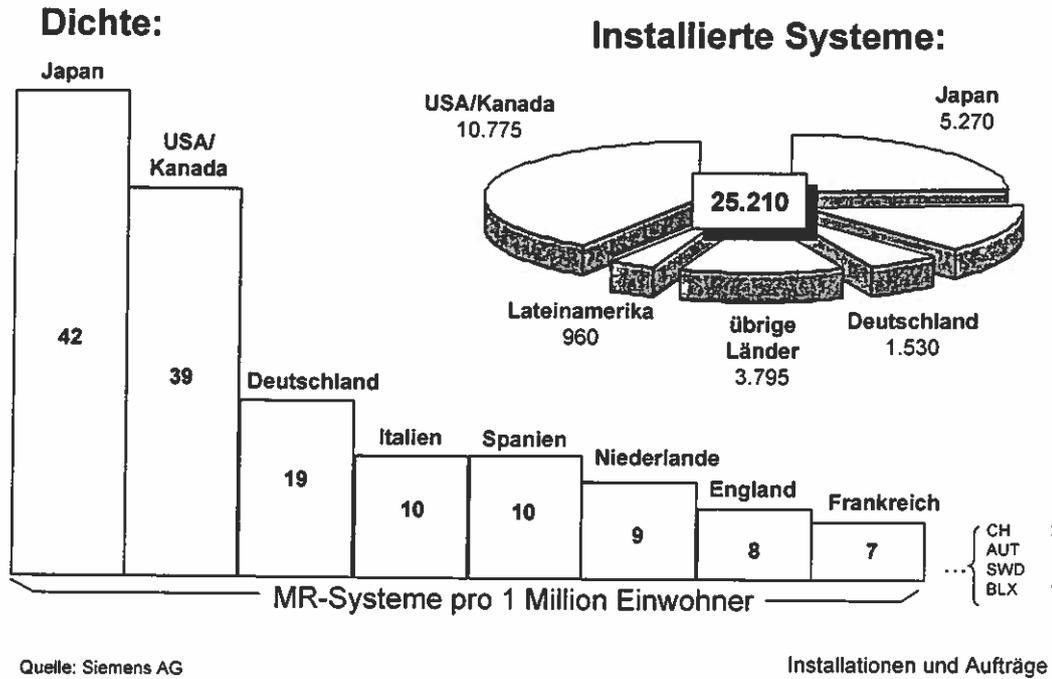


Ausgaben für Gesundheit in Deutschland und Kostenanteil der elektromedizinischen Technik (Stand ²⁰⁰⁰ ~~1999~~)

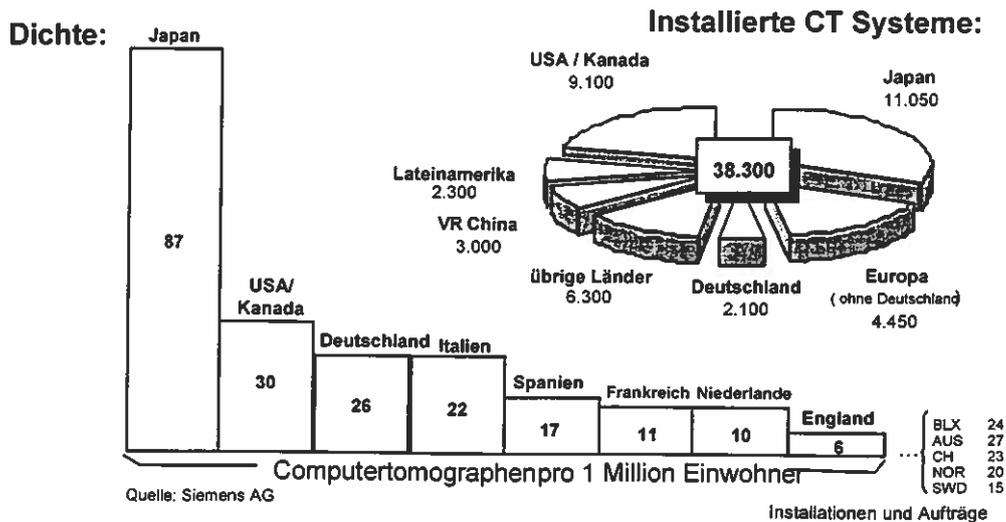


Quelle: Statistisches Bundesamt 1999, ZVEI

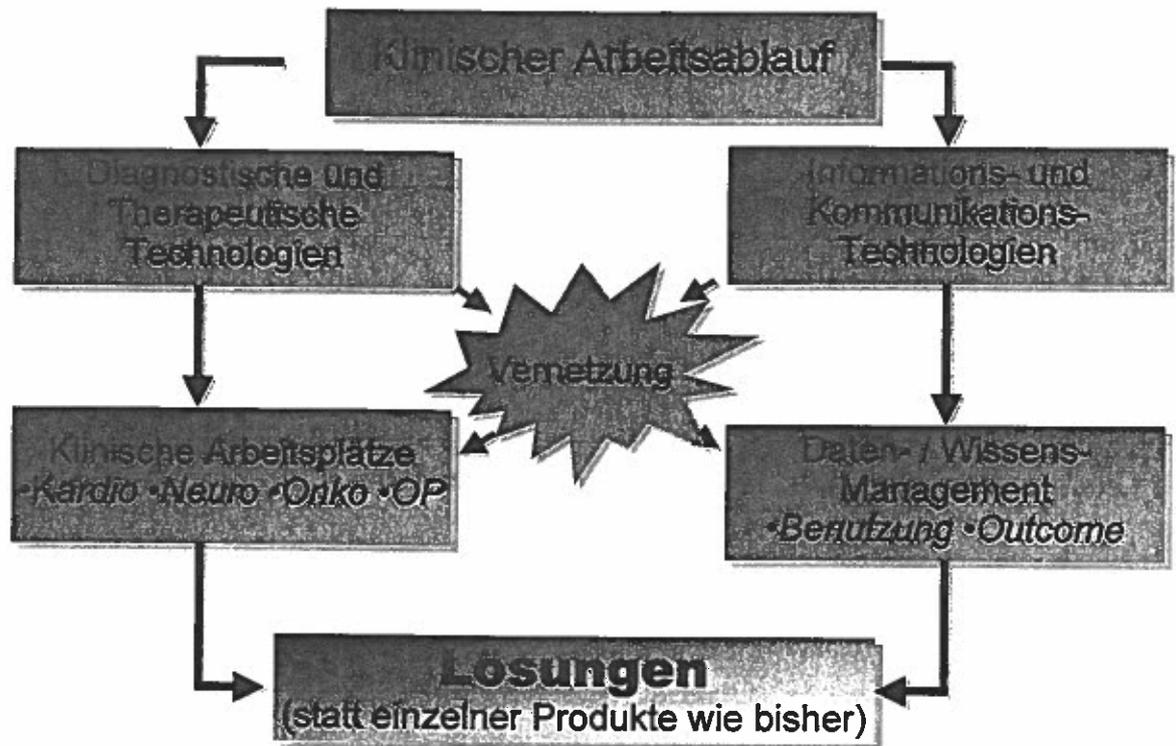
Magnetresonanz-Tomographen (MR) Weltverbreitung Ende 2002 (derzeitiges Wachstum ca. 3000 p.a.)



Computertomographen (CT) Weltverbreitung Ende 2000



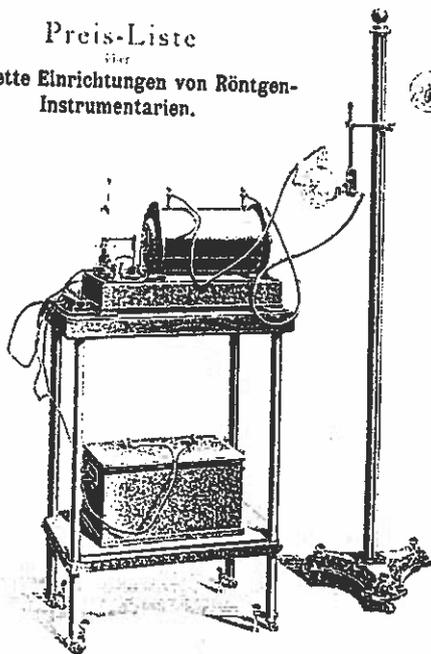
Effizienz durch Prozessoptimierung und Vernetzung



Herausforderungen für innovative Lösungen im Gesundheitswesen



Preis-Liste
für
komplette Einrichtungen von Röntgen-
Instrumentarien.

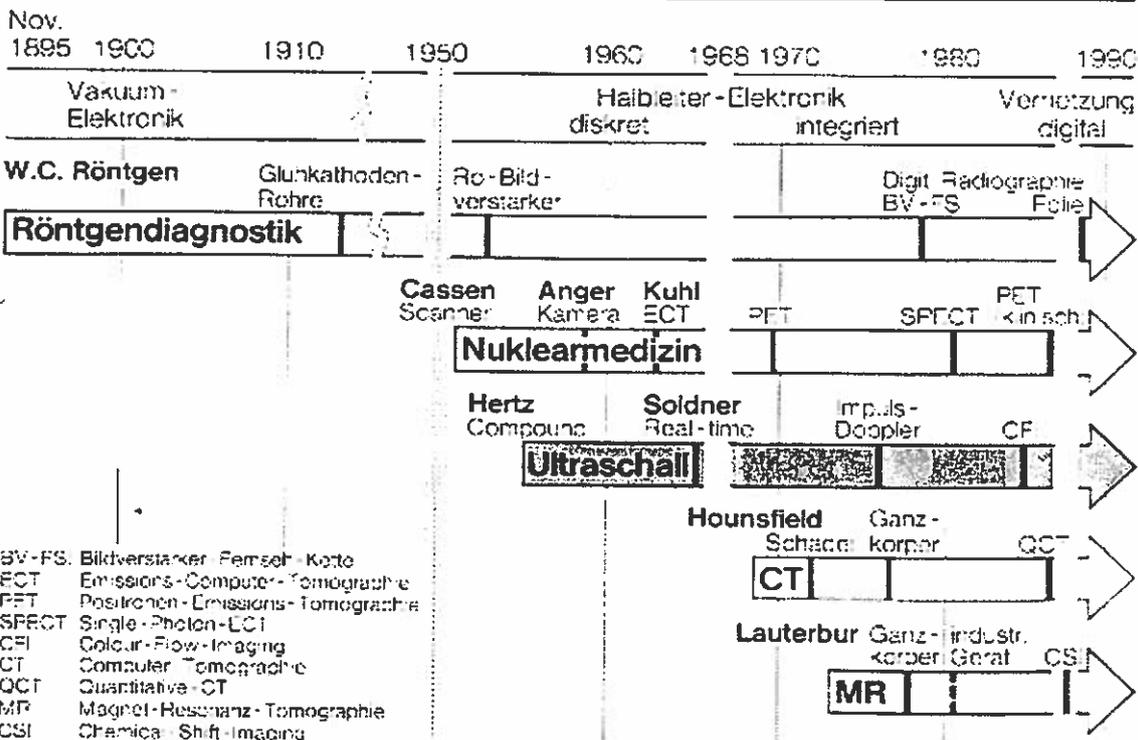


1897

von Röntgen zur MR-Tomographie

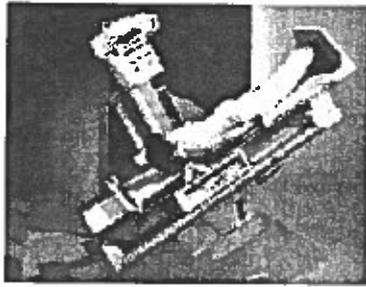
1997

SIEMENS

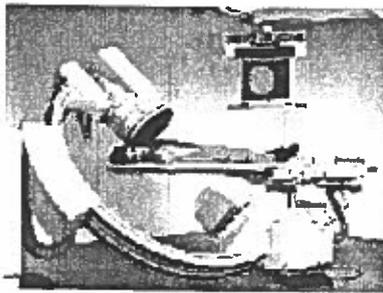


Innovationsschübe in der bildgebenden Diagnostik

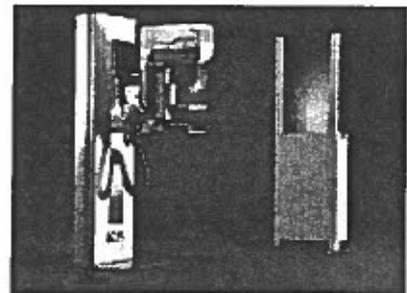
- BV-FS: Bildverstärker Fernseh-Kette
- ECT: Emissions-Computer-Tomographie
- PET: Positronen-Emissions-Tomographie
- SPECT: Single-Photon-ECT
- CFI: Colour-Flow-Imaging
- CT: Computer Tomographie
- QC: Quantitative-CT
- MR: Magnet-Resonanz-Tomographie
- CSI: Chemical-Shift-Imaging



Röntgensysteme



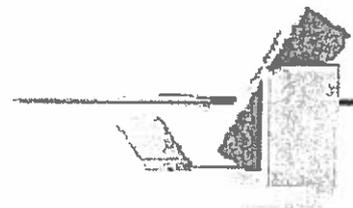
Angiographie



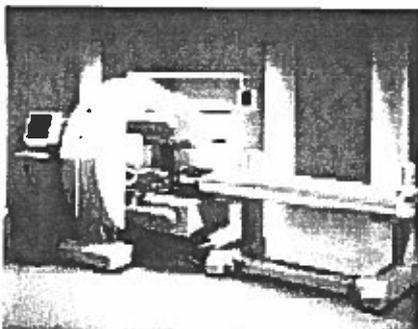
Mammographie

↳
unterschied der Blutgefäße
nach spritzen eines Kontrastmittels

Bildgebende Diagnostik 2000
(1)



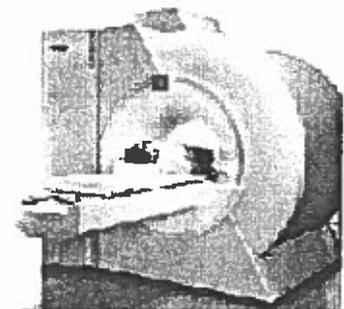
Computer-Tomographie



Nuklearmedizin



Ultraschall



Magnetresonanztomographie

Bildgebende Diagnostik 2000
(2)

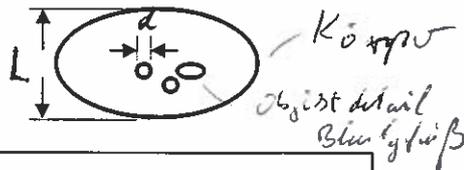
"Bildgebende Verfahren in der Medizin"

Typische Fragen zur mündlichen Prüfung

- 1. Nennen Sie die Hauptbestandteile einer Röntgenanlage und erläutern Sie deren Funktionsweise.
- 2. Wo / wie entsteht Streustrahlung beim Röntgen? Was sind die Auswirkungen? Was tut man zur Vermeidung?
- 3. Wie erzeugt man Röntgenstrahlung? Erläutern Sie das entstehende Röntgen-Spektrum.
- 4. Erläutern Sie die Funktionsweise einer Röntgenröhre und einer Drehanodenröhre. Nennen Sie jeweils typische technische Kennwerte.
- 5. Erläutern Sie die Funktionsweise eines Röntgenbildverstärkers. Wie wird er eingesetzt?
- 6. Was verbirgt sich hinter dem Begriff "Digitale Röntgentechnik"?
- 7. Erläutern Sie die Funktionsweise einer Röntgen-CT-Anlage. Nennen Sie typische technische Kennwerte.
- 8. Nennen Sie die Hauptkomponenten einer CT-Anlage. Erläutern Sie die Funktionsweise einer wichtigen Komponente.
- 9. Erläutern Sie prinzipiell das heute gebräuchlichste Verfahren zur Bildrekonstruktion bei Röntgen-CT.
- 10. Was versteht man unter 'Spiral-CT'?
- 11. Erläutern Sie die Funktionsweise eines Elektronenstrahl-Tomographen (EBT).
- 12. Welche Detektoren für Röntgen-CT kennen Sie? Erläutern Sie deren Funktionsweise.
- 13. Erläutern Sie Aufbau und Funktionsweise eines Szintillations-Detektors für Röntgen- bzw. Gammastrahlung.
- 14. Die wichtigsten Strahlendosisbegriffe mit ihren physikalischen Einheiten.
- 15. Erläutern Sie Aufbau und Funktionsweise einer Gammakamera und des Bildgebungsverfahrens SPECT.
- 16. Erläutern Sie prinzipiell die Funktionsweise der Positronen-Emissions-Tomographie (PET).
- 17. Welche Ultraschall-Bildgebungsverfahren kennen Sie? Erläutern Sie deren Funktionsweise.
- 18. Erläutern Sie Aufbau und Funktionsweise der wichtigsten Ultraschall-Applikatoren.
- 19. Erläutern Sie prinzipiell die Funktionsweise der MR-Tomographie.
- 20. Nennen Sie die Hauptkomponenten einer MR-Anlage. Erläutern Sie die Funktionsweise einer wichtigen Komponente.
- 21. Welche MR-Grundfeldmagnete gibt es? Erläutern Sie deren Aufbau und Funktionsweise.
- 22. Welche Rolle spielen MR-Antennen bei der MR-Tomographie? Erläutern Sie deren Aufbau und Funktionsweise.
- 23. Worin besteht der Vorteil der "Zirkularpolarisation" bei MR-Antennen? Wie sind solche Antennen aufgebaut?
- 24. Welche Entwicklungsschritte gab es bei den MR-Empfangsantennen. Erläutern Sie Aufbau und Funktionsweise von zirkular polarisierten Antennen und Array-Antennen.
- 25. Welche Bedeutung hat die elektrische Anpassung bei MR-Sende- und bei MR-Empfangsantennen? Wie lassen sich MR-Sende- und bei MR-Empfangsantennen entkoppeln?

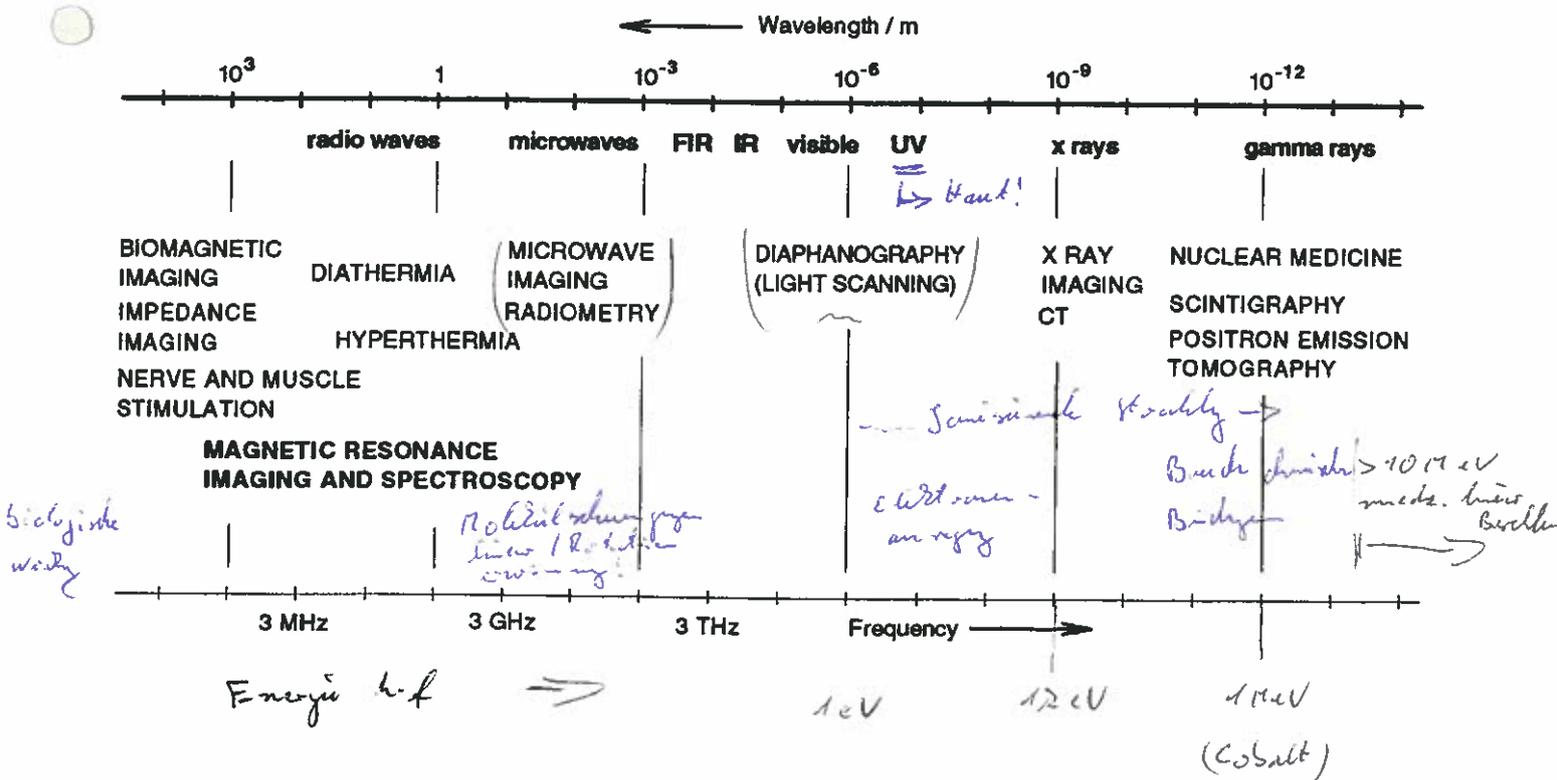
Abbildung von biologischem Gewebe

ϵ_r, μ_r im Körper



Verfahren bzw. Wellenart	Relation Wellenlänge zu Objekt- und Detailabmessungen L und d	Eigenschaften
Gamma-Strahlung Röntgenstrahlung	$\lambda \ll L, d$	Teilchencharakter, Objekte transparent, mäßige bis hohe Absorption, Streuung an Elektronen, Photoeffekt, Ionisierung, Wechselwirkung mit Nukleonen
sichtbares Licht	$\lambda \ll L, d$	visuelles Sehen, <u>sehr hohe Absorption</u> , nur Gestalterkennung (Reflexion u. Streuung an Oberfläche) Streuung an Molekülen und Zellstrukturen, diffuse Ausbreitung (Bsp. Licht-Mammographie mit Laser)
Mikrowellen	$\lambda < L$ $\lambda > \approx d$	Objekte transparent, mäßige Absorption, begrenzte Eindringtiefe - 'Skin-Effekt', Streuung an Objektdetails, Beugung, Spiegelungs- u. Interferenz-Erscheinungen
Ultraschall	$\lambda \ll L$ $\lambda < \approx d$	Objekte transparent, mäßige Absorption (<u>Ausnahme Knochen, Luft => Totalreflexion</u>), Streuung an Objektdetails, Beugung, Spiegelungs- u. Interferenz-Erscheinungen
Magnetresonanztomographie	$\lambda \gg L, d$	Objekte transparent, Skin-Effekt kaum spürbar, Ortsauflösung über Magnetfeld-Abhängigkeit der Kernspin-Resonanz => Frequenzkodierung der Pixel

MEDICAL APPLICATIONS OF ELECTROMAGNETIC RADIATION



Strahlungsarten:

• **Elektromagnetische Strahlung: EM-Wellen,**

Quantisierung => Photonen \rightarrow Energie $E = h \cdot f$

Teilchenstrahlung!

- Radiowellen
- Röntgenstrahlung (Ursprung: Atomhülle, Kernfeld => 'Bremsstrahlung')
- γ - Strahlung (Ursprung: Atomkern => radioaktive Str.)

• **Korpuskularstrahlung: Masseteilchen**

Teilchenstrahlung

kin. Energie $E = 1/2 m v^2$ (für $v \ll c$)

- α - Strahlung: Helium-Kerne, 2p und 2n, positive Ladung
- β - Strahlung: Elektronen / Positronen, Masse sehr klein, neg./pos. Ladung
- Neutronenstrahlen: freie Neutronen, elektr. neutral *gefährlich*

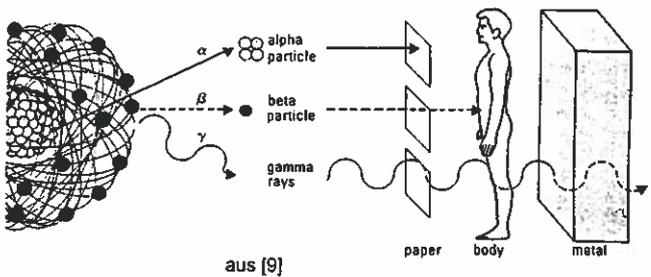
Energie-Einheit ist gewöhnlich **1 eV** (Elektron beschleunigt in Potentialdifferenz von 1V)

$e = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ C} \Rightarrow 1 \text{ eV} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ J}$

Ionisierende Strahlung - hat ausreichend Energie zur Erzeugung von Ionen beim Auftreffen auf Materie

Radioaktive Strahlung:

- α - Strahlung (Helium-Kerne), Reichweite 'mm'
- β - Strahlung (Elektronen / Positronen), Reichweite 'cm'
- γ - Strahlung (EM-Welle), Reichweite 'Körper'
ionisierend, Verschiebung



Radioaktiver Zerfall:

(N = Anzahl der Kerne, $T_{1/2}$ = Halbwertszeit = $\ln 2 / \lambda$)

Zerfallsgesetz: $N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$

Aktivität: $A = - \frac{dN}{dt} = \lambda \cdot N(t) = \frac{0,693}{T_{1/2}} \cdot N(t)$



Beispiel einer Zerfallsreihe:

type of radiation	nuclide	half-life
α	uranium-238	4.47 billion yrs.
α	thorium-234	24.1 days
β	protactinium-234	1.17 minutes
β	uranium-234	245000 years
α	thorium-230	8000 years
α	radium-226	1600 years
α	radon-222	3.823 days
α	polonium-218	3.05 minutes
α	lead-214	26.8 minutes
β	bismuth-214	19.7 minutes
β	polonium-214	0.000164 seconds
α	lead-210	22.3 years
β	bismuth-210	5.01 days
β	polonium-210	138.4 days
α	lead-206	stable

mitl. a. englisch

blü

Zerfallsereignisse pro Zeiteinheit, Einheit: **Becquerel** 1Bq = 1 Zerfall / s

Strahlen-Dosis: Energieabsorption in Materie / im Körpergewebe
 - entscheidend sind Strahlungsenergie und Dichte der Materie

Dosisbegriffe:

- **Energiedosis:** Strahlungsenergie pro Masseneinheit.
 - Einheit für absorbierte Dosis D: **Gray (Gy): $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$**
 - Unabhängig von der Gefährlichkeit der Strahlung!
 - alte Einheit bis 1985: Rad (radiation absorbed dose) $1 \text{ rd} = 0,01 \text{ Gy}$
- **Energiedosisleistung:** Energiedosis pro Zeiteinheit dD/dt ,
 Einheit $\text{Gy/s} = \text{J}/(\text{kg s}) = \text{W}/\text{kg}$ (vgl. Leistungsdichte bei Radiowellen) $\rightarrow 17R$
- **Ionendosis:** Ladung, die ionisierende Strahlung in einer Masseinheit trockener Luft erzeugt
 - Einheit für die Ionendosis J: C/kg
 - alte Einheit bis 1985: Röntgen, $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$
- **Ionendosisleistung:** erzeugte Ionendosis pro Zeiteinheit dJ/dt ,
 Einheit $\text{C}/(\text{kg s}) = \text{A}/\text{kg}$ *Angabe pro Kilogramm*

Äquivalent-Dosis: Absorbierte ^{Gray} Dosis gewichtet mit dem potentiell möglichen Schaden

- Einheit für Äquivalent-Dosis $H = q \cdot D$: = Sievert $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$
- Wichtung q: Photonen u. β -Strahlung: Faktor $q=1$
 α -Strahlung ist bis zu 20 mal gefährlicher \Rightarrow Faktor $q=10 \dots 20$
- alte Einheit bis 1985: rem (Röntgen equivalent man) $1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv}$
- Strahlenschutz: Gleiche gemessene Äquivalentdosen bei unterschiedlichen Strahlungsarten haben gleiche biologische Wirkung!

Äquivalent-Dosis-Leistung: Äquivalentdosis pro Zeiteinheit dH/dt ,
 Einheit: Sv/s

Effektive Äquivalent-Dosis:

Sie berücksichtigt die unterschiedliche Empfindlichkeit der Organe bzw. Körperteile :

$$H_{\text{eff}} = w \cdot H \quad \text{Einheit: Sv (= J/kg)}$$

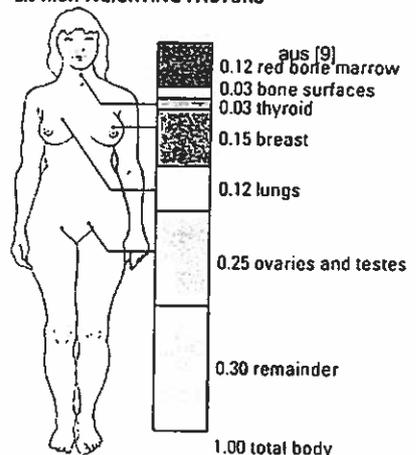
Organ- bzw. Körperteil-spezifische Wichtungsfaktoren w

Bsp. Lungenaufnahme:

Brust + Lunge + Knochen + rotes Knochenmark + Schilddrüse

$$w = 0,15 + 0,12 + 0,03 + 0,12 + 0,03 = 0,45$$

2.6 RISK WEIGHTING FACTORS



Kerma: 'Kinetic Energy Released in Matter': Einheit wie Energiedosis, Gy (=J/kg)
 Freigesetzte Anfangsenergie pro Volumeneinheit: Hier werden auch Energiebeiträge erfasst, die im betrachteten Volumen entstehen, aber nicht wirksam werden.

Einige Bemerkungen zum Strahlenschutz:

- Wirkung der Strahlung: Zellschädigung: Zelltod oder Zelldefekt
- somatische Schäden (an Körperzellen)
- Keimzellen-Schäden (Mutationen => nächste Generation)
- Symptome von Strahlenkrankheiten:

Dosis: Symptome:

- < 1 Gy kaum Symptome, schnell reparable Knochenmarksschäden
- 1...2 Gy gelegentlicher Strahlenkater, Übelkeit, Erbrechen
vereinzelt Todesfälle
- 2...5 Gy nach Minuten Übelkeit u. Erbrechen, Hautrötungen
Todesrate 50%
- > 5 Gy erhebliche körperliche Störungen, Durchfälle, Schock, Hautveränderungen
hohe Todesrate (abh. v. Spezialbehandlung), ab 15Gy Todesrate 100%

*Strahlentherapie
 Kon. ohne Bestrahlung; keine Zellen
 weniger Widerstands-
 fähig*

- Krebsrisiko: - normal: 0,2 ... 0,25 \rightarrow 20-25%
 - bei Dosis von 1mSv : $5 \cdot 10^{-5}$ d.h. von 100.000 Personen sterben 5 an Krebs

*↑ zusätzlich
 ↑ Risiko*

Einige Grenzwerte:

Grenzwerte

- Allgemeines Staatsgebiet: bis 0,3 mSv / Jahr
- Ausserbetrieblicher Überwachungsbereich: bis 1,5 mSv / Jahr
- Betrieblicher Überwachungsbereich: bis 5 mSv / Jahr
- Kontrollbereich: 15 ... 50 mSv / Jahr

*20 mal über 11mSv
 20mSv*

- Einstufung 'Beruflich strahlenexponiert' : > 5 mSv / Jahr
- Maximalwert für solche Personen: 50 mSv / Jahr
- Max. Lebenszeitdosis: 400 mSv / ~~Jahr~~
- Kategorien: - A (Kontrollbereich, Messung Pflicht): 15 ... 50 mSv / Jahr
 - B (kontrollierte ärztl. Überwachung): 5 ... 15 mSv / Jahr

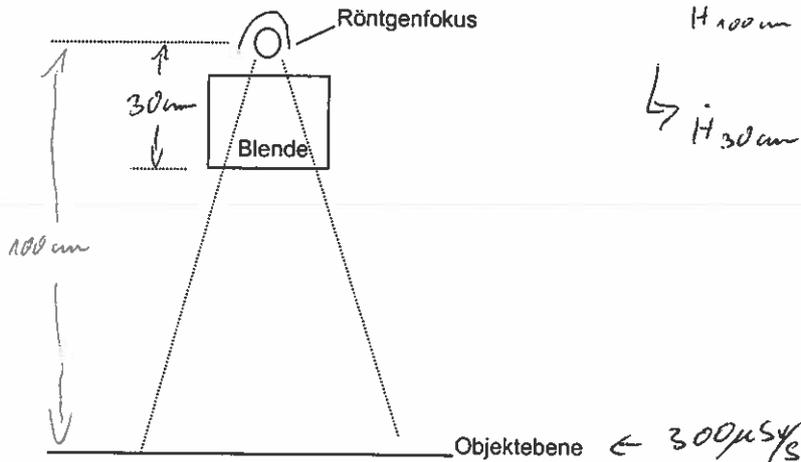
*abhängig von Flugrichtung
 wegen Magnetfeldes
 über Erde: kein
 schirmen über dem
 Pol da dort*

Körperdosis	Werte der Körperdosis für beruflich strahlen-exponierte. Personen im Jahr	
	Kategorie A	Kategorie B
1	2	3
effektive Ganzkörperdosis oder 1. Teilkörperdosis für: Keimdrüsen, Gebärmutter, rotes Knochenmark	50mSv	15mSv
2. Teilkörperdosis für: Alle Organe und Gewebe, soweit nicht unter 1., 3. und 4. genannt	150mSv	45mSv
3. Teilkörperdosis für: Schilddrüse, Knochenoberfläche Haut, soweit nicht unter 4. genannt	300mSv	90mSv
4. Teilkörperdosis für: Hände, Unterarme, Füße, Unterschenkel, Knöchel, einschl. der dazugehörigen Haut	500mSv	150mSv

*Wenn hätte
 nicht ab-
 geflogen
 $\rightarrow F = vx$
 wenn über
 Pol vollste
 durch da
 nicht*

Ein einfaches Rechenbeispiel:

Ein Röntgentechniker will bei einer im Betriebsmodus 'Durchleuchtung' arbeitenden Röntgenanlage eine Blende justieren. In der Objektebene, in 1m Abstand von der Röntgenröhre, ist die Äquivalentdosisleistung $\frac{dH}{dt} = 300 \mu\text{Sv/s}$. Welche Äquivalentdosis würde er erhalten, wenn er zur Justage für 10s in 30cm Abstand in den Strahl greifen würde? (Intensitätsabfall $\sim 1/r^2$)



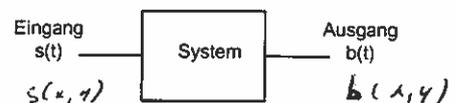
$H_{100\text{cm}} = 300 \mu\text{Sv/s}$
 $\hookrightarrow H_{30\text{cm}} = \left(\frac{100}{30}\right)^2 \cdot 300 \mu\text{Sv/s} = 3,3 \text{ mS}$
 Äquivalente Dosis
 $H_{30} \cdot 10\text{s} = 33 \text{ mSv}$
 ↓
 Jahresdosis
 150 mSv pro
 → muss gut sein
 nicht dünn

Lineare und zeit- bzw. ortsinvariante Systeme

linear:

Linearkombination von Eingangssignalen führt zu einer entsprechenden Linearkombination im Ausgangssignal

$$\sum_n a_n \cdot s_n(t) \rightarrow \sum_n a_n b_n(t)$$



zeitinvariant (bzw. ortsinvariant):

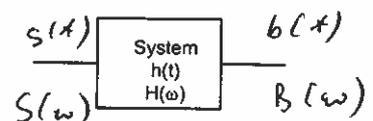
Eine Verschiebung in der Zeit (bzw. des Ortes) ändert nichts am Systemverhalten

$$s(t-t_0) \rightarrow b(t-t_0) \quad \text{bzw.} \quad s(\vec{r}-\vec{r}_0) \rightarrow b(\vec{r}-\vec{r}_0)$$

Lineare und zeitinvariante Systeme lassen sich vollständig beschreiben durch ihre Impulsantwort $h(t)$ bzw. $H(\omega)$:

$$s(t): \quad b(t) = s(t) * h(t)$$

$$B(\omega) = S(\omega) \cdot H(\omega)$$



$H(\omega)$ = Frequenzgang, Übertragungsfunktion

bei Kettenschaltung: $H_{\text{gesamt}} = H_1(\omega) \cdot H_2(\omega) \cdot H_3(\omega) \cdot H_4(\omega) \cdot \dots$

=> schwächstes Glied bestimmt Übertragungsverhalten!

ideales System $h(t) = \delta(t)$ bzw. $H(\omega) = 1$

Signalabtastung:

Eingangssignal bandbegrenzt $S(\omega) = 0$ für $f_g = \omega_g / 2\pi$:

$$S_A(t) = S(t) \cdot \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - nT_A) = S(t) \cdot \frac{1}{T_A} \cdot \text{comb}\left(\frac{t}{T_A}\right)$$

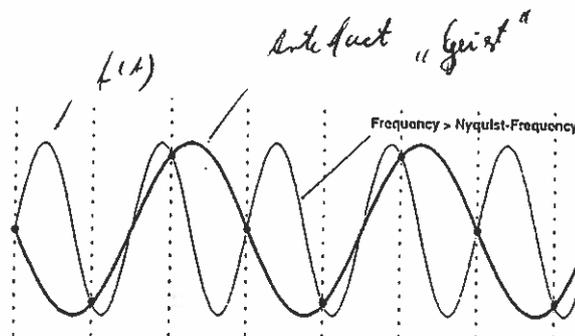
$S(t)$ periodische fortgesetzt, keine Überlappung
 ↗ Periode $1/T_A$

$$S_A(f) = S(f) * \text{comb}\left(\frac{1}{T_A} \cdot f\right) = \frac{1}{T_A} \cdot \sum_{m=-\infty}^{\infty} S\left(f - \frac{m}{T_A}\right)$$

vollständige Wiedergewinnung, falls Abtastrate $1/T_A \geq 2 f_g$ oder höher
 (Nyquist-Bedingung bzw. Shannon'sches Abtasttheorem)

Unterabtastung, zu geringe Abtastrate:

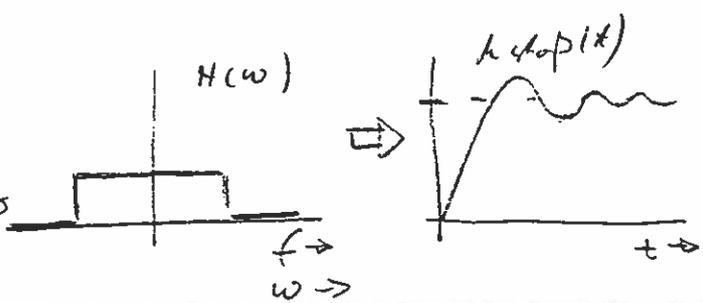
- => **Aliasing:** Vortäuschung nicht vorhandener niederfrequenter Signale
- => **Tiefpaßfilterung** vor Abtastung!



Konsequenzen der Signalfilterung:

- Bandbegrenzung => Verringerung der Zeitauflösung
 Zeit - Bandbreite - Produkt $B \cdot \Delta t = \text{const.}$: Unschärferelation
 $\Delta t \cdot \Delta f$

- Überschwingverhalten, Gibb'sches Phänomen
 (Sprung- bzw. Impulsantwort der $\text{rect}(\omega)$ -Funktion)
 ↳ Überschwingen an Kanten



Diskrete Fourier-Transformation:

Abtastung von $s(t)$ => Zahlenfolge von N Zahlen

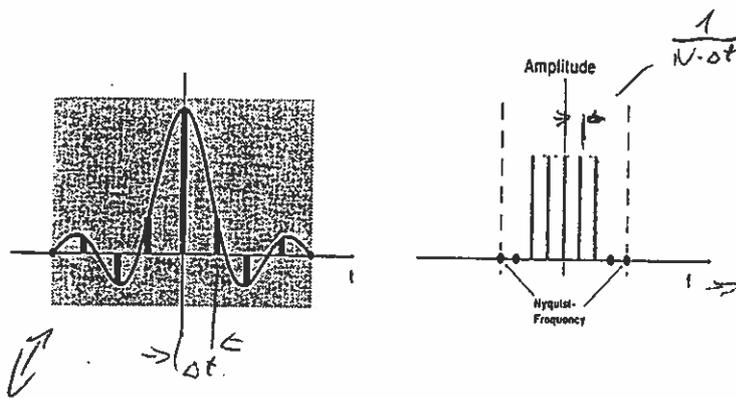
$$z_0, z_1, \dots, z_{N-1}$$

Diskrete Fourier-Transformierte:

$$Z_i = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} z_n \cdot e^{-j \frac{2\pi}{N} \cdot i \cdot n}$$

inverse Transformation:

$$z_n = \sum_{i=0}^{N-1} Z_i \cdot e^{j \frac{2\pi}{N} \cdot i \cdot n}$$



Abtastung der kontinuierlichen, periodischen Funktion $s(t)$ an den Stellen $t_n = n \Delta t$ führt zu spektralen Abtastwerten an den Stellen $\omega_u = u/(N\Delta t)$

In der Praxis Durchführung mittels FFT (Fast Fourier Transform)

= schneller Algorithmus für Rechner

Für mehrdimensionale Funktionen entsprechend:

Bsp. Ortsfunktion $f(x,y) \Rightarrow F(k_x, k_y) = \mathcal{F}\{f(x,y)\}$
 ↳ Ortsfrequenzen

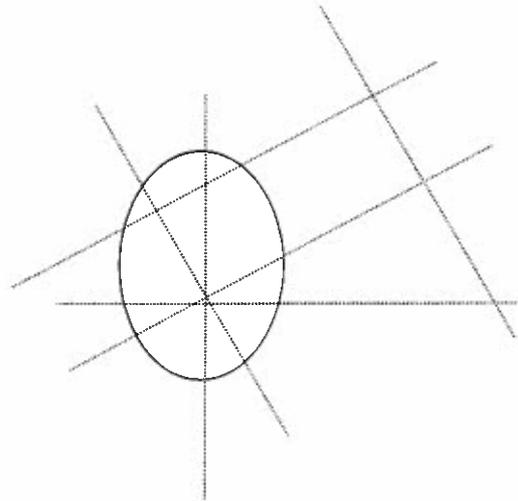
Radon-Transformation und Fourier-Slice-Theorem

Die Radon-Transformierte Rf ist die Gesamtheit aller Linienintegralwerte eines Objektes (Beispiel 2D).

Normalenvektor \underline{e} einer Geraden (Integrationsweg)
mit Abstand s zum Ursprung

Die zu einer festen Richtung gehörigen Werte
bilden eine Projektion:

Fourier-Slice-Theorem
(Projektionssatz):



1D-FT der Projektion
einer Richtung

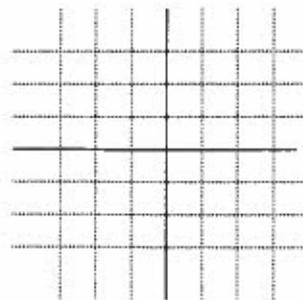
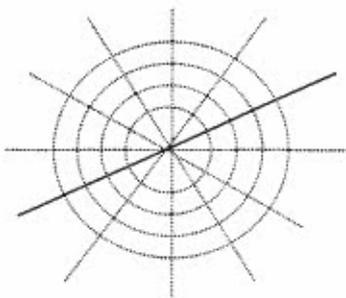
Werte der 2D-FT des
Objekts entlang der
Projektions-Geraden

Objektrekonstruktion:

Durch Messung aller Projektionen läßt sich also der Fourier-Raum (k -Raum) in einem Polarkoordinatensystem füllen.

Durch inverse Fouriertransformation läßt sich die Objektfunktion $f(x,y)$ rekonstruieren.

Durch Transformation in kartesische Koordinaten ist dies durch FFT-Algorithmen möglich
(Interpolation => artefaktanfällig!)

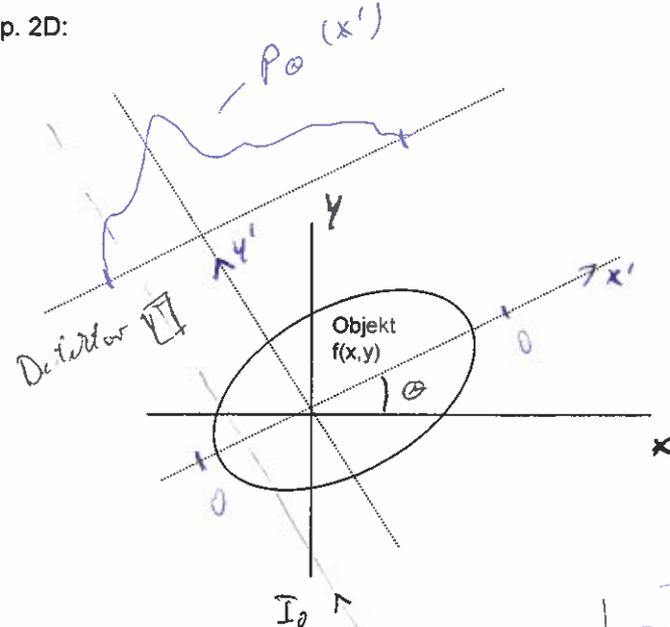


31.10.2005

Grundlagen der Computer-Tomographie und Bildrekonstruktion

Die Projektion einer 2- bzw. 3-dimensionalen Funktion:

Bsp. 2D:



Projektion bzgl. des Winkels θ :

$$P_{\theta}(x') = \int_{-\infty}^{\infty} f(x',y') dy'$$

Beispiel Röntgen-CT

$$f(x,y) = \mu(x,y)$$

Schwächungskoeffizient $\mu(x,y)$

$$I(x') = I_0 \cdot e^{-\int_{Rohr} \mu(x',y') dy'}$$

$$\ln \frac{I}{I_0} = - \int_{Rohr} \mu(x',y') dy'$$

→ Strahlens und Detektorbewegung
sich auf x' und nehmen Objektfunktion
 $f_{\theta}(x')$ auf $P_{\theta}(x') = -\ln \frac{I}{I_0} = \int_R \mu(x',y') dy'$

Die (unendliche) Summe aller Projektionen einer Funktion $f(x,y,z)$ heißt auch

Radon-Transformierte von $f(x,y,z)$: $R\{f(x,y)\} = \int_0^{180^\circ} P_{\theta}(x') d\theta$ (2)

Mit einem CT-Gerät beispielsweise mißt man also die Radontransformierte eines Objekts bzw. die Verteilung des Schwächungskoeffizienten $\mu(x,y,z)$.

Radon bewies schon 1917, dass man eine Funktion aus der Gesamtheit ihrer Projektionen rekonstruieren kann.

Grundsätzlich gibt es zur Objektrekonstruktion verschiedene Verfahren:

- 1, Iterative Methoden
- 2, Die direkte Fourier-Methode
- 3, Einfache Rückprojektion
- 4, Gefilterte Rückprojektion

1. Iterative Methoden:

Mit der Messung der Projektionen wird ein algebraisches Gleichungssystem erzeugt. Dieses die Abbildung beschreibende Gleichungssystem wird zunächst mit Anfangswerten besetzt, die dann entsprechend eines Algorithmus so oft geändert werden bis eine stabile Lösung gefunden ist.

Es gibt verschiedene iterative Algorithmen. Diese Verfahren werden jedoch kaum angewandt, sie sind sehr rechenzeitintensiv, insbesondere müssen alle Daten vor Rekonstruktionsbeginn vorliegen!

Ziel!

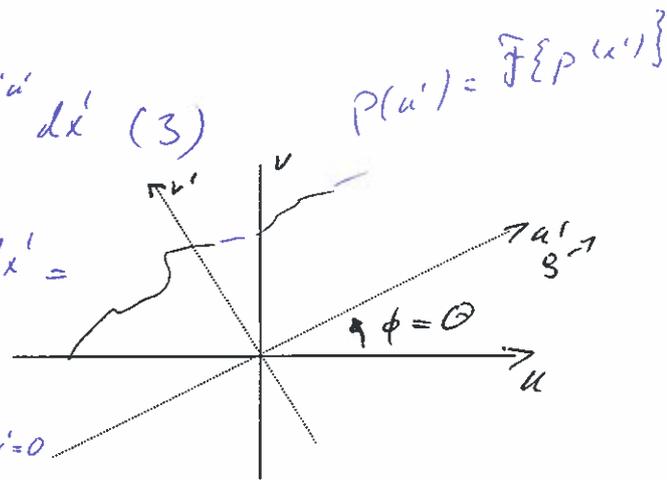
2) Die direkte Fourier-Methode:

Die 1D-Fourier-Transformierte der Projektion (1) ist

$$\mathcal{F}\{p(x')\} = P(u') = \int_{-\infty}^{\infty} p(x') \cdot e^{-j2\pi x'u'} dx' \quad (3)$$

Einsetzen von $p(x')$ ergibt:

$$\begin{aligned} P(u') &= \iint_{-\infty}^{\infty} f(x', y') \cdot e^{-j2\pi x'u'} d\varphi dx' = \\ &= \iint_{-\infty}^{\infty} f(x', y') \cdot e^{-j2\pi(x'u' + y'v')} \Big|_{v'=0} \\ &= F(u', v') \Big|_{v'=0} = F(\rho, \phi) \Big|_{\phi=0} \end{aligned}$$



Dies ist die 2D-Fourier-Transformierte der Funktion $f(x', y')$ auf einer Linie im Ortsfrequenzraum u', v' durch den Ursprung ($v'=0$)

Projektionssatz (Fourier-Slice-Theorem):

Die 1D-Fourier-Transformierte einer Projektion bzgl. eines Winkels θ im Ortsraum ist identisch mit den Werten der 2D-Fourier-Transformierten $F(\rho, \Phi)$ im Ortsfrequenzraum auf einer Geraden durch den Ursprung unter gleichem Winkel $\Phi = \theta$.

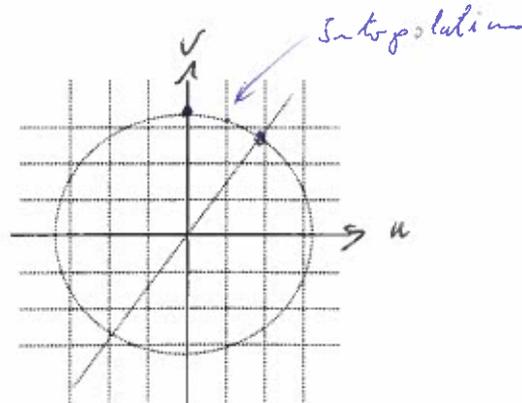
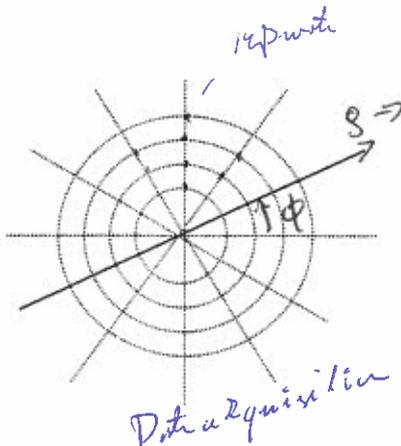
Der Fourier-Raum lässt sich also füllen durch Messung aller (in der Praxis endlich vieler) Projektionen der Objektfunktion $f(x, y)$ und anschließender Fourier-Transformation.

Objektrekonstruktion:

Durch inverse Fouriertransformation lässt sich die Bildfunktion im Ortsraum (idealerweise die Objektfunktion $f(x, y)$) rekonstruieren:

$$f(x, y) = \mathcal{F}^{-1} \left\{ \underbrace{F(u, v)}_{\text{gemessen}} \right\}$$

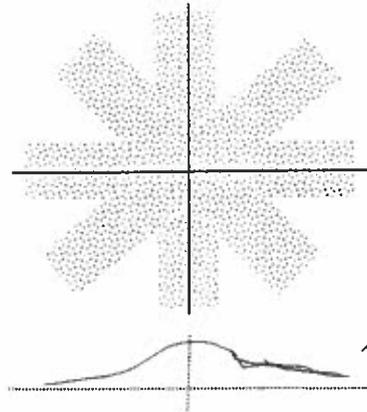
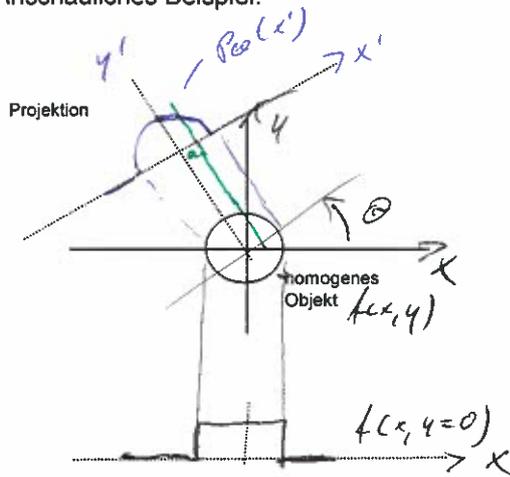
In der Praxis angewandte schnelle Fourier-Transformations-Algorithmen (FFT) benötigen Daten in einem kartesischen Koordinatensystem. Daher ist vor der Rücktransformation eine Transformation in kartesische Koordinaten erforderlich. Die damit verbundenen Interpolation ist kritisch, es können Artefakten entstehen. Hohe Spektralanteile sind im Polarkoordinatensystem unterabgetastet.



3. Die einfache Rückprojektion:

Durch Rückprojektion aller gemessenen Projektionen (1) erhält man ein verwischtes Bild.

Anschauliches Beispiel:



Rückprojektion bedeutet, allen Punkten auf einer Geraden parallel zu y' und im Abstand a zu y' die Werte $P(x'=a)$ zuzuordnen. Es ergibt sich dann eine Art Streifenbild:

$I_B(x, y=0)$
 \hookrightarrow Vorwarnung, es fehlen die durch hohe Ortsfrequenzen gebildete Kontur

$$S_{\theta}(x', y') = P_a(x') \quad (4) \quad \text{aus (1)}$$

Übergang zu Polarkoordinaten:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$$

$$x' = x \cos \theta + y \sin \theta \quad x = r \cos \varphi \quad y = r \sin \varphi$$

$$\Rightarrow x' = r \cos(\theta - \varphi)$$

$$(4) \Rightarrow S_{\theta}(r, \varphi) = P_{\theta}(x' = r \cos(\theta - \varphi)) \quad (5)$$

$$N \text{ Projektionen: } S_N = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N P_{\theta_i} [r \cos(\theta - \varphi)] \quad (6)$$

$$\text{bzw. unendlich viele: } S_{\infty}(r, \varphi) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\pi} P_{\theta} [r \cos(\theta - \varphi)] d\theta \quad (7)$$

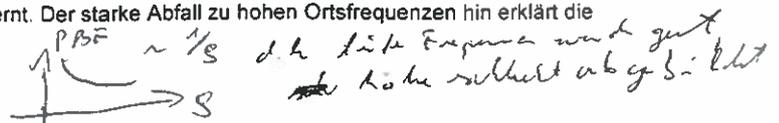
Für ein Punktobjekt mit $f(x, y) = \delta(x, y)$ ergibt sich dann als Punktabbildfunktion pbf des Abbildungssystems:

$$S_{\delta, \infty}(r, \varphi) = pbf(r, \varphi) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\pi} \delta[r \cdot \cos(\theta - \varphi)] d\theta \quad (8)$$

Die Lösung des Integrals ergibt:

$$pbf(r, \varphi) = \frac{1}{\pi \cdot r} \quad \text{bzw. im Fourier-Raum: } PBF(\theta, \varphi) = \hat{F} \left\{ \frac{1}{\pi \cdot r} \right\} = \frac{1}{\pi \cdot \xi} \quad (10)$$

Dieses einfache Abbildungssystem mit der Abbildungs-Vorschrift 'Messe alle Projektionen und rückprojiziere sie' ist also vom Idealzustand, d.h. pbf = $\delta(x, y)$ bzw. PBF = 1, weit entfernt. Der starke Abfall zu hohen Ortsfrequenzen hin erklärt die unscharfe Abbildung.



4) Die gefilterte Rückprojektion:

Der systematische Fehler der einfachen Rückprojektion lässt sich jedoch beheben.

Aus der Systemtheorie folgt für die gemessene Bildfunktion f_M ← Objekt

im Ortsraum $f_M(\sigma, \varphi) = f(\sigma, \varphi) * pbf(\sigma, \varphi)$

bzw. im Fourier-Raum $F_M(\rho, \varphi) = F(\rho, \varphi) \cdot PBF(\rho, \varphi)$

Man erhält also das Spektrum $F(u, v)$ des Originalbildes $f(x, y)$

$$F(\rho, \varphi) = F_M(\rho, \varphi) \cdot \frac{1}{PBF(\rho, \varphi)} \quad (11)$$

bzw. das Originalbild $f(x, y)$ durch Faltung mit der Fourier-Transformierten der Punktbildfunktion:

..... $f(\sigma, \varphi) = f_M(\sigma, \varphi) * \mathcal{F}^{-1} \left\{ \frac{1}{PBF} \right\} \quad (12)$

..... Nun ist $PBF = \frac{1}{\pi \rho} \rightarrow \dots$

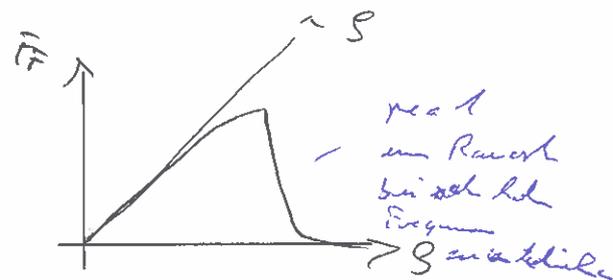
..... und damit $F(\rho, \varphi) = \pi \cdot F_M(\rho, \varphi) \cdot \rho$

..... mit der Filterfunktion $F_F(\rho, \varphi) = \rho$

Im Ortsraum gilt dann:

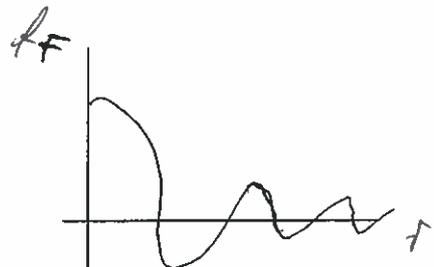
$$f(\sigma, \varphi) = \pi f_M(\sigma, \varphi) * f_F(\sigma, \varphi)$$

$$A_F = \mathcal{F}^{-1} \{ F_F \}$$



Prinzipiell erhält man also das Originalbild durch Faltung des Bildes mit der Filterfunktion $f_F(r, \varphi)$.

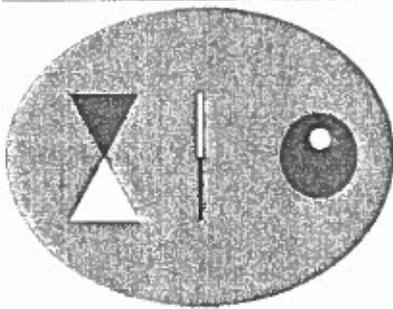
In der Praxis ist die starke Wichtung hoher Frequenzen kritisch (Rauschen wird verstärkt). Daher kommen modifizierte Filterfunktionen (gestrichelt gezeichnet) zum Einsatz.



Aufgrund der Linearität kann man Faltung und Rückprojektion vertauschen und direkt nach Messung einer Projektion die Faltung mit der Funktion $f_F(r)$ durchführen. Dieses Verfahren der gefilterten Rückprojektion wird normalerweise bei der Computertomographie in der Medizintechnik angewandt. Da schnelle Hardware-Bausteine für Faltung und Rückprojektion zur Verfügung stehen, ist dieses Verfahren Fourier-Methoden überlegen. => Kap. 5, CT

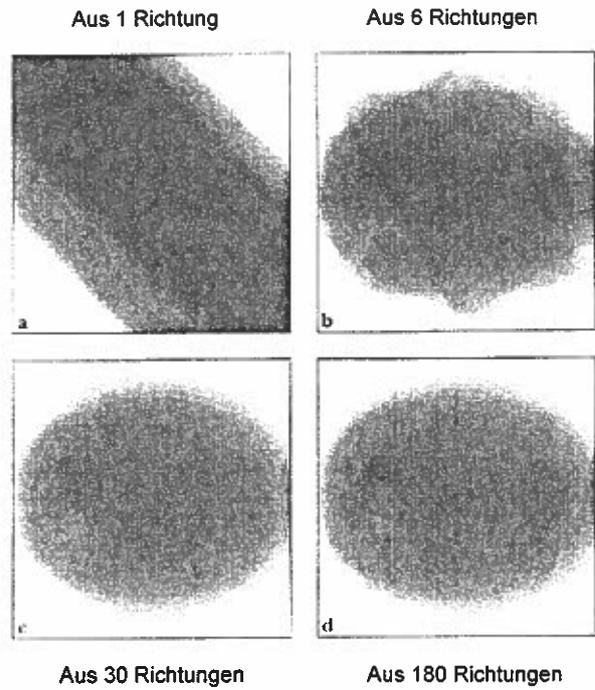
Simulationsbeispiele: (A) Die ungefilterte Rückprojektion

Testobjekt mit bekannter Dichte-Verteilung



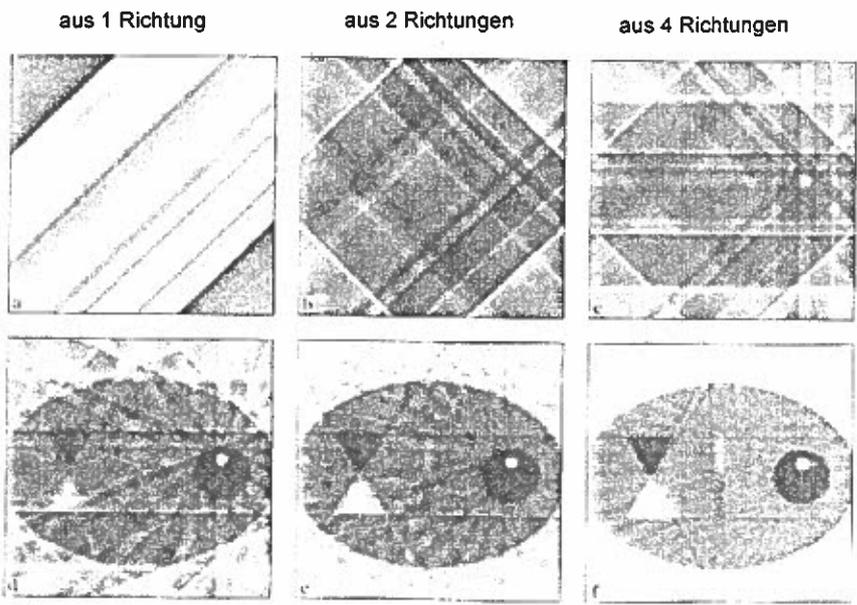
Einfache Rückprojektion von Projektionen
 ergibt unscharfes Bild

Copyright Siemens AG
 MED CTC2, Dr. D. Hentschel



Simulationsbeispiele: (B) Die gefilterte Rückprojektion

Testobjekt von (A):
 Durch gefilterte Rückprojektion läßt sich bei ausreichender Anzahl von Projektionen das Objekt rekonstruieren:



aus 8 Richtungen
 ↑
 mit Unschärfe, Phänomene

Copyright Siemens AG
 MED CTC2, Dr. D. Hentschel

istlich max 360 Richtungen

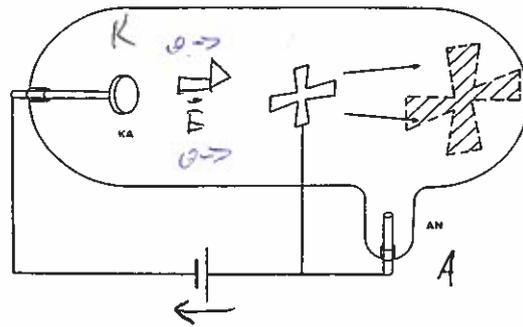
Röntgens Wegbereiter : Pioniere der Gasentladung - Kathoden- und Kanalstrahlen

- Mitte des 19. Jh. waren Gasentladungsröhren ein Forschungsschwerpunkt
- Faraday 1833: "Verdünnung" der Luft begünstigt die Leitung des elektr. Stroms
- J. Pflücker und sein Glasbläser Geißler (Uni Bonn) beobachten um 1860 Leuchterscheinungen in Gasen bei Drücken von 1 ... 20 Torr.

Geißler-Röhre

1869: J.W. Hittorf (Schüler von J. Pflücker) erkennt aufgrund von Schattenwürfen von Objekten in der Entladungsröhre auf dem Glas, daß Strahlen von der Kathode ausgehen müssen. => Hittorfsche Röhre

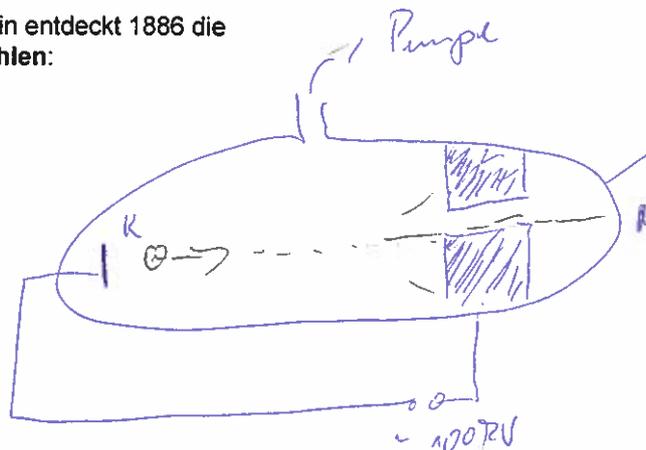
E. Goldstein nennt diese Strahlen **Kathodenstrahlen**.



Hittorfsche Röhre, Schattenwurf (aus /1/)

Crookes bemerkt 1878 Erwärmung von Objekten durch **Kathodenstrahlen**.

E. Goldstein entdeckt 1886 die **Kanalstrahlen**:



ges. Elektronenstrahl

Metallfolie als Austrittspunkt

1892, Heinrich Hertz: Kathodenstrahlen durchdringen dünne Metallfolien. Spekulation: Kathodenstrahlen sind elektromagnetische Wellen.

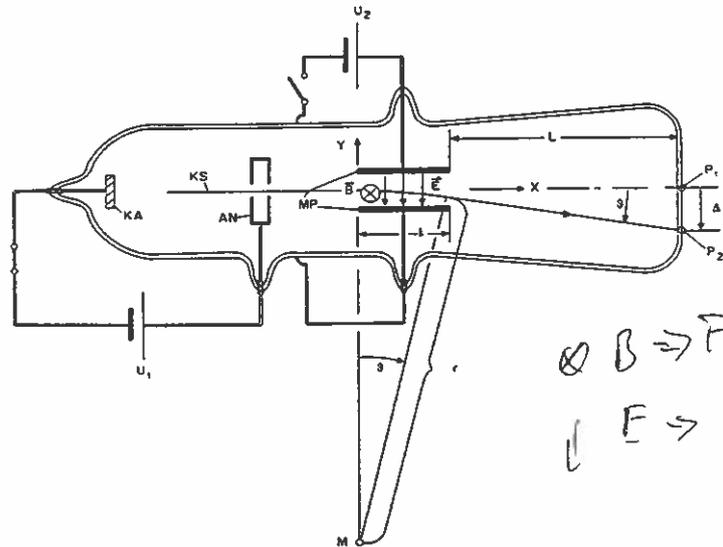
1892-94 gelingt Philip Lenard (Nobelpreis 1905) das Einschmelzen eines dünnen Aluminiumfensters in die Entladungsröhre: Austretende Kathodenstrahlen belichten Photoplatte und beeinflussen Elektroskop in 30cm Entfernung.

1895: J.B. Perrin weist negative Ladung der Strahlen nach:
Elektrometerschlag an im Glaskolben eingeschlossenen Faradaybecher => keine Wellen!

J.J. Thomson mißt 1897 die
spez. Ladung Q/m der
Kathodenstrahlen-Teilchen
(Ablenkung in B-Feld) und deren
Geschwindigkeit ($v \ll c!$)

Q/m ist sehr groß!

=> Entdeckung eines neuen
Teilchens: Das **Elektron**



Gasentladungsröhre mit gekreuzten Feldern (aus /1/)

Wilhelm Conrad Röntgen : Die Entdeckung einer "neuen Art von Strahlen"

Wilhelm Conrad Röntgen, geb. 1845 in Lennep (Westphalen), wuchs auf in Holland. Er hatte große Schwierigkeiten in der Schule, fand aber schließlich doch Aufnahme am Polytechnikum in Zürich, mit dem Ziel, Maschinenbauingenieur zu werden.

Sein Physik-Proffessor A. Kundt und Rudolf Clausius' Vorlesungen über Thermodynamik überzeugen ihn, Physik zu studieren. Dissertation 1869.

Hermann von Helmholtz erkennt Röntgens Talent und wird sein großer Förderer.

Nach Professuren in Würzburg, Straßburg und Giessen schließlich 1888 Leitung des Phys. Instituts in Würzburg. 1894 Rektor der Universität.



Prof. Dr. W.C. Röntgen

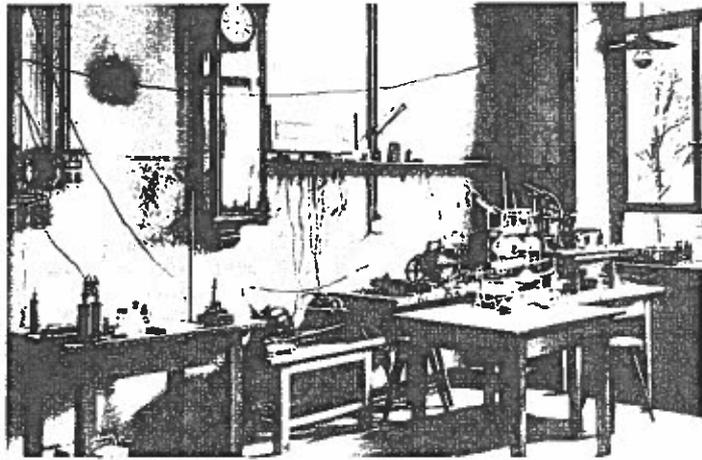
AI
W
(1)

Wilhelm Conrad Röntgen
1845 - 1923

Herbst 1895: Röntgen will nachweisen, dass Kathodenstrahlen auch ohne dünnes Aluminium-Austrittsfenster (Lenard-Röhre) aus einer normalen Glasröhre (Hittorf-Röhre) austreten. Aber: Fluoreszenz auf der Glasoberfläche stört. Daher Verkleiden der Röhre mit schwarzem Karton und Arbeiten im Dunkeln.

8. Nov. 1895:

Test des experimentellen Aufbaus:
Kein Licht tritt aus, aber Röntgen
entdeckt schwache
Fluoreszenzerscheinungen auf
einem mit Bariumplatinzyanid
beschichteten Schirm, der aber noch
einige Meter weit entfernt steht!
Kathodenstrahlen haben eine
Reichweite von nur einigen
Zentimetern in Luft, die Quelle war
aber eindeutig die
Kathodenstrahlröhre.



Röntgens Labor in Würzburg

In den folgenden Wochen arbeitet Röntgen alleine weiter um seine Beobachtungen zu bestätigen:

Die neuen "X-Strahlen" durchdringen praktisch jedes Material mehr oder weniger. Sie werden auch von starken Magneten nicht abgelenkt! Sie breiten sich geradlinig von der Kathodenstrahlröhre aus.

Eine Aufnahme (15 Min. Belichtung) der Hand seiner Frau Berta überzeugt ihn schließlich, seine Entdeckung zu veröffentlichen.

28. Dez. 1895:

Röntgen gibt einen handschriftlichen Report an die physikalisch-medizinische Gesellschaft der Universität "Über eine neue Art von Strahlen".

1896/97:

Weitere Publikationen Röntgens. Weltweite Nachahmung und Bestätigung seiner Experimente.

1901:

Röntgen erhält den ersten Nobelpreis für Physik

10. Feb. 1923:

Röntgen stirbt in München, wo er 1900 einen Ruf annahm.



Aufnahme der Hand von Röntgens Frau Bertha

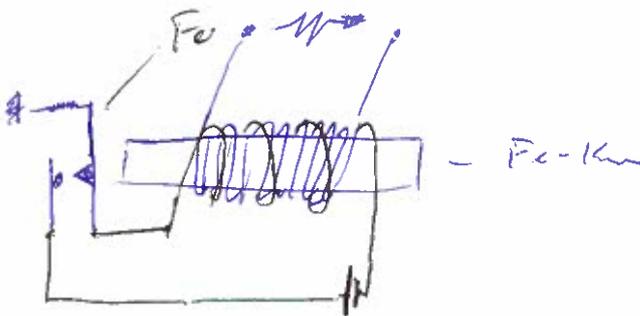
Etlliche andere Forscher hatten bereits vor Röntgen Fluoreszenzerscheinungen in einiger Entfernung von Kathodenstrahlröhren entdeckt, ignorierten sie aber oder konnten sie aber nicht richtig deuten.

Die ersten Röntgenapparate

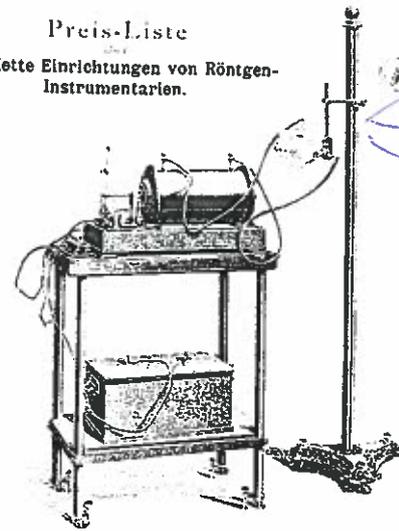
Hauptbestandteile:

- Röhre => Gasionen-Röhre
- Blei-Akkumulator
- Funkeninduktor - erster 'Generator'
 - Erfinder: Rühmkorff 1848
 - hohe Ströme in Primärspule (20A, Platinkontakte)
 - bis über 100kV in Sekundärspule
- Photoplatte bzw. fluoreszierender Schirm

Noch heute gleiches Grundprinzip!



Preis-Liste
komplette Einrichtungen von Röntgen-
Instrumentarien.



Einer der ersten Röntgenapparate
Reiniger Gebbert Schall 1897, aus /4/

Die Entwicklung der Röntgenröhren

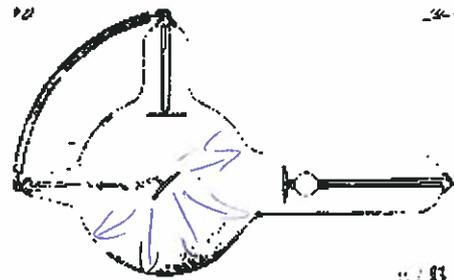
Gasionen-Röhren:

- Luft oder Gas, bis auf ca. 1µbar evakuiert
- pos. Gasionen treffen auf Kathode (Aluminium), lösen Elektronen
- Elektronen prallen gegen Glaswand => $\ll 1\%$ Röntgenstr., 99% Wärme
- Hohe therm. Röhrenbelastung, unscharfe Bilder

Röntgen im März 1896:

- 'Antikathode' aus Platin
(Schmelzpunkt 1755°C, hohe Ordn.Zahl)
- 45°-Neigung
- konkave Kathode

=> Brennfleck auf Antikathode
Schonung der Glaswand



Antikathoden-Röhre, 1897, aus /4/

Einsatz von Regeneratoren (z.B. Aktivkohle)

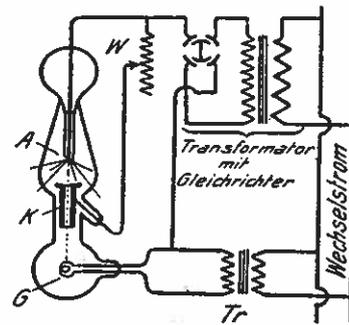
Reaktion von Ionen mit freigesetzten Metallionen => Gas verändert sich
=> höhere Spannung nötig, 'härtere' Strahlung!

1906: Tantal (Schmelzp. 3000°C) ersetzt Platin als Antikathoden-Material

1909: Wolfram-Antikathode (3400°C), Dessauer: Aufnahmezeit 1/100s!
Wolfram ist auch heute noch Basismaterial für Anoden

Hochvakuumröhren - Glühkathode - Anodenkühlung

- Verbessertes Vakuum (bis ca. 10^{-9} bar): 'gasfreie oder Elektronenröhren'
- Glühkathode
 - Lilienthal 1911: Glühdrahtheizung
 - Coolidge 1913: glühender Wolframdraht
- Kühlung der Anode bzw. Antikathode:
 - zunächst massiver (Abstrahlung, Wärmekapazität)
 - später Luft- oder Wasserkühlung

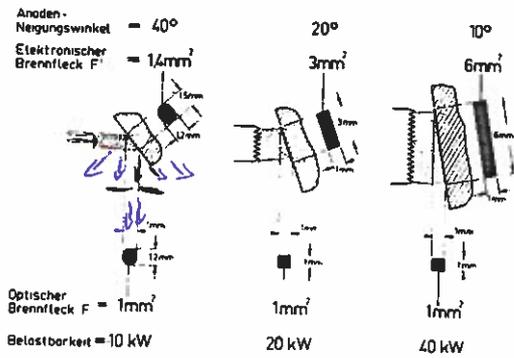


Röntgenröhre von Lilienthal, 1911 aus /4/

Brennfleck, Fokus

- Röntgen: Untersuchungen mit Lockkamera bei guter Röhre Strahlung aus 1...2mm Durchm.
- Götze (Chirurg!) 1917: Idee des Strichfokus
- 1919: Fa. Müller: erste 'scharf zeichnende' Strichfokusröhre

*Elektr. Brennfleck groß
& opt. Brennfleck klein*



Kreisfokus (1923) => Strichfokus, aus /4/

Doppelfokus-Röhre: (Kucher, Rudolstadt, 1923)

Kompromiß:

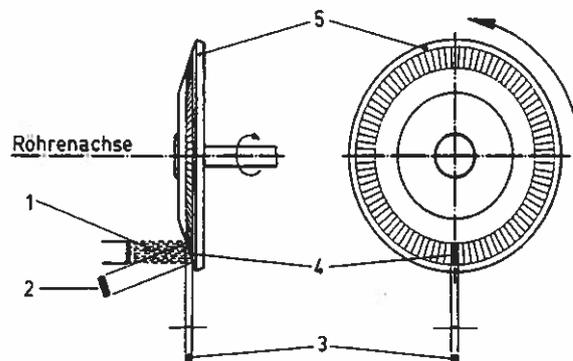
- geringe Bewegungsunschärfe *erwünscht* => kurze Belichtung, großer Fokus (Leistung!)
- große Detailschärfe *erwünscht* => kleiner Fokus, nur kleine Leistung möglich, höhere Belichtungszeit

z.B. 1,2 mm / 1000W Pulsleistung

z.B. 0,6 mm / 1400W Pulsleistung

Drehanoden-Röhre:

- Ziel: Verteilung der Wärme auf größere Fläche
Wärmeabstrahlung ~ Temperatur T^4 !
- 1897: Vorschlag von R.W. Wood:
Drehbar gelagerte Kathode im rotierenden Glaskolben.
- 1911: Thomson, GE: erste Drehanodenröhre
Antrieb durch Elektromotor, 750 Upm
- 1933: A. Ungelenk, PANTIX-Röhre:
80mm Anodenteller mit massivem Wolfram
2800 Upm, 1,2mm Brennfleck, 20kW bei 0,1s



- 1 Elektronenstrahl
- 2 Wahre Brennfleckfläche
- 3 Wirksame Brennfleckgröße
- 4 Brennfleck
- 5 Wolframteller

Prinzip der Drehanode, aus /4/

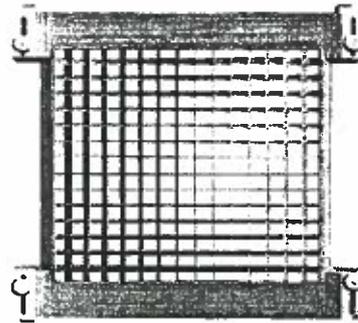
Blenden:

Einfluß auf Bildqualität und Strahlenschutz

Ziel: Ausblenden der extrafokalen Strahlung

1899: Erster Vorschlag von Rollins, Boston
(Primärblende) *Pat in der Welt gegen Strahlendose*

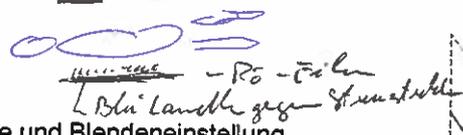
1912: G. Bucky, Berlin:
Wabenblende (Sekundärblende)
=> bis heute Prinzip des Streustrahlenrasters *Bildqualität*



Wabenblende nach Bucky, aus /4/



Prinzipblende



Lichtvisier:

Hilfsmittel zur Justage und Blendeneinstellung

1908: Fa. Sommer, Wien
Brennfleck und Lichtquelle 'isofokal'

Streustrahlung: Röntgen geht hoch, Licht geht unten



Prinzip der Tiefenblende mit Lichtvisier, aus /4/

Einige Bildbeispiele aus der Pionierzeit



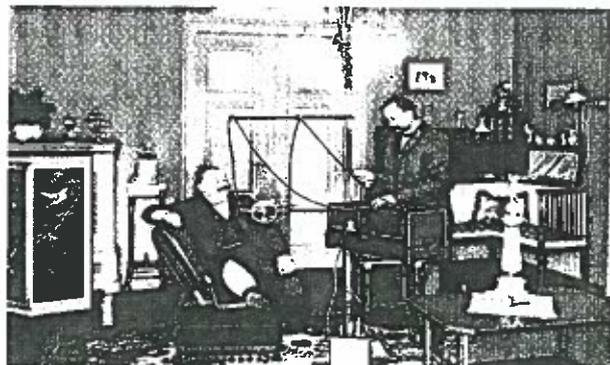
Brustaufnahme von 1896
20 Min. Belichtung, aus /7/



Schußverletzungen aus dem Span.-Amerik. Krieg, aus /7/ *1898*



Hand mit Schrotkugeln 1896
20 Min. Belichtung, aus /7/

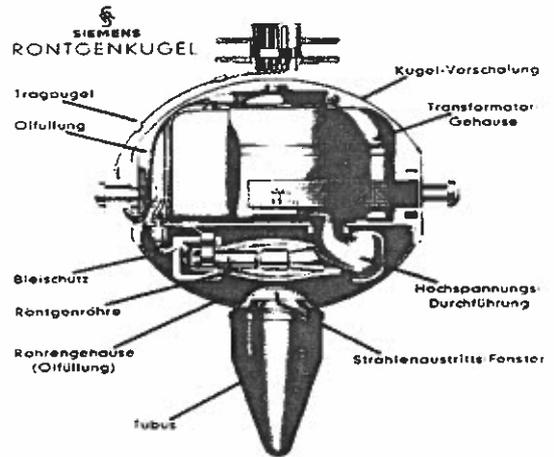


Transportable Röntgeneinrichtung 1905: Unterschenkel-
aufnahme, Handbelichtung über Uhr, aus /4/

Weiterentwicklung:

1933: Die Siemens-Röntgenkugel

- enthielt Röhre, Transformator u. Kathodenheizung
- 22cm Durchmesser, ölfüllt, 60kV, 10mA
- sehr vielseitig einsetzbar, tragbar
- in hoher Stückzahl über 40 Jahre produziert



Durchleuchtung

- Leuchtschirm (Beschichtung z.B. Barium-Platin-Zyanid)
 - Betrachtung im Dunkeln oder über Handschirme
 - Röhre strahlt kontinuierlich bei kleiner Leistung
- Dokumentation: Fotos bzw. Filmaufnahmen vom Schirm
1937 (Janker) bis in die 60er Jahre => Fernsehkamera

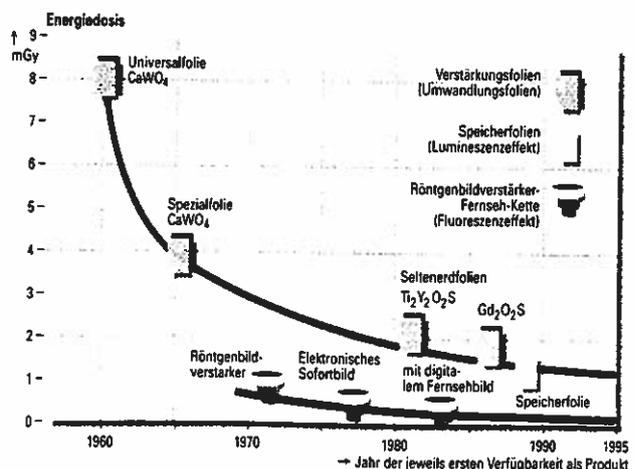


KRYPTOSKOP aus /4/

Röntgenphotographie

- Schon Röntgen benutzte neben Fluoroszenzschirmen auch photographische Platten
- kürzere Belichtungszeiten durch empfindlichere, doppelseitige Beschichtungen
- Verstärkung über Fluoreszenzschichten (Bariumplatinzyanür => Kalziumwolframat)
Verstärkungsschirm liegt direkt auf Photoplatte
- ab den 20er Jahren setzen sich Röntgenfilme durch (Haltbarkeit, Preis)
(1897 bis heute 100-fache Empfindlichkeitssteigerung)
- seit den 30er Jahren Film-Folien-Kombinationen Standard

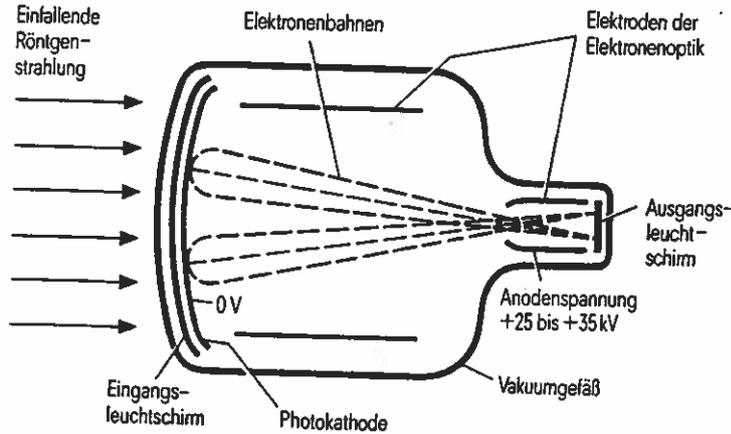
- Speicherfolien
 - wie Verstärkerfolien, speichern aber das Bild
 - optisch auslesbar - stimulierte Lumineszenz
 - großer Dynamikbereich (Fehlbelichtung!)
 - Bildabtastung über HeNe-Laser
=> digitale Speicherung
=> Digitale Lumineszenz-Radiographie



Dosissenkung durch techn. Entwicklung =>

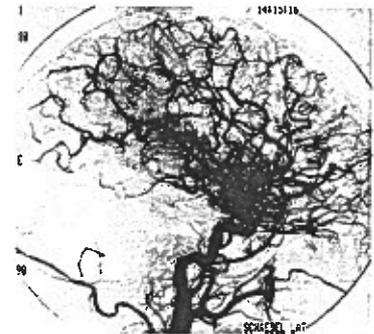
Röntgenbildverstärker (RBV)

- 1937: Langmuir, GE, erste Arbeiten über elektronenoptische Verstärkung
- 1948: Coltmann, Westinghouse, erster Verstärker
- 1953: Westinghouse's FLUOREX-Bildverstärker: 5 Zoll Durchmesser d. Eingangsschirms, Verst. 200, elektron. Bildverkleinerung 5:1



Prinzip des Bildverstärkers, aus [3]
Röntgenstrahlung wird in Elektronen umgewandelt und die Röhre dann verkleinert werden

- **'Röntgenfernsehen':**
Seit den 50er Jahren RBV in Verbindung mit Videokamera, Magnetbandaufzeichnung
- **Digitalisierung** ermöglicht Bildverarbeitung, Übertragung u. einfache Archivierung
=> **Digitale Radiographie**
- **Digitale Subtraktions-Angiographie, DSA**
- Bilder vor und nach Kontrastmittelgabe
=> Subtraktion
- starke Reduktion der Kontrastmitteldosis

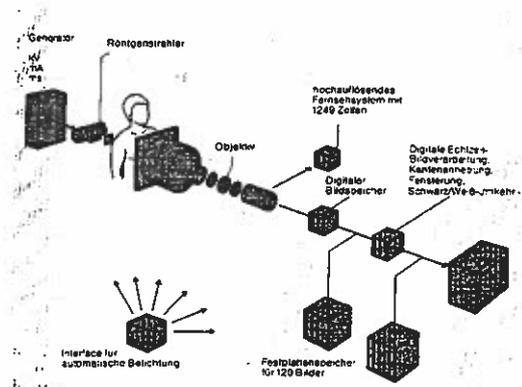


DSA, typ. Angiogramm

Entwicklung von Spezialsystemen für

- Lunge
- Mammographie
- Angiographie, Angiokardiographie
- Neuroradiologie
- Urogogie / Lithotripsie
- Röntgen-Tomographie
Schnittbildverfahren
Vorläufer der CT

Digitale Radiographie
System-Komponenten
moderner Anlagen

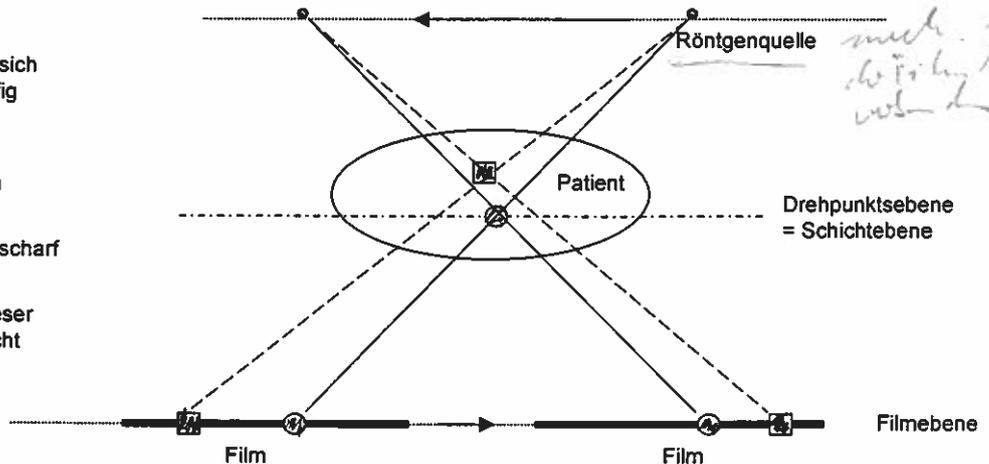


Digitale Bildverstärker Radiographie mit dem DS 1000

Vorläufer der Computer-Tomographie: (konventionelle) Röntgen-Tomographie

- ein Verfahren zur Schichtbilddarstellung
- Vorläufer bereits 1914 (K. Mayer) und 1917 (C. Baese => Grundlage)
- heutiges Prinzip: 1922 André Bocage und 1934 Ziedses des Plantes
- erstes Gerät: 1935 J. Massiot
- Transversale Schichten: Theorie bereits 1922 (Bocage), Patent 1936 von H. Vieten

- Röntgenquelle und Filmkassette bewegen sich simultan und gegenläufig
- Superposition vieler Projektionen aus verschiedenen Richtungen
- Nur Schicht in der Drehpunktsebene wird scharf abgebildet
- Objekte außerhalb dieser Schicht werden verwischt



Die ersten Strahlenschäden - Strahlenschutz

Erste Schädigungen bereits 1896:

- Verwendung der Hand als Testobjekt für Röhren
- Edisons Assistent Dally: Hautenzündung (z.T. chronisch), Haarausfall, Ekzeme : Tod durch Krebs 1904 => erste warnende Stimmen

1897 in USA bereits erste Schadensersatzurteile

Man erkennt 4 markante Perioden (aus /6/):

1. 1895 - 1915 Entwicklung einfacher Schutzmaßnahmen: Blenden, Schutzanzüge,
2. 1915 - 1940 Die große Zeit der Radiologie. Große medizinische Fortschritte / Dosisreduktion
3. 1940 - 1960 Wesentliche wissenschaftliche und technische Entwicklung des Strahlenschutzes
4. 1960 - heute: Großes Wachstum, starkes Interesse in der Öffentlichkeit!

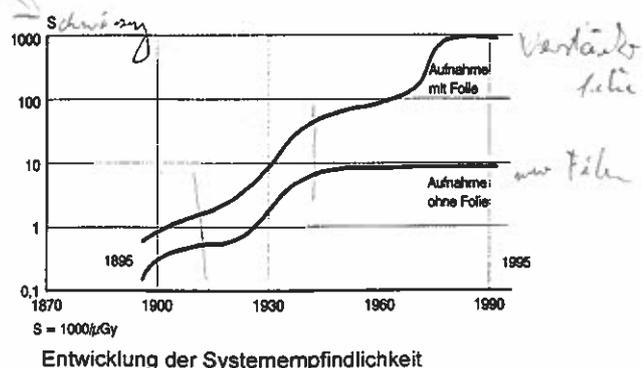
Als zulässig erachtete Dosis bei Personal /4/:

- 1920: 2,5mSv/Tag
- 1940: 3mSv/Woche
- 1950: 50 mSv/Jahr
- 1990: 20 mSv/Jahr (+zusätzl. Bedingungen)

Dosisbedarf: Reduktion 1900 bis heute um Faktor >100!



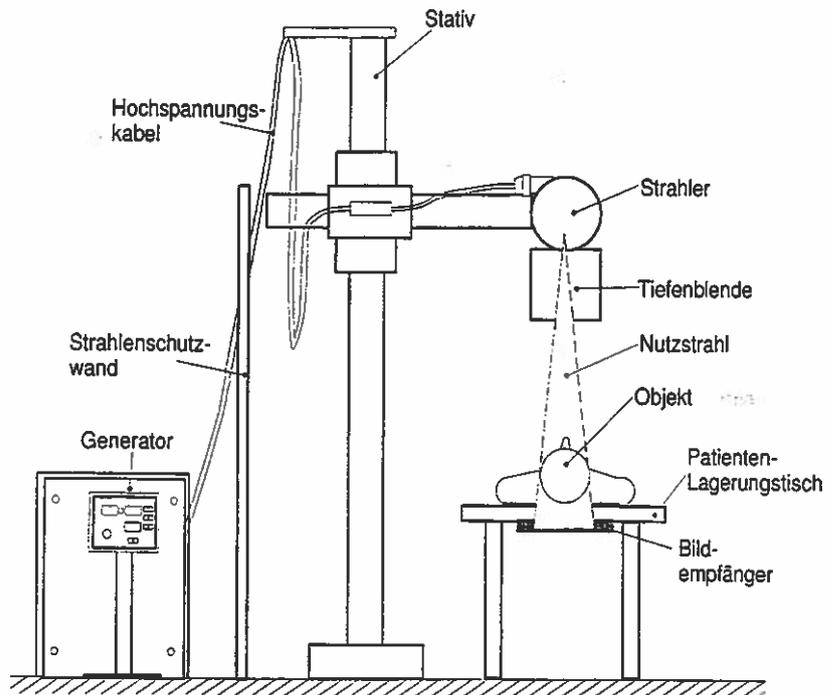
Strahlenschutzbekleidung 1907, aus /4



Röntgentechnik

Übersicht

- Strahlungserzeugung
- Wechselwirkung mit Materie
- Röntgenröhren
- Streustrahlenraster
- Generatoren
- Filme, Verstärkungsfolien, Detektoren
- Röntgenbildverstärker
- Röntgenfernsehen
- Digitales Röntgen
- Beispiele für Röntgensysteme und Applikationsbeispiele



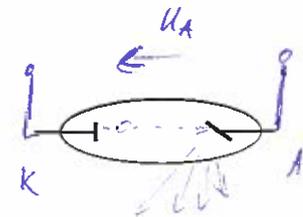
Erzeugung von Röntgenstrahlung

Kathodenstrahlen, Kathodenstrahlröhren => Kapitel 2!

Röntgenstrahlung entsteht beim Auftreffen von Elektronen (Kathodenstrahl) auf die Atome der Anode.

Beschleunigung der Elektronen zwischen Kathode und Anode:

Kin. Energie beim Aufprall: $E = e \cdot U_A$ Anodenspannung U bis ca. 150kV



Abbremsung im Coulomb-Feld der Anodenatome:

=> Abstrahlung von Röntgenphotonen

'Bremsstrahlung' - kontin. spektrale Energieverteilung

$e U_A = h f + Q$ <1% Photonenenergie und > 99% Wärme (Q)!

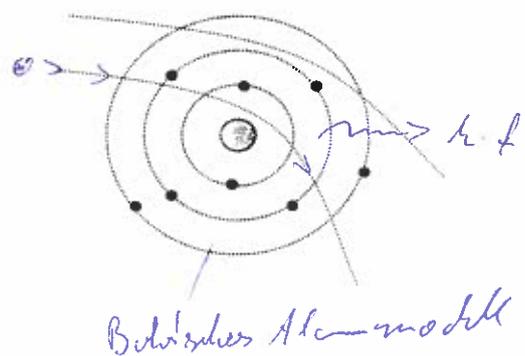
Schwere Atomkerne (Wolfram) => stärkeres Coulomb-Feld
=> höherer Wirkungsgrad

Grenzwellenlänge:

Die gesamte Elektronenenergie wird in Photonenenergie umgesetzt:

$$e U_A = h f_{\text{Grenz}} = h c / \lambda_{\text{Grenz}}$$

$$\Rightarrow \lambda_{\text{Grenz}} = \frac{c \cdot h}{e \cdot U} = 1,24 \text{ nm} / U_A \text{ (in kV)}$$



Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie

Schwächung beim Durchtritt durch Materie durch:

- Kohärente Streuung
- Photoelektrischer Effekt
- Compton-Streuung

-> Für Paarerzeugung (und andere Kernreaktionen) sind deutlich höhere Energien (~MeV.) erforderlich
=> Nuklearmedizin

Das Schwächungsgesetz:

Die Anzahl der beim Durchtritt der Strahlung durch ein dx dickes Materiestück verlorengehenden Quanten dN ist proportional zur Zahl der auftreffenden Quanten N, der Schichtdicke dx und dem Schwächungskoeffizienten μ , der die obigen Effekte berücksichtigt:

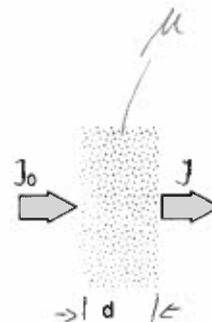
$$dN = -\mu N dx \quad \text{mit } \mu = \mu_{\text{Photo}} + \mu_{\text{kohärent}} + \mu_{\text{Compton}}$$

Nach Integration ergibt sich das bekannte Schwächungsgesetz für die Intensität ($\sim N$):

$$J = J_0 e^{-\mu d}$$

(Schichtdicke d) Abfall auf die Hälfte bei $d = \ln 2 / \mu$

Mehrfach- bzw. Sekundäreffekte werden bei dieser einfachen Betrachtung nicht berücksichtigt



Kohärente Streuung, auch Rayleigh-Streuung:

Diese Wechselwirkung dominiert, solange die Photonenenergie kleiner ist als die Bindungsenergie der Elektronen => keine ionisierende Wirkung!

Das Photon erfährt eine Richtungsänderung, seine Energie bleibt erhalten. Das angeregte Elektron verhält sich wie ein Hertz'scher Dipol und strahlt mit der Anregungsfrequenz ab.

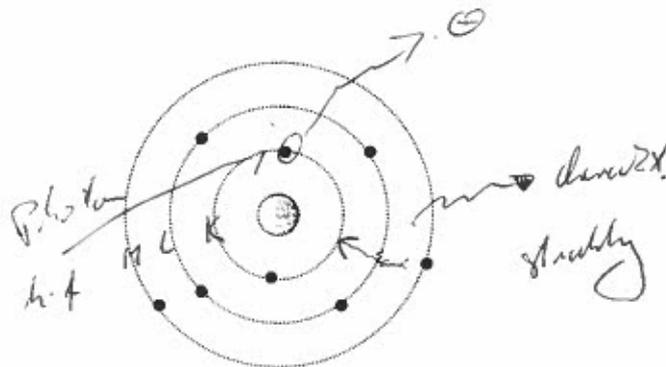
Bei Röntgenstrahlung, insbesondere im höherenergetischen Spektralbereich, dominieren die anderen Effekte.

Der Photoelektrische Effekt ('Photoeffekt'):

Wenn $h f > E_{\text{Bindung, Elektron}}$ =>

- (1) Freisetzung eines Photo-Elektrons (volle Absorption des Photons)
- (2) Wiederauffüllung aus äußeren Schalen:
 - Charakterist. (Fluoreszenz-) Strahlung
 - alternativ: Auger-Elektronen-Freisetzung (Wiederbesetzung => wieder charakt. Strahlung)

Beispiel Jod: charakt. Strahlung bei
33,2keV (N=>K), 32,6keV (M=>K), 28,3keV (L=>K)



Wahrscheinlichkeit für das Auftreten des Photoeffekts:

$$W_{\text{Photo}} \sim \frac{Z^3}{(h f)^3} \quad \text{Z - Ordnungszahl}$$

=> (1) schwere Atome!
(2) starke Abnahme zu höheren Energien hin

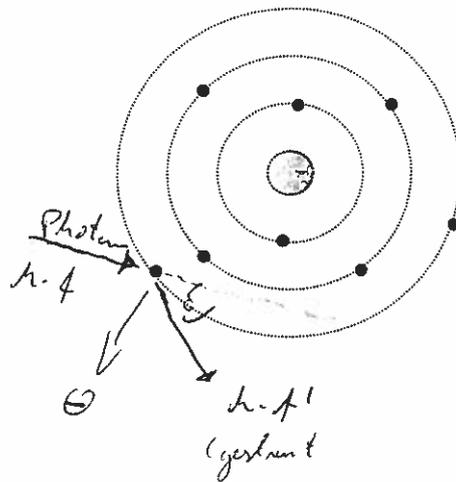
Der Compton-Effekt (Compton-Streuung):

Übertragung der Photonenenergie auf ein äußeres Elektron =>

- (1) Ionisierung, Freisetzung des Elektrons
- (2) Abstrahlung eines Photons unter einem Winkel δ

Aus der Impuls- und Energie-Erhaltung läßt sich für die Energie der gestreuten Quanten ableiten (m_0 =Ruhemasse des Elektrons):

$$h \cdot f' = \frac{h \cdot f}{1 + \frac{h \cdot f}{m_0 c^2} (1 - \cos \delta)}$$



Abstrahlwinkel δ :

- Bei kleinen Energien hauptsächlich isotrope Verteilung => Verluste!
- Zu höheren Energien hin zunehmend Vorwärtsstreuung => geringere Schwächung

=> 'Aufhärtung' des Spektrums

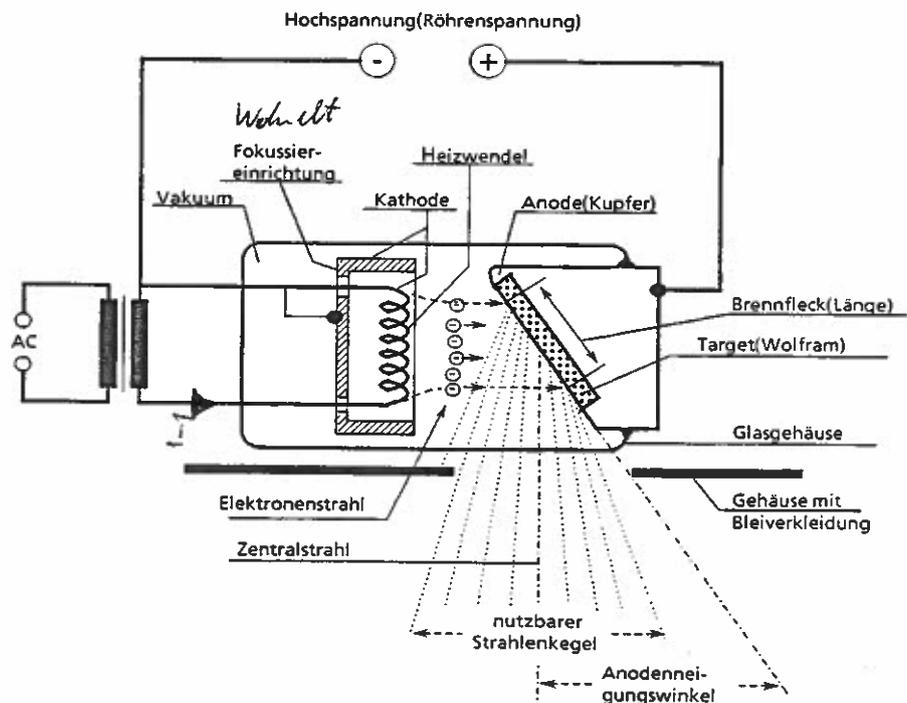
Compton-Streuung ist im Röntgenbereich der dominante Effekt

Die Streustrahlung ist verantwortlich für 2 Probleme:

- (1) Erhöhung des Hintergrundrauschens
- (2) Strahlenbelastung des Personals

Röntgenröhren:

Prinzipieller Aufbau einer Festanodenröhre:



- Vakuum <math> < 10^{-5}</math> mbar
- meist Glasgehäuse
- Einbau der Röhre in mit Öl gefülltes Schutzgehäuse

Elektronenemission:

Geheizte Kathode, Richardson-Gleichung für Emissionsstromdichte J_e

$$J_e = A T^2 e^{-W/KT}$$

W: Austrittsarbeit (bei Wolfram 4,5eV)

T: Kathodentemperatur (bei Wolfram bis zu 2700K)

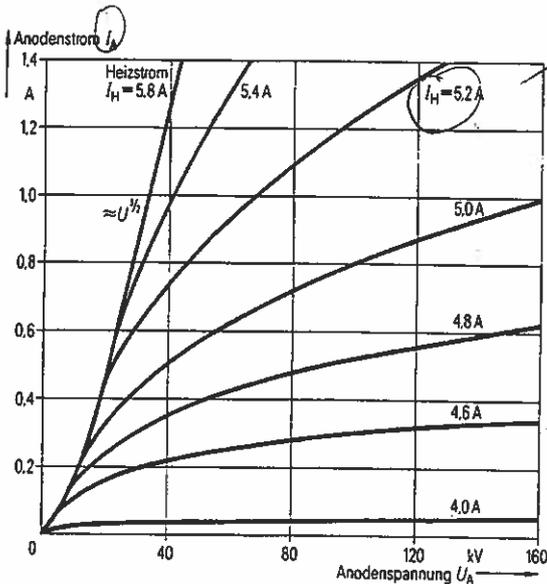
A: Materialkonstante (Wolfram: 60 A/(cmK)²)

Wegen der hohen Belastung des Kathodenmaterials (Metallabdampfung, Gefahr von Überschlägen, Röhrenlebensdauer!) wird die Kathode nur während der Aufnahme voll hochgeheizt (ca. 1s Aufheizzeit).

Röhrenkennlinie: Anodenstrom I_A als Funktion der Anodenspannung U_A

Im Bereich niedriger Spannungen gilt das Raumladungsgesetz: $I_A \sim U_A^{3/2} / d^2$ (d =Abst. Kath.-Anode)
(Elektronenwolke um die Kathode)

Bei höheren Spannungen werden alle Elektronen abgesaugt => Sättigungsstrom I_s



Heizstrom

- I_s -> Sättigungsstrom -

*↓
Bsp. werden schnell abgesaugt*

Kühlung von Festanodenröhren:

Meist über Wärmeleitung durch Öl Wärmeübertragung nach außen. Auslegung bis zu einigen kW Dauerleistung.

Drehanodenröhren:

Alte Idee (s. Kap.2). Verteilung der Brennfleck-Leistung auf Anodenring. Mit dem Ringradius R und der Brennfleckbreite b ergibt sich eine Vergrößerung der elektronischen Brennfleckfläche um den Faktor $2\pi R / b$

Motorischer Antrieb:

- Kurzschlußläufer im Vakuum
- Statorwicklung außen
- Drehzahl 3000 bis zu 15000 U/min

Anodenteller:

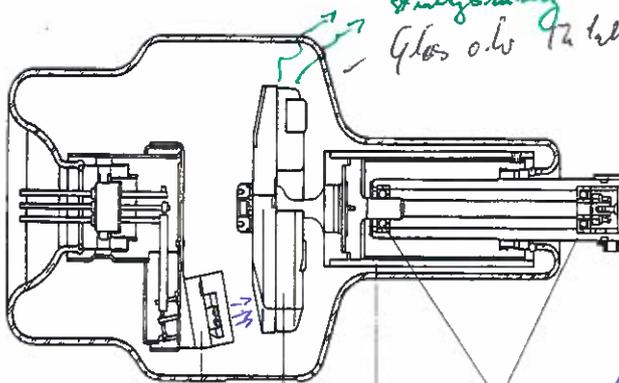
- Wolfram-Rhenium-Molybdän-Verbund auf Graphit-Teller
- thermische Entspannung durch Schlitzung

Typ. Kennwerte:

- Anodenradius: 60mm
- Anodengewicht: 1,5kg
- Brennfleck 0,6mm
- Wärmespeicherfähigkeit bis einige MWs
- Abstrahlleistung bis 10kW

Die Belastung hängt ab von:

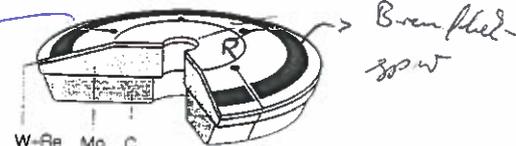
- Bildfrequenz, z.B. 50/s
- Pulsdauer, z.B. 10ms
- Bildseriendauer, z.B. 10s
- Durchleuchtungsbetrieb



Kathode Anode Rotor - Kupf. Lager

Neu: Gleitlager mit Flüssigmetall-Schmierung, InGaSn-Legierung

*Schlitzung für Überwärmung
Anodenteller*



*W-Re Mo C
Brennfleck 300µm
Graphit Verbund*

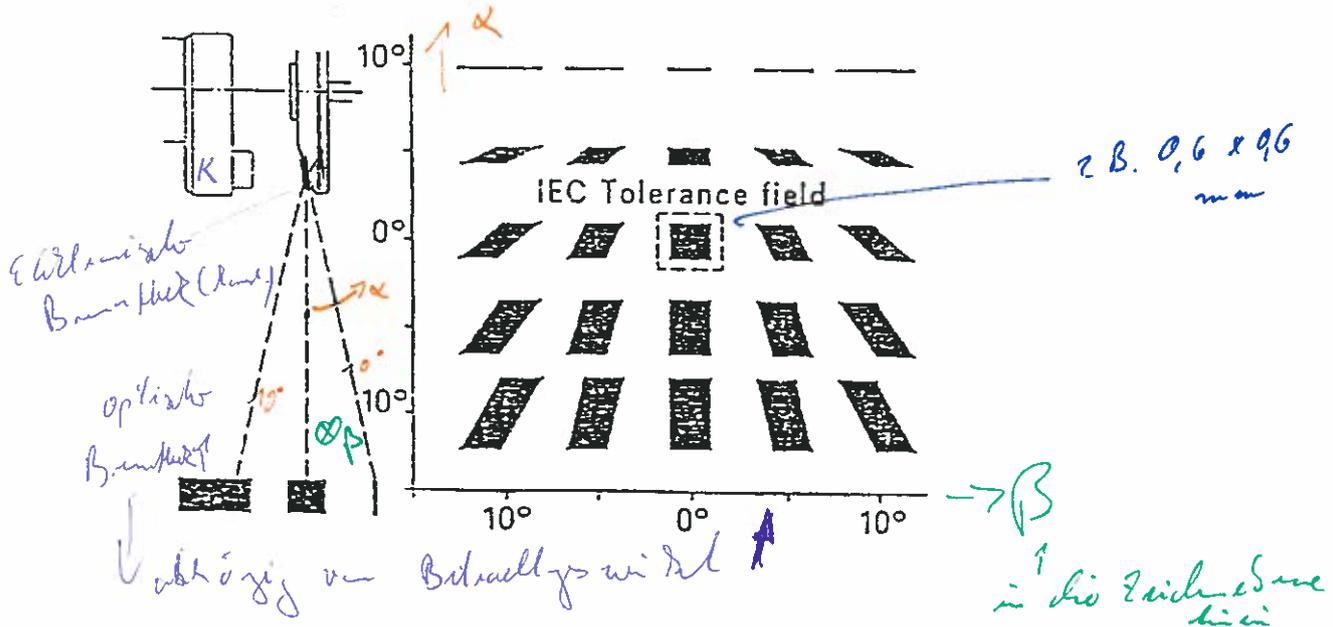
Brennfleckgeometrie:

Das Auflösungsvermögen einer Röntgeneinrichtung hängt wesentlich von der Größe des Brennflecks ab. Die wirksame Größe des Brennflecks ergibt sich aus der Projektion in Abbildungsrichtung:

- Elektronischer Brennfleck => Größe konstant
- Optischer Brennfleck => Größe abhängig vom Betrachtungswinkel

Oft Umschaltungsmöglichkeit zwischen 2 oder mehreren Brennflecken:

- z.B.: - hohe Leistung, 100kW, und 1,2mm-Brennfleck (geringeres Auflösungsvermögen)
- nur 40kW aber 0,6mm-Brennfleck (höheres Auflösungsvermögen)



Streustrahlen-Raster:

Streustrahlung erhöhen das Hintergrundrauschen (=> Kontrastverminderung) und die Strahlenbelastung

Kontrast ohne Streustrahlung: $K_0 = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \approx \frac{\sigma I}{2I}$

Kontrast mit Streustrahlung: $K_s \approx \frac{\sigma I}{2(I + I_s)}$

=> Kontrastminderung: $\frac{K_s}{K_0} = \left(1 + \frac{I_s}{I}\right)^{-1}$

Anteil der Streustrahlung: 45% (Schädel) bis 90% (Becken, seitlich)!

Einfache Maßnahmen zur Reduktion:

- Kompression des Objekts
- Strahl-Einblendung
- Streustrahlenraster

empfangene Strahlung

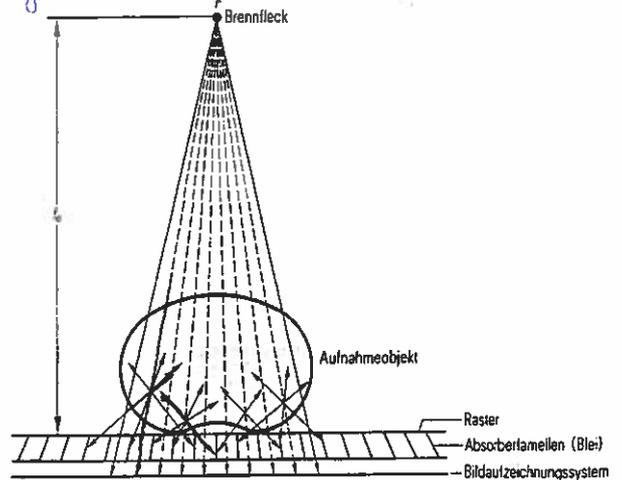
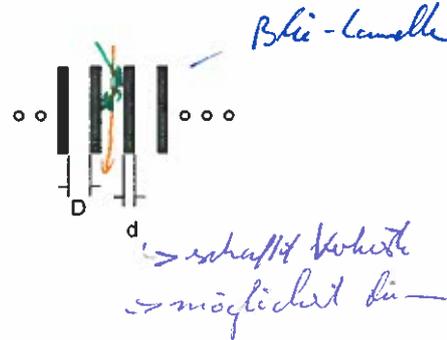


Bild 8.28 Wirkung des Streustrahlenrasters

Konstruktiver Aufbau von Streustrahlenrastern:

- Absorberlamellen aus Blei (Absorption)
- Fokussierung auf Brennfleck
- Schachtmedium Papier oder Aluminium

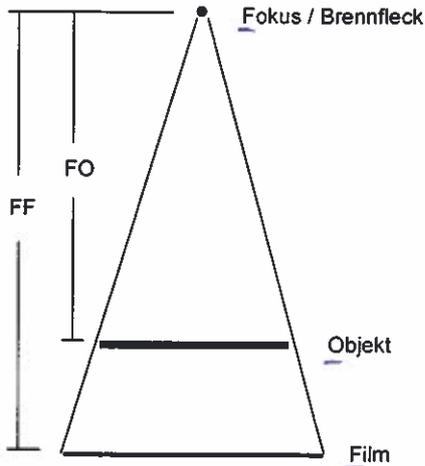
- Kennwerte:**
- Schachtverhältnis: h / D (Bsp. 1,4mm / 0,18mm)
 - Linienzahl: $1 / (d+D)$ (Bsp. $1 / (0,07mm+0,18mm) = 4 / mm$)
 - Bleianteil



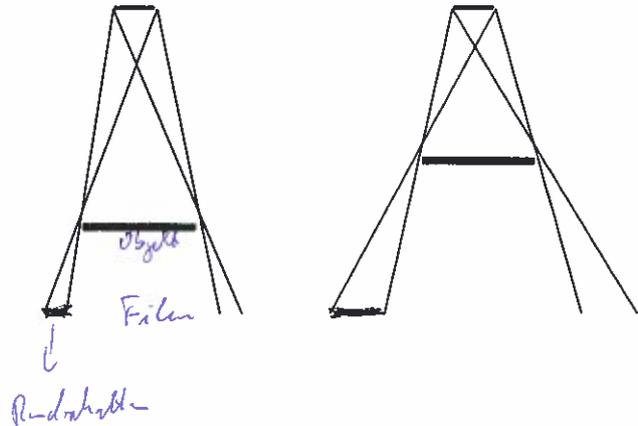
Geometrieverhältnisse:

Bildvergrößerungsfaktor : $M = (\text{Abstand Fokus-Film}) / (\text{Abstand Fokus-Objekt}) = FF / FO$

Intensität bzw. Dosis $\sim (\text{Abstand Fokus - Objekt})^2 !$



Brennfleckgröße => Geometrische Unschärfe \sim *Randschärfe*



Röntgeneratoren (1)

Aufgaben:

- Hochspannungserzeugung
- Ein-Aus-Schaltung (Dosis)
- Heizstromversorgung
- Motorsteuerung bei Drehanodenröhren
- Einhaltung einer vorgegebenen Dosis

Historischer Verlauf der Entwicklung (siehe Kap.2):

- Funkeninduktor
- => Netztransformatoren, z.B. "6-Puls-Gleichrichtung"
- => Gleichspannungs-Generatoren mit Triodenregelung
- => "Hochfrequenz"-Generatoren

Röntgen-Dosis:

- Anodenspannung U_A
- Anodenstrom I_A
- Belichtungszeit T_A

$$D \sim U_A^2 \cdot \int I_A(t) dt$$

Weiche Strahlung = hohe Absorption

↳ viel Kontrast

Härte der Röntgenstrahlung => U_A

- Weichstrahlbereich, z.B. Mammographie 25 ... 50 kV
- Normalbereich, z.B. Knochenaufnahmen 40 ... 125 kV
- Hartstrahlbereich, z.B. Lungenaufnahmen 110 ... 150 kV

Harte Strahlung wenig Absorption

$$n = f(U_A): \quad 50kV: \quad n = 5$$

$$150kV: \quad n = 3$$

Röntgeneratoren (2)

Schaltungsbeispiel 6-Puls-Generator

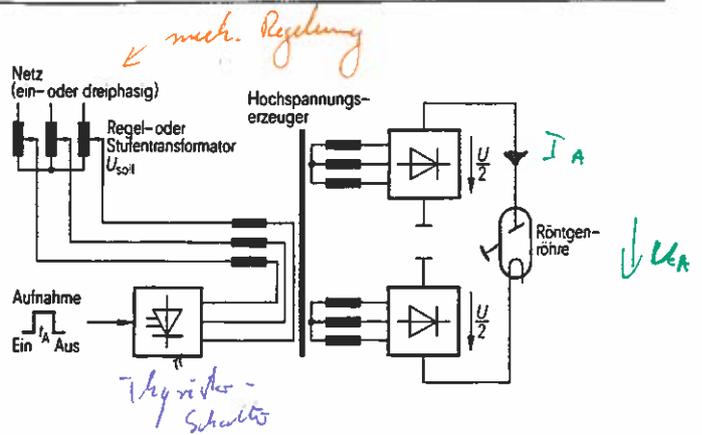
Drehstrom-Brücken-Gleichrichtung

=> Welligkeit von U_A ca. 25%, P bis ca. 100kW

(12-Puls-Technik ca. 10%, für P > 100kW

1- bzw. 2-Puls-Technik 100%, für P < 50kW)

Ausgangsspg. symmetrisch => Isolation gg. Erdpotential unkritischer



Schaltungsbeispiel Gleichspannungsgenerator

Regelung der Hochspannung über Trioden (auch zum Ein-/Ausschalten)

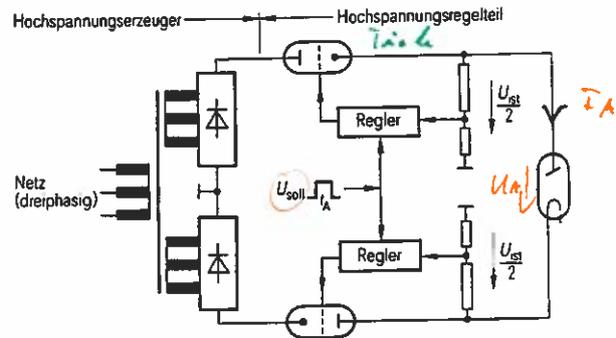
U_A unabhängig vom Strom I_A

Reaktionszeit < 20µs

Spannungskonstanz < 0,1% *Variable* (=> Elektronenstrahl-Tomographie, Strahlführung)

Hohe Bildfolgen, >500 B./s

aber: Bauvolumen, Verlustleistung, Kosten hoch!



Röntgeneratoren (3)

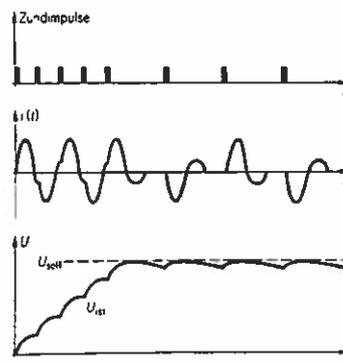
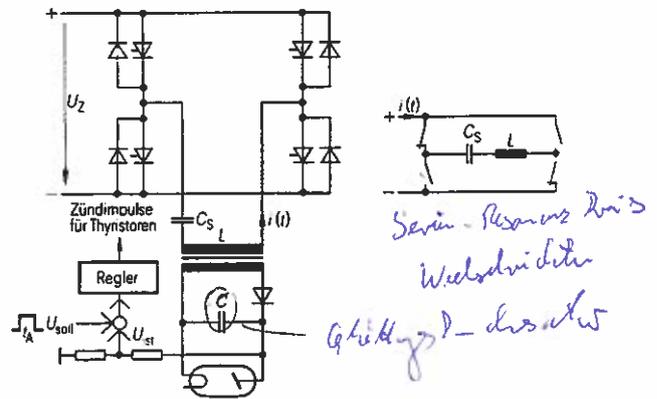
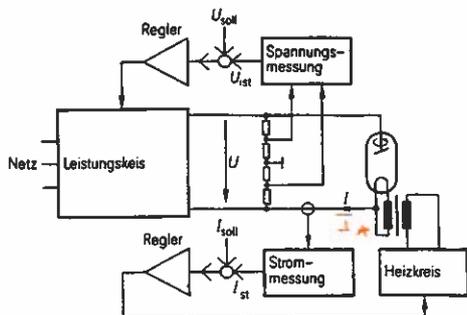
„Hochfrequenz“-Generator

Vereinigt Vorzüge des Mehrpuls- und Gleichspannungsgenerators:

- geringe Welligkeit, <1% => DSA, CT
- hohe U_A und I_A -Konstanz
- Reaktionszeit ca. 100µs
- kleines Bauvolumen, f_{Schalt} 50 ... 100 kHz

$$U \sim A \cdot n \cdot f \cdot \text{Wicklungszahl} \cdot \text{Ankerschnitt}$$

Unabhängige Regelung von U_A und I_A :



Röntgengeneratoren (4)

Heizkreis:

$I_A = f(I_H)$, steile Kennlinie!

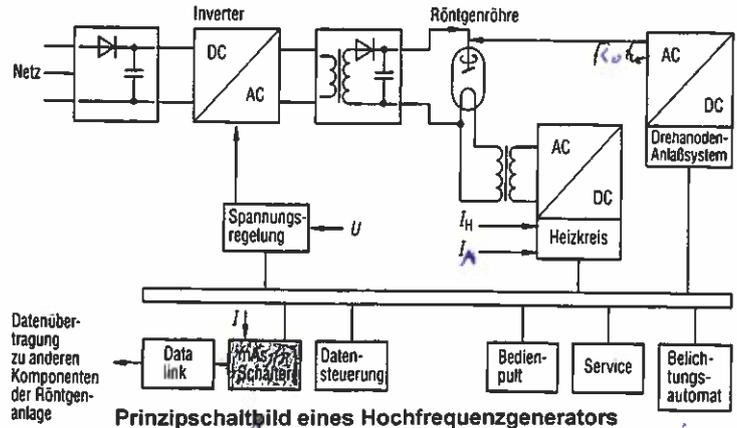
Kathodenseitige Einkopplung (50Hz),
Nachteil: 100Hz-Welligkeit im Anodenstrom!

=> „Hochfrequenz-Heizkreis“

↳ ggf. Opt. Uf. Werte

Heizstrombereiche:

- Vorheizung (2 ... 4A), $I_A = 0$!
- Durchleuchtungsheizung, $I_A = 0,1 \dots 4$ mA
- Standardheizung, I_A bis ca. 1,5A



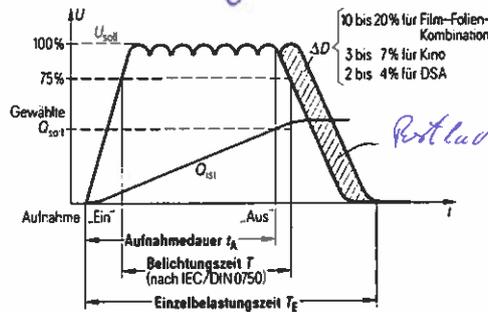
Prinzipialschaltbild eines Hochfrequenzgenerators

Belichtungsautomatik:

Einhaltung eines vorgegebenen

Dosiswerts => "mAs-Schaltung"

Belichtungszeit nach IEC/DIN definiert:



10 bis 20% für Film-Folien-Kombination
3 bis 7% für Kino
2 bis 4% für DSA

Restladung die noch nach dem Abschalt kommt

Detektion von Röntgenstrahlung, Bildspeicherung

- 1 - Röntgenfilme
- 2 - Verstärkungsfolien
- 3 - Speicherfolien
- 4 - Halbleiter- und Xenondetektoren (=> CT) *→ 5*
- 4 - Halbleiter-Flächendetektoren *↳ Kinow*
- 5 - über Röntgenbildverstärker: *↳ Kinow*
Kinofilm, Magnetband oder Digitalspeicher

1. Röntgenfilme:

Kunststoffolie mit beidseitiger Beschichtung mit lichtempfindlicher Emulsion: Brom-Silber-Kristalle (0,1...1µm Korngröße) in Gelatine.

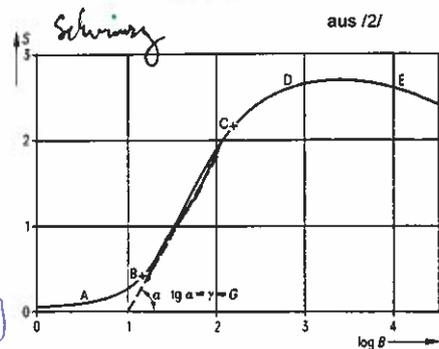
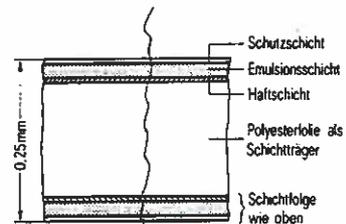
Anstatt direkter Belichtung (nur ca. 1% Absorption der Röntgenstrahlung!) liegt der Film zwischen 2 Verstärkerfolien.

Fluoreszenzlicht setzt Elektronen frei, die mit Ag-Ionen zu Ag-Atomen (= schwarz) reagieren.

Schwärzung $S = \log \frac{\text{einfallend}}{\text{transmittiert}}$

Linearer Teil der Funktion S (Belichtung) bestimmt den nutzbaren Bereich (Gradation oder Gamma-Wert)

↳ kinow → Restlich gegenüber Fehlbelichtung



2. Verstärkungsfolien:

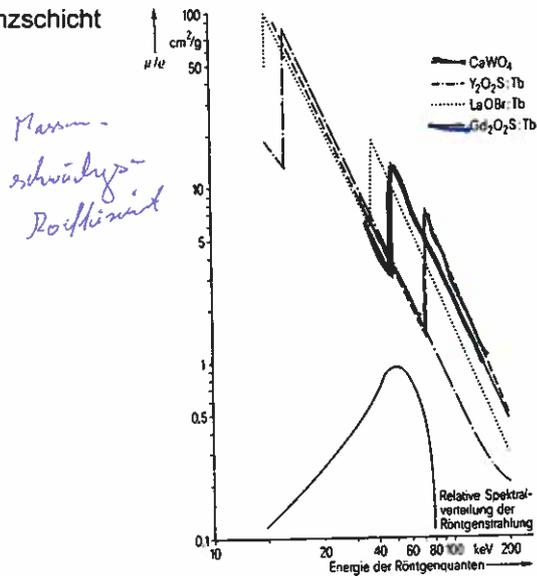
Zweck: Umsetzung der Röntgenstrahlung in Licht über Leuchtstoffe (Lumineszenz)
=> höhere Empfindlichkeit (Absorption) der Röntgenfilme!

Aufbau: Kunststoffträger mit ca. 100µm Lumineszenzschicht

- Absorptionssteigerung auf 20...70%
- Dosisreduktion Faktor 10...20 (typ. Dosis 1...10 µGy)
=> kürzere Belichtung, kleinere Brennflecke
- Konventionelle Folien: Calciumwolframat
- Seltene-Erden-Folien: insbes. Gadoliniumoxisulfid

Anforderungen:

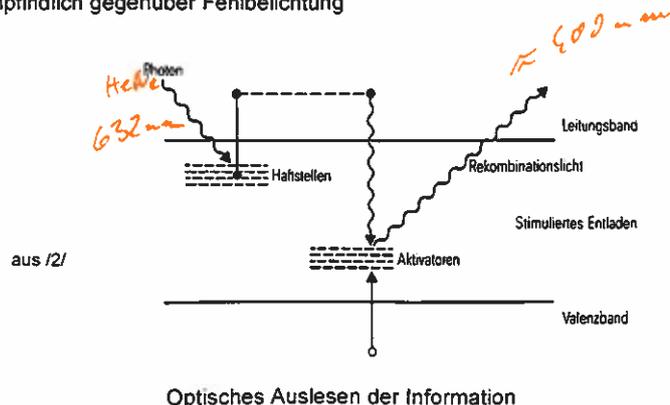
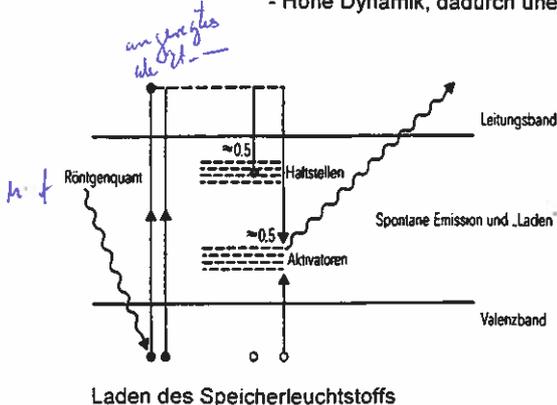
- Hohe Röntgenabsorption
hohe Quantenausbeute (Absorptionskante von Gadoliniumoxisulfid!)
- Hoher Umwandlungswirkungsgrad Röntgenstrahlung => Licht (Calciumwolframat 4%, Gadoliniumoxisulfid 19%)
- Gute spektrale Anpassung an Film



Massenschwächungskoeffizient μ/r verschiedener Leuchtstoffe als Funktion der Röntgenenergie [2]

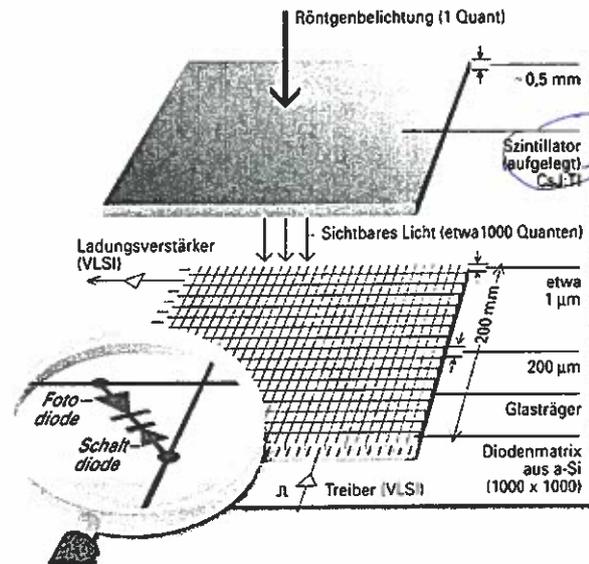
3. Speicherfolien:

- Speicherung der Belichtung durch Röntgenstrahlung, bis zu mehreren Wochen
- Aufbau ähnlich dem von Verstärkerfolien
- Einbau von Haftstellen in die Bandlücke von Speicherleuchtstoffen durch spez. Dotierung
=> angeregte Elektronen fallen z.T. auf diese Haftstellen und z.T. auf tieferliegende Rekombinationszentren => spontane Emission
- Auslesen der Information durch Abtastung mit Licht (rot...grün, => HeNe-Laser)
=> Haftstellen-Elektronen werden ins Leitungsband gehoben. Ein Teil fällt dann wiederum auf Rekombinationszentren => spontane Emission
- Emittiertes Licht mit ca. 400nm leicht von Laserlicht (632nm) durch Filterung zu trennen
- Große Vorteile: - Digitale Speicherung möglich => digitale Lumineszenz-Radiographie, DLR
- Hohe Dynamik, dadurch unempfindlich gegenüber Fehlbelichtung



4 Halbleiter-Flächendetektoren mit amorphem Silizium

- Konversion Röntgenstrahlung
=> Licht durch CsJ:Tl Szintillator
- Detektion der Lichtverteilung durch Photodiodenmatrix aus amorphem Silizium (a-Si)
- a-Si ist im Gegensatz zu kristallinem Si auch großflächig herstellbar
- Bearbeitung -
Strukturierung elektronischer Schaltkreise mittels Lithographie
Kombination einer Matrix aus Photodioden und Schaltern ermöglicht elektronisches Auslesen



erzeugt aus Röntgenstrahlung Lichtblitze

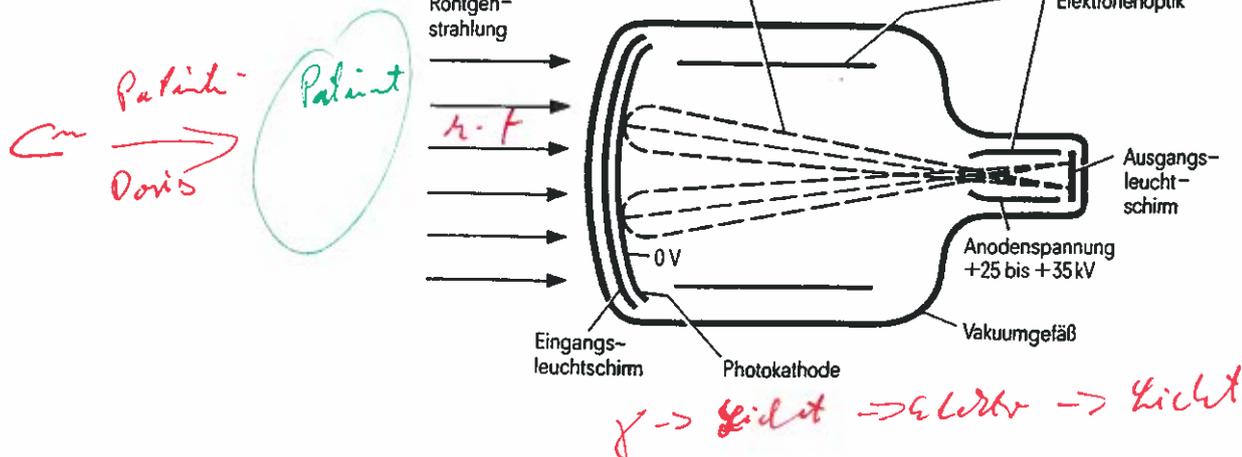
Beispiel:
20cm x 20cm - Detektor
1000 x 1000 Bildpunkte
(in Entwicklung bei Siemens Med.)

gibt's schon

Röntgenbildverstärker

- Umwandlung von Röntgenstrahlung in sichtbares Licht hoher Leuchtdichte.
Wichtig für Betriebsart 'Durchleuchtung' !
- Jedes Röntgenquant der einfallenden Strahlung erzeugt im Eingangleuchtschirm mehrere tausend Lichtquanten, die auf der Photokathode Photoelektronen erzeugen.
- Die Photoelektronen werden durch eine Elektronenoptik so beschleunigt und fokussiert, daß auf dem Ausgangleuchtschirm ein Bild des Eingangleuchtschirms entsteht.
- Aufzeichnung des Ausgangsbildes durch Kamera

Prinzipieller Aufbau:



Prinzipieller Aufbau:

- Eintrittsfenster: aus Aluminium, ca. 1mm dick
- Vakuum ca. 10^{-6} mbar
- Eingangseleuchtschirm: 15 ... 60cm Durchmesser, heute atrium-dotiertes Cäsium-Jodid (CsI:Na)
 - Dicke ca. 0,5mm; hoher Wirkungsgrad Röntgenstrahlung => Licht:
 - hohe Röntgenabsorption, bis 70% (Abs-Kanten bei 33 bzw. 36keV)
 - gute spektrale Anpassung an Photokathoden
 - gute techn. Eigenschaften (aufdampfbar, Haftung auf Alu)
- Photokathode
 - Schichten aus Antimon und Alkalimetallen (Cs) auf Leuchtschirm aufgedampft
 - Verteilung der Photoelektronen ~ Intensitätsverteilung auf Schirm
- Ausgangseleuchtschirm = Austrittsfenster des Vakuumgefäßes, ca. 4cm Durchmesser
 - dünne (einige μm) Schicht aus ZnCdS:Ag auf Glas
 - Aluminiumhaut auf Vakuumseite (lichtdicht wegen Rückwirkung auf Photokathode), Verbindung mit Anodenpotential
- Elektronenoptik
 - Aus Photokathode treten Elektronen in alle Richtungen aus
=> Beschleunigung in Potentialfeld (Kathode, Anode (=Ausgangseleuchtschirm), Hilfselektroden)
 - Potentialverteilung so, daß möglichst originalgetreue Abbildung auf Ausgangseleuchtschirm
 - Maßhaltigkeit der Elektroden! => Abbildungsfehler, möglichst geringe Verzeichnung
 - starke Empfindlichkeit gegenüber Magnetfeldern => hochpermeable Abschirmbleche

Numerisch berechnete Äquipotential-flächen eines RBV mit 2 zylindrischen Fokussierelektroden, aus [2]

Formatumschaltung ("Zoom") durch schaltbare elektronenoptische Vergrößerung (Änderung der Fokussierspannungen bei konst. Anodenspannung)

• Leuchtdichte-Verstärkung

QA : Lichtquanten im Ausgangseleuchtschirm
QE : Lichtquanten vom Eingangseleuchtschirm
FE : Fläche Eingangseleuchtschirm
FA : Fläche Ausgangseleuchtschirm

$$V = \frac{Q_A}{Q_E} \cdot \frac{F_E}{F_A}$$

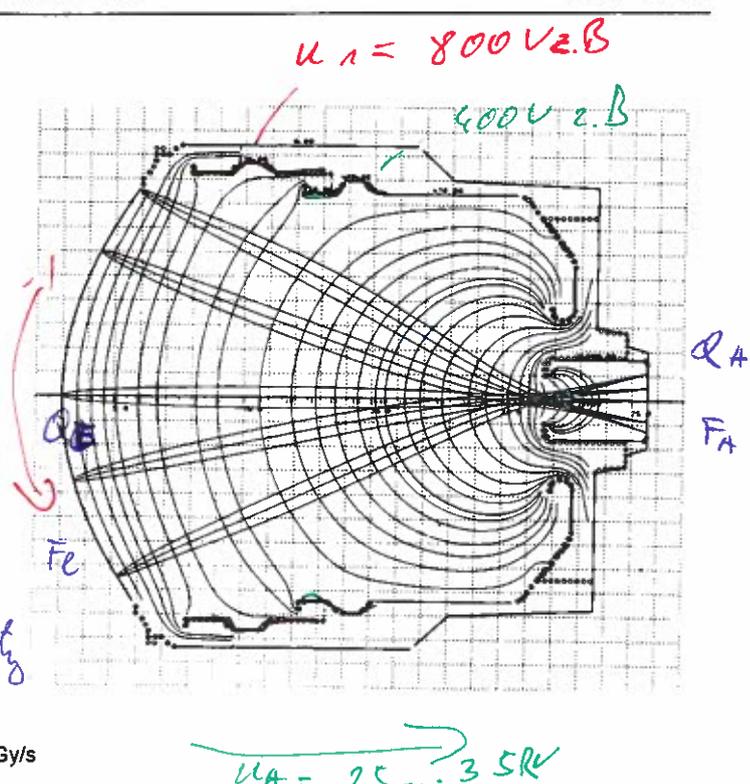
(Bild) (Fläche)

typische Werte: $V = 100 \cdot 100 = 10^4$

• Konversionsfaktor G:

Ausgangseleuchtdichte bezogen auf Eingangsdosis (cd/m^2)Gy/s

• Quantenwirkungsgrad: Verhältnis (erzeugte Lichtquanten / einfallende Röntgenquanten) am Eingangseleuchtschirm

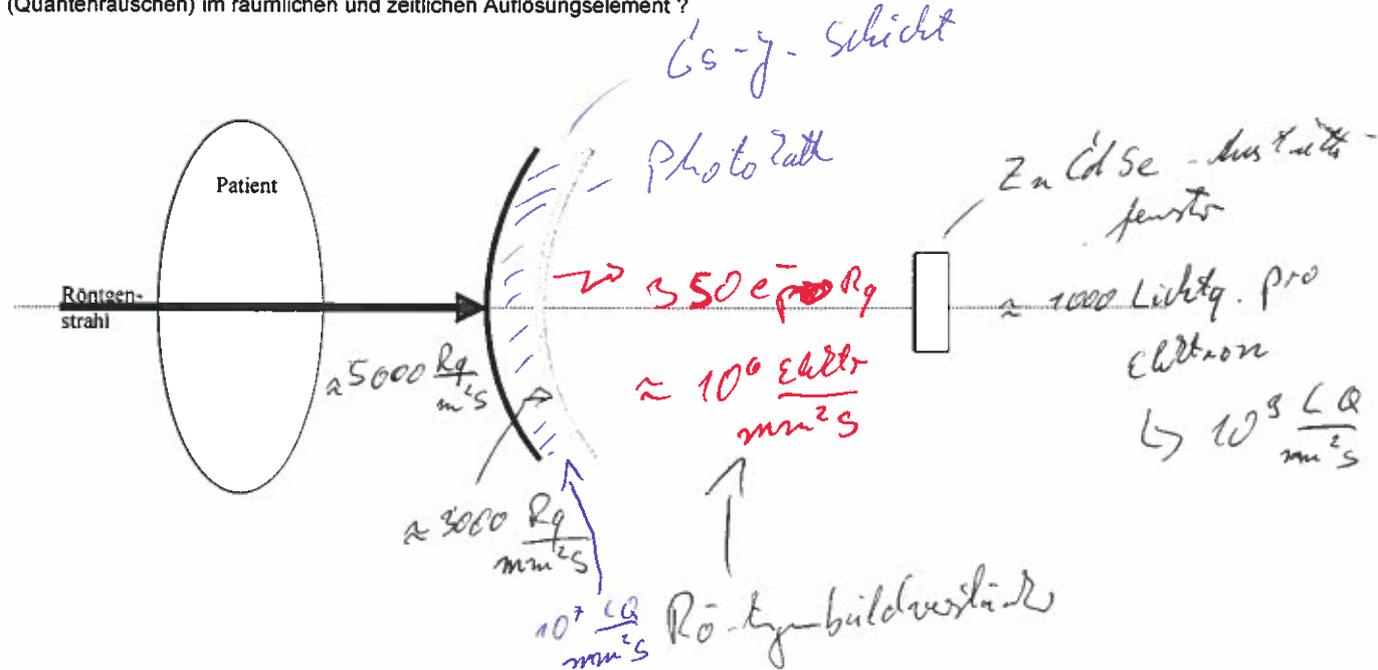


• Quantenrauschen:

Aufgrund der hohen Verstärkung sind nur sehr kleine Eingangsleistungen erforderlich. Bei vernachlässigbarem Verstärkerrauschen ist die Bildqualität durch das Quantenrauschen bestimmt.

Ein Zahlenbeispiel :

Für Durchleuchtung ist die typ. Dosis $0,2 \mu\text{Gy/s}$ am Eingangleuchtschirm (etwa $0,2\text{mGy}$ Patienten-Eingangsdosis!), dies sind etwa $5000 \text{ RQ/mm}^2/\text{s}$ ($\text{RQ}=\text{Röntgenquanten}$). Wie stark sind die zeitlichen Schwankungen der Bildhelligkeit (Quantenrauschen) im räumlichen und zeitlichen Auflösungselement ?



• Absorption in CsI-Schicht ca. 30% \Rightarrow wirksame $\text{RQ} : \text{ca. } 300 \frac{\text{RQ}}{\text{mm}^2/\text{s}}$

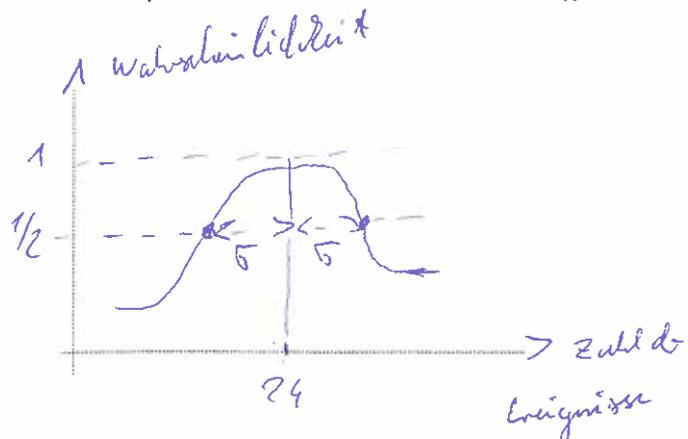
• räumliches Auflösungselement, Auflösungsvermögen $2,5 \text{ LP/mm} : \Rightarrow 0,2 \text{ mm} \times 0,2 \text{ mm} = 0,04 \text{ mm}^2$
 $\hookrightarrow 3000 \cdot 0,04 \frac{\text{RQ}}{\text{s}} = 120 \frac{\text{RQ}}{\text{s}}$

• zeitliches Auflösungselement, Integrationszeit (Bildverstärker + Auge) ca. $0,2\text{s} : \text{Quantenfluss} : 120 \frac{\text{RQ}}{\text{s}} \cdot 0,2\text{s} = 24 \text{ RQ}$
pro räumlichen und zeitl. Auflösungs-element

• Statistisch unabhängige Ereignisse \Rightarrow Poisson-Verteilung :

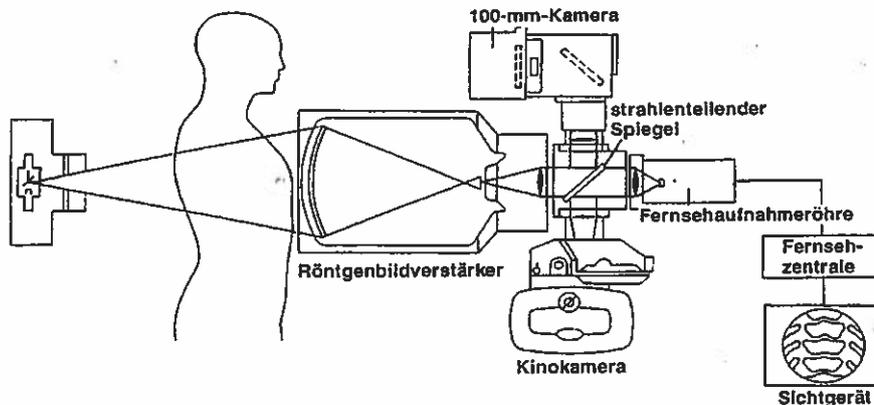
Standardabweichung
 $\sigma = \sqrt{N} = \sqrt{24} \approx 5 \approx 20\%$
Fluktuation

$\bar{N} = 100 \Rightarrow \sigma = 10 \Rightarrow 10\%$
 $\bar{N} = 1000 \Rightarrow \sigma = 32 \Rightarrow \approx 3\%$



Röntgenfernsehen

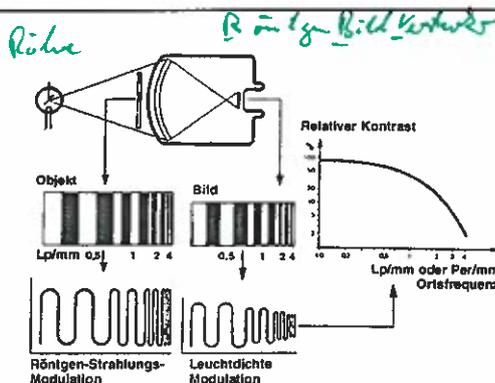
- Durch Anschluß einer Fernsehaufnahmeröhre an den Ausgangsleuchtschirm lassen sich Bilder aufzeichnen oder digitalisiert speichern und nachverarbeiten.
- Ersetzt frühere 'Fluoroskopie' mit Fluoreszenzschirmen (Abdunkelung!)
- Teildurchlässiger Spiegel ermöglicht zusätzlich
 - Kinokamera (35mm-Film, bis zu 90 Bilder/s)
 - Einzelbildkamera (10cm x 10cm, bis 6 Bilder/s) verwendet.
- Fernsehsystem: 25 Bilder/s (bzw. 50 Halbbilder/s), 625 (hochauflösend 1250) Zeilen / Bild
CCD-Kamera, typ. 512² oder 1024² Matrix
- Typ. Anwendung: Untersuchung des Verdauungstrakts mit Kontrastmittel



Messung der Modulationsübertragungsfunktion :

Objekt : Bleiraster mit ansteigender Ortsfrequenz

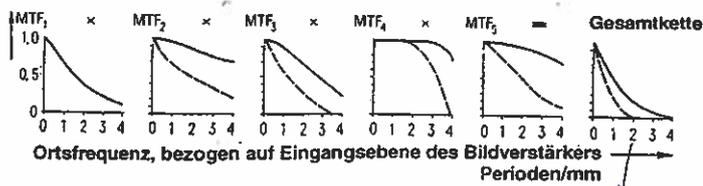
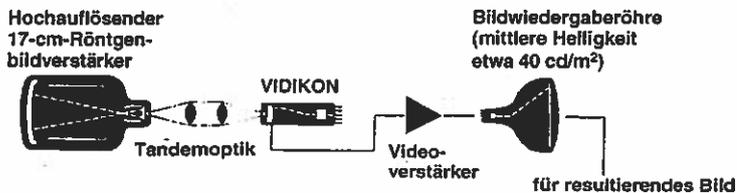
LP/mm
↓
Leuchtdichte/mm



Modulationsübertragungsfunktion einer Bildverstärker-Kamera-Kette :

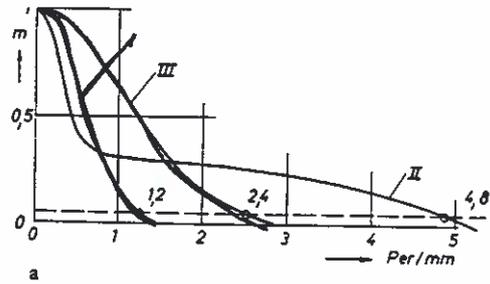
Die Gesamt-MÜF ergibt sich aus dem Produkt der Einzel-MÜF

Modulationsübertragungsfunktion



schaltet als jede Einzel

Beispiele für
Modulationsübertragungsfunktionen



I
II
III

↓
ambert

Digitale Röntgentechnik

Viele Vorteile, z.B.:

- einfache Bildspeicherung, -übertragung und Dokumentation
- Möglichkeit der digitalen Bildnachverarbeitung, z.B.:
 - Filterung, Kantenanhebung, Rauschfilterung
 - Optimierung für die Betrachtung => 'Fensterung'
 - arithmetische Operationen zum Vergleich von Bildern => DSA
- Dosisreduktion für Patient und Untersucher !

Typische Matrixgrößen:

512², 1024², 2048²

↑
bei 40cm Ø 2mm
Pixelgröße

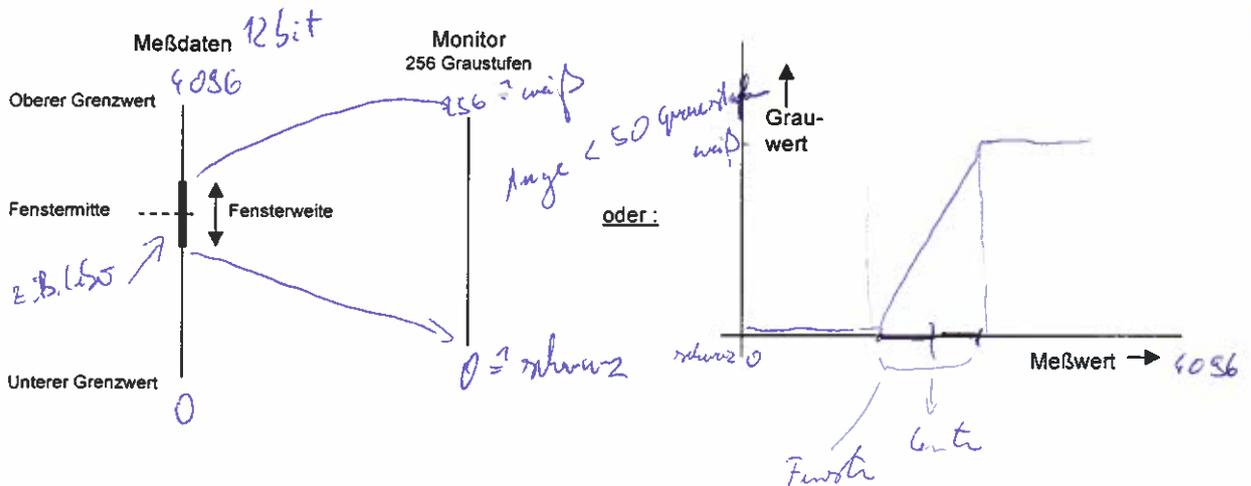
Speicherbedarf:

z.B. 512 Pixel pro Zeile, 512 Zeilen,
12 bit pro Pixel => 512 kB

bei 2048² : 8 MB !

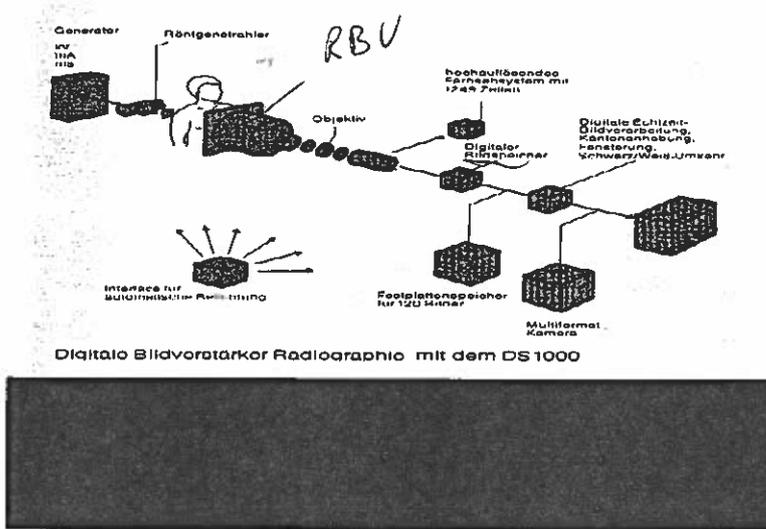
5 Bilder
↳ 25 MB

Fensterung:



Digitale Fluoro-Radiographie (DFR)

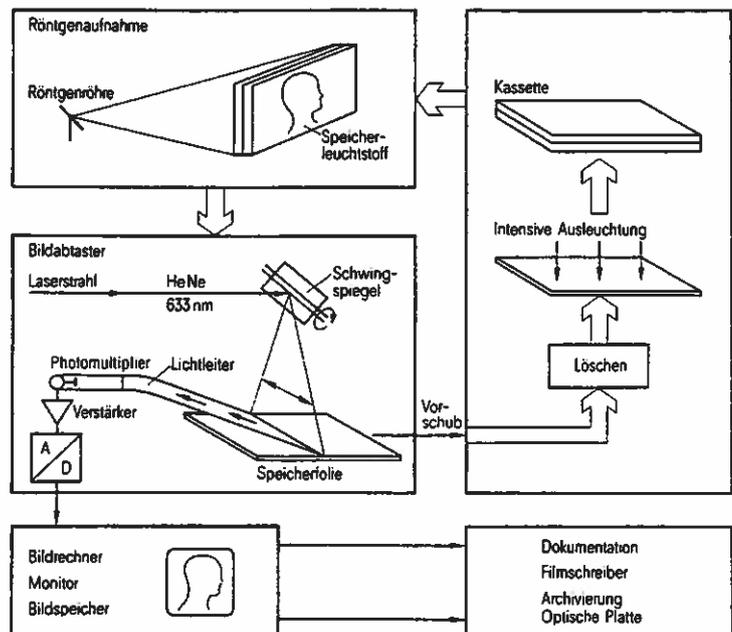
- digitale Sofortbildverarbeitung
- Kette aus Röntgen-Fernsehsystem und ADC, Bildspeicher und Bildprozessor
- Pulsbetrieb der Röntgenröhre ermöglicht Dosisreduktion, z.B. nur 1 Bild/s, 'Last image hold'
- Monitore mit 1024 Zeilen (2048 bereits möglich) und bis zu 120Hz Wiederholfrequenz



Digitale Lumineszenz-Radiographie (DLR)

- Bildaufnahme mit Speicherfolie
 - hohe Dynamik (1:4000 i.Ggs. zu Film mit 1:200)
 - => fehlbelichtungstolerant
 - geringe Dosen möglich
- Auslesen mit HeNe-Laser / Spiegelsystem
- Digitalisierung typ. 1024² oder 2048² Matrix
- mehrere tausend Zyklen möglich

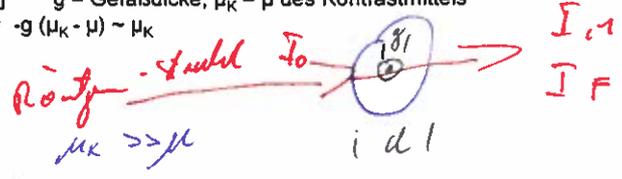
↳ sehr billig



Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

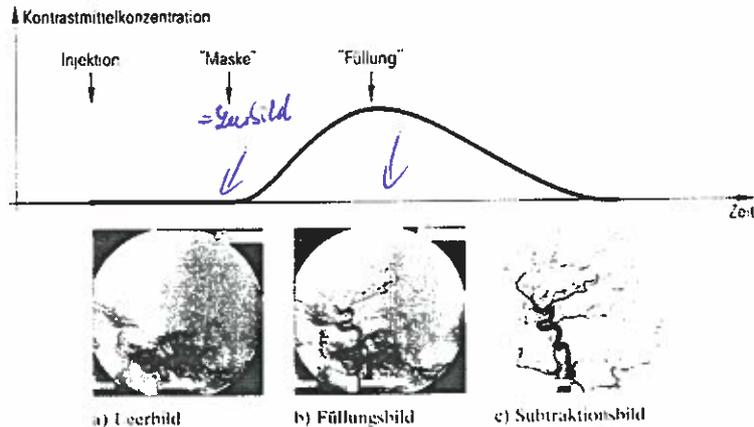
- Darstellung von Gefäßen mit Kontrastmittel
- Subtraktion eines Leerbildes (Maske) vom Füllungsbiid (Kontrastmittel-Anreicherung)
- Logarithmierung vor der Subtraktion => unabhängig von Intensität u. Kontrastmittelmenge:
 Intensität der Maske: $I_M = I_0 \exp(-\mu d)$ $d =$ Objektdicke, $I_0 =$ Eingangsintensität
 Intensität des Füllbildes: $I_F = I_0 \exp[-\mu(d-g) - \mu_K g]$ $g =$ Gefäßdicke, $\mu_K = \mu$ des Kontrastmittels
 Logarithmierung und Subtraktion: $\log I_F - \log I_M = -g(\mu_K - \mu) \sim \mu_K$

Jodhaltig



Typische Betriebsdaten:

- Allgemeine Angiographie:
bis zu 6 Bilder / s
- Kardangiographie bis zu 50 B./s
- Pulsbetrieb => Dosisreduktion!
z.B. nur 3B./s (normal 30) => 90%
- Patienten-Eingangsdosis:
Durchleuchtung: 20mGy/Min.
Digitalaufnahmen: 2mGy/Bild
für DSA! 1...50 B./s (Kinderherz)
- Typ. Durchleuchtungszeiten:
Diagnosen: bis zu 20Min.
Therapeut. Eingriffe 10 ... 75Min.
Mögl. Auswirkungen:
ab 2Gy => Hautrötung,
ab 3Gy => Haarausfall
=> Dosis-Monitor, Grenzwert 2Gy



Beispiele für Röntgensysteme und Applikationsbeispiele

=> siehe verteilte Broschüre !

- Einfache Geräte für die radiologische Grundversorgung (Trauma, Orthopädie)
- Anlagen für Lungen- bzw. Thoraxaufnahmen
- Kombinationsarbeitsplätze für Durchleuchtung, Angiographie, Intervention
- Obertisch- und Untertisch-Durchleuchtungssysteme mit kippbaren Patiententischen
- Angiographie-Anlagen:
Interventionelle Diagnose und Therapie bei Gefäßerkrankungen
Universeller Einsatz durch C-Bogen-Stativ
Spezialsysteme für Kardangiographie (Herzkatheterlabor)
- Mammographie-Anlagen
- Urologie-Anlagen
insbes. in Verbindung mit Lithotripsie (zur Steinlokalisierung)
- Mobile Röntgenanlagen für Aufnahmen am Krankenbett und im OP

Röntgen-Computer-Tomographie - nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung
der größte Fortschritt bei der medizinischen Bildgebung

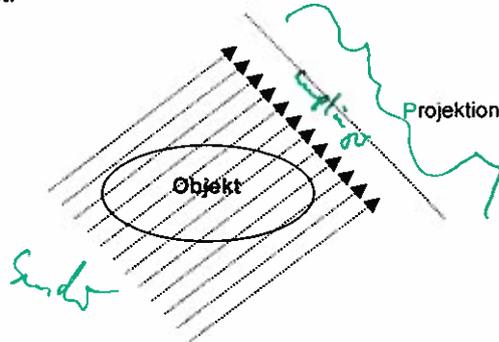
1917: J. Radon, österreichischer Mathematiker, beweist:

**Ein zwei- oder dreidimensionales
Objekt kann aus einer unendlich großen
Anzahl seiner Projektionen
rekonstruiert werden.**

=> Grundlage für Rekonstruktions-
verfahren auf vielen Gebieten,

z.B.

- Medizin
- Astronomie
- Geologie



1922 / 34: Bocage und Ziedses des Planes erfinden die Röntgentomographie:

- Schichtbildverfahren, Überlagerung vieler Projektionen
- Nachteil: Keine Rekonstruktion des Objektinnern,
lediglich Verwischung von Strukturen außerhalb der betrachteten Schicht

1938: G. Frank, erstes Patent zur Anwendung von Radons Prinzip: "Verfahren zur Herstellung
von Körperschnittbildern mittels Röntgenstrahlen". Praktische Umsetzung jedoch ohne Erfolg

1963: **A.M.Cormack**: Verschiedene Arbeiten zu Rekonstruktionsalgorithmen ^①
"Representation of a function by its line-integrals ..."
=> Grundlage für CT-Rekonstruktionsverfahren - blieb zunächst ohne Beachtung!

1963: Cameron und Sorenson: Arbeiten über Rückprojektionstechniken
(Knochendichtemessungen)

1968: Kuhl und Edwards: Arbeiten über Rekonstruktionsalgorithmen mit Digitalrechnern

1968: **G.N.Hounsfield** (EMI Corporation): ^{↳ ②}
- zunächst Arbeiten zu Mustererkennungsverfahren
- Berechnungen zeigten, dass beim Scannen von Objekten Absorptions-
unterschiede von 0,5% rekonstruiert werden konnten! => Weichteilkontrast!
- ursprünglich 3D-Scanning geplant
- 2D-Transversalschichten aber für med. Diagnostik zunächst ausreichend

- nach Simulationen Testaufbau mit Isotop als Strahlungsquelle:
 - 9 Tage für Aufzeichnung eines Datensatzes
 - 2,5 Std. für Rekonstruktion
 - nur 4% Absorptionsunterschieden rekonstruierbar - trotzdem großer Erfolg!

=> Fördermittel für weitere Arbeiten:

- mit J. Ambrose erfolgversprechende Messungen an Gehirnproben
- Pläne für Bau eines klinischen Scanners
- 1. Prototyp 'ACTA' im Sept. 1971 (Gehirn-Scanner)

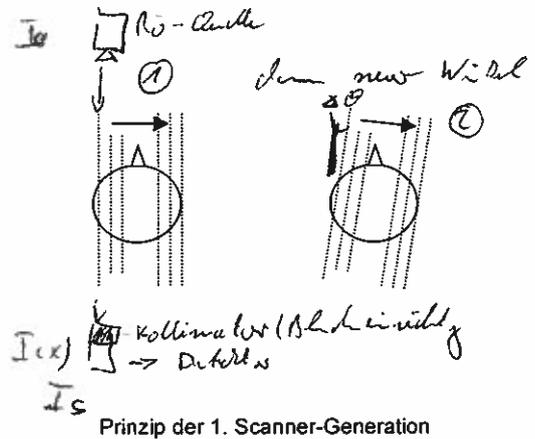
4. Okt. 1971: Messung des ersten Patienten

Beschränkung auf Messungen am Gehirn - aber großer Fortschritt für die Neurologie!

①+②
Voraussetzung

Bauform dieses ersten Scanners:

- Röntgenquelle, Kollimatoren und Detektor (Scintillator + PM) bilden eine Linie.
- Translation => Projektion einer Schicht
- Rotation um kleinen Winkel => Messung der nächsten Schicht
- usw. bis 180°
- Prinzip: Messung liefert Linienintegral über die Verteilung der Absorptions- bzw. Schwächungskoeffizienten



Schwächungs-Gesetz:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

$$I_s = I_0 \cdot e^{-\int \mu(x, y, z) dz}$$

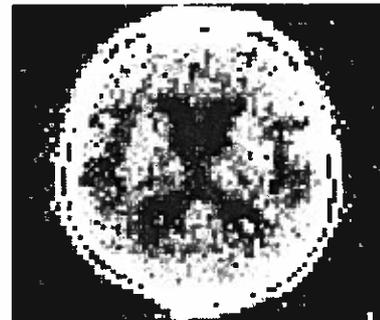
→ Rekonstr. Kap: 3

1979: Nobelpreis für Medizin für Hounsfield und Cormack

Beispiel für erste Kopfbilder:

(Siemens SIRETOM, 1974)

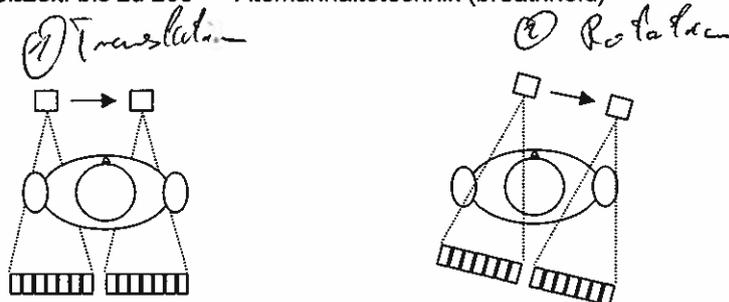
- grobe Auflösung, ca. 5mm
- aber: bisher nicht möglicher Weichteilkontrast
liquorgefüllte Ventrikel, Unterscheidung zwischen weißer u. grauer Hirnmasse



Weiterentwicklung:

1974/75: Fächerstrahlgeräte (2. Generation)

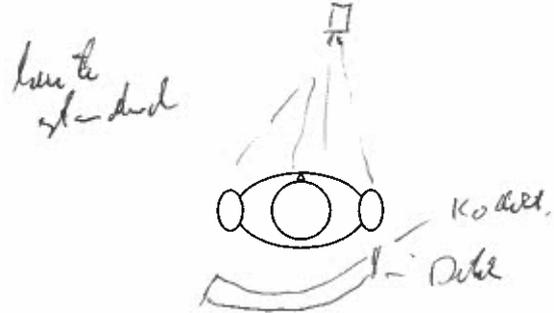
- Fächerkollimatoren, mehrere Detektoren (EMI: 30)
- Rotation in entsprechend größeren Stufen
- entsprechende Verkürzung der Meßzeit: bis zu 20s => Atemanhaltetechnik (breathhold)



Prinzip der 2. Scanner-Generation

3. Generation (erstmalig 1974, Fa. Artronix):

- Weiter Fächerstrahl für ganzen Körperquerschnitt
- Elimination der Translationsbewegung
- bis zu 500 Detektoren (Xenon oder Festkörper)
- weitere Verkürzung der Scan-zeiten (Sekunden), heute bis zu 500ms möglich!

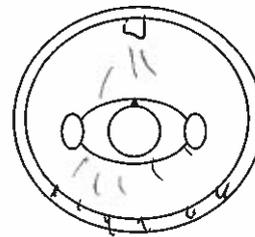


Prinzip der 3. Scanner-Generation

1976: erster Ganzkörper-Scanner

4. Generation (ab 1976):

- Eigentlich nur Abwandlung der 3. Generation:
- geschlossener Detektorring
- ortsfest - mit über tausend Detektoren!



Prinzip der 4. Generation (Detektorring)

1977: Electron Beam Tomography EBT

- Umlaufender Elektronenstrahl erzeugt Röntgenstrahlung auf Ringanode
- Scan-Zeiten <50ms möglich (Herz!)

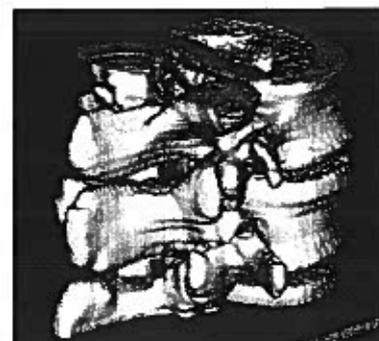
1989: Spiral CT (eigentlich Helical CT)

- Erfassung eines Volumens durch Tischvorschub während der Messung
- Rekonstruktion beliebiger Schichten

1998: Mehrzeilen-Detektoren - erlauben die Messung mehrerer Schichten gleichzeitig



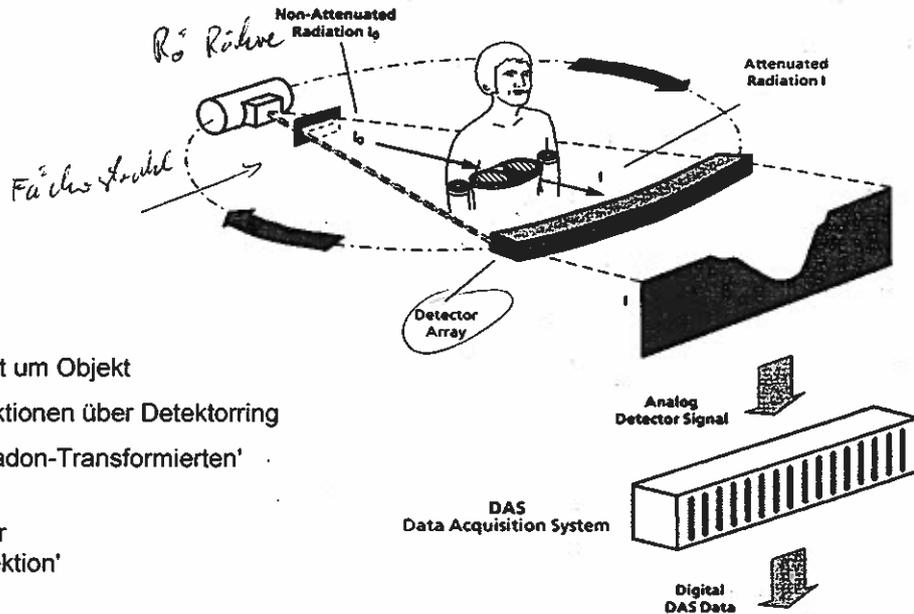
Schnittbild, rekonstruiert aus Spiral-CT



3D-Rekonstruktion von Wirbelkörpern

Prinzip der Röntgen-Computer-Tomographie (CT)

Messung der Projektionen der Objektfunktion (= Röntgenstrahl-Schwächung) in einer Schicht



- Röntgenröhre rotiert um Objekt
- Messung der Projektionen über Detektorring
- => Messung der 'Radon-Transformierten' (s. Kap.3)
- Rekonstruktion über 'gefilterte Rückprojektion'

Handwritten signature

Vorteile der CT gegenüber normalem Röntgen :

Intensität nach Objekt:

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-\mu d}$$

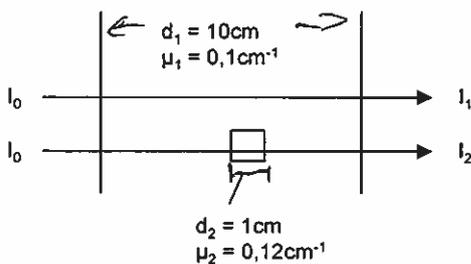
Schwächung:

$$\ln \frac{I_0}{I} = \mu \cdot d \quad \text{also } \mu = \mu(\vec{r}) \quad \mu = \mu(E)$$

allgemein, für polychromatische Strahlung:

$$I = \int_0^{E_{max}} I_0(E) \cdot e^{-\int_s \mu(\vec{r}, E) ds} dE$$

Beispiel:



Kontrast bei Röntgen:

$$I_1 = I_0 \cdot e^{-\mu_1 d_1}$$

$$I_2 = I_0 \cdot e^{-[\mu_1(d_1 - d_2) + \mu_2 d_2]}$$

$$K_R = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} = \frac{1 - e^{-(\mu_2 - \mu_1)d_2}}{1 + e^{-(\mu_2 - \mu_1)d_2}}$$

Kontrast bei CT (Rekonstruktion von μ_2):

$$K_{CT} = \frac{0,12 - 0,1}{0,12 + 0,1} = 0,09 = 9\%$$

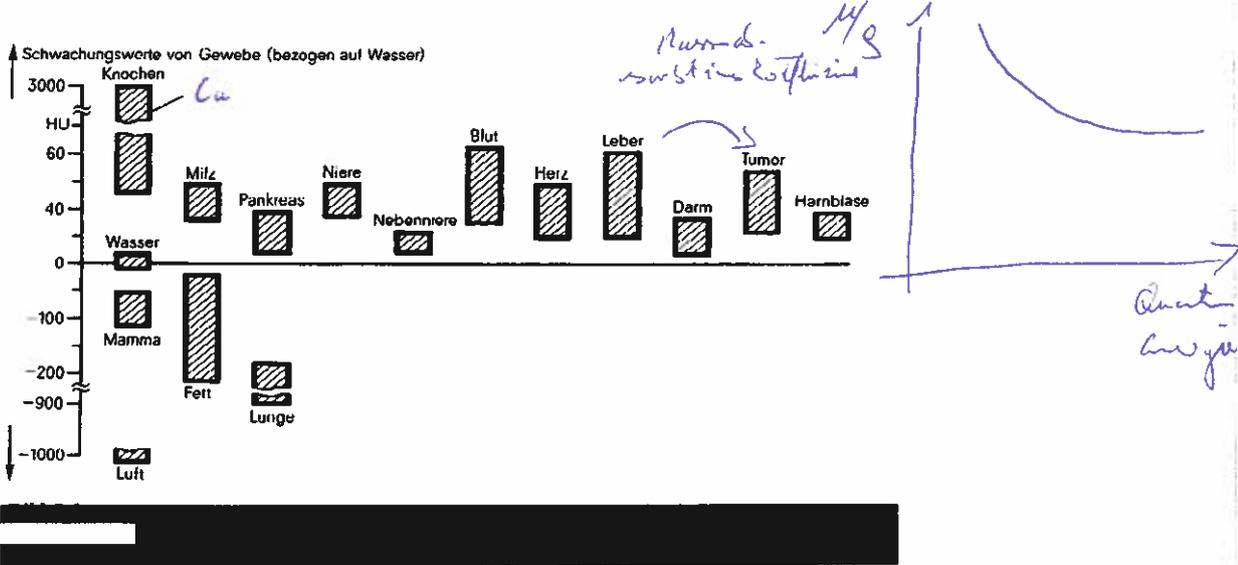
$$\approx \frac{(\mu_2 - \mu_1)d_2}{2} = 0,01 = 1\%$$

Skala für Schwächungskoeffizienten: Normierung auf Wasser, μ -Maßeinheit cm^{-1}

CT-Wert = $1000 (\mu - \mu_{\text{Wasser}}) / \mu_{\text{Wasser}}$ Einheit: HU 'Hounsfield-Units'

Der CT-Wert gibt die Abweichung des Schwächungskoeffizienten eines Mediums von dem von Wasser in Promille an.

Bei Weichteilen und Körperflüssigkeiten ist die Abhängigkeit $\mu = f(\text{Energie})$ ungefähr gleich der von Wasser und damit in dieser Festlegung unbedeutend.



Gefilterte Rückprojektion:

Aus Kap. 3:
Die einfache Rückprojektion liefert ein unscharfes Bild, da
Punktbildfunktion $\sim 1/r$ bzw.
Modulationsübertragungsfunktion $\sim 1/p$

Korrektur durch Faltung mit Filterkern:

Die für Röntgen-CT bekanntesten Kerne:

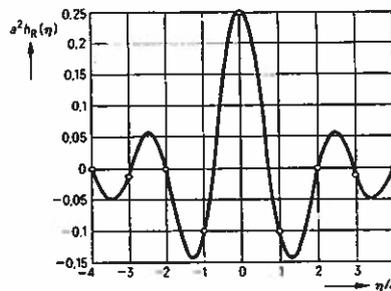
- Ramachandran / Lakshminarayanan
- Shepp u. Logan

Abtastung der Projektionen mit
Stützstellenabstand a
 \Rightarrow diskrete Filterwerte bei $n a$

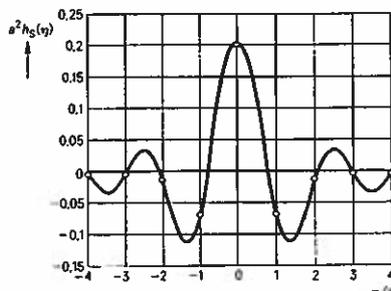
Wegen der Linearität kann die Faltung direkt nach Messung der Projektion erfolgen

Dieses Verfahren der gefilterten Rückprojektion ist gegenüber Fourier-Verfahren (s. Kap. 3) von Vorteil, da schnelle und preisgünstige HW-Bausteine für die Faltung und Rückprojektion realisiert werden können.

Hardware

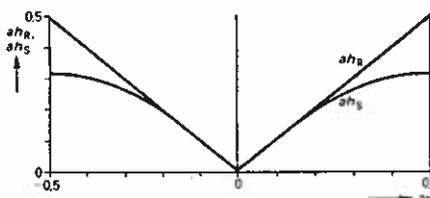


a) Kern von Ramachandran und Lakshminarayanan



b) Kern von Shepp und Logan

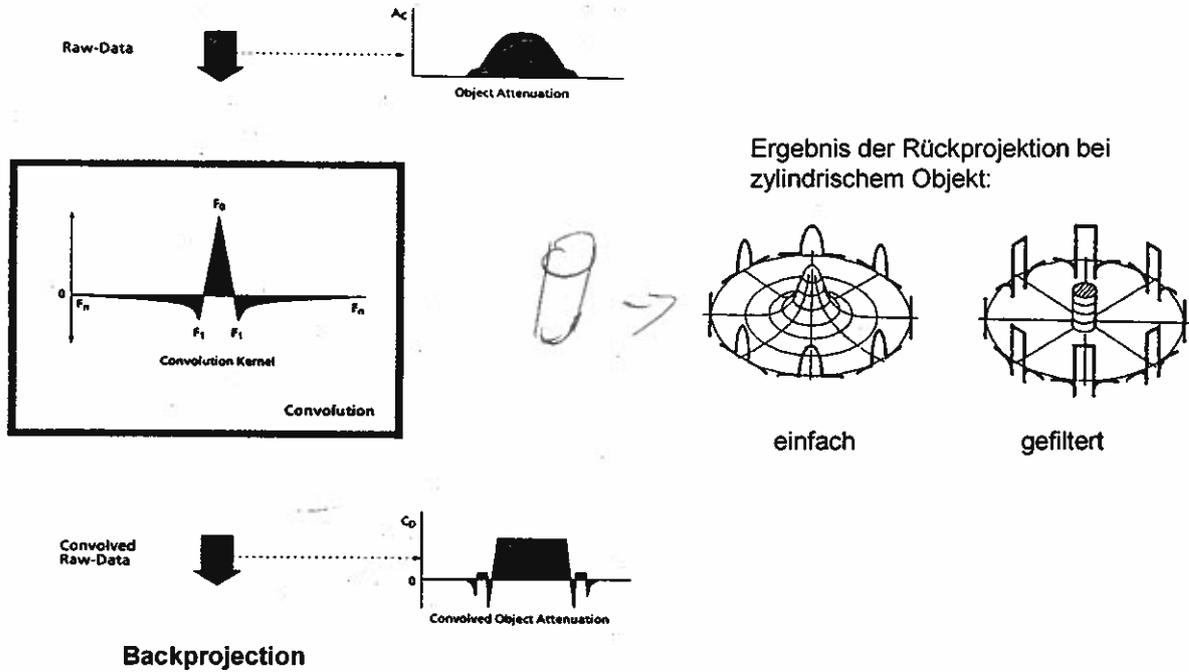
> 20 verschiedene Varianten - Kontrast \rightarrow (max) \Rightarrow auf auflösend



c) Darstellung der zu h_R und h_S korrespondierenden Filterfunktionen

Filterkerne (aus [2])

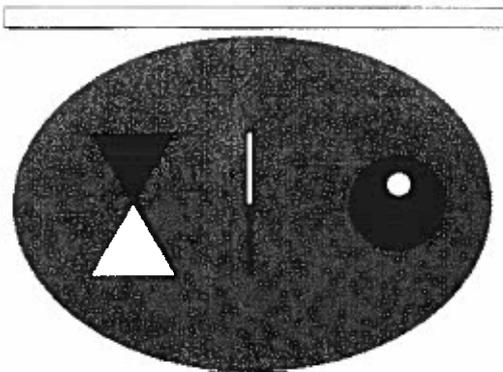
Messung der Projektion => Faltung => Rückprojektion => Bild



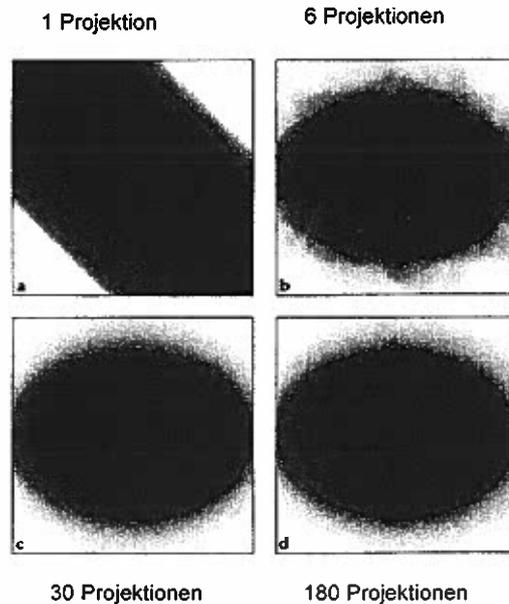
Simulationsbeispiel:

(a) Ungefilterte Rückprojektion

=> Strukturen verwaschen,
Details gehen verloren



Originalphantom



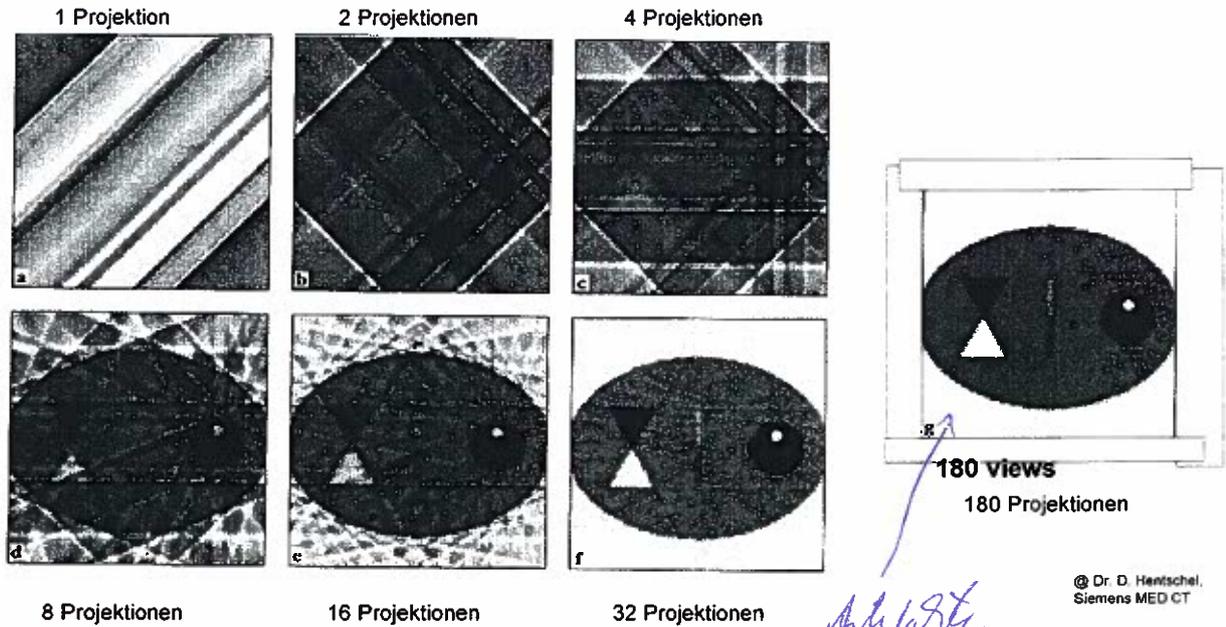
30 Projektionen

180 Projektionen

Simulationsbeispiel:

(b) Ergebnis der gefilterten Rückprojektion

=> Original rekonstruierbar, für Artektffreiheit ist große Anzahl an Projektionen erforderlich!



Auswirkung des Filterkerns:



Weicher Algorithmus



Harter Algorithmus

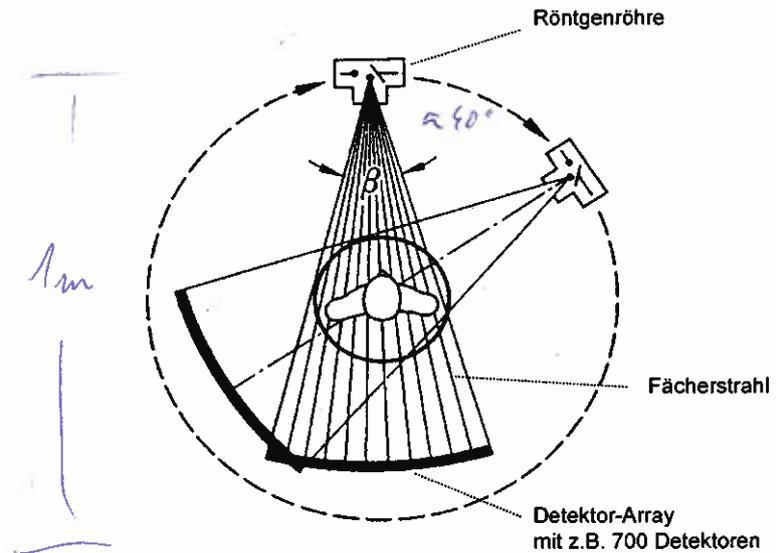
Verschiedene Aufnahmesysteme:

Heute haben sich 3 verschiedene Systeme (vgl. Kap.2) durchgesetzt:

- 1 - Röhre und Detektorreihe rotieren um das Objekt
- 2 - Feststehender Detektorring mit rotierender Röhre
- 3 - Elektronenstrahl-Tomographen (EBT, s. später)

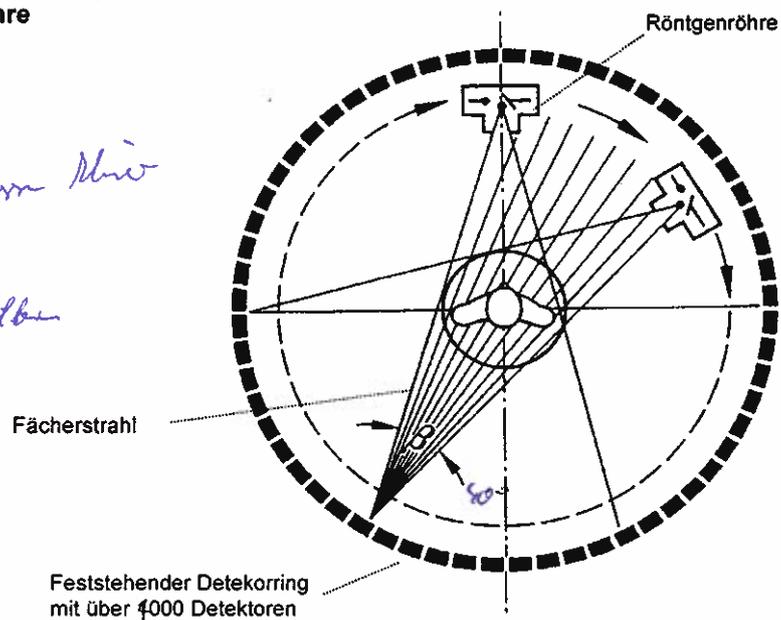
*speziell Pedastrikt. Mgmt.
weil Fächerstrahl*

**1 - Röhre und Detektorreihe
rotieren um das Objekt**



**2 - Feststehender Detektorring
mit rotierender Röhre**

*+ rotierende Turn Miv
- Preis ist hoch
4000 Detektoren
↳ heute Helixzeit*

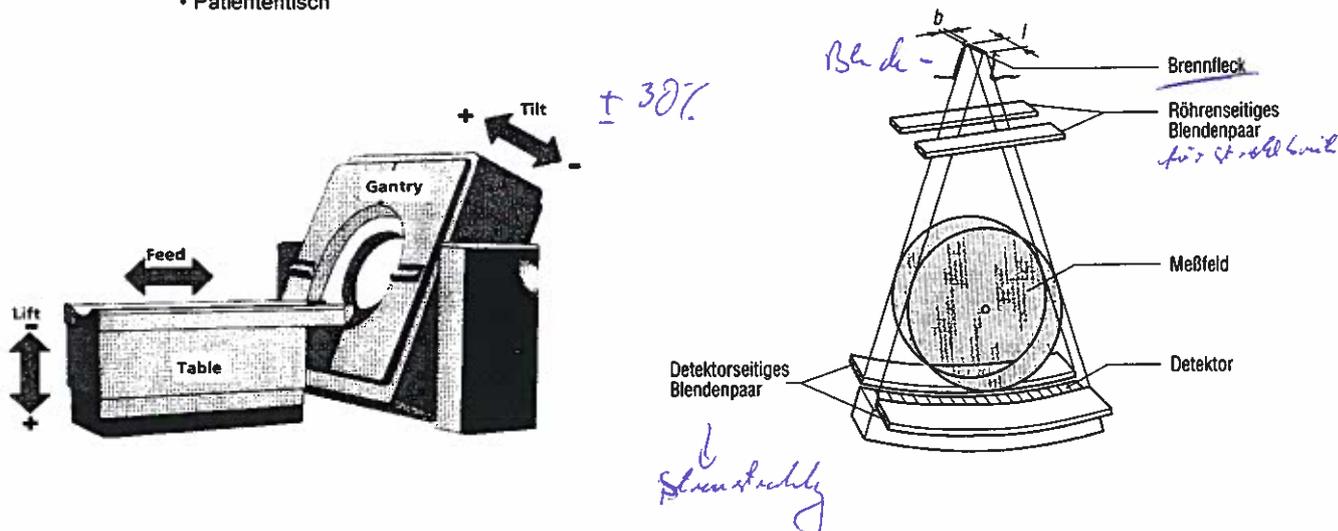


4000

**Geräte-
technik**

Hauptbestandteile eines CT-Geräts:

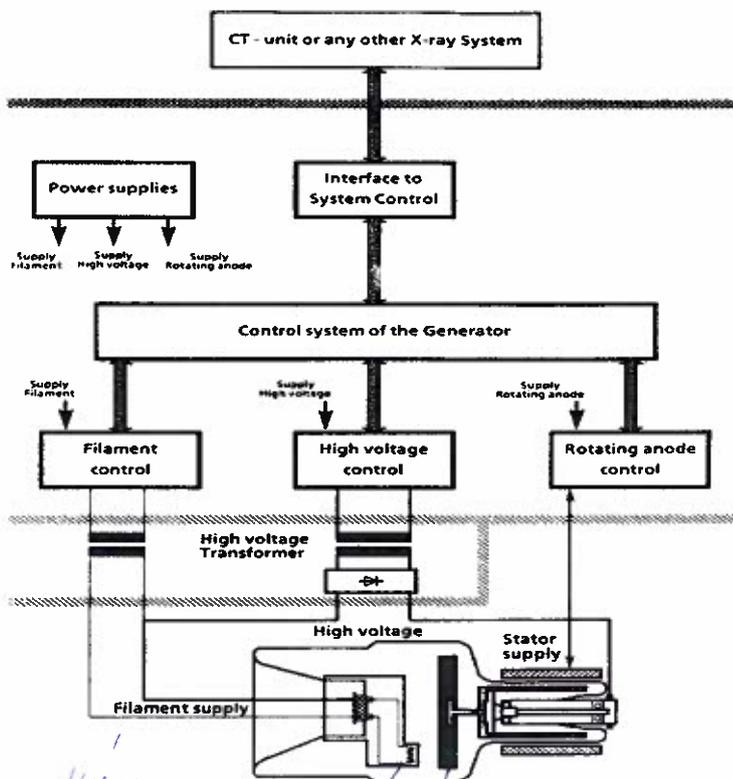
- Gantry (kipfbar)
- Röntgenröhre (Drehanodenröhre, s. Kap. 4)
- Detektor-Array mit Datenakquisitionssystem
- Strahlblenden und Kollimatoren, röhren- und detektorseitig
- motorischer Antrieb mit Steuerung
- Computer für Bildrekonstruktion und Anlagensteuerung
- Patiententisch



**Röntgenröhre
und Generator**

Blockschaltbild:

„General 15“



Handwritten notes:
Kathode (pointing to the cathode in the tube diagram)
Anode (pointing to the anode in the tube diagram)
Stator (pointing to the stator supply)

Detektoren

Für CT werden 2 Detektortypen verwendet:

- ① • Festkörper-Detektoren
- ② • Edelgas-Ionisationskammern

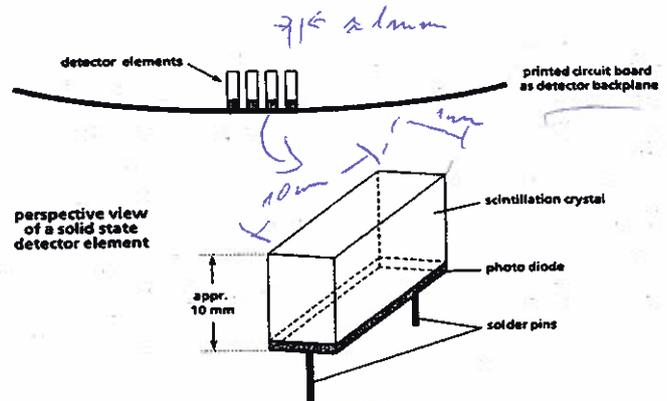
wichtige Eigenschaften:

- hohe Röntgenabsorption
- hoher Umsetzungswirkungsgrad
Strahlung => elektr. Signal
- linear in großem Dynamikbereich
- kurze Impulsantwort (Abklingzeit)
- Robustheit (Umgebungsbedingungen)

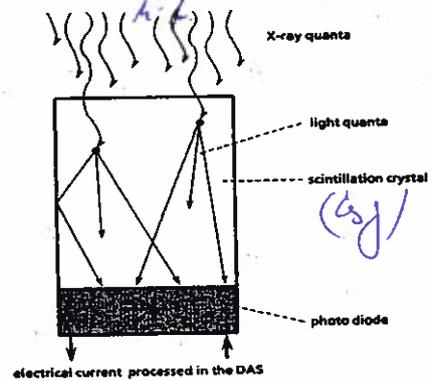
Entwicklungstrend: Mehrzeilendetektoren

① Festkörper-Detektor

- Szintillationskristall (CsJ:Ta, NaJ:Ta, BiGe) und Photodiode
- hohe Strahlungsabsorption
- Kristall empfindlich (Kapselung)
- relativ teuer

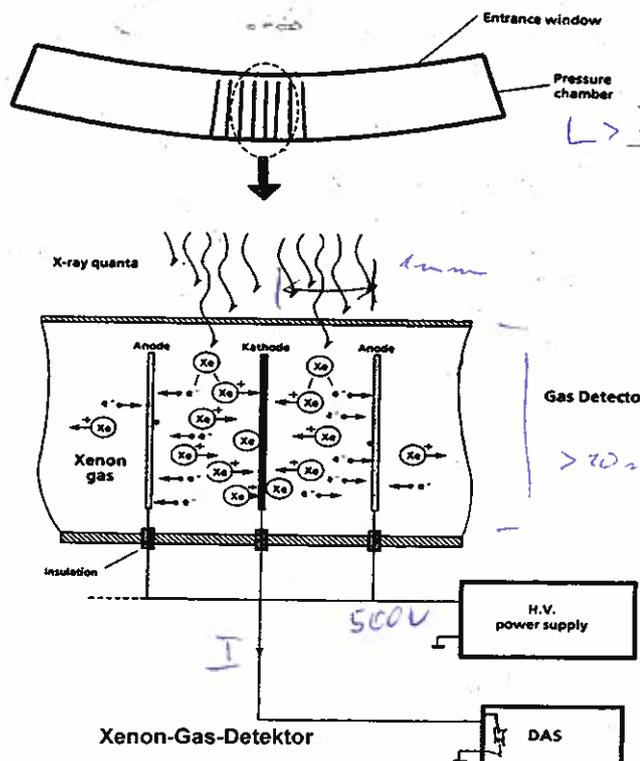


Festkörper-Detektor

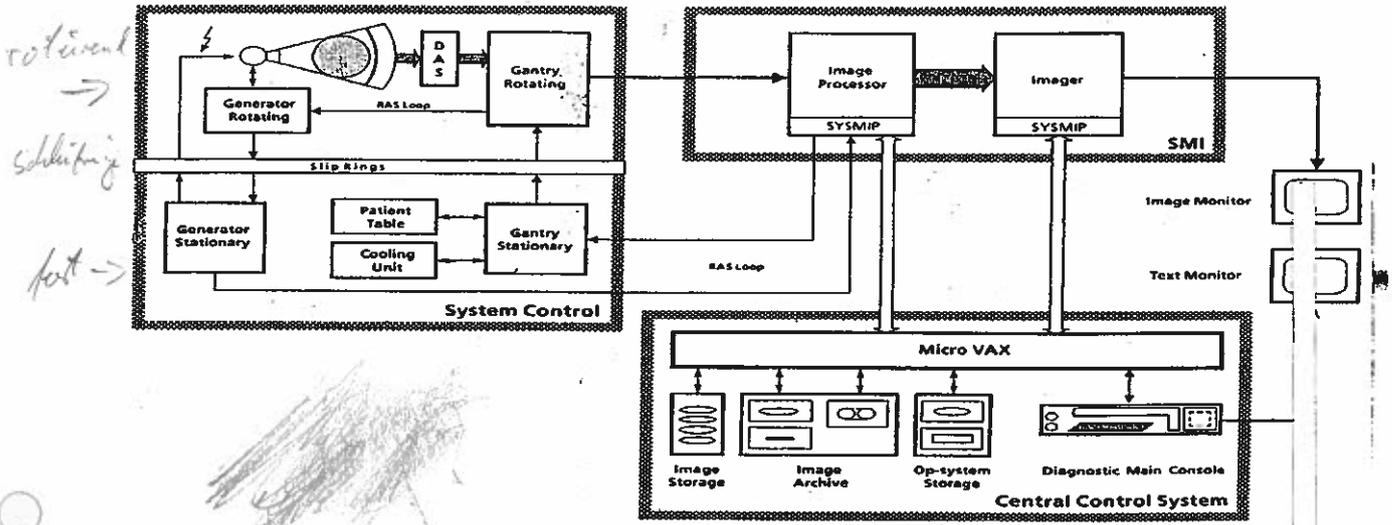


Xenon-Gas-Detektor:

- Prinzip: Gas-Ionisation
- Xenon bei 25bar: Absorption ca 50%, etwas geringer als bei Szintillatoren, aber einfacher Aufbau mit Alu-Eintrittsfenster, nur 1 Gehäuse
- kurze Abklingzeit
- Elektroden wirken gleichzeitig als Kollimatoren
- kostengünstig

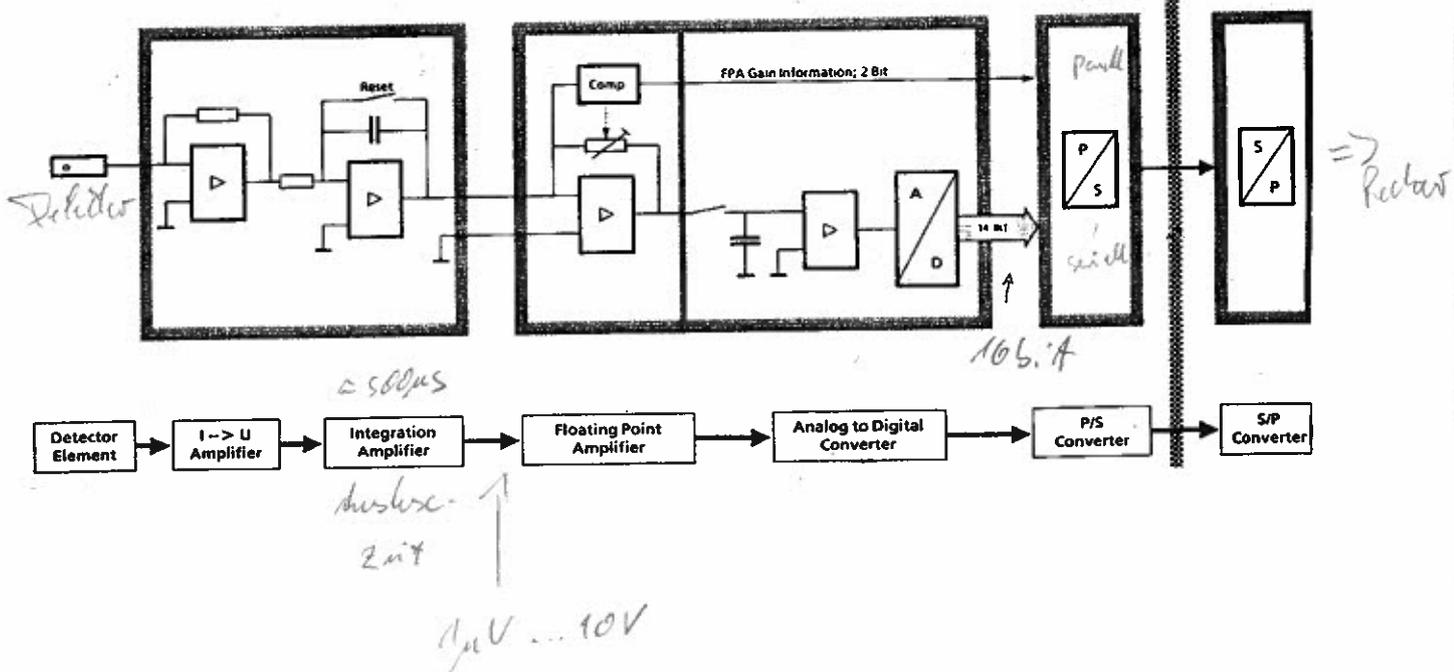


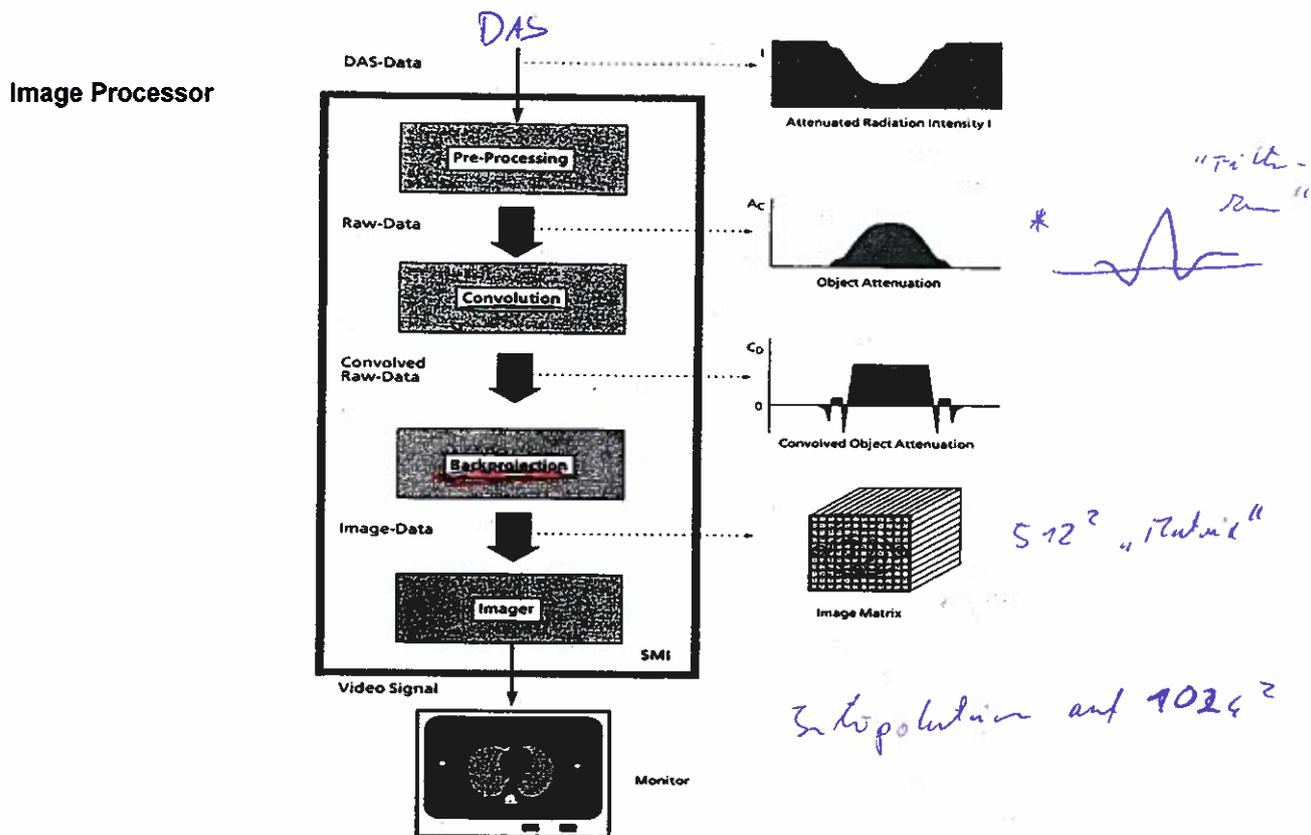
Blockdiagramm eines CT-Geräts



Block Diagram SOMATOM PLUS

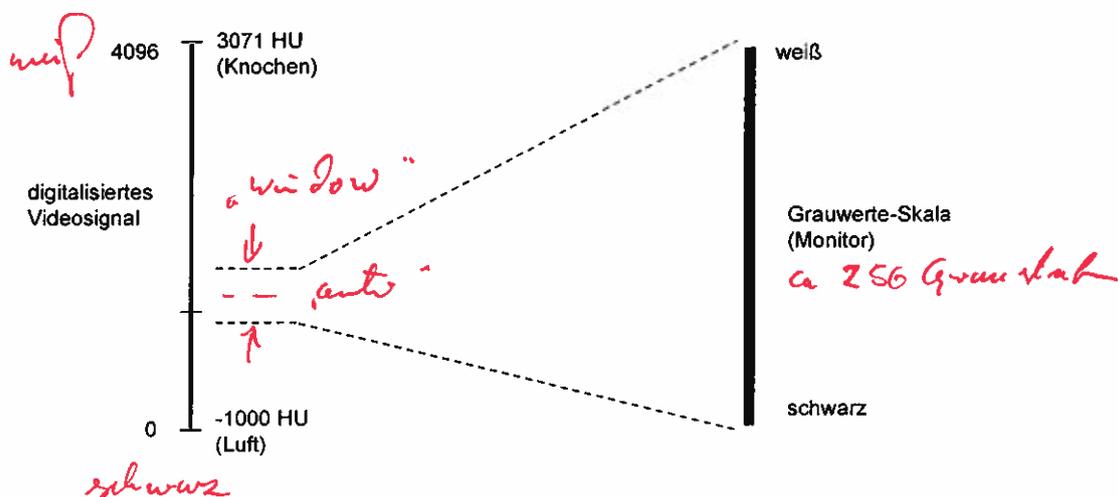
Daten-Akquisitions-System DAS, Signalverarbeitung





Bildarstellung, Fensterung:

- Typische Bild-Matrix bei CT: 512², 1024² (meist hochinterpoliert bei 512² Rekonstr.-Matrix)
 - Quantisierung des Bildsignals: typ. 12 bit => 4096 Graustufen
 - Vom menschlichen Auge unterscheidbar: 20 ..60 Graustufen, je nach Umgebungshelligkeit
 - Die meisten Organ-CT-Werte liegen zwischen 20HU und 100HU
- => **Fensterung**, Abbildung des interessierenden Bereichs auf erkennbaren Graustufenbereich



Bildfensterung

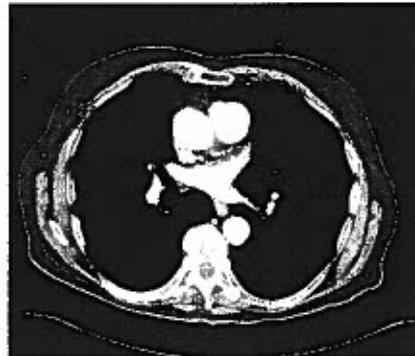
Beispiele

Weites Fenster
geringer
Kontrast



Schmales
Fenster:
hoher Kontrast,
aber Strukturen
außerhalb können
verloren gehen

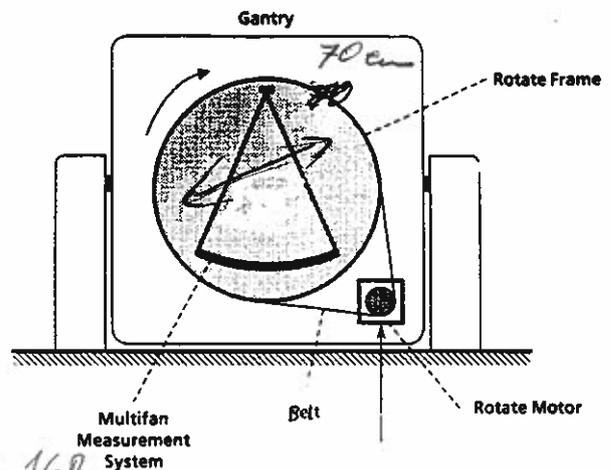
Fenster für
Lunge
(hoher
Luftanteil,
Rest ist
übersteuert)



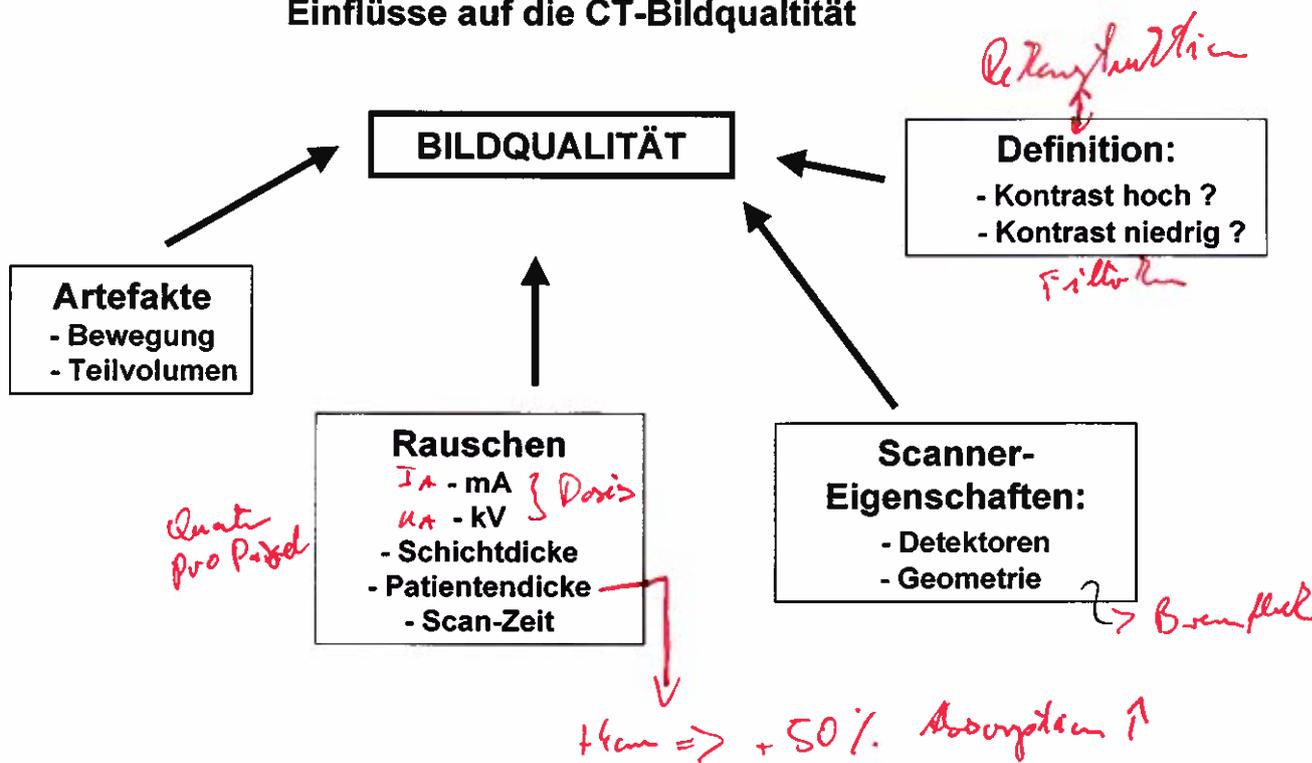
Fenster für
Mediastinum
(Lunge ist
schwarz)

Typische technische Daten eines CT-Geräts:
(Siemens Somatom Plus 4)

- Gantry: Öffnung 70cm, +/-30° Neigung, Meßfeld 50cm kont. rotierendes Röhren-Detektor-System, 30...60 min⁻¹, Fokus-Detektor-Abstand: 1005mm
- Röntgenröhre: 80 ... 100kV, Drehzahl bis 4800 min⁻¹, Brennfleck 0,6 / 1 mm, Verlustleistung 9kW, Wärmespeicherkapazität 3,9MJ
- Meßdatenerfassung: 768 Detektoren, Dynamikbereich 1:1 000 000
- Bildrekonstruktion: 512² Matrix, Darstellung 1024², Rekonstruktionsfeld (FOV) 5 ... 50cm (Zoom zentrisch oder exzentrisch), verschied.organspez. Rekonstruktionsalgorithmen Rekonstruktionszeit 1...2 s für 512² Matrix
- Bildrechner: 160MB Arbeitsspeicher für bis zu 300 Bildern á 512² Matrix → *multica. 1GB*
- Bilddarstellung: 21" Monitor mit 1128 Zeilen á 1504 Punkten, 80Hz Bildwiederholfrequenz Mehrfachbilddarstellung von 4, 9, 16 Bildern, CINE-Mode: max. 300 Bilder / Szene, 10 Bilder / s bei 512²
- Steuerrechner: RISC-Computer, 32 bit, 128 MB Arbeitsspeicher *1GB*
- Ortsauflösung: bis zu 14 LP/cm (bei 2% MÜF) = 0,36mm.
- Homogenität: < +/-4HU innerhalb 20cm Durchmesser
- Meßzeit: max. 1s-Rotation, 240°-Teilsan 0,7s.
- Schichtdicken: 1,2,3,5,8,10mm



Einflüsse auf die CT-Bildqualität



Bildqualität

Ortsauflösungsvermögen (Hochkontrastauflösung)

ist bestimmt durch die MÜF des Systems (Grenzfrequenz = 2%-Wert, typ. ca. 5...15 Lp/cm)

senkrecht zur Schicht: - Halbwertsbreite des Schicht-(Empfindlichkeits-)Profils
=> bestimmt durch Strahlbreite => Blenden bei Fokus und Detektoren

in der Schicht:

- Meßsystem: Fokusgröße, Detektorapertur
=> Unschärfe bestimmt durch Geometrie (Abstände Fokus - Objekt - Detektor)
- Rekonstruktionsalgorithmus: Faltungskern, Abtastraster
- Bildmatrix, Pixelgröße < 1/2 Detailgröße!
Beisp. 512²-Matrix, 25cm 'Field of View' => Pixelgröße ca. 0,5mm
=> kein Einfluß für Details > 1mm

Niedrigkontrast-Auflösungsvermögen

Kontrast: Differenz der CT-Werte benachbarter Bereiche
 - allg. abhängig von Strahlungsenergie, bei Weichteilgewebe jedoch kaum ($\mu = f(\text{Energie})$)
 - im wesentlichen bestimmt durch Bildrauschen

Bildrauschen: Standardabweichung der CT-Werte (Bildintensität)

Quantenrauschen: S = Schwächung im Objekt, s = Schichtdicke
D = Dosis, η_D = Detektorwirkungsgrad

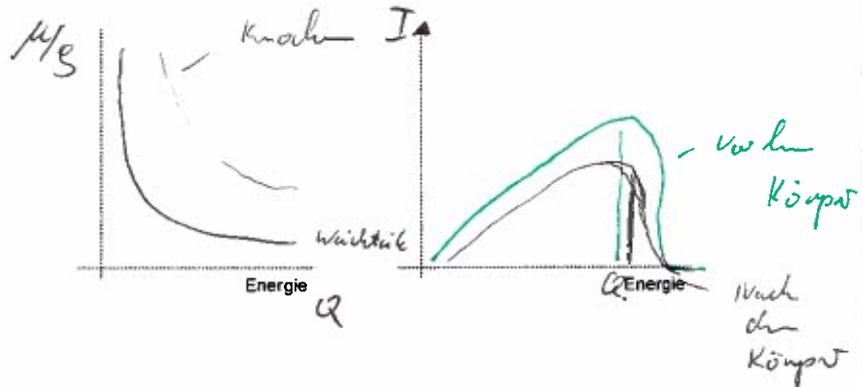
elektronisches Rauschen: bei geeignetem Schaltungsdesign vernachlässigbar

Handwritten note: bis zu 30 Lp/cm

Handwritten note: Quant

Artefakte:

- Strahlauhfärtungsartefakte
- Teilvolumenartefakte
- Artefakte durch Abtastfehler (Unterabtastung, etc.)
- Bewegungsartefakte (Atmung, Herz, Peristaltik)
- Artefakte durch Streustrahlung (=> Blenden u. Kollimatoren)



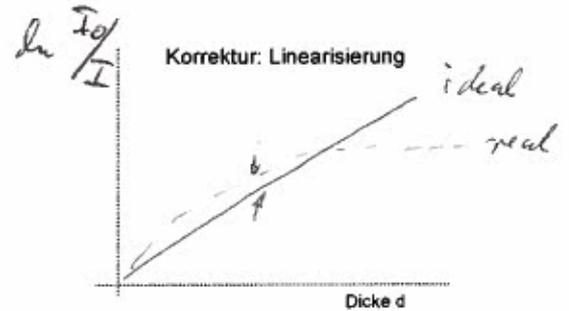
Strahlauhfärtungsartefakte:

Wegen der Abhängigkeit der Schwächung von der Strahlungsenergie verschiebt sich das Spektrum beim Durchtritt durch Materie zu höheren Energien hin.

Bei einer Scheibe z.B. wird dann der Randbereich heller dargestellt, da dort Strahlen eine geringere mittlere Energie aufweisen als solche durch das Zentrum.

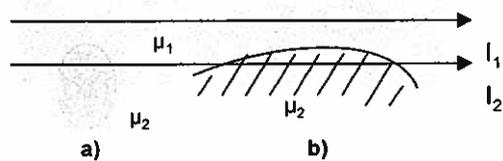
=> Schlüssel-Effekt

Korrektur für Weichteilgewebe möglich (geringe HU-Unterschiede), bei starken Abweichungen (Knochen!) sind aber Fehler unvermeidlich. => Streifenartefakte.



Teilvolumenartefakte :

- Wenn Strukturdetails nur teilweise in eine Schicht eintauchen => Mittelwert wird dargestellt (linearer Effekt)
- Wenn Grenzschicht zwischen zwei μ -Bereichen in der CT-Schicht verläuft
 $\ln(I_1+I_2) < \ln I_1 + \ln I_2$ => nichtlin. Effekt => Streifen



Strahlendosis:

bei CT:

durch umlaufenden Strahl nahezu gleichmäßige Verteilung in der Schicht

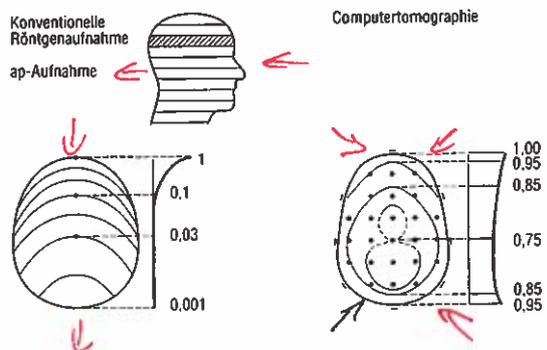
Strahlenbelastung in einer Schicht typ. ca. 20 mGy, max. bis zu 100mGy

zum Vergleich:

konvent. Röntgen: Strahlung nur von einer Seite
=> kont. Abnahme im Objekt
typ. Dosis ca. 1...2 mGy für Thoraxaufnahme,
30...40 mGy für Lendenwirbelsäule,
ca. 20 mGy/min. bei Durchleuchtung

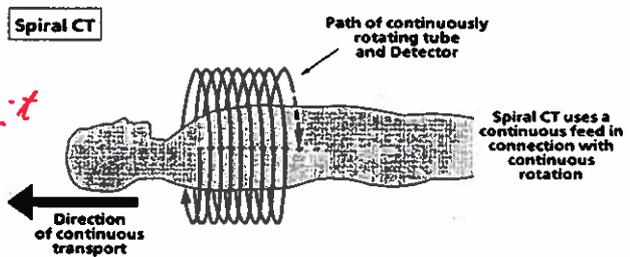
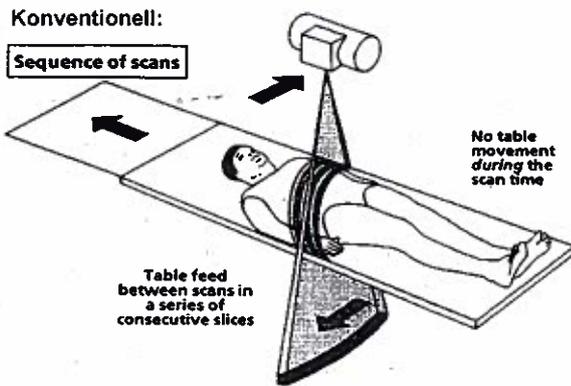
Flugreisen in ca. 10km Höhe: ca. 5 μ Sv/Std.

natürliche Strahlung: ca. 2 mSv/Jahr (höhenabhängig)
zivilisatorische Strahlung: ca. 0,6 mSv/Jahr



Spiral-CT

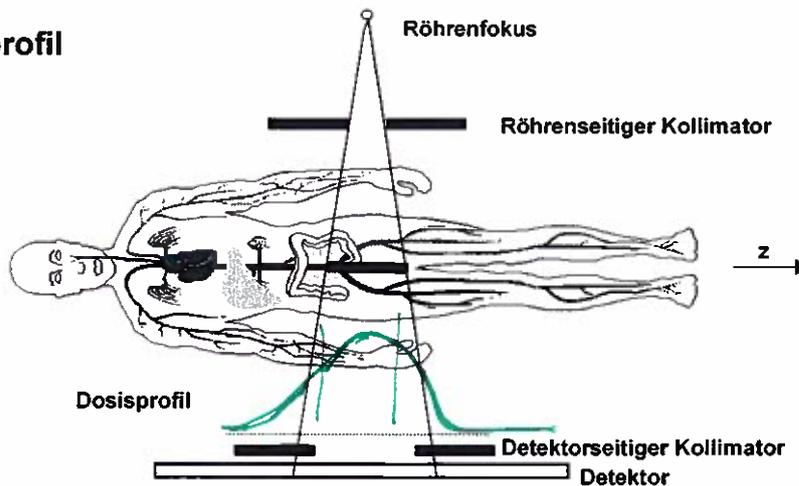
- kontinuierlich rotierendes Aufnahmesystem, 20...60 aktive Umläufe
- kontin. Tischvorschub, 1...20mm/s
- => spiralförmiger 3D-Datensatz
- Lückenlose Volumendarstellung
- Rekonstruktion beliebiger Schichten (Interpolation)
- Dosisersparung
- Verkürzte Untersuchungszeit, Scan-Zeit 20...100s



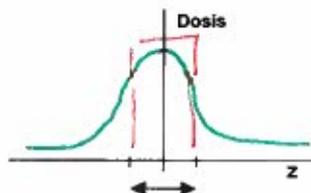
maximale Länge der Spirale in der Zeit
↳ mAs - Produkt = Röhrenkergröße

Wärme = ↳ Limit

Dosisprofil



CT Dosis-Index CTDI:

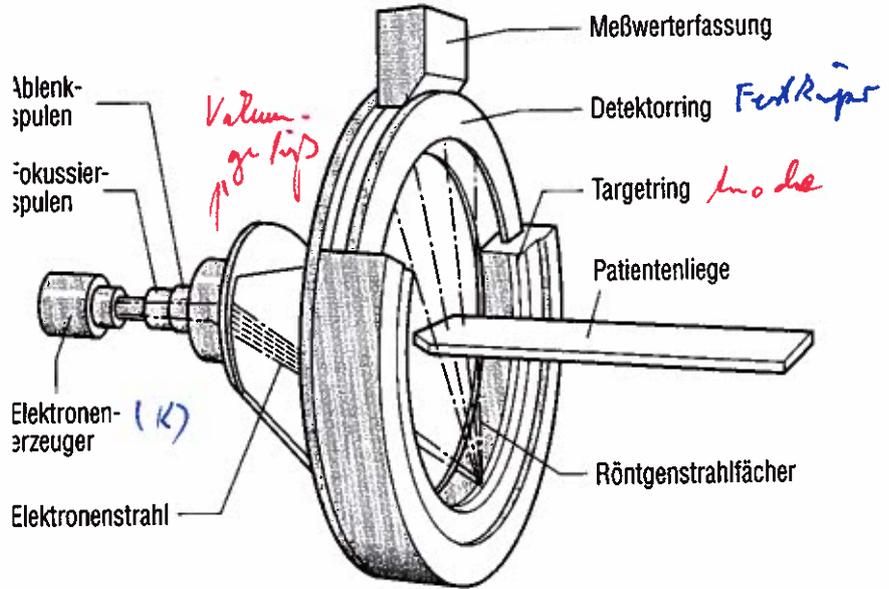


$$CTDI = \frac{1}{z} \int_{-z/2}^{z/2} D(z) dz$$

z FDA Vorschriften

Elektronenstrahl-Tomographie, Electron Beam Tomography EBT

- kontinuierliche Strahlungserzeugung durch Elektronenstrahl
- halbkreisförmiger Anodenbogen
- gegenüberliegend halbkreisförmiger Detektorbogen
- direkte Kühlung der Anode
=> hohe Verlustleistung, d.h. hohe Dosisleistung möglich
- => sehr kurze Aufnahmezeiten möglich, ca. 50ms / Schicht
- Untersuchung bewegter Objekte (Herz, Lunge)



sehr schnell: 50ms / Schicht

!!! Kühlung

CT mit Mehrzeilendetektoren: heute bis zu 16 Zeilen:

z.B. 4-Zeilen 1998

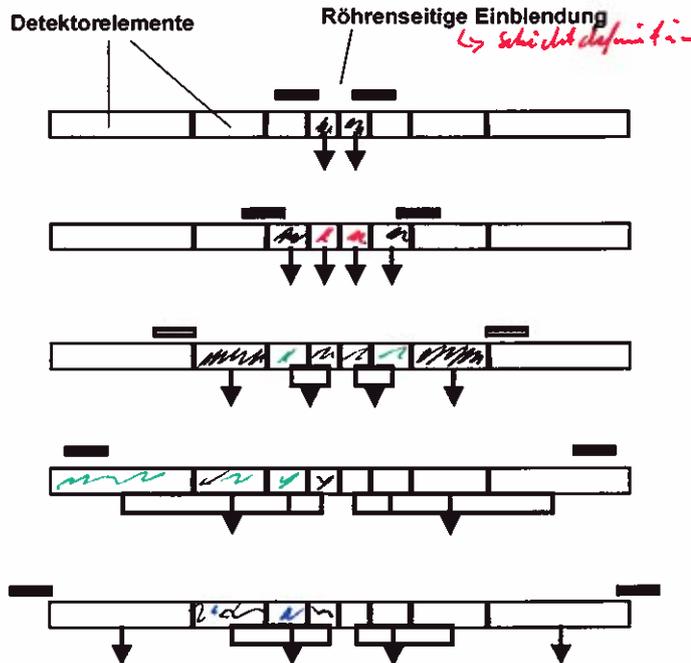
2.0.5mm

4.1mm

4.2.5mm

2.8mm

4.5mm



Adaptive Array Detector

uFC = ultra fast ceramic scintillators

elkt. raumliche Anordnung der Detektoren

Typische Applikationen

Topogramme \Rightarrow Übersichtsaufnahmen

- Hilfsmittel zur Lokalisation und Schichtpositionierung
- Patiententisch wird gleichförmig bewegt bei feststehendem Strahler-Detektor-System
- \Rightarrow Serie von Projektionsaufnahmen ergibt Übersichtsbild

- Tumor-Diagnostik
- Angiographie - Darstellung von Gefäßsystemen
Aneurysmendiagnostik, Stenosen
Kontrastmittelgabe, Maximum Intensity Projection (MIP)
- Quantitative CT:
Knochendichte (Mineralgehalt, Osteoporose)
Lungendichte u. Struktur
Koronararterienverkalkung

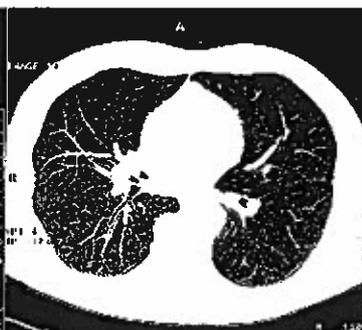
\Rightarrow siehe verteilte Broschüre!

Einige Bildbeispiele für Spiral-CT:

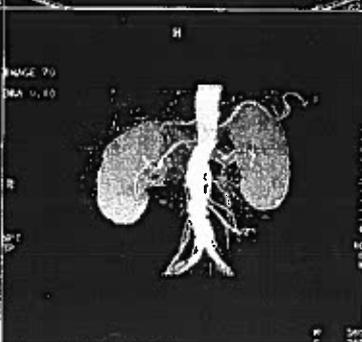
Leber, 750ms



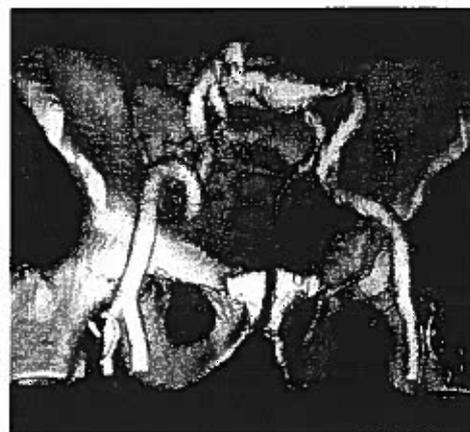
Lunge, 750ms



Frontalschnitt



CT-Angiographie



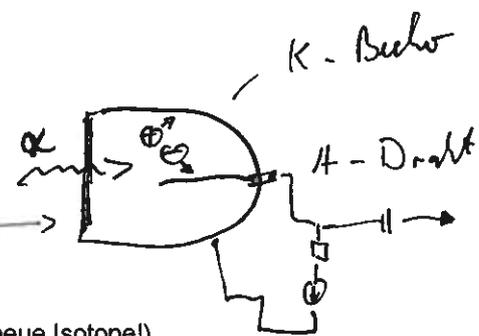
CT-Angiogramm, 3D-
Rekonstruktion, mit
Beckenknochen

Entdeckung der Radioaktivität

- H. Becquerel: Stimuliert durch Röntgens Entdeckung der Röntgenstrahlen
 - 1896: Uranylkaliumphosphat schwärzt Photoplatte! => Radioaktive Strahlung entdeckt
 - ~ - ionisiert Luft => einfache Messung der Aktivität mit Elektrometer
- 1898: E. Rutherford erkennt Unterschiede im Absorptionsverhalten :
 - Alpha- und Betastrahlung $\alpha \rightarrow$ *man würde für β : e^-*
 - \rightarrow H⁺ - Kerne, sehr gefährlich*
- 1899: Marie u. Pierre Curie experimentieren mit 1 Tonne Pechblende (Uran, Thorium)
 - => entdecken 2 neue Elemente: Polonium und Radium.
 - Über Thorium - Strahlung berichtete schon vorher Gerhard Schmidt aus Erlangen!
 - Rutherford / Owen : Thorium emittiert radioakt. Gas mit Halbwertszeit 1 Min.
 - => formulieren Zerfallsgesetz => 'Halbwertszeit'
- 1900: Rutherford u. Roysds: Alphastrahlung = Heliumkerne (bilden Heliumgas)
 - P.V. Villard entdeckt die Gammastrahlung ('mehr durchdringend') $\gamma \rightarrow$ *dam leicht strahlung*
- 1901: **Becquerel** trägt Radiumsalz in Jackentasche
 - => Hautgeschwür - Heilung dauert 4 Monate - Narbe
 - Henri Daulos (Arzt in Paris) behandelt Lupus-Patient mit Radon (v. Curie)
 - => Erster Versuch einer Strahlentherapie !
- 1903: Becquerel, Marie und Pierre Curie erhalten Nobelpreis für die Entdeckung der Radioaktivität

Die Pionierzeit der Nuklearmedizin:

- 1923: Georg von Hevesy (Ungar) verwendet erstmals radioaktiven Indikator:
 - Messung der Akkumulation von radioakt. Blei in Pflanzen.
- 1928: Geiger-Müller-Zählrohr
 - Ereigniszählung (nicht für Dosismessg.)
 - Vorläufer bereits 1913
 - Nachweis von α - und β -Strahlung
 - für γ -Strahlung sehr unempfindlich
 - => Glimmerfenster
- 1931: E.O. Lawrence: Zyklotron zur Teilchenbeschleunigung (=> neue Isotope!)
 - (bereits 1919 Rutherford: Beschuß mit Alphateilchen verändert Materie)
- 1934: Irene Curie und Ehemann Frederic Joliot bestrahlen Alu-Folie mit Polonium:
 - aus Al entsteht ³⁰P => Entdeckung der 'künstlichen Radioaktivität'
- 1934: Enrico Fermi stellt ¹²⁶J her (Problem: T_{1/2} nur 28 Min.)
 - später Livingood u. Seaborg: ¹³¹I mit T_{1/2} ca. 8 Tage => Behandl. v. Schilddrüsenkrebs
- 1935: G.v. Hevesy: Metabolismusstudien (P) in Ratten
- 1940: Pecher: ⁸⁹Strontium-Aufnahme in Knochen => Knochenmetastasen
- 1939: Otto Hahn => Kernspaltung und 1942 Enrico Fermi => Atomreaktor
 - => Beginn der modernen Ära der Nuklearmedizin



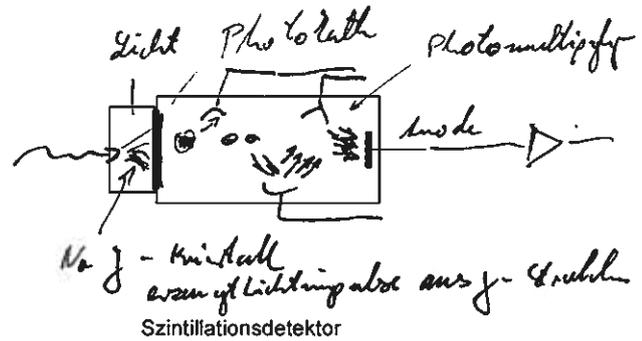
1947: H. Kallmann, Berlin - erster Szintillationsdetektor

- Naphtalinkristalle (aus Mottenkugeln!)
- in Verbindung mit Photomultiplier
- proportional Ereigniszahl u. Energie

1948: Verbesserung durch R. Hofstadter:

- Thallium-aktiviertes Natriumjodid
- höhere Empfindlichkeit für γ -Strahlung

Anwendung: Messung der Aktivität direkt über dem Objekt (Organ), Zeitverlauf, Stoffwechsel



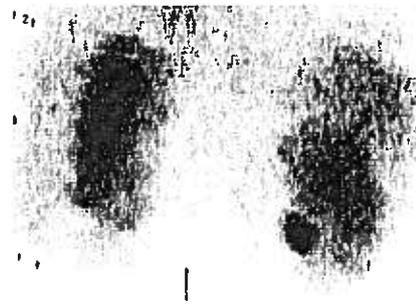
Die Ära der nuklearmedizinischen Abbildung:

1950: Benedict Cassen: 'Rectilinear-Scanner'

- erste bildliche Darstellung: Scintigramm
- Detektor mit Schreibkopf über Objekt
- zeilenweise Abtastung (20 Zeilen)
- Ganzkörper-Scans möglich

60er Jahre: Zeile mit 64 Detektoren

- zusätzlich Transmissionsmessung mit $^{241}\text{Americium}$ -Quelle über Patient
- Kopf bis Fuß in weniger als 20 Min.



Nieren-Scintigramm

1952/56: Hal Anger: Gammakamera

- 7 PMTs über 4inch NaJ-Kristall (Szintillationskristall, 1/4 inch dick), Parallelloch-Kollimator
- Ortsauflösung über Intensität der Scintillationen, gleichzeitig zeitl. u. räuml. Messung
- Gleiches Prinzip noch heute, aber größere Scintillationskristalle, mehr Detektoren

1953/58: G. Brownell: Positronenkamera

- Vernichtungsstrahlung bei Kollision von Positron und Elektron => zwei 511eV-Photonen / 180°
- die meisten Stoffwechsel-Elemente haben Positronen-emittierende Isotope, z.B. ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O ,
- geringe Halbwertszeit der Positronenemitter, einige Minuten bis zu 2 Std. (^{18}F)

Anwendung des Prinzips der Computer-Tomographie => Emissions-Computer-Tomographie :

=> SPECT: Single Photon Emission Computer Tomography (Transverse Section Tomography)

1963: Kuhl, Edwards, erstes Verfahren (SPET)

1975: Kuhl, Computer-Rekonstr. => SPECT

- Multi-Detektor-Array oder Kameraanordnung rotiert um Objekt
- Rekonstruktion aus vielen Projektionen, heute typ. 180, à 128 Meßwerte

=> PET: Positron Emission Tomographie

- seit 1973, Ter-Pogossian: 24 Detektoren, hexagonal angeordnet
- heute sehr viele ringförmig angeordnete Koizidenzdetektoren - Auflösung im mm-Bereich
- Rekonstruktion wie bei SPECT bzw. CT

Nuklearmedizinische Bildgebung => Strahlungsquelle : Nuklide im Körper

- Injektion eines mit radioaktiven Nukliden markierten Stoffwechselpräparats (Radiopharmakon)
z.B. Glukose, Aminosäuren, Fettsäuren

für Herz: Scintigrafie mit ^{99m}Tc

- Organ- bzw. gewebespezifische Anreicherung

für Nieren: Scan mit ^{99m}Tc

=> Darstellung der räumlichen Verteilung der Nuklide

für Pet: FDG mit ^{18}F

=> Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Zerfalls (s. Kap. 3!):
Stoffwechselforgänge, Funktionsdiagnostik

Verteilung: andere Isotope verhalten sich chemisch gleich: anstelle der normalen Isotope radioaktiv verwenden

2 Verfahren:

• **Einzelphotonen-Emitter**

Radionuklide, die beim Zerfall ein Gammaquant aussenden (Single Photon Emission)

=> Gamma-Kamera, Szintigraphie, SPECT

typ. Nuklide: ^{99m}Tc (Technetium), ^{57}Co (Kobalt), ^{131}I (Jod),

=> heute nur noch für Therapie

↳ für Eisenzweck

• **Positronen-Emitter**

Radionuklide zerfallen unter Emission von Positronen

Positronen vereinigen sich mit Elektronen => Annihilationsenergie wird frei

Detektion der Annihilationsquanten

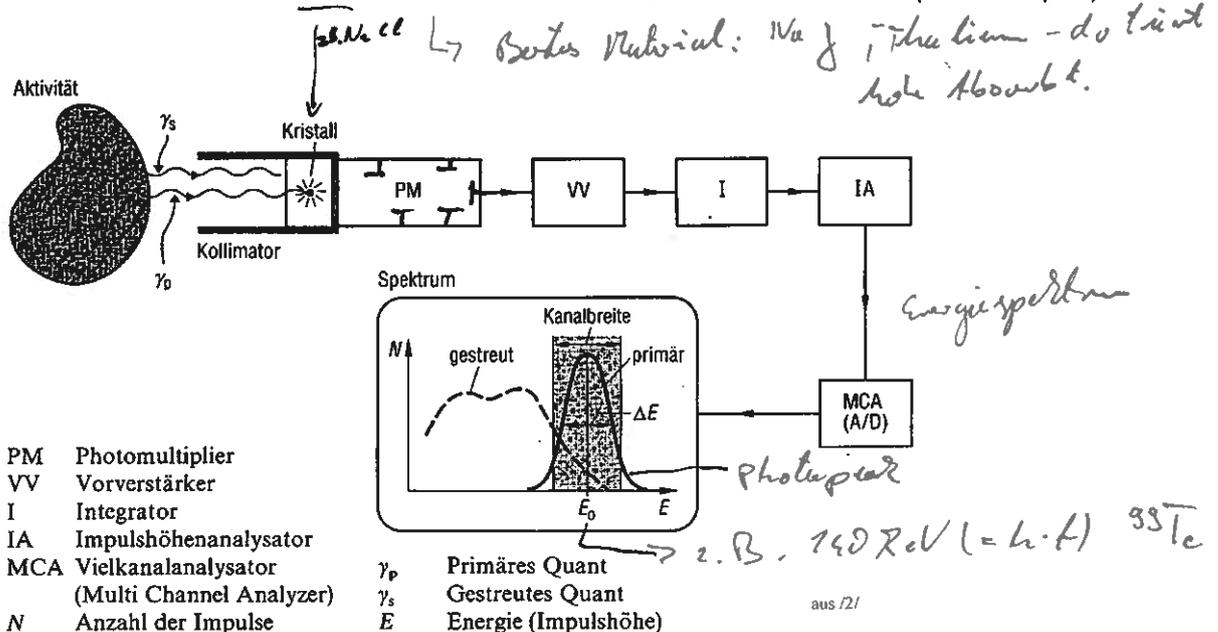
=> Schnittbilder: PET

typ. Nuklide: ^{18}F , ^{11}C , ^{68}Ga (Gallium)

*$T_{1/2}$ ^{18}F 110min
 ^{11}C 20min*

Detektoren

Szintillationsdetektoren: Szintillationskristall mit Sekundärelektronenvervielfacher (Photomultiplier)



- PM Photomultiplier
- VV Vorverstärker
- I Integrator
- IA Impulshöhenanalysator
- MCA Vielkanalanalysator (Multi Channel Analyzer)
- N Anzahl der Impulse

- γ_p Primäres Quant
- γ_s Gestreutes Quant
- E Energie (Impulshöhe)

Szintillationskristall:

γ -Quant => Photonen (Licht): Photo- u. Compton-Effekt!

Bestes Material: NaJ, Thallium-dotiert (hohe Abs., $Z_{\text{Jod}}=53$, kurze Abklingzeit, ca. 0,25 μ s, aber stark hygroskopisch)

Photomultiplier:

Photokathode: Lichtquanten erzeugen Elektronen

Dynoden: Elektronen werden von Dynode zu Dynode (ca. 100V) beschleunigt => Vervielfachung, bis über 10⁶!

Verstärker + Impulshöhenanalysator:

Grobe Selektion von Impulsen einer bestimmten Höhe (~ Energie)

Ausschluß des Compton-Spektrums => Streuphotonen!

Mehrkanalanalysator: Feinselektion => Energiespektrum (Impulshöhe ~ Energie des γ -Quants)

Rauschbetrachtung:

γ -Quant erzeugt n Photonen im Szintillator => Auslösung von p n Photoelektronen (Wahrscheinlichkeit p = 0.1 ... 0,3)

statistisch unabhängige Ereignisse => Poisson-Verteilung, Schwankung = $(p n)^{1/2} \approx \sigma E$

=> Energie-Auflösung: $\Delta E / E_0 = (p n)^{-1/2}$ typ. Wert: ca. 10% bei $E_0 = 140\text{keV}$

$\sim E_0$
 δ

Halbleiter-Detektoren

Erzeugung von Elektronen - Lochpaaren, Ableitung über Elektroden => "Festkörper-Ionisationsdetektor"

z.B. Ge: Z= 32, Ionisierungsenergie nur 3,5eV => hoher Wirkungsgrad Elektronen pro γ -Quant

Nachteile: Größe der Kristalle begrenzt, teuer, Kühlung mit flüss. Stickstoff

Gas-Ionisationsdetektoren:

Empfindlichkeit ist wegen der geringen Dichte der Gase i. Vgl. zu Festkörpern bei γ -Strahlung klein. Daher kein Einsatz für Bildgebung

*geringe Absorption
vgl. CT-Detekt. Xe bei 25 bar*

Scanner ("Rectilinear-Scanner")

- Aufzeichnung der Projektion der räumlichen Nuklid-Verteilung
- Detektor bewegt sich mäanderförmig über das Objekt => zeilenförmige Abtastung
- Ganzkörper-Scans möglich
- aber: lange Aufnahmezeiten, Konzentration der Nuklide ändert sich während der Aufnahme
- heute kaum noch eingesetzt

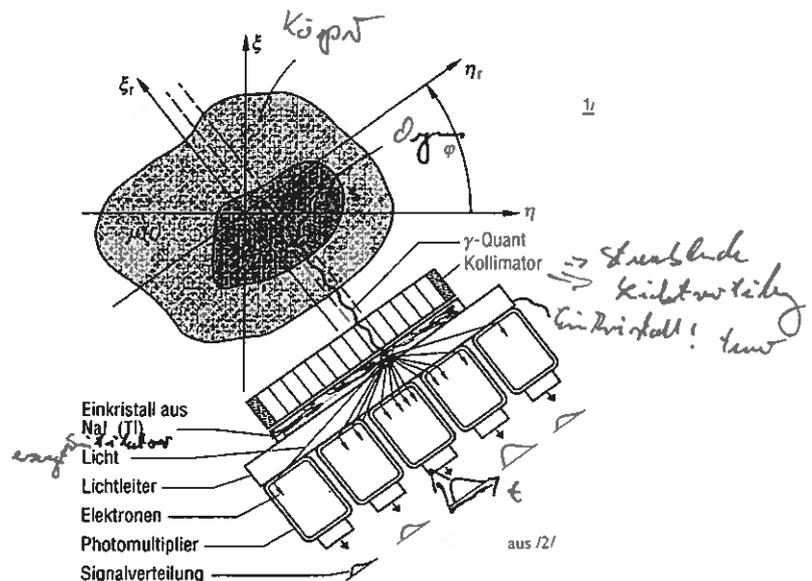
Gamma-Kamera

(auch Anger-Kamera)

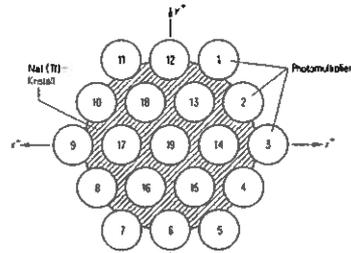
- Darstellung der Projektion der räumlichen Nuklid-Verteilung über großflächigen Szintillationsdetektor

Wesentliche Komponenten:

- Kollimator
- Szintillationskristall:
Über Kollimator in Szintillationskristall (NaJ::TI) eindringende γ -Photonen erzeugen Lichtverteilung
- Photomultiplier:
An der Rückseite des Szintillationskristalls optisch angekoppelte Photomultiplier messen die örtliche Verteilung des Lichts
- Auswerteelektronik (Lokalisation)



Hexagonale Anordnung von bis zu über 100 Photomultipliern über dem Szintillationskristall (NaJ:TI, bis zu 60cm Durchmesser, Dicke ca. 1cm) *Ein Kristall!*



Kollimator:

- Aufgabe: Definition der Projektionsrichtung des Bildes.
- Kollimatorschächte bestimmen Ortsauflösung
- Ortsauflösung abhängig vom Abstand des Objektpunktes vom Kollimator!

Eine genaue Analyse für parallele runde Löcher ergibt /2/:

$$\Delta r_{\text{Kollimator}} = 0,08 D (1 + z/L + A/L) = f(z)$$

(A = Abstand Koll. - Mittelebene Szintillator)

Geometrische Empfindlichkeit:

Verhältnis des Raumwinkels innerhalb dem γ -Quanten passieren können zum gesamten Raumwinkel 4π :

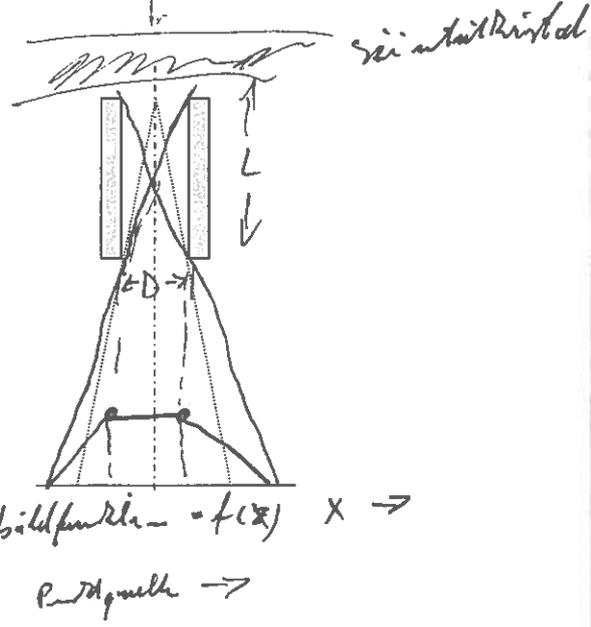
$$\epsilon = D^2 / 16L^2$$

L/D = Schachtverhältnis

=> Kompromiss: Ortsauflösung <=> Empfindlichkeit

Typ. Werte: L=24mm, D=1,1mm

$$\Delta r_{\text{Kollimator}} = 1,5\text{mm bei } z=0; = 6,4\text{mm bei } z=10\text{cm}$$



Lokalisation - "Schwerpunktsortung" *nach Anger*

Die Lichtverteilung erzeugt in den PMTs Signale. Räumlicher Schwerpunkt der diskreten Signalverteilung: (vgl. Schwerpunkt einer Anordnung von Massepunkten)

Schwerpunktskoordinate $x_s = \frac{\sum_i x_i S_i}{\sum_i S_i}$

entsprechend für y-Richtung, y_s

Bildung der gewichteten Summation über Widerstandsnetzwerk (schnell!) möglich

Ortsauflösung:

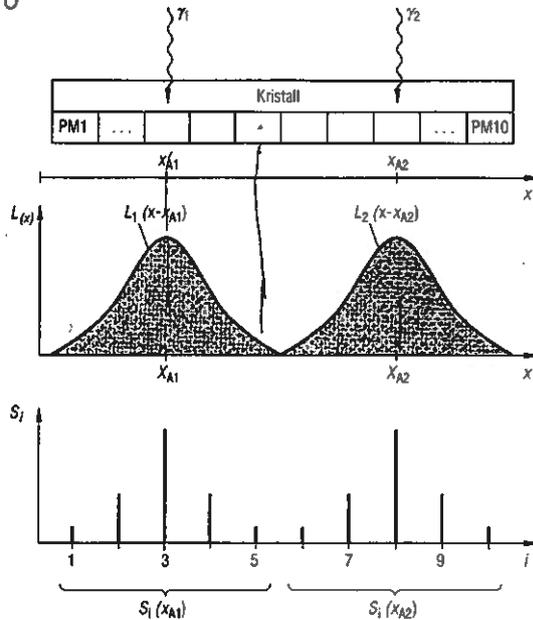
Statistische Schwankungen des Eingangssignals erzeugen entsprechende Schwankung von x_s bzw. y_s .

Typische inhärente Auflösung von Großfeld-Gammakameras: 3 ... 5mm

Für tiefliegende Objektpunkte dominiert der Kollimator.

=> Gesamtauflösung ca. 1cm für z=10cm

Messung der MÜF über Bleiraster



Kontinuierliche Lichtverteilung L(x) und diskrete Verteilung Si der PM-Signale an 2 Orten. (aus /2/)

Single Photon Emission Computer Tomography - SPECT

Anwendung des Prinzips der Computer-Tomographie => Emissions-Computer-Tomographie
Gammakamera-Meßkopf rotiert um Objekt

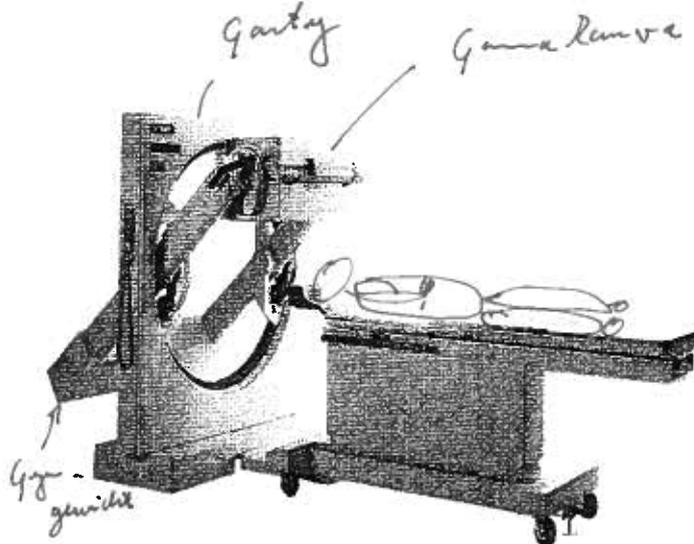
- Aufnahme von Projektionen (mehrere gleichzeitig wegen großflächiger Meßköpfe)
- typ. 180 Projektionen à 128 Meßwerte
- Rekonstruktion in 128^2 Bildmatrix (gefilterte Rückprojektion)

Unterschiede i. Vgl. zur Röntgen-CT:

- stärkeres Quantenrauschen (Nuklid-Konzentration)
- Kollimatorauflösung = f {Abstand} => Linienintegrale ungenau
- Absorption (μ) des umgebenden Mediums
- Strahlungsquelle = Organ (ausgedehnt!) => höherer Streulichtanteil

Typische techn. Daten:

- Aufnahmefeld ca. 40cm x 50cm
- Bleiabschirmung, 1...2cm, rückseitig u. seitlich
- Rotationsgeschwindigkeit ca. 4U/min
- Ganzkörper-Scan-Mode: bis ca. 2m Länge, 3 ...200cm/min.



Universell einsetzbare Gammakamera, auch für SPECT. Heute gibt es auch spezielle SPECT-Anlagen mit mehreren, z.B. 3 Meßköpfen

Typische techn. Daten:

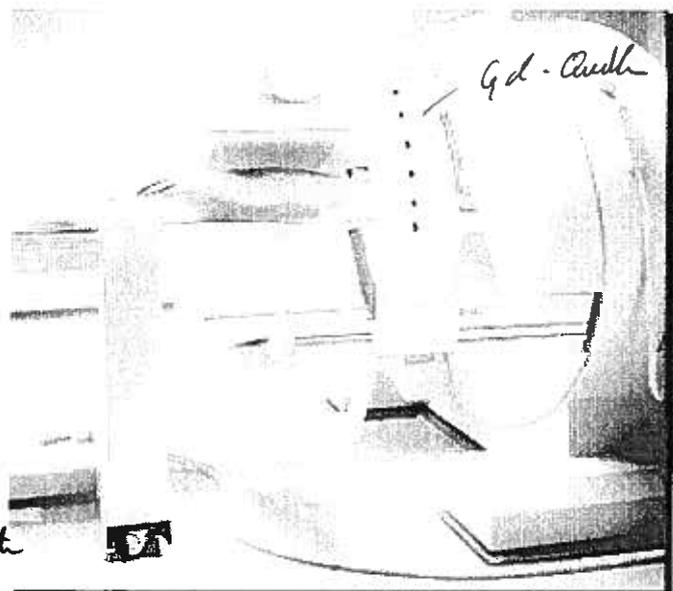
- Aufnahmefeld ca. 40cm x 50 cm
- 1...2cm Bleiabschirmung rückseitig und seitlich um Kameraköpfe
- Rotationsgeschwindigkeit max. ca. 4U/min *nur zur Positionierung*
Normalerweise 20...30s / Projektion
=> bei 60 Projektionen ca. 30 Min. Meßzeit
- Ganzkörper-Scan-Mode: (Ganzkörperszintigramme) bis ca. 2m Länge, 3...200cm/min

Schwächungskorrektur:

Leicht radioaktive Gd-Quellen gegenüber den Meßköpfen

=> Messung eines groben CTs

Leermessung + Patienten-CT
=> μ -Korrektur



Modernes SPECT-System mit 2 Meßköpfen. In den kreisförmigen Segmenten gegenüber den Meßköpfen befinden sich die GD-Quellen für die Schwächungskorrektur.

Herstellung der radioaktiven Isotope

Beschuß mit schnellen Teilchen (Alpha, Protonen, Neutronen, etc.) in speziellen Kernreaktoren bzw. Zyklotrons

„Radiopharmaka“

Aplikationsbeispiele:

- Statische Szintigraphie → *Wie schnell wird das Mittel wandert, Tumor hat hohe Stoffwechsel*
- Dynamische Szintigraphie: Aufnahme von Bildserien zur Darstellung z.B. einer Organperfusion über der Zeit
- Technetium (^{99m}Tc) ist das heute wichtigste Radioisotop
- Ganzkörperszintigraphie (Scannen), Skelettdiagnostik
- Funktionsdiagnostik: Gehirn, Zentralnervensystem, Schilddrüse, Lunge (Ventilations- und Perfusions-Szintigraphie), Kardiologie (insbes. Myokardszintigraphie), Knochenmark, praktisch alle Organe: Nieren, Leber, Milz, Pankreas, ...
- Triggerung bei Herzaufnahmen

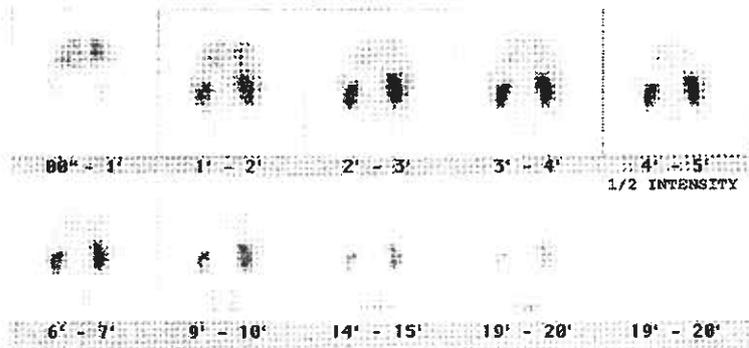


1 Technetium ^{99m}Tc heute am häufigsten verwendet

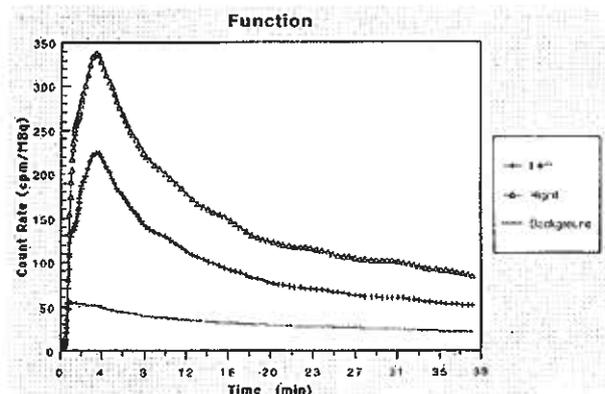
Szintigramm der Schilddrüse
Isotope: ^{99m}Tc



Ganzkörperszintigramm

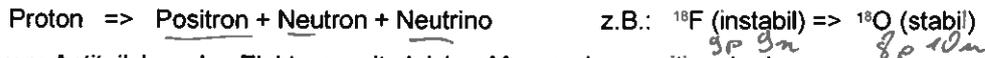


Dynamische Studie des Nierenstoffwechsels



Positronen-Emissions-Tomographie - PET

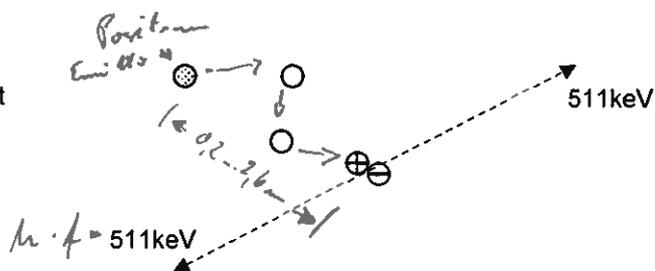
Bei PET werden Positronenstrahler verwendet, die beim Kernzerfall ein Positron aussenden:



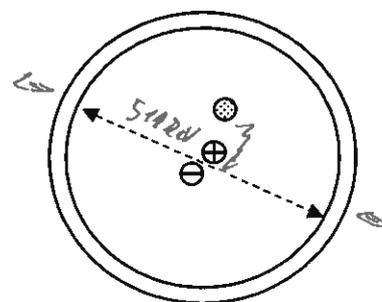
Positron: Antiteilchen des Elektrons mit gleicher Masse aber positiver Ladung.

Das Positron gibt über Streuprozesse im umliegenden Gewebe Energie ab und vereinigt sich mit einem Elektron. Für etwa 10ns existiert ein 'Positroniumatom' (p und e, ähnlich dem H-Atom).

Das Positroniumatom zerstrahlt unter Aussendung von 2 Photonen entgegengesetzter Richtung, je Photon 511keV (Annihilationsenergie).



Die Photonen werden von Detektoren auf einem Detektorring registriert. Der Ort ihrer Entstehung liegt auf der Verbindungslinie der beiden registrierenden Detektoren.



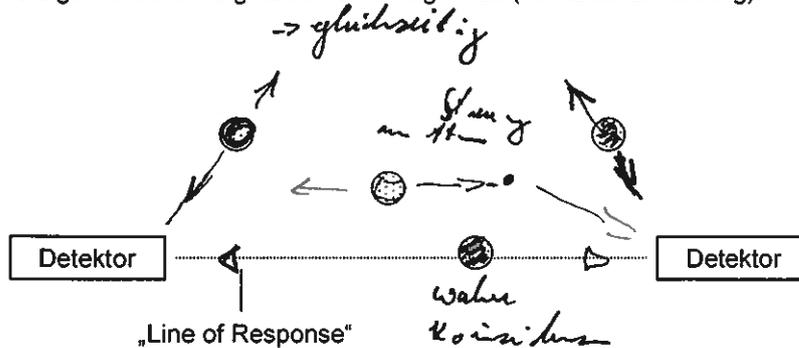
Über die gleiche Ankunftszeit ordnet man die gemessenen Signale einem Ereignis zu (Koinzidenzmessung).
Koinzidenzfenster: 12 ns.

Mögliche Koinzidenzen:

- wahre
- zufällige
- gestreute

Korrekturalgorithmen:

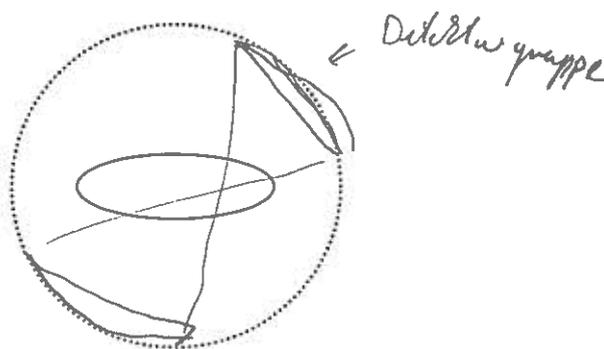
Eintreffende Signale gleichzeitiger Ereignisse müssen unterschieden werden!



Mehrere Detektorringe ermöglichen die Messung mehrerer Schichten gleichzeitig.

Aus Kostengründen gibt es heute auch wieder PET-Scanner mit rotierenden Detektorgruppen.

Rechner & Software als Detektorgruppe



Rekonstruktion:

- Prinzipiell wäre über Zeitmessung Ortsbestimmung möglich (Time of Flight - PET), aber: $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s} \Rightarrow \text{ca. } 3 \text{ ns/m!} \Rightarrow \text{Hohe Genauigkeit nötig, bei kommerziellen Geräten z.Z. nicht möglich.}$
- Gemessene Verteilungen über dem Detektorring sind Projektionen des Ursprungsorts \Rightarrow Rekonstruktion über gefilterte Rückprojektion, analog zu SPECT bzw. Röntgen-CT

Einige der meistverwendeten Positronenstrahler:

^{18}F	$T_{1/2} = 110 \text{ min.}!$	mittl. Reichweite: <u>0,2mm</u>
^{11}C	$T_{1/2} = 20 \text{ min.}$	mittl. Reichweite: 0,3mm
^{13}N	$T_{1/2} = 10 \text{ min.}$	mittl. Reichweite: 1,4mm
^{15}O	$T_{1/2} = 3 \text{ min.}$	mittl. Reichweite: 1,5mm

Erzeugung:

Für alle o.g. Nuklide ist ein Zyklotron erforderlich, das außer bei ^{18}F ($T_{1/2}!$) vor Ort sein muß. Anschließend erfolgt in chem. Reaktoren die Bindung an die Tracer-Moleküle (z.B. Fluorodeoxyglukose FDG)

Ortsauflösung:

- Detektorgröße!
- Gemessen wird der Ort der Annihilation \Rightarrow Entfernung zum Positronenstrahler 0,2 ... 2,6 mm (s. oben)
- Positron-Elektron-Paar bei Zerstrahlung nicht ganz in Ruhe \Rightarrow Differenzwinkel der Photonen-Abstrahlung nicht exakt 180°
- \Rightarrow inhärente Auflösungsgrenze 2... 3 mm. Durch Filterung bei der Rekonstruktion weitere Verschlechterung \Rightarrow typ. Ortsauflösungsvermögen bei PET ca. 5mm (Faktor 2 ... 3 besser als bei SPECT)

Detektoren:

NaJ-Szintillatoren der Gammakamera sind bei 511keV zu unempfindlich, ca. 20% Absorption bei 2cm Dicke.

Wismutgermanatkristalle (BGO): \rightarrow *2 Super, 6 Jahre!*

Bei 2cm Dicke fast volle Absorption bei 511keV, allerdings geringerer Wirkungsgrad γ -Strahlung \Rightarrow Licht
Insgesamt besser geeignet für PET.

Bis zu 128 Detektorblöcke à 64 Einzelementen bilden den Detektorring



Kollimierung: Zur Detektion eines Ereignisses sind immer 2 Photonen erforderlich, deren Richtung bekannt ist. Damit ist kein Kollimator notwendig \Rightarrow 'elektronische Kollimierung' über Detektorring \Rightarrow Faktor 1000 höhere Empfindlichkeit

Energiefensterung: Reduktion des Einflusses der Streustrahlung

Koinzidenzfähige Gammakameras:

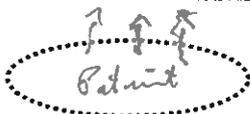
Es gibt bereits SPECT-Systeme mit koinzidenzfähigen Detektorsystemen für PET-Messungen.

\Rightarrow Gleichzeitige Messung von z.B. Perfusion ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) und Glucose-Stoffwechsel (^{18}F FDG) möglich.

Nachteil: 5/8" dicker NaJ-Kristall ist relativ unempfindlich bei 511keV.

\Rightarrow neue Hybridkristalle

LSO Lutetiumorthosilikat	hohe Absorption bei 511 keV (^{18}F FDG)
NaJ Natriumjodid	hohe Absorption bei 140 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)



Applikationsbeispiele für PET:

Durch Einsatz von in organischem Gewebe vorkommenden Nukliden ist das chemische Verhalten identisch mit dem natürlicher Substanzen. Der Stoffwechsel kann somit realistisch dargestellt werden.

- Physiologie und Biochemie von Gehirn, Herz, Nieren, Lunge; Perfusion: O_2 -Verbrauch (O^{15}), Glukose-Stoffwechsel,
- Neurologie und Neurochirurgie: Diagnose degenerativer Erkrankungen (Alzheimer, Parkinson, ..), Epilepsie, Hirntumor-Rezidiv-Diagnostik, die Ausdehnung eines ischämischen Insults (Gehirn-Infarkt) ist von Beginn an zu erkennen!
- Onkologie: Tumor-Wachstum u. -Stoffwechsel (Glukose, Proteine), Rezidiv-Kontrolle nach Therapie
- Kardiologie: Myokardperfusion, Unterscheidung von vitalem und nekrotischem Gewebe nach Infarkt



Rezidivierender Gehirntumor an der Peripherie von nekrotisiertem Gewebe



Anterior projection from whole body FDG PET scan.

Metastasen eines Melanoms.
Tracer: Fluorodeoxyglukose FDG
Die meisten davon wurden bei CT-Messungen nicht entdeckt.

↓
amplifizierter Stoffwechsel im Tumor - charakteristisch
schlechte Ortsauflösung
↳ Kombi mit anderen Verfahren

28.11.03

Ultraschall:

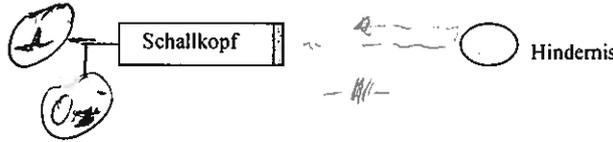
- Schallwellen mit einer Frequenz > 20kHz
- Unterschied zu EM-Wellen: Ausbreitung materiegebunden, Schallgeschwindigkeit << c
Bsp.: in Wasser (~ biol. Gewebe) 1500 m/s => Wellenlänge bei 1 MHz: 1,5mm
- Dämpfung stark frequenzabhängig, in Muskel z.B. bei 1MHz ca. 2 dB/cm

Impulsenergie



$$s = v_{\text{Schall}} \cdot \frac{\Delta t}{2}$$

Echo-Impuls-Verfahren:



Schallwandler/Transducer:

- 1880: Pierre u. Jacques Curie entdecken den **piezoelektrischen Effekt**
- Wichtigster natürlicher piezoelektrischer Kristall: Quarz (hohe Güte)
- Heute: PZT (Blei-Zirkonat-Titanat) \rightarrow Keramik

Erste Anwendungen, 30er und 40er Jahre:

- Seefahrt / Marine: Echolottechniken (Fischschwärme, U-Boote)
- Materialprüfung, zerstörungsfreie Prüfung (Risse, Lunker)
- Reinigung von Werkstücken

Erste medizinische Anwendungen:

- Seit 1939 physikalische Therapie (Wärmeerzeugung im Gewebe)
- 1942: Karl Dussik, Untersuchung der zerebralen Ventrikel
=> 'Hyperphonogramme'
Problem: Dämpfung der Schädelknochen!

A-Mode (Amplitude Mode):

- Darstellung der Echos als Oszillogramm
- Ortsinformation nur aus Linie unter dem Wandler

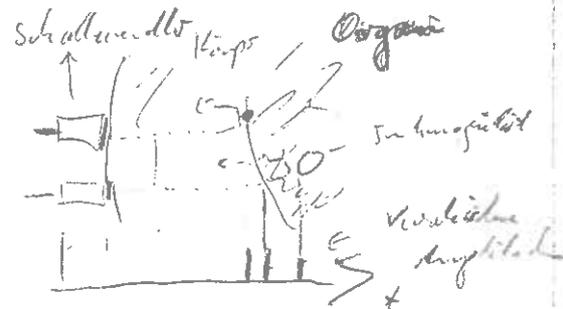
- 1947/49: G. Ludwig, F.W.Struthers (USA) und T. Heuter (Siemens)
Ultraschall - Gewebeeigenschaften,
u.a. Hinweis auf mögliche Gallensteinerkennung

- 1949: J.J.Wild, erste med. B-Scan-Verfahren \rightarrow Amplitude als Bildhöhe ausgezeichnet

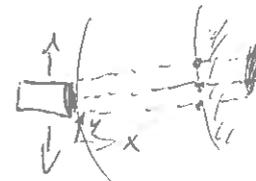
- Hand-held Contact Scanners: 'Echoscopes, Echography'
- Unters. v. Darmtumoren, Vorschläge für Vaginal- und Rektalscanner u. eines Systems für Mamma-Screening!

B-Mode (Brightness Mode):

- Modulation der Helligkeit eines Punktes im Oszillogramm entsprechend der Echoamplitude
- ermöglicht Abbildung einer Ebene bei Bewegung des Wandlers



A-Mode



B-Mode

- 1949: D.Howry, N.R.Bliss u. Team (USA):
 - 2-5 MHz Wassertank-System,
 - erste Querschnittsbilder (Fuß, Gehirn),
 - Schallwandler rotiert um Objekt.

*Ultraschall v.a. auch
billiger!*

- 1949: R.Uchida: erstes A-Mode-Gerät in Japan, 1951: Wagai: Gallenstein-Unters.
- 1953: Lars Leksell (Schweden): A-Mode - Untersuchungen am Gehirn
- 1953: Edler / Hertz (Schweden): erste Echokardiographie (Mitralklappen)
35mm Film - M-Mode: Registrierung der Bewegung
(Kollaboration mit Siemens/Erlangen)

M-Mode (Motion-Mode): *TM: Time Motion*

- Stationärer Schallstrahl
- Aufzeichnung über der Zeit
- Ort der Reflexion bekannt
- => Darstellung der Bewegung *Δx*



1955: Satomura / Nimura: Doppler-Ultraschall-Untersuchungen der Herzbewegung

- 1957: M. de Vlieger (Holland): B-Mode - Untersuchungen am Gehirn (auch offen)

In der Pionierzeit konzentrierten sich die meisten Arbeiten auf das Gehirn, das große Potential von Ultraschall für den restlichen Körper wurde generell unterschätzt!

1961: D.Howry, N.R.Bliss u. Team (USA):

'Articulated Arm Compound B-Scanner' => manuelle Bewegung des Schallwandlers

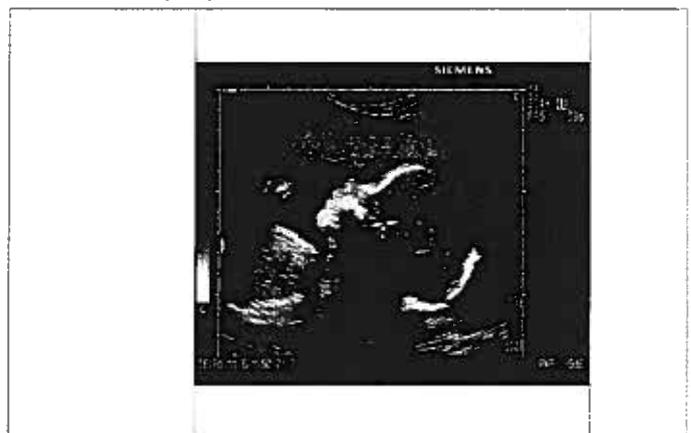
1974: J. Griffith (NIH),

erster **mechanischer Sektorscanner**

- 30° bzw. 45°-Sektoren,
- 30 Bilder pro Sek.
- motorische Bewegung des Schallwandlers

F. Thurstone, O.v.Ramm (Duke Univ.): erstes **Real-Time-Phased-Array** mit 60° Sektorwinkel.

Analog zur Antennentechnik: Schwenkung des Schallstrahls durch phasenvariable Ansteuerung



=> **Entwicklung von**

Spezialsystemen für :

- Echoencephalographie (es gab noch kein CT !)
- Echokardiographie
- Gynäkologie (Schwangerschaftskontrolle)
- Abdominelle Anwendungen
- Endovaginal- und Endorektalsysteme
- Mammographie
- Ophthalmologie
- Flußmessung => Doppler-Ultraschall
- Lithotripsie (Nierensteinzertrümmerung)

Zusammenfassung der wichtigsten Grundlagen zu akustischen Feldern und Wellen

Schallfeldgrößen, -Gleichungen und abgeleitete Größen in Analogie zu elektromagnetischen Wellen:

	Schallfeld	Elektromagnetisches Feld
Feldgrößen:	Schalldruck: $p(\vec{s}, t)$ Schallschnelle: $v(\vec{s}, t)$ Dichte: $\rho(\vec{s}, t)$	Elektr. Feldstärke \vec{E} Magn. Feldstärke \vec{H} - nicht materiegebunden -
Feldgleichungen:	$\text{div } \vec{v} = -\alpha \cdot \frac{\partial p}{\partial t}$ $\text{grad } p = -\rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t}$	$\text{rot } \vec{H} = \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}$ $\text{rot } \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t}$
Strahlungsdichte-Vektor:	$\vec{S} = p \cdot \vec{v}$	$\vec{S} = \vec{E} \times \vec{H}$ (Poincaré-Vektor)
Materialgrößen:	Dichte: ρ Kompressibilität: α	Permittivität ϵ Permeabilität μ
Phasengeschwindigkeit	$c = \frac{1}{\sqrt{\alpha \cdot \rho}}$	$c = \frac{1}{\sqrt{\epsilon \mu}}$
Wellenwiderstand	$Z = \sqrt{\frac{\rho}{\alpha}}$	$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}}$

Den Quotienten aus Schalldruck und -schnelle nennt man in Anlehnung an die Elektromagnetik

Schallimpedanz oder Schallwellenwiderstand: $Z = p / v$

Aus obiger Tabelle ergibt sich: $Z = \rho c$ *e.B. Wasser $1000 \text{ kg/dm}^3 \cdot 1500 \frac{\text{m}}{\text{s}}$*

Zustandsgleichung:

linearisiert um Arbeitspunkt

$$\rho_0 p_0 \frac{\partial p}{\partial t} \approx \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial p}{\partial t}$$

Wellengleichungen:

$$\text{Druck} : \nabla^2 p(\vec{s}, t) = \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$$

$$\text{Schnelle} : \nabla^2 \vec{v}(\vec{s}, t) = \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2 \vec{v}}{\partial t^2}$$

Grenzbedingungen:

Stetigkeit des Drucks p:

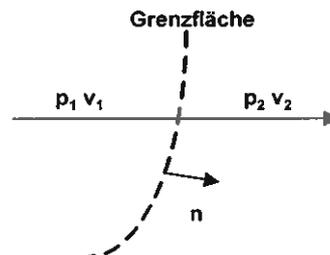
$$p_1 = p_2$$

in beide Richtungen auf Grenzfläche

Stetigkeit der Normal-

komponente der Schnelle v:

$$\vec{n} \cdot (\vec{v}_1 - \vec{v}_2) = 0$$

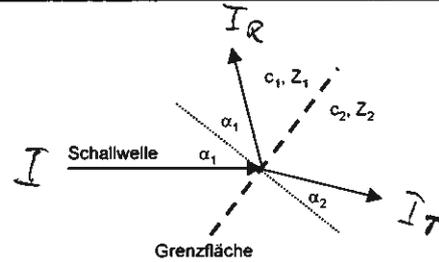


Schallausbreitung:

Brechung: $\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = \frac{c_1}{c_2}$

Reflexion: $\alpha_1 = 0 \quad R = \left[\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right]^2$

Transmission: $T = \frac{4Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$



Beugung:

Eine Begrenzung der Schallwelle (ebene Welle) ist mit Beugungsphänomenen verbunden. Die Intensitätsverteilung im Fernfeld ist gegeben durch die Fouriertransformation der Aperturfunktion der Begrenzung. Eine schlitzförmige Begrenzung (Apertur) der Breite d ergibt für die Nullstelle des Hauptbündels bzw. für den Strahlaufweitungswinkel:

$\Rightarrow \alpha = \arcsin(\lambda / d)$

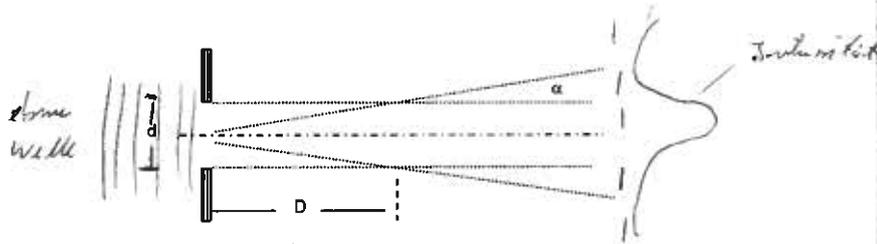
bei kreisförmiger Öffnung:
(Besselfunktionen)

$\alpha = 1,22 \arcsin(\lambda / d)$

Übergang vom Nahfeld (Fresnel-Zone) zu Fernfeldbedingungen (Fraunhofer-Zone)

bei ungefähr $D = d^2 / \lambda$

Dies gilt entsprechend auch für einen Schallwandler mit aktivem Durchmesser d .

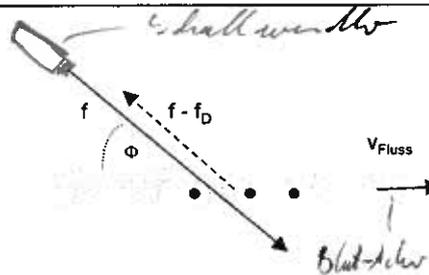


Doppler-Effekt:

Bewegte Objekte streuen bzw. reflektieren Schallwellen mit dopplerverschobener Frequenz:

$f_D = 2 (v_{\text{Fluss}} / \lambda) \cos \Phi$

Die Dopplerverschiebung ist also proportional zur Flussgeschwindigkeit einer Flüssigkeit. Dieser Effekt wird ausgenutzt zur Messung der Strömungsgeschwindigkeit von Blut in Organen und Blutgefäßen.



Absorption und Streuung:

Hauptgründe für die Abnahme der Intensität einer Schallwelle:

- Streuung an kleinen Objekten unterschiedlicher Schallimpedanz: σ
Rayleigh-Streuung bei Objekten $\ll \lambda$. Rückstreuung an rauen Grenzflächen ist die Grundlage der Bildgebung mit Ultraschall.
- Absorption: Umwandlung in andere Energieformen, v.a. Wärme: τ

\Rightarrow Intensität $I(x) = I(x=0) e^{-(\tau + \sigma) x}$

Man verwendet meist Dämpfungsmaße in dB: $a_{\text{dB}} = 10 \lg \{I(x=0)/I(x)\} / x$

Bei biologischem Gewebe steigt die Dämpfung in guter Näherung linear mit der Frequenz. Oft erfolgt somit die Angabe in dB/MHz/cm.

Akustische Materialeigenschaften:

Die für medizinische Bildgebung relevanten Medien erfüllen folgende idealisierende Annahmen, unter denen die obige vereinfachte Darstellung möglich ist:

- Homogenität
- Kontinuität
- Quellenfreiheit
- keine Form-Elastizität (keine Scherkräfte, 'fluid')
- Volumenelastizität (nach Belastung wieder Originalzustand)

Typische Werte von Schallgeschwindigkeit c , Dichte ρ , Wellenwiderstand Z und Dämpfung aus [2]

Substanz	c m/s	ρ g/cm ³	$Z = c\rho$ g/(cm ² s) = Rayl	Dämpfung dB/MHz cm
Fett	1470	0,97	$1,42 \cdot 10^5$	0,5
Knochenmark	1700	0,97	$1,65 \cdot 10^5$	
Muskel	1568	1,04	$1,63 \cdot 10^5$	2
Leber	1540	1,055	$1,66 \cdot 10^5$	0,7
Gehirn	1530	1,02	$1,56 \cdot 10^5$	1
Knochen (kompakt)	3600	1,7	$6,12 \cdot 10^5$	4-10
Knochen (porös)			$2,5 \cdot 10^5$	30-90
Wasser (20°C)	1492	0,9982	$1,49 \cdot 10^5$	0,002
Luft (NN)	331	0,0013	43	

Für die Dämpfung D bei Reflexion eines Schallimpulses in der Tiefe z in Weichteilgewebe gilt näherungsweise die Faustformel:

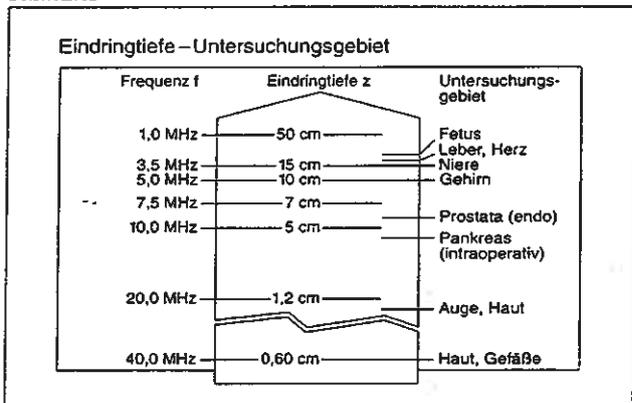
$$D / \text{dB} = f / \text{MHz} \cdot 2z / \text{cm}$$

Dementsprechend richtet sich die Wahl der bei einer Ultraschalluntersuchung verwendeten Frequenz bzw. der Schallwandler nach der Tiefe des Untersuchungsgebiets. Die für eine bestimmte Tiefe einsetzbare max. Frequenz (Ortsauflösung!) zeigt nebenstehende Tabelle.

Bsp.: Niere, 10cm Tiefe, 3,5MHz : $D = 70\text{dB!}$

Um auch noch schwach rückstreuende Objekte darstellen zu können, muß der Dynamikbereich des Systems daher bei mindestens 100dB liegen.

SIEMENS



USM2 91 583

Bildgebungsverfahren:

Echoimpulsverfahren - in der medizinischen Diagnostik dominant:

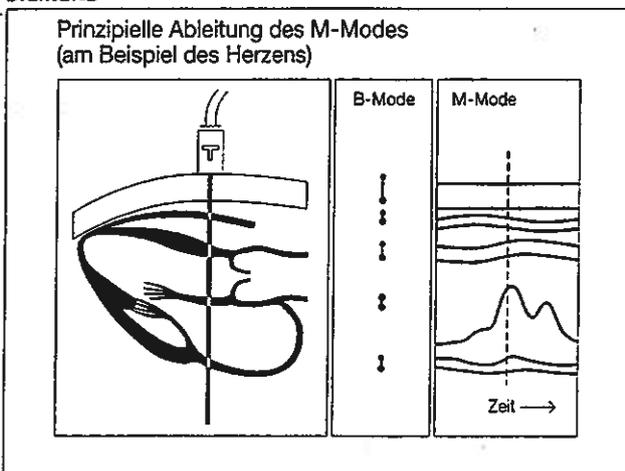
- Reflexion an Grenzflächen unterschiedlicher Schallimpedanz
- Wegen Rauheit der Grenzflächen auch Rückstreuung bei schrägem Einfall (keine Spiegelung)

Tiefe eines Rückstreuers bei Laufzeit t und Schallgeschwindigkeit des Mediums c : $z = c \cdot t / 2$

'B-Mode': Das heute dominante Verfahren (Brightness Modulation): Helligkeitsmodulation des Elektronenstrahls des Bildschirms. (vgl. Kap. 2)

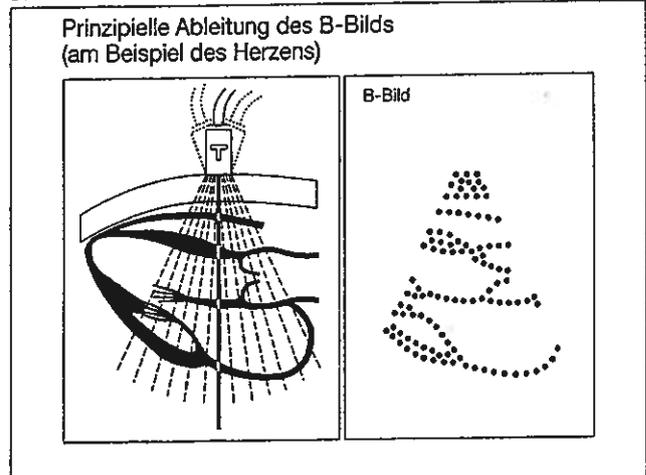
'M-Mode' (Time Motion): Bei festem Schallwandler wird der zeitliche Verlauf der Echos aufgezeichnet (z.B. für Organbewegungen)

SIEMENS



US 93 481

SIEMENS

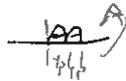


US 93 482

Axiale Auflösung:

2 Echos sind noch unterscheidbar, wenn ihr Abstand gerade eine Halbwertsbreite t_p eines Echos ist:

$$\delta z = c t_p / 2$$



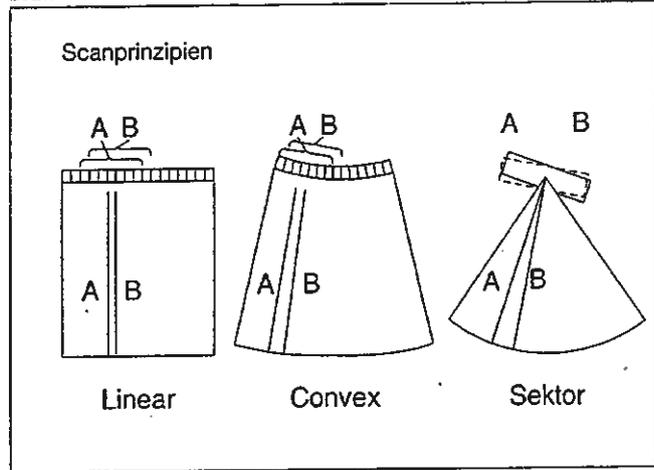
Ein Puls ist mindestens eine Periode lang, d.h.

$$t_p > 1/f = \lambda / c.$$

=> Axiales Auflösungsvermögen: $\delta z > \lambda / 2.$

Die laterale Auflösung hängt vom verwendeten Schallwandler ab. Bei Fokussierung liegt das max. erreichbare laterale Auflösungsvermögen bei ca. einer Wellenlänge: $\delta x > \lambda.$

SIEMENS



Ultraschall - CT:

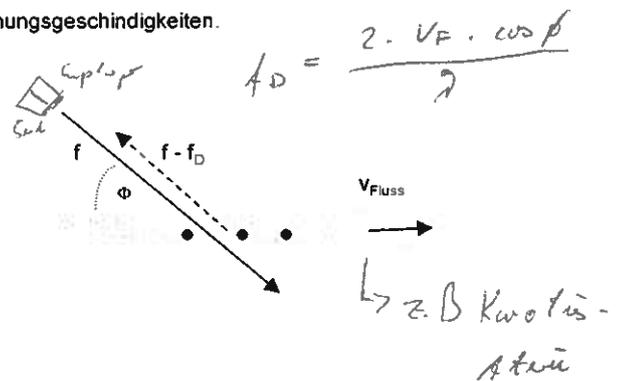
- Prinzipiell sind auch bei US die bekannten CT-Meß- und Rekonstruktionsverfahren anwendbar.
- Aber: - Im Gegensatz zur Röntgen-CT (Objektdetails $\gg \lambda$) haben viele Objekte eine Ausdehnung in der Größenordnung von einer oder mehreren Wellenlängen => Beugung! => Lösungsansatz: Beugungs-CT
- Reflexion an starken Diskontinuitäten täuscht Absorption vor.
- Mögliche Anwendung bei reinem Weichteilgewebe (geradlinige Ausbreitung): Mammographie.
- Rekonstruierbare Parameter: Dämpfung und Brechungsindex (Schallgeschwindigkeit) als Funktion des Ortes
- Aufgrund der Probleme bis heute in der Medizintechnik klinisch nicht angewandt.

Doppler-Sonographie

Die Ausnutzung des Doppler-Effekts ermöglicht die Bestimmung von Strömungsgeschwindigkeiten. Man unterscheidet 2 Verfahren: CW-Doppler und Puls-Doppler

CW-Doppler:

- Kontinuierliche Schallausstrahlung über dem zu untersuchenden Gefäß
- Getrennte Sende- u. Empfangswandler
- Mischung des Empfangs- mit dem Sendesignal liefert Dopplerverschiebung.
- Beispiel: $v = 10 \text{ cm/s} \Rightarrow$ bei 5MHz-Wandler f_{Doppler} ca. 650Hz
- Keine Tiefeninformation



Puls-Doppler, PW (Puls Wave) -Doppler

Um eine Tiefenlokalisation zu ermöglichen, arbeitet man mit Impulsen und tastet das Dopplersignal f_D mit der Pulsrepetitionfrequenz f_R ab. Nach dem Abtasttheorem ergibt sich Eindeutigkeit, wenn $f_D < f_R / 2.$

=> größte meßbare Flußgeschwindigkeitskomponente $v_{\text{Fluss,z}} = v_{\text{Fluss}} \cdot \cos \Phi$ entlang des US-Strahls:

$$v_{\text{Fluss,z,max}} = \lambda \cdot f_R / 4$$

Die eindeutig abbildbare Tiefe ist $z_{\text{max}} = 1/2 c / f_R$, damit gilt $v_{\text{Fluss,z,max}} \cdot z_{\text{max}} < \lambda c / 8 = \text{P.-l.}$

Für das gemessene Dopplerspektrum ergibt sich die Frequenzauflösung aus der max. Beobachtungszeit $t_B = N / f_R$:

$$\Delta f_D = 1/t_B = f_R / N, \text{ bzw. für die Geschwindigkeitsauflösung: } \Delta v_{\text{Fluss}} = \Delta f_D \cdot \lambda / (2 \cos \Phi) = \{f_R / N\} \cdot \{c / [2 N \cos \Phi]\}$$

Farb-Doppler: Das zeitliche Mittel der mit dem Schallstrahl gemessenen Geschwindigkeiten wird farbkodiert dem B-Bild überlagert. Durch Quadratur-Demodulation erhält man auch das Vorzeichen der Flußgeschwindigkeit. (Eine ausführliche Darstellung findet man z.B. in /2/)

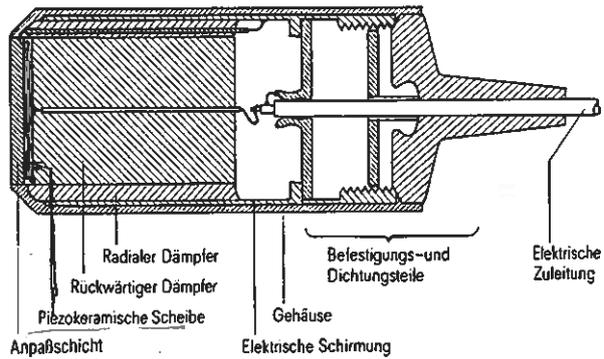
Schallwandler:

Schallwandler (Transducer) sind Antennen zum Senden und Empfangen der US-Signale (Impulse, Bursts).

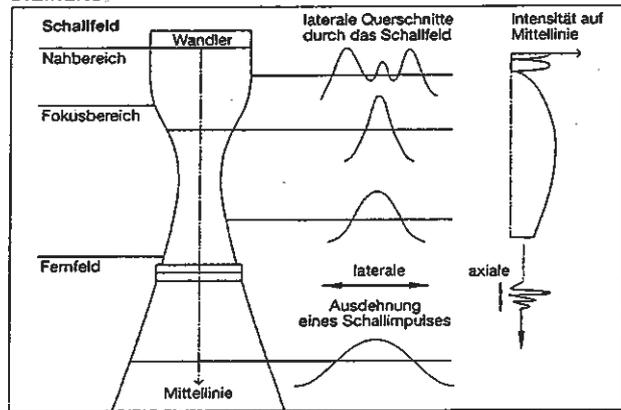
Hauptkomponenten:

- **Piezokeramische Scheibe:**
Heute werden praktisch nur noch Schallwandler aus Bleizirkonattitanat (PZT) verwendet, (s. z.B. /1/).
Dickenschwinger: Dicke = $\lambda_{PZT} / 2$
- **Rückwärtiger Dämpfer (Backing):**
Unterdrückung der Eigenresonanz (kurze Impulse, kein Nachschwingen).
Ein radialer Dämpfer unterdrückt die immer auch vorhandenen radialen Schwingungsmoden.
Nachteil: Rauschbeitrag
- **Anpaßschicht:**
 $\lambda/4$ -Schicht, eine oder mehrere (breitbandiger, bessere Anpassung bei variabler Schallimpedanz des Mediums).
Material meist Kunststoff mit $Z = (Z_{PZT} \cdot Z_{Medium})^{1/2}$.

5...6 1 1
20 1,5



SIEMENS



US 93 1394



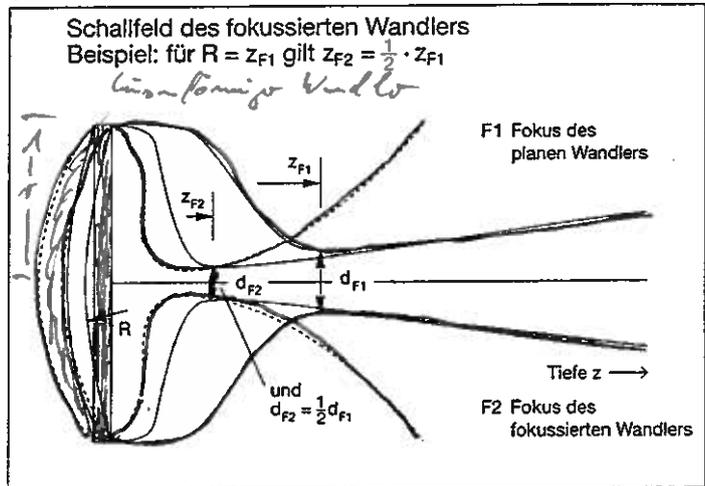
Die Berechnung des Schallfeldes eines Kolbenschwingers (Radius r) ergibt im Übergangsbereich zwischen Nahfeld (Fresnelzone) und Fernfeld (Fraunhoferzone, nahezu ebene Wellenfronten) eine Einschnürung des Strahls:

=> "natürlicher Fokus" bei $z_{F1} = 0,75 r^2 / \lambda$
mit -6dB - Durchmesser ca. $2/3 r$

Durch zusätzliche Fokussierung (Krümmung R , akustische Linse) kann dieser Fokusabstand verkleinert werden. Bei moderater Fokussierung ändert sich der Strahl im Fernfeld kaum.

Im Fernfeld ist die Intensitätsverteilung des Wellenfeldes quer zur Ausbreitungsrichtung gegeben durch die Fouriertransformation der Wandlerapertur:

SIEMENS

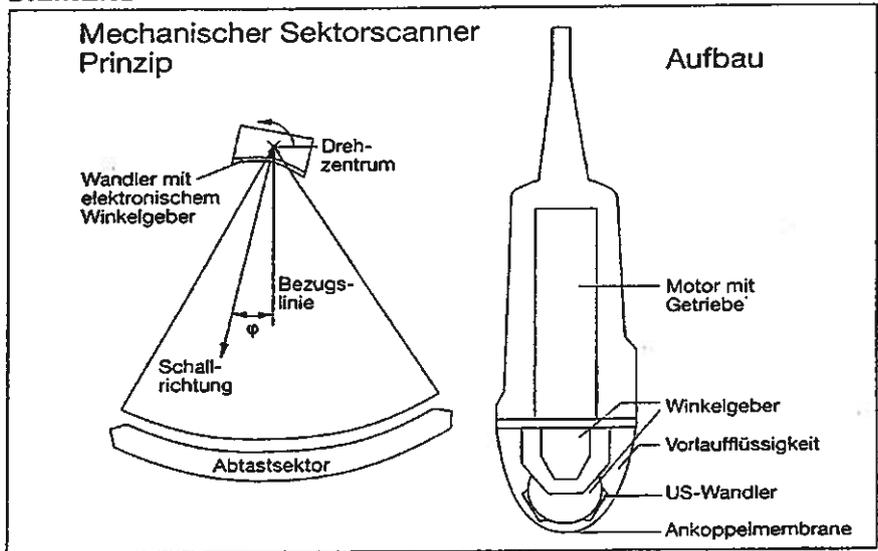


US 93 492

**Mechanische
Sektorscanner:**

- Schallwandler ist dreh- oder schwenkbar
- Abtastung eines definierten Sektors in Polarkoordinaten:
r über Laufzeit,
 ϕ über Winkelcodierer
- Signalübertragung über Schleifringe
- Schallauskopplung über Flüssigkeit und schalldurchlässige Membran
- günstiges Preis-Leistungs-Verhältnis (vgl. Arrays)

SIEMENS



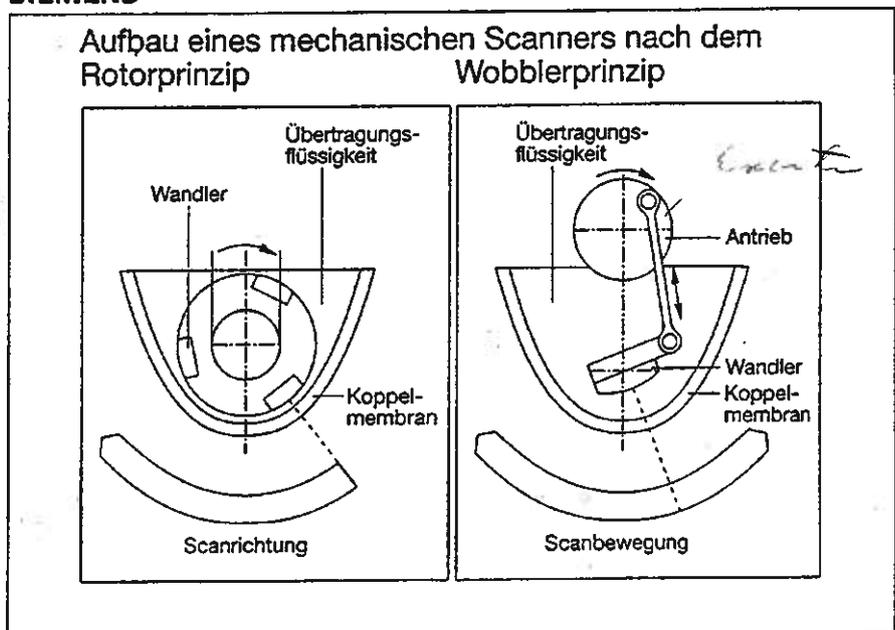
US 93 890

**Mechanische
Sektorscanner:**

2 Prinzipien:

- **Rotorprinzip**
3 ... 5 Wandler (gleiche Kennwerte!) rotieren mit konstanter Winkelgeschwindigkeit
i.a. schwing
- **Woblerprinzip**
Schwingende Bewegung um die Achse.
Mechanisch aufwendig (Trägheitsmomente, Vibrationen, Laufgeräusche) \rightarrow *schleife*
In Verbindung mit einem als Annular-Array ausgeführten Schallwandler ist eine dynamische Fokussierung möglich.

SIEMENS



US 93 891

**Elektronische Scanner :
Arrays**

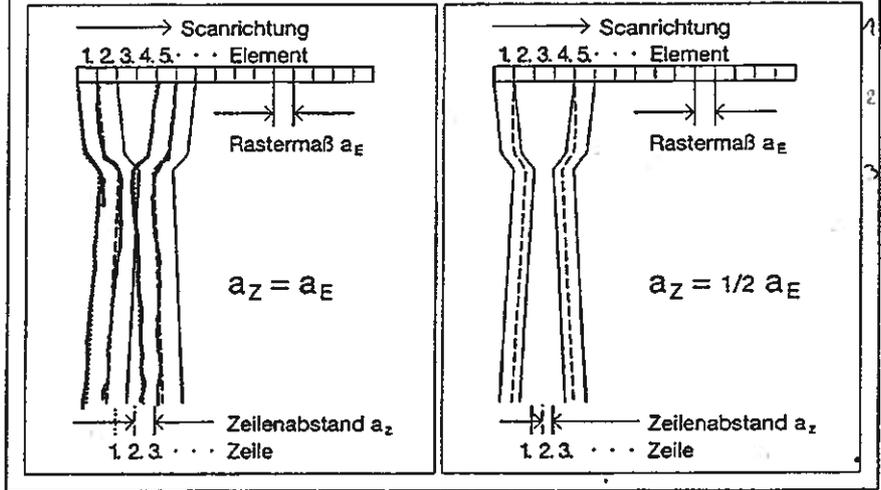
Linear-Array:

- Bis zu 256 Elemente, Elementbreite $1 \dots 4 \lambda$
- Zusammenschaltung von Elementen zu Gruppen (8 ... 128 Elemente). Nach Messung einer US-Zeile Verschiebung durch Zuschalten und Abschalten eines Randelements.
- Fokussierung senkrecht zur Scan-Richtung durch akustische Linse

Konvex-Array: Entsprechende Anordnung mit leichter Krümmung

SIEMENS

Parallel-Scanverfahren mit linearem Array



US 93 884

Phased Arrays:

Elektronische Schwenkung durch entsprechend verzögerte Ansteuerung (τ) der Elemente.

Schwenkwinkel:

$$\varphi = \arcsin \frac{(\tau_n - \tau_1) c}{A}$$

Effektive Apertur:

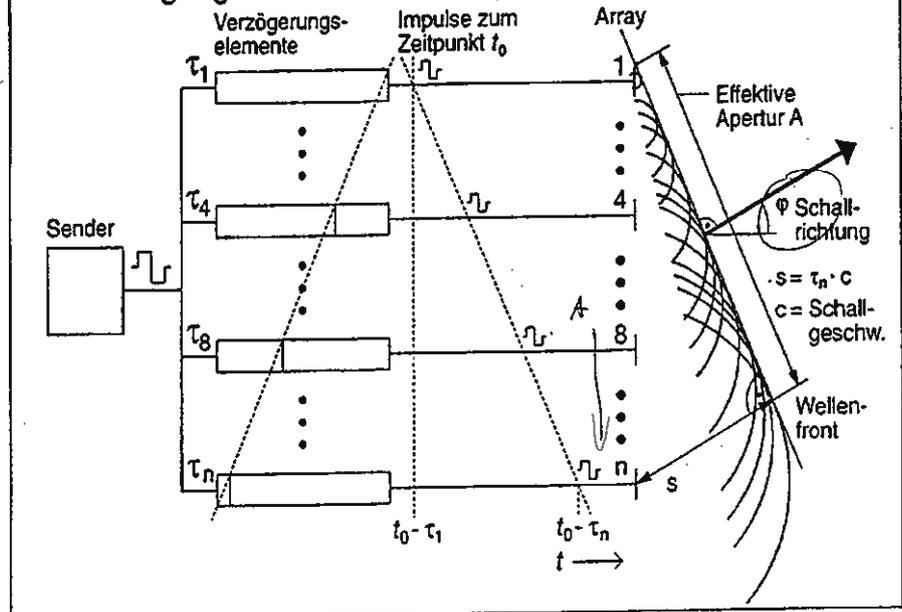
$$A_{eff} = A \cos \varphi$$

Typische Werte:

128 Elemente, Apertur 28mm, Frequenz 2,5 ... 7 MHz, max. Schwenkwinkel 45°

SIEMENS

**Phased Array:
Erzeugung einer elektronisch geschwenkten Wellenfront**



US 93 886

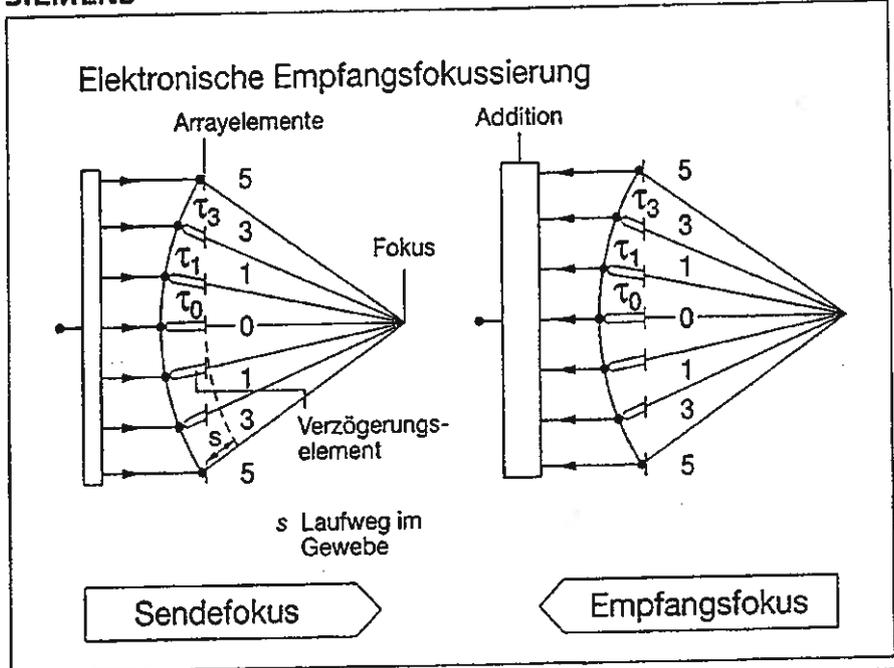
Elektronische Fokussierung: SIEMENS

Möglich für Sende- u. Empfangsbetrieb.

Laufwegunterschiede s zum Fokus bestimmen die Verzögerungen τ der Elemente, z.B. für das 0. Element:

$$\tau_0 = s_{\max} / c_{\text{Medium}}$$

Diese Möglichkeit der Fokussierung ist auch bei einfachen Linear- und Konvexarrays durch entsprechende Belegung der Elemente einer Gruppe mit Verzögerungsgliedern möglich.



US 93 887

Dynamische Fokussierung:

Durch Veränderung des Fokus während des Empfangs kann der Fokus in die Tiefe gelegt werden, aus der die Echos gerade kommen.

Phased Arrays ermöglichen Strahlschwenkung und dynamische Fokussierung gleichzeitig.

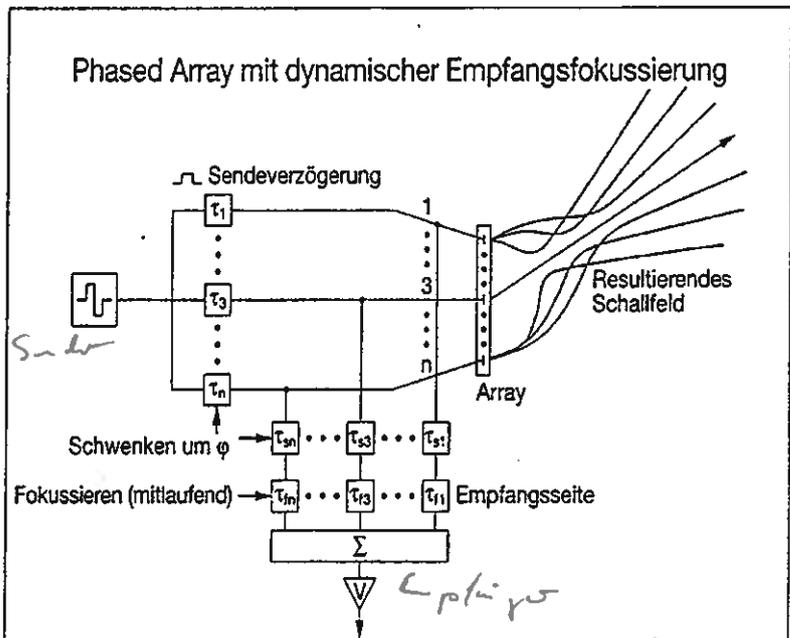
Neue Entwicklungen:

2D-Arrays, Flächenarrays:
Schnittebene => Volumen, 3D-Datensatz, Rekonstruktion beliebiger Schichten möglich.
Bisher realisiert: 20mm x 20mm, 64x64 Elemente
Hoher techn. Aufwand: Kontaktierung, Vorverstärker, ...

"1,5D"- Array:

Elektronische Fokussierung senkrecht zur Scanebene durch mind. 3 Elemente zur Verringerung der Schichtdicke (anstatt akust. Linse)

SIEMENS



US 93 889

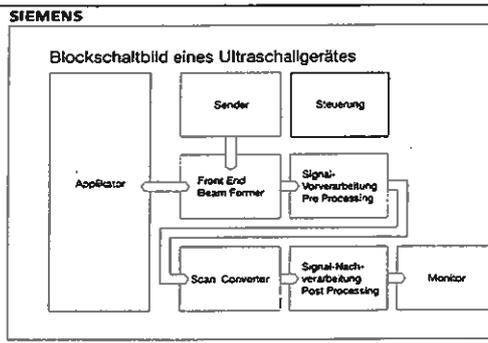
Gerätetechnik:

Applikator: US-Wandler *Handys*

Front-End: Applikatorspezifische Schnittstelle, z.B. Motorregelung bei Sektorscannern, Array-Kanalerfassung, Fokussierung

Signalvorverarbeitung: Tiefenausgleichsverstärkung (DGC, s. u.), Filterung, Demodulation, Manipulationen der Echoform (Flankenversteilerung, etc.)

Scankonverter: Darstellung der Echos im korrekten Koordinatensystem, Konversion in Fernsehnorm (US-Bildaufnahmefrequenz => Monitorfrequenz, Zwischenspeicherung)



Tiefenausgleichsverstärkung:

Zur tiefenunabhängig gleich hellen Darstellung der Echos auf dem Monitor ist eine Kompensation für die starke, tiefenabhängige Dämpfung erforderlich.

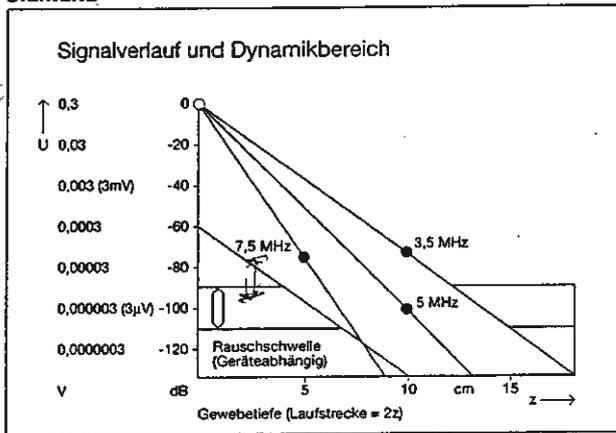
=> Depth Gain Compensation, DGC oder Time Gain Compensation, TGC

Dabei gilt die Faustformel: $D/dB = f/MHz \cdot 2 \cdot \text{Tiefe}/cm$

Der zur Verfügung stehende Dynamikbereich ist abhängig vom gerätespezifischen Systemrauschen, der US-Frequenz und von der betrachteten Gewebetiefe. Nebenstehende Graphik: Bei z.B. 7,5MHz und 5cm Tiefe verbleibt nur ein Dynamikbereich von ca. 25db.

Die spektrale Verschiebung eines US-Pulses zu tiefen Frequenzen hin kann durch entsprechende tiefenabhängige Filterung kompensiert werden.

SIEMENS



Bildaufbau, Bildwiederholrate:

Die Zeitdauer zwischen den US-Sendeimpulsen wird bestimmt von der Laufzeit der Echos aus der maximalen Bildtiefe z_{max} : $\Delta t = 2z_{max} / c$

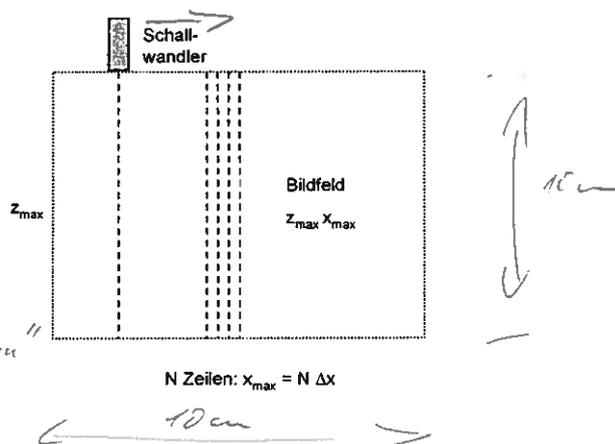
Bei N Zeilen folgt dann für die Bildaufbauzeit t_B :

$$t_B = 2 z_{max} N / c$$

Beispiel: Für ein Bildfeld von 10cm x 10cm und 100 Zeilen, d.h. 1mm laterale Bildpunktweite Δx , ergibt sich eine Bildaufbauzeit von 13ms.

Die max. Bildwiederholrate ist $1/t_B$, im Beispiel also 75 Hz.

Die Zeilenzahl muß mindestens so hoch sein, daß die durch den Schallwandler gegebene laterale Auflösung nicht verschlechtert wird. (typ. 100 ... 500 Zeilen).



Sicherheitsaspekte:

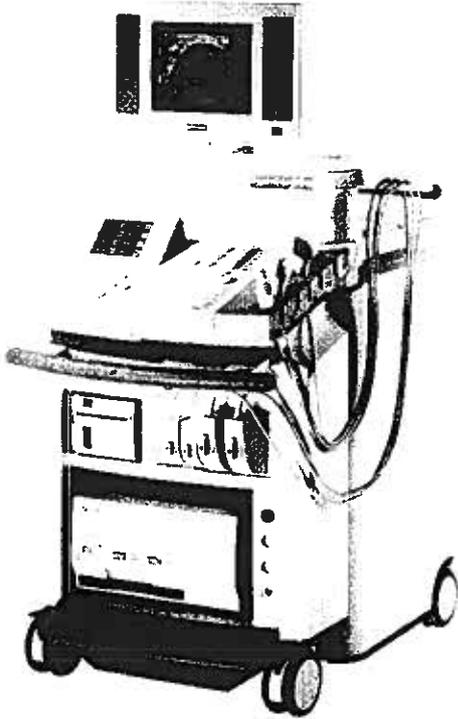
Zum Schutz des Patienten dürfen bestimmte Grenzwerte für die US-Intensität nicht überschritten werden. Verbindliche Richtlinien liegen aber noch nicht vor.

Mögliche Gefährdung: Erwärmung (= > Therapie); Hohlraumbildung (Kavitation) in der Unterdruckphase => Gewebsschädigung, Zerreißen von Zellstrukturen.

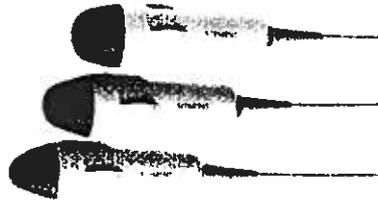
Eine Schallintensität von 100 mW/cm² wird heute als unkritisch empfunden und ist zeitlich unbeschränkt anwendbar.

Für höhere Werte ist das Intensitäts-Zeit-Produkt $I \cdot t < 50 \text{ Ws}/\text{cm}^2$ maßgebend. Die Beschallungsdauer ist demnach entsprechend zu reduzieren, z. B. bei $I = 1 \text{ W}/\text{cm}^2$ auf ca. 1Minute.

Typische Werte bei diagnostischem US (B-Bild): einige mW/cm², 5 ... 10 mW eingestrahlte Gesamtleistung.



Ein typisches Sonographie-Gerät



Mechanische
Sektor-
applikatoren



Linear- und
Convex-Array-
Applikatoren



Endoskopie-Sonden (Rektal-, Vaginal-S.)



Intraoperativ anwendbare
Linear-Arrays

Artefakte:

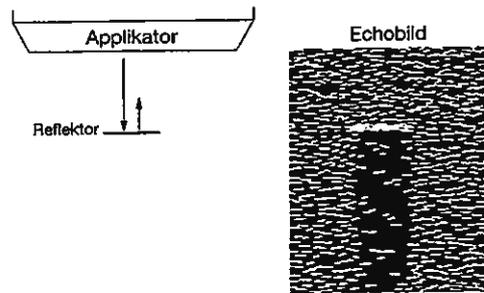
Annahmen für die US-B-Bildarstellung:

- konst. Schallgeschwindigkeit des Mediums
- konst. Dämpfung des Mediums
- geradlinige, direkte Schallausbreitung

In biologischem Gewebe sind diese nur näherungsweise erfüllt, so daß es zu Artefakten kommt. Manche dieser Artefakte können jedoch sogar diagnostisch genutzt werden (z.B. bei flüssigkeitsgefüllten Zysten).

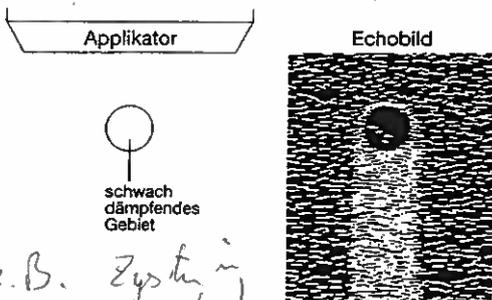
SIEMENS

Abschattung nach starken Reflektoren:
mit starkem Echo des Reflektors im Bild



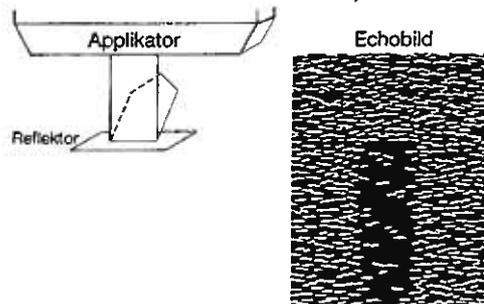
SIEMENS

"Schallverstärkung" durch schwach dämpfendes Areal

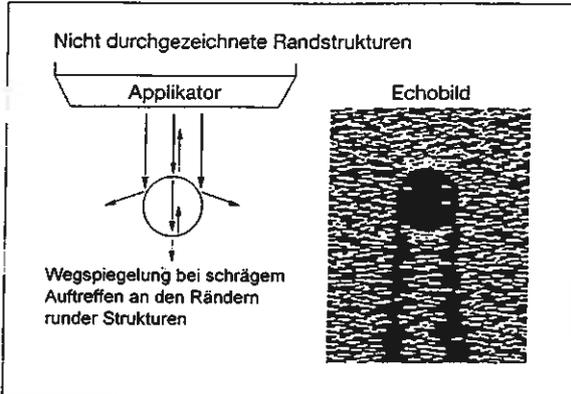


SIEMENS

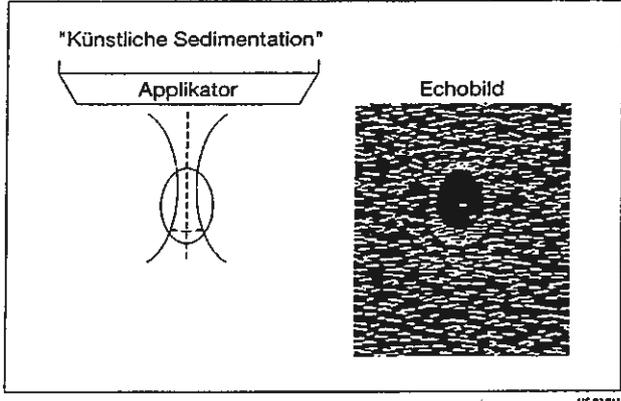
Abschattung nach starken Reflektoren:
ohne starkes Echo im Bild



SIEMENS

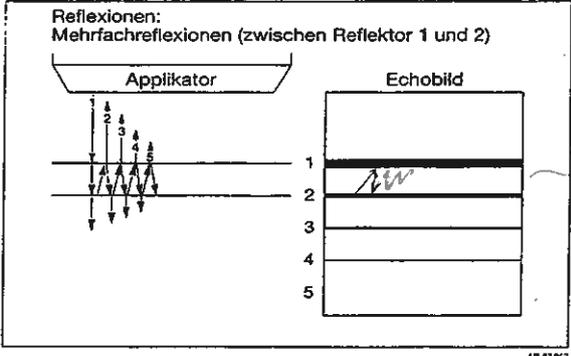


SIEMENS



Bei schmalen, flüssigkeitsgefüllten Objekten können Reflexionsbeiträge von neben diesen Objekten, also außerhalb der Scanebene gelegenen Streuzentren nicht vorhandene Details im echofreien Objektbereich vortäuschen (z.B. Gallenganges in der Galle)

SIEMENS



Mehrfachreflexionen zwischen stark reflektierenden Schichten können weitere, nicht vorhandene Schichten vortäuschen und zu Spiegelartefakten führen.

führt zu Pseudo-schicht

Applikationen:

- Organ- und Tumordiagnostik im gesamten Abdomen, Becken und Halsbereich
- Neurologie und Neurochirurgie (z.B. Gehirntumore)
- Gynäkologie, Mammographie, Schwangerschaftsdiagnostik
- Echokardiographie (Zugang zum Herzen nur zwischen den Rippen!)
- Spezialanwendungen, intrakavitäre Sonden: oesophageal, transvaginal, transrektal, transurethral, transvesical

• Doppler-Sonographie:

- Perfusion von Organen
- Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit in Gefäßen, z.B. Karotis (hirnversorgende Arterien, Herz, Herzkranzgefäße,

↳ Spätschlag

↳ Blase

↳ bei zu kleinen Gefäßen ist CT - Besser!

• Panorama-Bildverfahren - "SieScape"

Viele normalformatige Realtime-Bilder werden zu einem großformatigen Panoramabild verbunden.

Ein Positionssensor für den Schallkopf ist nicht erforderlich.

Der Bildprozessor wertet die Ähnlichkeit zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bildern aus und errechnet daraus einen Ortsvektor für die Bewegung des Schallkopfes. Die Einzelbilder werden dann zu einem morphologisch korrekten Panoramabild zusammengesetzt.

Wichtig bei großen Organen, ausgedehnten Gefäßstrukturen, Muskel- u. Skelettverletzungen.

Bildbeispiele: Siehe verteilte Broschüren !

1946: Felix Bloch und Edward Purcell (2 unabhängige Gruppen) entdecken die

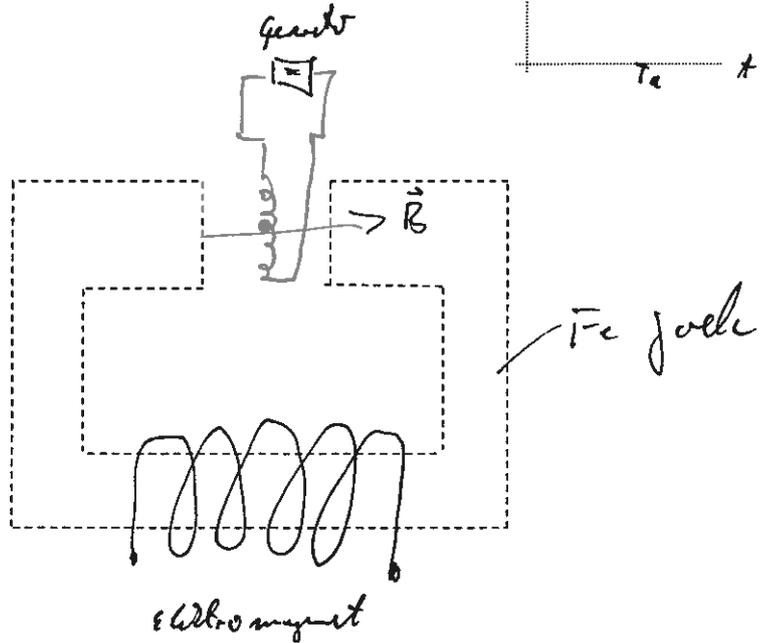
Kernspinresonanz oder nuklear-magnetische Resonanz NMR

beide erhalten dafür 1952 den Nobelpreis für Physik

Alle Atomkerne mit ungerader Nukleonenzahl zeigen Kernspin (Gesamtdrehimpuls)

Das NMR-Experiment::

- Homogenes Magnetfeld
- HF-Spule
- Resonanzfrequenz $\omega_0 = \gamma B_0$
- γ = gyromagnetisches Verhältnis
- Absorption von HF-Energie bei ω_0
- Relaxationsprozeß
- Linienbreite der Resonanz wenige Hz



- Forschung zunächst auf den Gebieten Physik und Chemie, bald Ausweitung auf Biologie und Medizin
- ^1H (Protonen) in biologischem Gewebe reichlich vorhanden *H₂O, Fett*
- andere biologisch interessante Isotope (Spektroskopie) : ^{31}P , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na

*↳ geringe Konzentration
aber keine Bildgebung*

Erste medizinische Anwendungen:

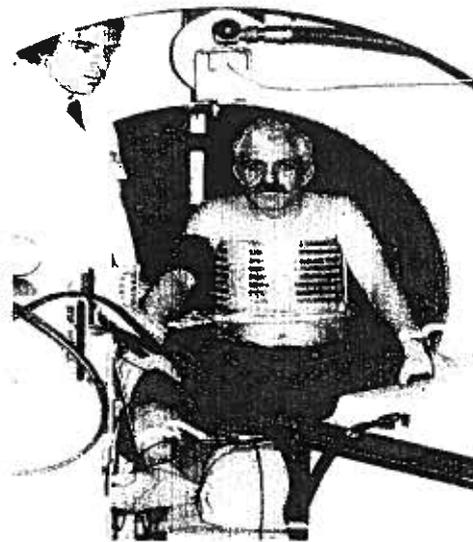
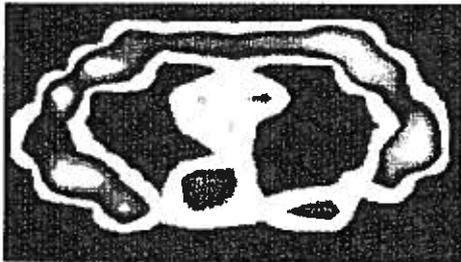
- 1955: Untersuchung des Austauschs zw. D_2O und H_2O in roten Blutkörperchen (Odeblad u. Lindstrom, Schweden)
- 1959: Strömungsverhalten von Flüssigkeiten (Anregung und Detektion an verschiedenen Orten = Prinzip der MR-Angiographie!) (Singer)
- 1965: Unterschiede in der Linienbreite bei freiem und gebundenem Wasser (Bratton, Hopkins und Weinberg)

1971: R. Damadian: Unterschiedliches Relaxationsverhalten von normalem und tumorösem Gewebe. Vorschlag für NMR-Bildgebung

1973: P. Lauterbur: Tomogramm aus Projektionen mit Hilfe von Gradientenfeldern 'Zeugmatographie'
Feldgradienten wurden bereits vorher schon zur Lokalisation von Kernspins eingesetzt (Hahn, Mansfield, u.a.)

1977: Damadian / FONAR Corp.:
Erster Ganzkörper-Scanner - Prototyp
50mT supraleitender Magnet
(NbTi, He-Kühlung)

3.7.77: erstes MR-Bild:
Brustquerschnitt (s.u.)
Meßzeit 4,5 Std., 2,18MHz $\approx 50\text{mT}$



- 1980: erste kommerzielle Geräte
- MR-Ganzkörper-Bildgebung
- Spektroskopie setzt sich klinisch nicht durch

2003 Nobelprais für Medizin

Weitere Entwicklung:

- **Rekonstruktionsverfahren:**
Projektionsrekonstr. => Fourier-Verfahren
- **Magnete:**
- Niederfeld, v.a. Resistiv- u. Permanentmagnete *bis 0,5T*
- supraleitende Magnete, 1T und höher
geschlossene Solenoidmagnete => offene Magnete
- **Gradientensysteme:**
heute Ganzkörperspulen mit $>20\text{ mT/m}$
(Grenze: Nervenstimulation!)
- **HF-System:**
Analoge => voll digitale Empfangssysteme
- **Meßsequenzen:**
- Spin-Echo
- Gradienten-Echo
- viele schnelle Spezialsequenzen
- EPI Echo-Planar-Imaging:
100ms-Scans möglich!
- **Weitere Applikationen:**
- Angiographie
- Funktionelle Bildgebung
- Interventionelle MR
- Intraoperative MR



Grundlagen der MR-Physik

Atomkerne mit ungerader Protonen- oder Neutronenzahl haben einen Eigendrehimpuls $h I$ (Spin I , $h = h/2\pi$, $h =$ Planck'sches Wirkungsquantum) mit einem magnetischen Dipolmoment $\mu = \gamma h I$.

$\gamma =$ gyromagnetisches Verhältnis, z.B. für 1H : $\gamma/2\pi = 42,6$ MHz/T

*↑
Ruhwinkel*

In einem Magnetfeld B hat dieses Dipolmoment die potentielle Energie

$$E_{pot} = \mu \cdot B$$

Die Quantenmechanik lehrt, dass diese Energie nur diskrete Werte annehmen kann. Für 1H mit Spin $1/2$ ergeben sich 2 Energieniveaus, deren Betrag linear vom Magnetfeld B abhängt und die sich um die Energiedifferenz $\Delta E = \gamma h B$ unterscheiden.

Durch Abstrahlung bzw. Absorption eines Energiequants $h\omega = \gamma h B$ sind Übergänge zwischen beiden Niveaus möglich. Die Frequenz der erforderlichen Strahlung ist also $\omega = 2\pi f = \gamma \cdot B$ ('Larmor'-Frequenz)

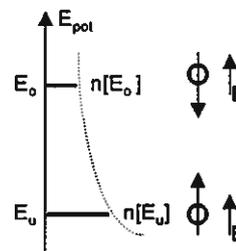
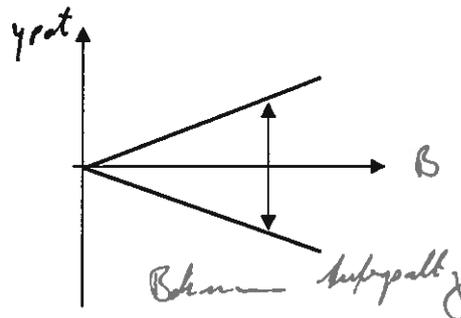
z.B. 42 MHz bei 1T

Die Besetzung der Energieniveaus ist durch die Boltzmann-Verteilung gegeben:

$$n[E_o] / n[E_u] = e^{-\Delta E / kT} \quad (\Delta E \ll kT !)$$

Im oberen Niveau E_o sind die magn. Momente der Kerne antiparallel zum B -Feld, im unteren Niveau E_u parallel ausgerichtet. Man erkennt, dass man die Besetzungsdifferenz außer durch das Magnetfeld nur durch eine Abkühlung erhöhen kann, was bei lebenden Organismen natürlich nicht möglich ist. Bei Raumtemperatur und 1T beträgt der Überschuss im unteren Niveau nur ca. $7 \cdot 10^{-6}$! Nur dieser Spinüberschuss trägt zum MR-Signal bei.

$$\frac{n_v}{n_o} = 1,000007!$$



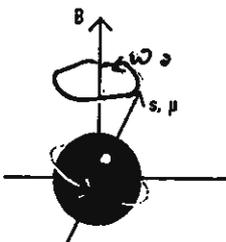
Für $\Delta E \ll kT$ konvergieren die Ergebnisse aus Quantenmechanik und klassischer Beschreibung des Phänomens. Bei letzterer betrachtet man das makroskopische Verhalten der magnetischen Momente der Kernspins.

Im feldfreien Raum sind die Richtungen der magnetischen Momente statistisch verteilt, es ergibt sich keine nach außen meßbare Magnetisierung.

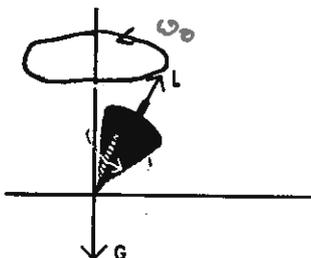
In einem Magnetfeld B_o dagegen richten sich die Spins gemäß Boltzmannverteilung aus, die in geringem Überschuss vorhandenen B -parallelen Spins (eigentlich nur deren B -parallele Komponenten, da sich die einzelnen Kerne nicht streng B -parallel ausrichten) ergeben ein makroskopisches magnetisches Moment m bzw. eine auf das Volumen bezogene Magnetisierung $M = dm / dV$.

Die einzelnen magnetischen Momente präzedieren dabei mit der Larmorfrequenz um das Magnetfeld B_o . Der Summenvektor M bzw. m ist parallel zu B_o .

Proton mit Spin s und magnetischem Moment μ im Magnetfeld B



Analogie zum Kreisel mit einem Drehimpuls L im Gravitationsfeld G



Eine Störung des thermischen Gleichgewichts, etwa eine plötzliche Änderung des äußeren Feldes B führt dazu, dass auf die Kernmagnetisierung m bzw. M (Summenvektor!) ein Drehmoment $m \times B$ wirkt. Wegen der Drehimpulserhaltung folgt daraus eine zeitliche Änderung des Drehimpulses und damit des magn. Moments:

$$dm / dt = \gamma m \times B$$

Die Lösung dieser Differentialgleichung ist eine Präzession des Magnetisierungsvektors m um B_o mit der Larmorfrequenz.

Dies ist in Analogie zur Präzessionsbewegung eines durch einen Stoß gestörten Kreisels.

Präzessionsfrequenz $\omega = \gamma \cdot B$

($\gamma =$ Gyromagnetisches Verhältnis, eine kernspezifische Größe)

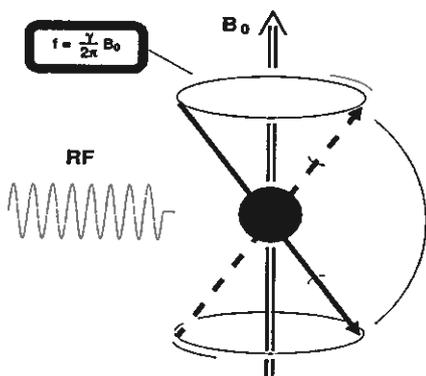
Das gestörte thermische Gleichgewicht wird - verbunden mit verschiedenen Wechselwirkungsprozessen - nach einer bestimmten Zeit wiederhergestellt. Das zeitliche Verhalten läßt sich durch Hinzunahme von Relaxationstermen in obige Gleichung beschreiben. Es ergeben sich dann die Bloch'schen Gleichungen, die das zeitliche Verhalten der Magnetisierung M (Gleichgewichtsmagnetisierung M_0 in einem Feld $B_0 = B_0 e_z$) nach einer Störung beschreiben :

$$dM_z / dt = \gamma (M \times B)_z + (M_0 - M_z) / T_1 \quad T_1 = \text{Zeitkonstante zur Wiederherstellung der z-Magnetisierung}$$

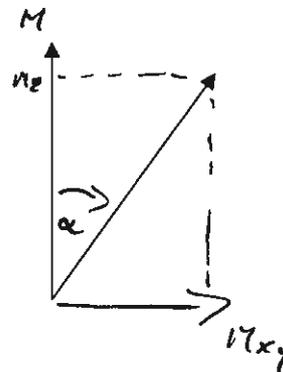
$$dM_{xy} / dt = \gamma (M \times B)_{xy} + (M_0 - M_{xy}) / T_2 \quad T_2 = \text{Zeitkonstante für den Zerfall der Quermagnetisierung}$$

Stört man das Spinsystem durch Einstrahlung eines magnetischen Wechselfeldes B_1 mit der Resonanz- bzw. Larmorfrequenz f_L während der Zeit t , dann kippt M um den Winkel α aus seiner z-parallelen Gleichgewichtslage.

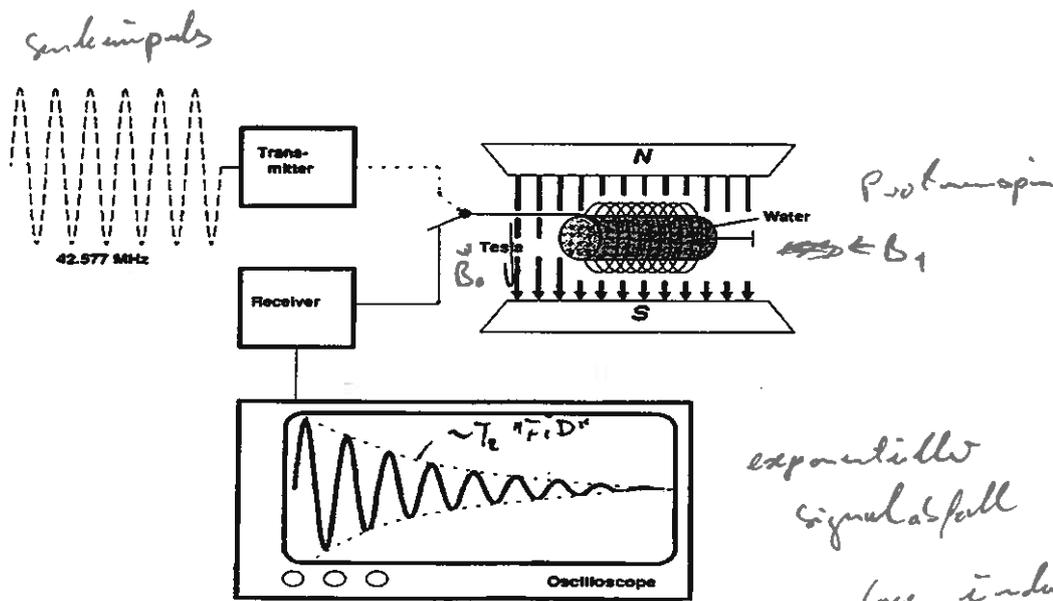
Der Kippwinkel α ist gegeben durch: $\alpha = \gamma B_1 t$.



Im rotierenden Koordinatensystem :



Die dann rotierende Querkomponente M_{xy} kann als magnetischer Dipol verstanden werden, dessen Feld mit einer Spule empfangen werden kann.



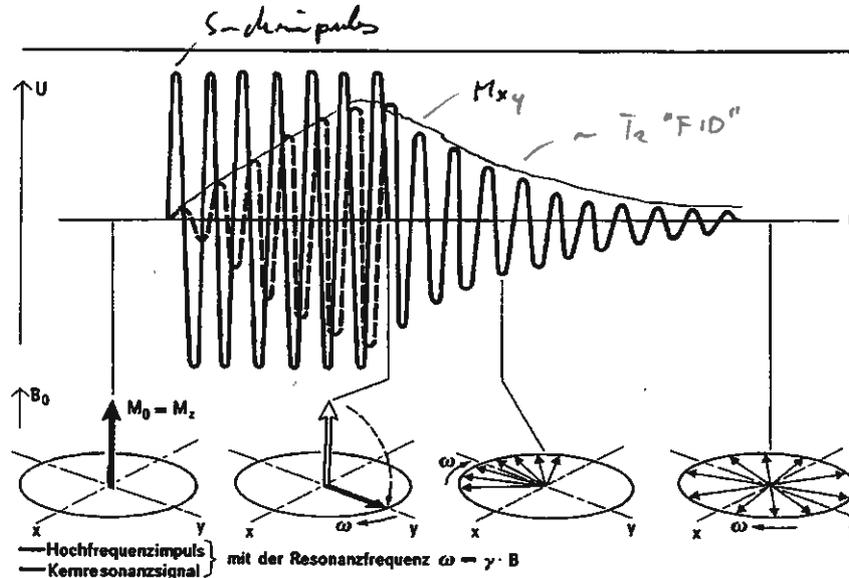
Anregung der Kernspins und Messung des resultierenden MR-Signals

FiD

Nach Einschalten des Sendeimpulses baut sich Quermagnetisierung auf.

Nach dem Abschalten zerfällt diese mit der Zeitkonstanten $T_2^* < T_2$. Diese Zeitkonstante ist im Wesentlichen auf Feldinhomogenitäten zurückzuführen ($\omega = \gamma \cdot B_0 \Rightarrow$ Dephasierung!).

Mit einer Empfangsspule (bzw. der auf Empfang geschalteten Sendespule) kann das MR-Signal, der sogen. 'freie Induktionszerfall' bzw. 'Free Induction Decay' FID gemessen werden.

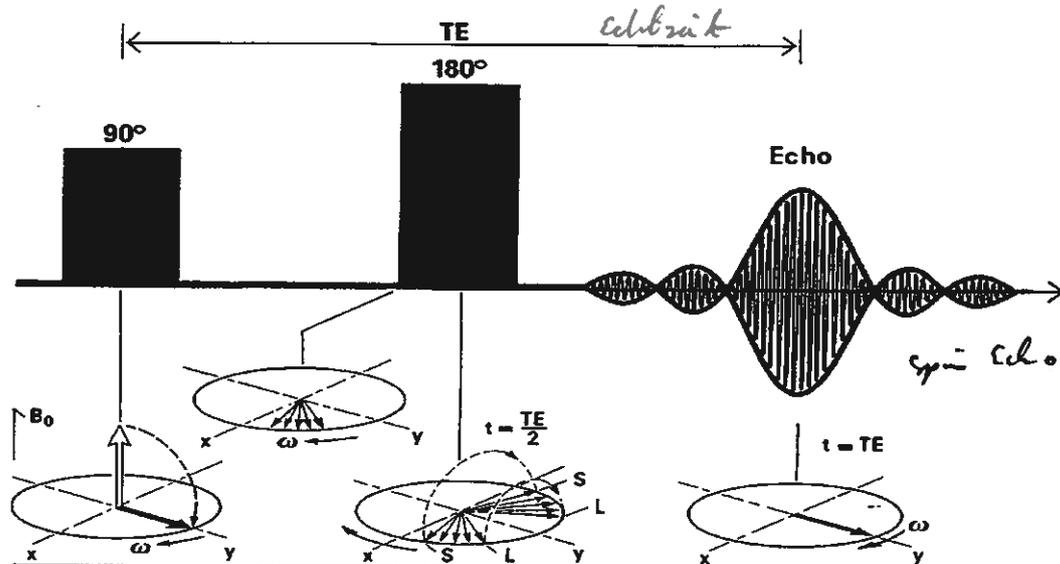


Während der Zeit $t < T_2$ können die dephasierten Spins durch einen 180° -Impuls refokussiert werden.

Nach der Echozeit T_E entsteht ein sogen. Spinecho.

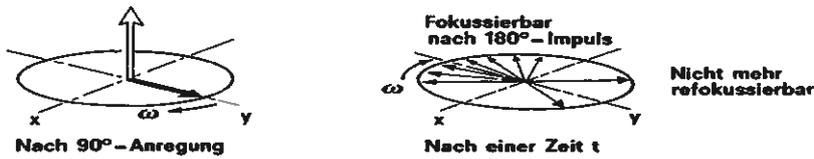
$\hookrightarrow \alpha = \gamma \cdot B_1 \cdot t = 180^\circ$

Die Dephasierung der Spins aufgrund von Feldinhomogenitäten kann somit kompensiert werden.

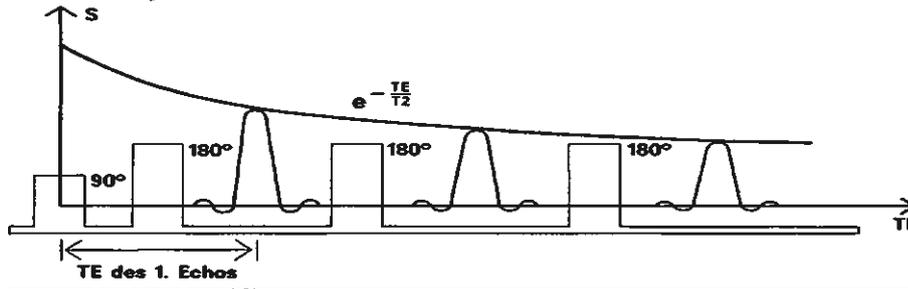


Spin-Echo-Erzeugung durch 180° -Impuls

T2-Relaxation (Spin-Spin-Wechselwirkung)



Messung der T2-Relaxation durch Erzeugung mehrerer Spin-Echos



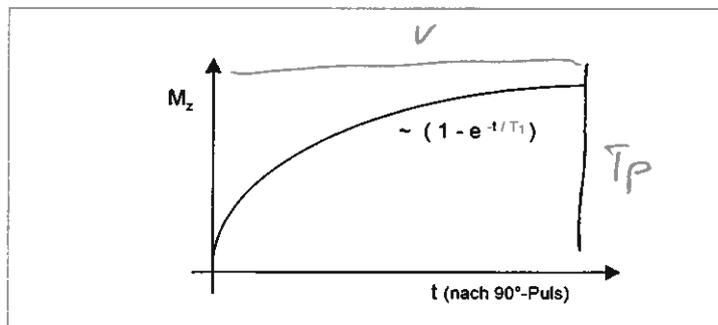
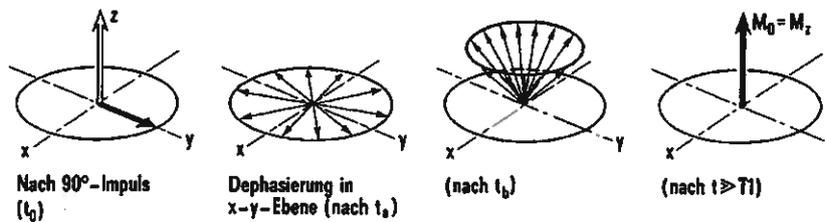
Die Zeitkonstante T_2 beschreibt die Wechselwirkung der Spins untereinander, die sogen. Spin-Spin-Wechselwirkung. Durch diese geht die ursprüngliche Kohärenz der Einzelmagnetisierungen verloren.

In einer Spinecho-Sequenz wird das Empfangssignal daher mit zunehmender Echozeit T_E kleiner.

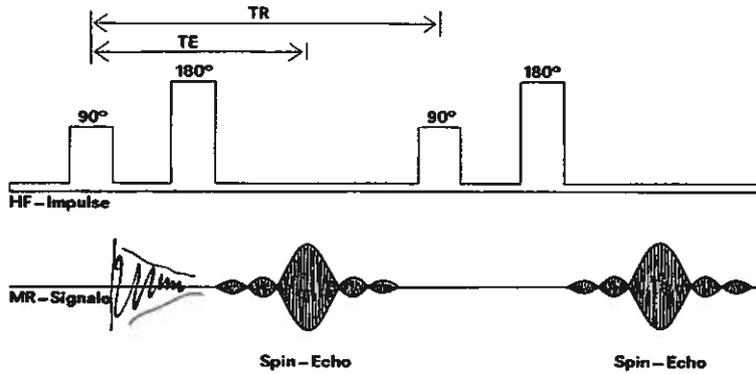
Bei wiederholtem Erzeugen von Spinechos nach einer 90° -Anregung ergibt sich T_2 aus den abfallenden Echoamplituden.

T1-Relaxation (Spin-Gitter-Wechselwirkung)

Die T1-Relaxation ist dem T2-Prozeß (der Dephasierung) überlagert

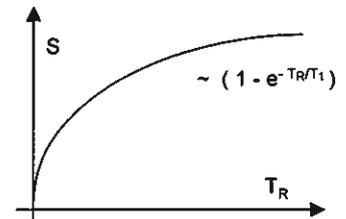


Die Zeitkonstante T_1 beschreibt die sogen. Längsrelaxation, das Zurückkippen der Magnetisierung in z-Richtung. Die Ursache hierfür ist die Wechselwirkung der Spins mit ihrer Umgebung, die sogen. 'Spin-Gitter-Wechselwirkung' (Gitter: historisch geprägt, von der Wechselwirkung bei Festkörpern). Dieser Prozeß ist dem T_2 -Prozeß überlagert.



$$\text{Signal } S \sim \rho e^{-TE/T_2} (1 - e^{-TR/T_1})$$

ρ Protonendichte } Gewebe-parameter
 T_1, T_2 Relaxationszeiten }
 TR Repetitionszeit } Meß-parameter
 TE Echozeit }



Die Signalstärke bei der Spinecho-Messung:

- Proportional zur Spindichte

- T_E und T_R haben Einfluß auf die Signalhöhe:

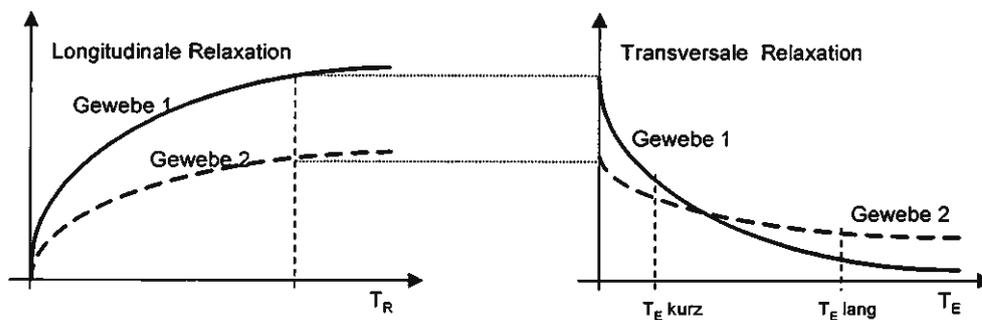
Appliziert man erneut einen 90°-Puls bevor die gesamte Magnetisierung in die z-Richtung zurückgekehrt ist, hat dies eine entsprechende Signalschwächung zur Folge.

Die Repetitionszeit T_R muß also groß genug ($T_R > T_1$) gewählt werden.

T_R kann bis zu mehreren Sekunden betragen. T_E liegt üblicherweise bei 5 ... 100ms.

Die Relaxationszeiten T_1 und T_2 sind gewebespezifisch.

Durch Wahl der Sequenzparameter kann somit ein bestimmter Kontrast im Bild erzeugt werden.



Beispiele für Relaxationszeiten bei $B_0 = 0,5T$:
(Relaxationszeiten sind B_0 -abhängig!)

	T_1 / ms	T_2 / ms
Muskelgewebe	600	40
Fettgewebe	180	55
Leber	340	40
Lebermetastasen	570	40
Knochen	100	30
graue Hirnsubstanz	660	90
weiße Hirnsubstanz	490	85
Wasser	3200	1700

Den MR-Bildkontrast kann man durch Wahl von T_R und T_E beeinflussen:

Protonendichtewichtung: T_E kurz, T_R lang

T_1 -Wichtung:

T_E kurz, T_R kurz \rightarrow wenig Signal

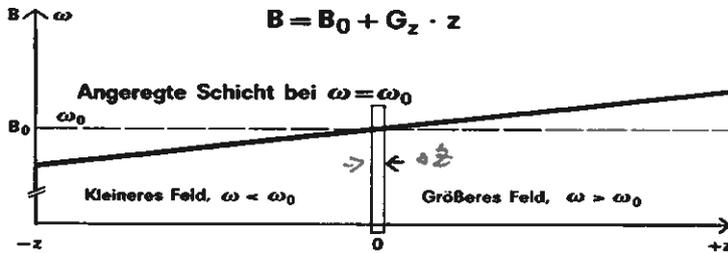
T_2 -Wichtung:

T_E lang, T_R lang \rightarrow viel Signal

Schichtauswahl - selektive Anregung

$\omega_0 = \gamma B_0$

Überlagerung des Grundfeldes B_0 durch ein lineares Gradientenfeld, z.B. G_z



Größenordnungen:

Grundfeld B_0 : ca. 1 T

Gradientenfeld $G_{z,max}$: ca. 20 mT/m, mit $z_{max} = 25cm \Rightarrow G_z z_{max} = 5 mT$

Resonanz tritt nur dort auf, wo die eingestrahlte Frequenz ω der speziellen Präzessionsfrequenz entspricht — wegen

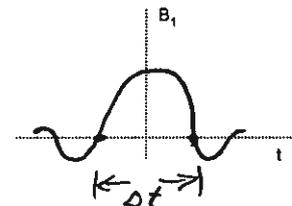
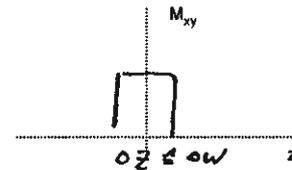
$\omega = \gamma \cdot [B_0 + G_z \cdot z]$

ist die Resonanzfrequenz ortsabhängig.

Aus den Bloch'schen Gleichungen lässt sich ableiten, dass die Ortsabhängigkeit der Quermagnetisierung der Fouriertransformierten des Hochfrequenzimpulses $B_1(t)$ proportional ist.

Eine rechteckförmige Abhängigkeit der Quermagnetisierung M_{xy} über ω bzw. z ergibt sich also durch eine sinc-Funktion von $B_1(t)$.

Für die Schichtdicke lässt sich ableiten: $d = 2\pi / (\gamma G_z \Delta t) = \Delta z$



für kleine $d \Rightarrow$ große $G_z \Delta t$

$\frac{d\omega}{dz} = \gamma \cdot G_z \Rightarrow dz = \frac{d\omega}{\gamma G_z} = \frac{2\pi}{\Delta\omega \cdot \gamma G_z}$

Bilderzeugung

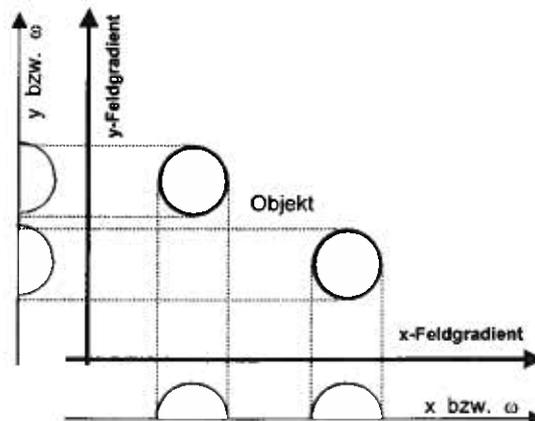
Durch gleichzeitiges Einschalten von 3 Feldgradienten in x-, y- und z-Richtung lässt sich im Meßvolumen prinzipiell eine eindeutige Zuordnung der Resonanzfrequenz zum Ort herstellen. Durch sukzessives Verändern der Meßfrequenz oder der Feldgradienten ließe sich somit das Meßvolumen abscannen. Dieses als 'Single Point Methode' bezeichnete Verfahren wird aber wegen der hohen Meßdauer nicht angewandt.

Projektionsrekonstruktion:

Das Anlegen eines Feldgradienten in eine bestimmte Richtung erzeugt eine Projektion des Objekts auf diese Richtung, da alle Spins auf einer Linie senkrecht zum Gradienten die gleiche Resonanzfrequenz haben. Die Signalintensität auf dieser Linie ist proportional der Spindichte. Durch Linearkombination der x-, y- und z-Gradienten lässt sich jede beliebige Richtung einstellen.

Aus solchen beliebig vielen Projektionen kann nun analog zu den in der Röntgen-CT angewandten Rekonstruktionverfahren ein Bild berechnet werden.

Das Verfahren wird allerdings heute kaum angewandt.



Fourier-Verfahren

Praktisch alle heute verwendeten MR-Rekonstruktionsverfahren sind Fourier-Verfahren. Im folgenden soll dieses Verfahren nur kurz beschrieben werden. Eine ausführliche Darstellung findet sich z. B. in /2/.

Beim 2D-Fourier-Verfahren wird zunächst in der oben beschriebenen Weise durch einen Schichtgradienten mit selektiver Anregung eine Schicht, z.B. in z-Richtung, festgelegt.

Man legt dann in einer weiteren Richtung, z.B. in y- Richtung, einen Feldgradienten B_y an, der bewirkt, dass alle Spins auf Geraden $y=const.$ mit gleicher Frequenz entsprechend $\omega(y) = \gamma (B_0 + G_y y)$ oszillieren. Nach Abschalten von G_y oszillieren diese wieder mit $\omega = \gamma B_0$ weiter, aber es wurde ihnen eine Phase entsprechend ihrer y-Position aufgeprägt. Daher bezeichnet man den Vorgang als **Phasenkodierung** (Zuordnung Phase \Leftrightarrow Ort).

Anschließend wird während der Signalauslesezeit ein Feldgradient in die verbleibende Raumrichtung x geschaltet, der eine entsprechende ortsabhängige Oszillation $\omega(x) = \gamma (B_0 + G_x x)$ bewirkt. Die Spins sind hiermit also **frequenzkodiert** (Zuordnung Frequenz \Leftrightarrow Ort). Während dieser Auslesezeit wird das MR-Signal gemessen (abgetastet).

Diese Phasen- und Frequenzkodierung wird nun Zeile für Zeile der Bildmatrix wiederholt.

Für jeden Raumpunkt läßt sich also eine eindeutige Phasen-/ Frequenzangabe machen.

Für die Phase der Spins nach Abschalten des Phasenkodiergradienten gilt:

$$\phi(y) - \phi(0) = \gamma G_y y t_{phas} = k_y y \quad \text{mit der Ortsfrequenz } k_y = \gamma G_y t_{phas}$$

Entspr. läßt sich eine Ortsfrequenz k_x über den Frequenzkodiergrad G_x und seiner Einschaltdauer t_{Frequ} definieren:

$$k_x = \gamma G_x t_{Frequ}$$

Eine ausführliche Analyse (z.B. in /2/) ergibt, dass die räumliche Verteilung der Magnetisierung $M_{xy}(x,y)$ und das während des Auslesegradienten gemessene Signal $m(k_x, k_y)$ über eine 2D-Fouriertransformation verknüpft sind:

$$m(k_x, k_y) = \iint_{x,y} M_{xy}(x,y) e^{-j(k_x x + k_y y)} dx dy$$

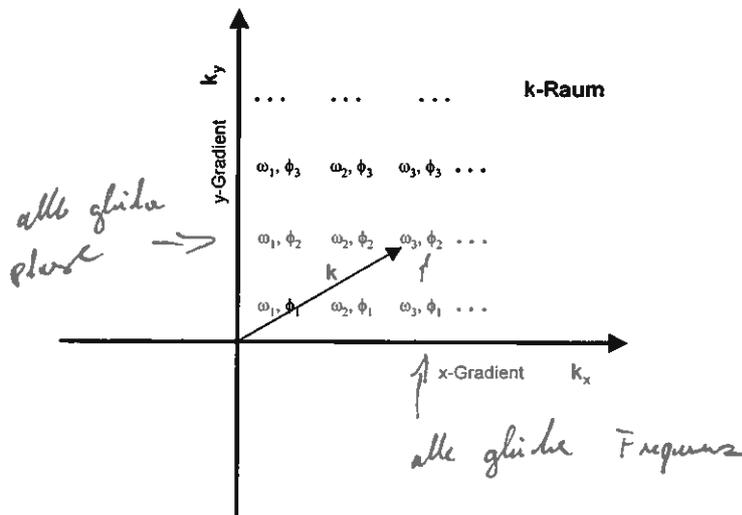
↑ Messung
↑ gesucht

*2x/y ~ G · t
i + phi
=> G groß*

Durch sukzessives Schalten eines Phasenkodiergradienten mit steigender Amplitude und Messung des MR-Signals während des Auslesegradienten läßt sich also der Ortsfrequenzraum oder k-Raum abtasten und mit Meßdaten füllen.

Eine 2D-Fouriertransformation ergibt dann die örtliche Verteilung der Magnetisierung $M_{xy}(x,y)$.

Das Verfahren läßt sich durch Hinzunahme eines 2. Phasenkodiergradienten in z-Richtung erweitern zum 3D-Fourier-Verfahren, bei dem in einer Messung ein 3D-Datensatz aufgenommen wird.

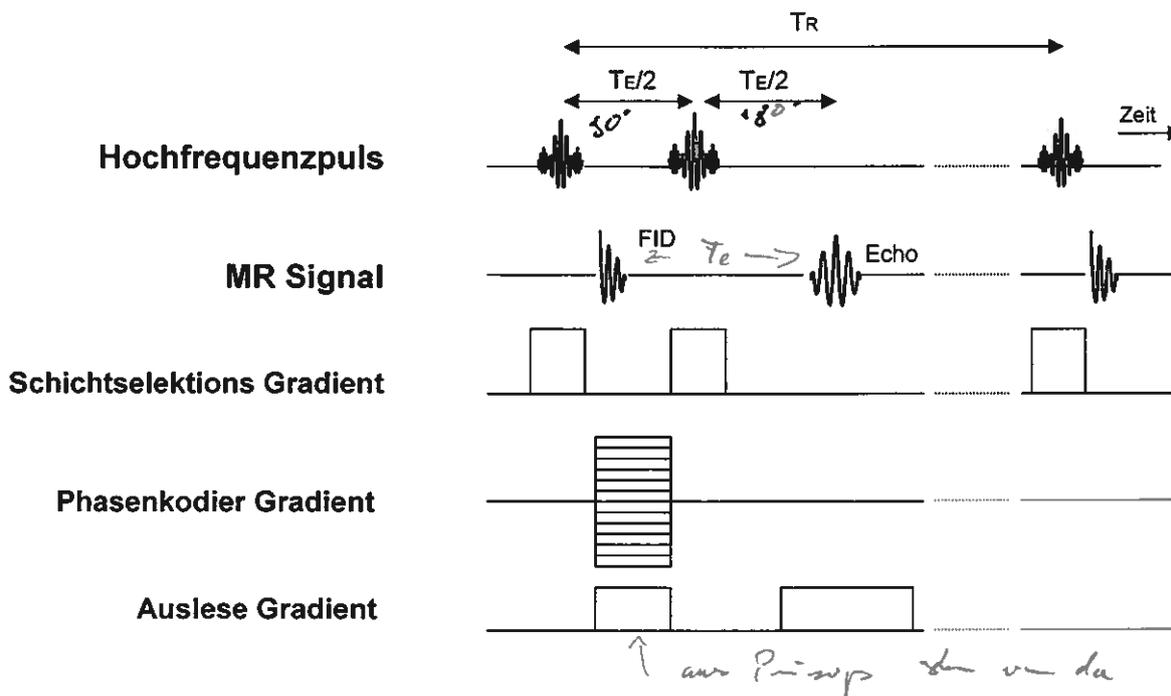


Zeilenweise Auffüllung des Rohdaten- oder k-Raumes durch Verändern des Phasenkodier-Gradienten

Zeileninformation = Frequenzspektrum des Auslese-Gradienten

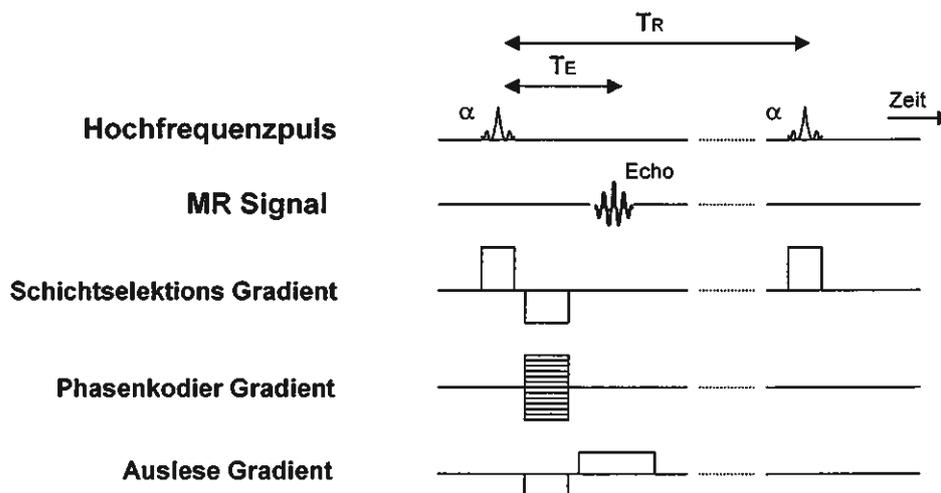
Spin Echo Pulssequenz

TR: Repetitionszeit, TE: Echozeit



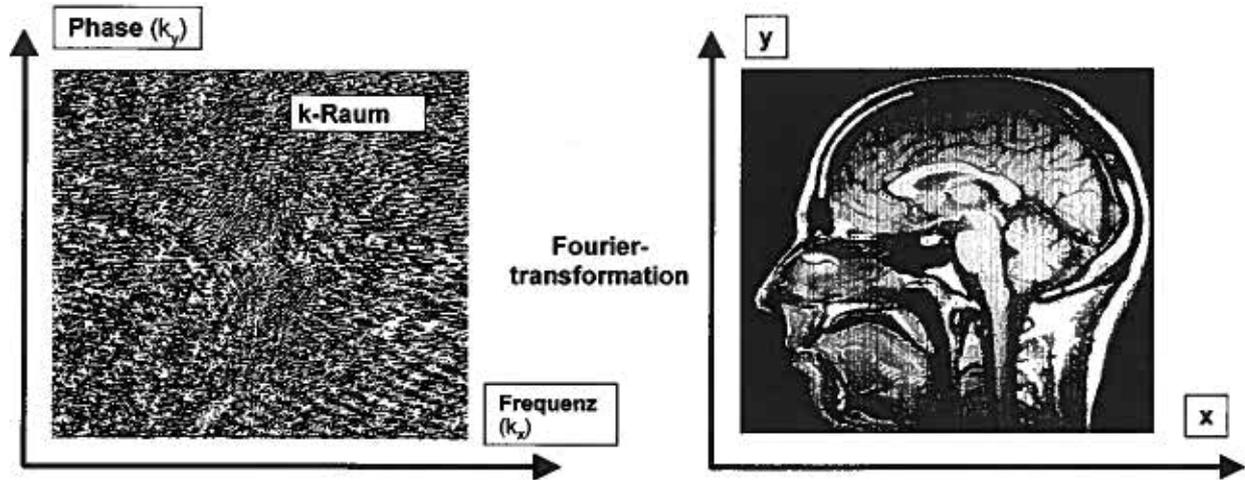
Gradienten Echo Sequenz

→ weniger HF im Kopf → gut wegen Risiko
Kleinerer Anregungswinkel ($< 90^\circ$), Echo durch Gradientenpuls statt 180°

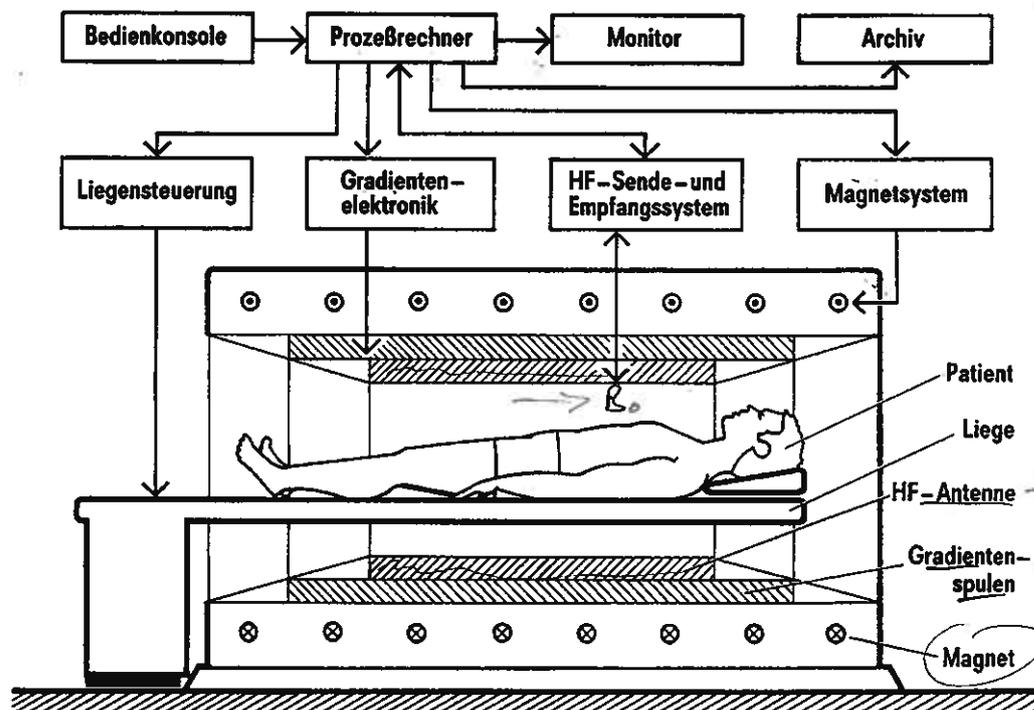


Meßzeit: $T_{ac} = TR \cdot N_{Ph} = AC$

TR: Repetitionszeit
 N_{Ph} : Anzahl der Phasenkodierschritte = Matrixgröße
 AC: Anzahl der Akquisitionen zur Mittelung

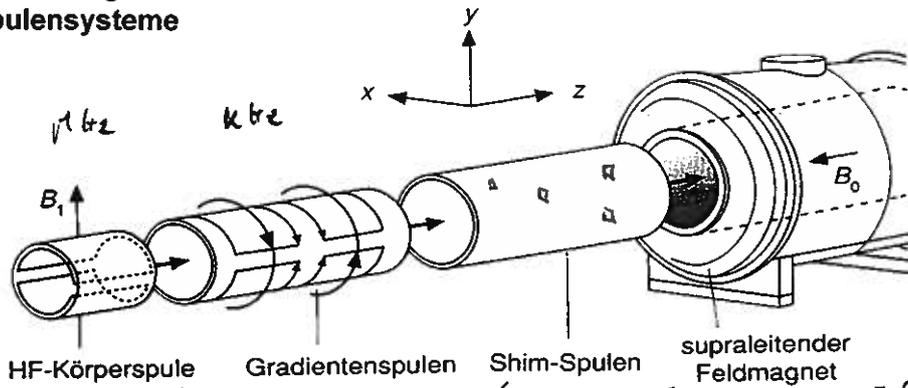


Das systematische Füllen des k-Raumes mit Meßdaten wird über sogen. Pulssequenzen geregelt, in denen der Ablauf einer Messung (Schalten von Gradienten- und HF-Impulsen, Signalabtastung, etc.) programmiert ist.



Hauptkomponenten einer MR-Anlage

Felderzeugende Spulensysteme



50 ppm → ca. 1 ppm

Ganzkörper-MR-Magnete

Elektromagnete

- resistive**
- $B_0 < 0,3T$
 - hoher Energieverbrauch
 - Luftspulen
 - mit Eisenrückführung
 - => hohes Gewicht

supraleitende
 $0,5T < B_0 < 4T$
(7T)

Permanentmagnete

- $B_0 < 0,3T$ 0,35T
- Materialien: Ferrite, SmCo, NdFeB
- Kombination mit Eisenrückführung
- hohes Gewicht
- hohe Anschaffungskosten
- geringe Betriebskosten



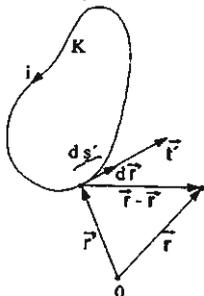
Temperatur
hohe
B remanenz
H sensitiv

Calculation 9.1.

Solenoid - Magnete

Unendlich lange Zylinderspule mit N Wdg./m:

$B_0 = \mu_0 \cdot I \cdot N$ => homogenes Feld im Innern



Grundsätzliche Möglichkeit der Feldberechnung von Magnetspulen nach dem Gesetz von Biot-Savart:

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu I}{4\pi} \int_K \frac{d\vec{r}' \times (\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3}$$

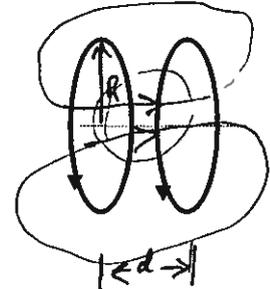
Optimierung der Spulenanordnungen durch Anwendung numerischer Rechenverfahren basierend auf den Maxwell-Gln. (stationär, quellenfrei)

Helmholtz-Spulenpaar:

Näherungsweise homogenes

Feld im Innern für $R = 2d$

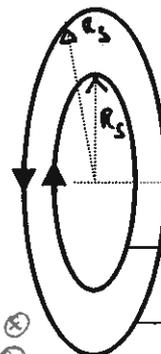
=> grundsätzlicher Aufbau von MR-Solenoidmagneten



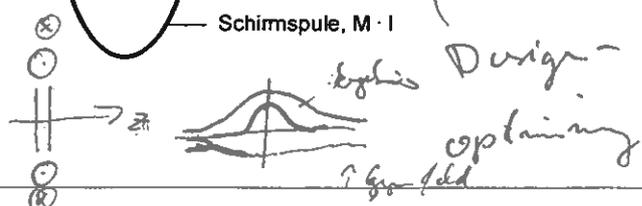
Stromfeld

Streufeld-Reduzierung:

- a) passive Schirmung: viele Tonnen Eisen erforderlich!
- b) aktive Schirmung: Prinzip: Spulen mit Gegenstrom



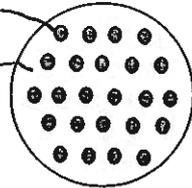
=> Feldschwächung im Innern, aber stärkerer Feldabfall im Aussenraum
"Stromdipol"



Supraleitende MR-Magnete

ca 7mm

Supraleiter: Niob-Titan
z.B. :
30 Filamente in Kupfermatrix
Drahtdurchmesser 2mm
bei 9000 Windungen => 40km!



Kühlung:
Flüssiges Helium, 4,2K

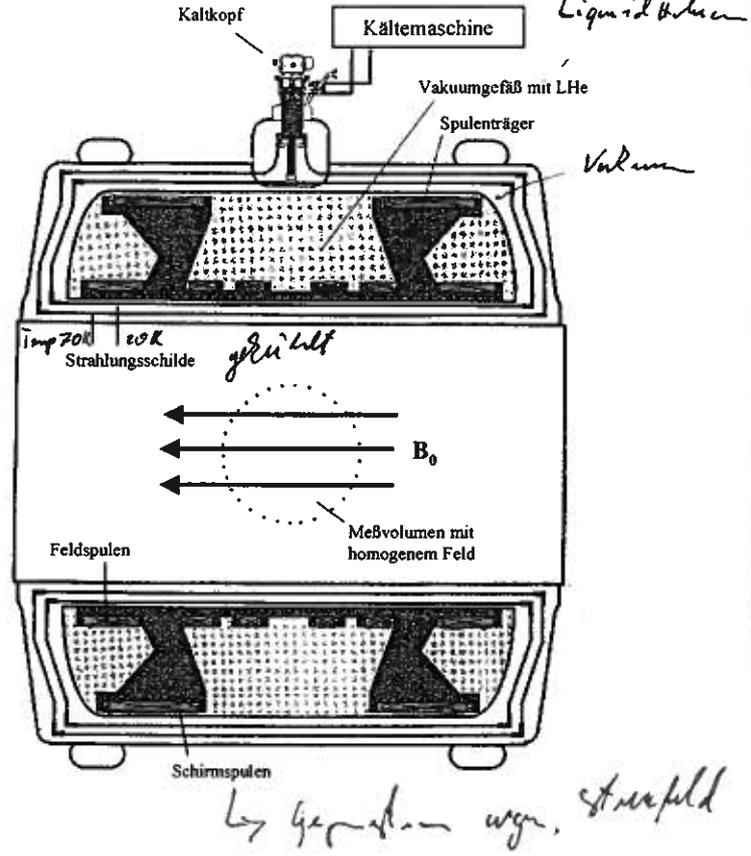
Wichtige Kenngrößen:

bildgebungsrelevant:

Feldstärke $0,5T < B_0 < 4T$
Homogenität z.B. $< 5ppm$ innerhalb 50cm-Kugel
Stabilität z.B. $< 0,1ppm/h$

umgebungsrelevant:

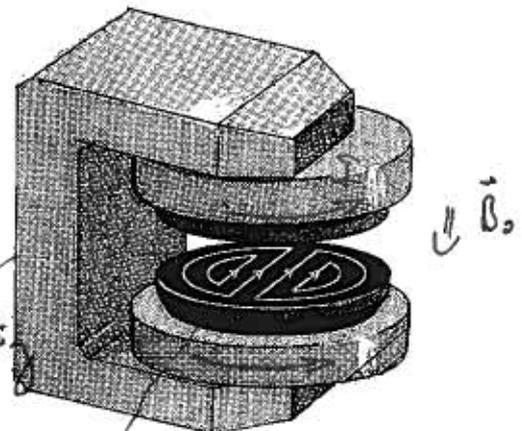
Steuferfeld $< 0,5mT$: 2...5m
Gewicht z.B. 6t bei 1T-Magnet
He-Abdampftrate z.B. $< 0,1l/h$
Magnetbohrung : Länge ca. 2m, *1-2m*
Durchmesser ca. 90cm



Beispiel für Resistiv-Magnet:

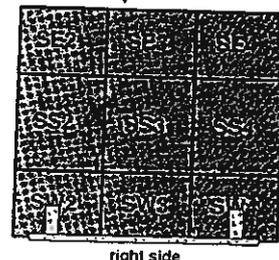
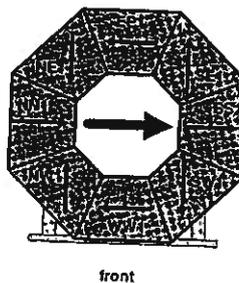
C-Magnet 0,2T (Siemens Magnetom OPEN)

- Vertikales Feld
- Eisenrückführung (Joch)
- Verlustleistung 18kW
- Wasserkühlung
- Gewicht: 12t
- Polschuhdurchmesser 118cm
- Luftspalt: 45cm
- Wicklungen aus Aluminiumband, 200mmx1mm
- Spulenstrom: 180A +/- 0,1ppm / min.
- Feldhomogenität:
+/- 5ppm @ Radius < 20cm



Beispiel für Permanentmagnet:

- Halbach-Design: 0,2T *Qualität*
Aus Ferritblöcken zusammengesetzt
- Gewicht: 9t
- Feldhomogenität:
+/- 20ppm @ Radius < 20cm
- Stabilität: < 6ppm / h
(Magnetheizung auf 32° +/- 1°)



mit C-Magnet, weil es nur anstelle ganz Permanentmagnete

Gradientenspulen

Aufgabe:

Erzeugung von Feldgradienten
für Ortskodierung:

$$\mathbf{B} = B(x,y,z) \mathbf{e}_z$$

$$\text{mit } B(x,y,z) = B_0 + G_x \cdot x + G_y \cdot y + G_z \cdot z$$

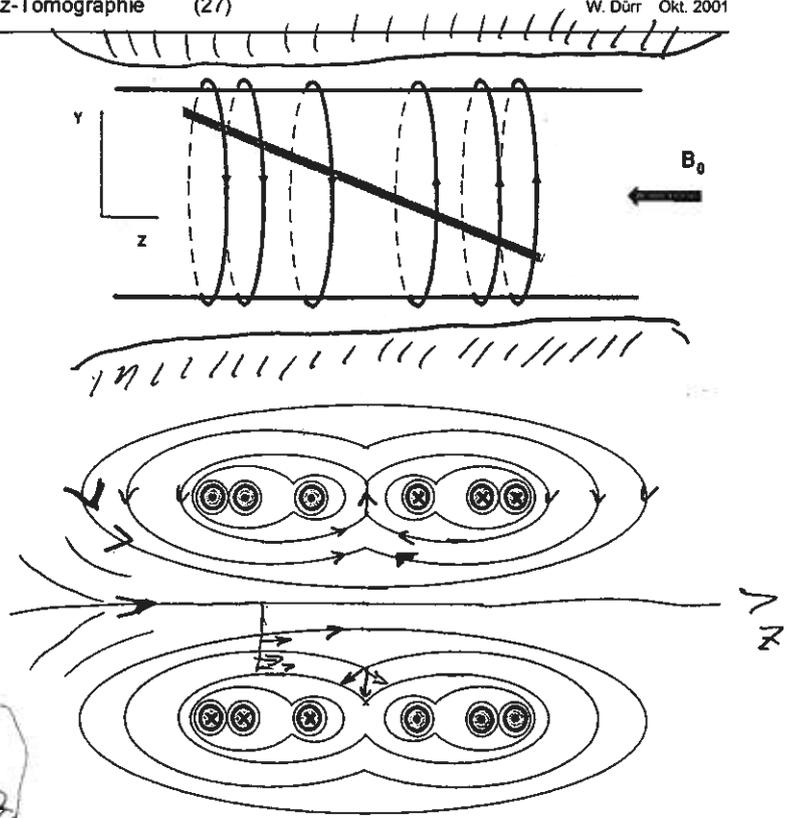
$$G_x = \delta B_z / \delta x$$

$$G_y = \delta B_z / \delta y$$

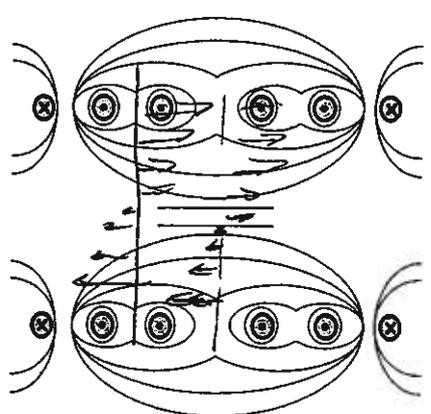
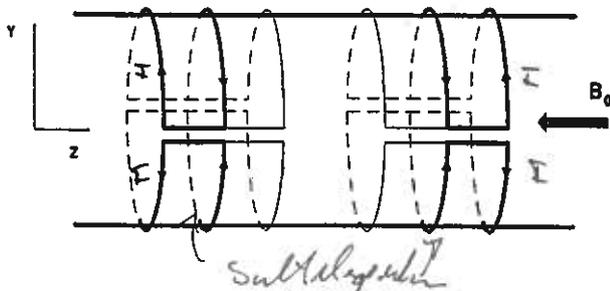
$$G_z = \delta B_z / \delta z$$

Berechnungsgrundlage:

Gesetz von Biot-Savart



z - Gradientenspule, prinzipieller Aufbau

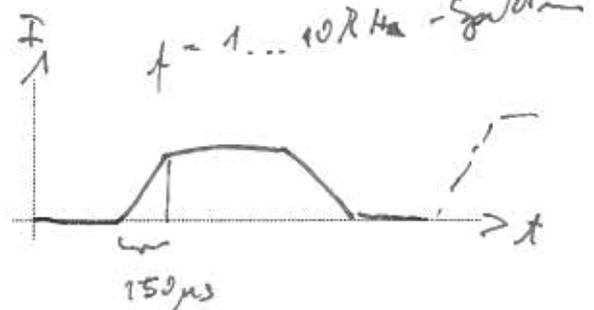


y - Gradientenspule, prinzipieller Aufbau

x - Gradient in 90° gedreht

Wichtige Kenngrößen von Gradientenspulen

- Gradientenstärke: *40*
Standard max. 15 ... 25 mT/m
bei ca. 300A Spulenstrom
- Induktivität => Anstiegszeit: Standard ca. 1ms,
mit *Booster* ca. 150µs
(höhere Verstärker-Spannung, ca. 2kV!)
- Linearitätsvolumen *φ 50cm*
- Max. Puls-Pausen-Verhältnis (Duty Cycle, 50 ... 100%)
- Aktiv geschirmt? *Prinzip wie bei Magnet*
=> Wirbelströme in den Strahlungsschichten
im Magnet!

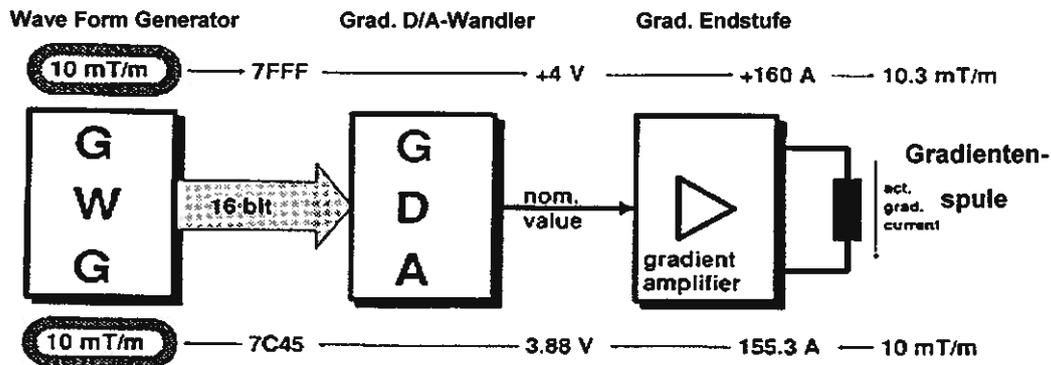


Begrenzende Faktoren bei Gradientenspulen :

- Verlustleistung in der Spule (Strom ca. 300 A, DC-Widerstand ca. 0,2 Ohm)
- Spannungen in Spule und Verstärker => elektrische Teilentladungen, "Spikes"
- Kräfte und Lärmentwicklung (Ströme in starkem Magnetfeld!)
- Patient: Nervenstimulation durch induzierte Wirbelströme: $\text{rot } E = -dB / dt$ (Aktivierung von Nervenpotentialen)

dB / dt , typisch : $25\text{mT/m} \cdot 0,25\text{m} / 0,15\text{ms} = 40\text{T/s}$

Gradienten-Ansteuer-Elektronik



MR-HF-Antennen

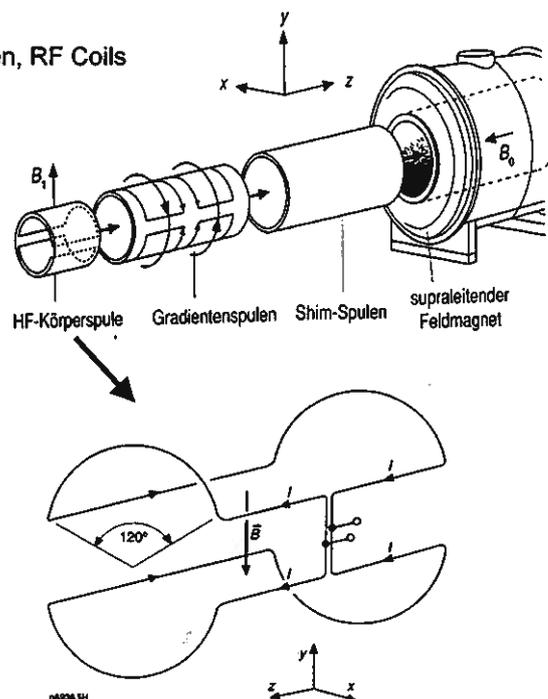
oft verwendete Bezeichnungen: MR-Spulen, MR-Resonatoren, RF Coils

Aufgabe:

- Spin-System anregen
=> Sendepulse 10 ... 15 kW
=> Ganzkörperantenne im Magneten
 - Signale von Spins empfangen
=> Signale im Nanovolt-Bereich
=> hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis
=> objektangepasste Antennen
- => Daher meist getrennte Anordnung :
- Sendeantenne zur Spin-Anregung
 - Optimierte Empfangsantennen
 - Für bestimmte Anwendungen auch Sende-Empfangsantennen (Kopf, Knie)

HF-Schirm:

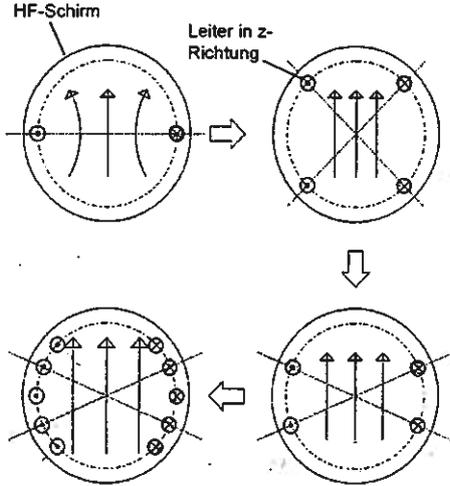
Zwischen Gradientenspulen und Rohr-Innenraum ist ein HF-Schirm zur Vermeidung von Verkopplungen, insbes. Rauscheinkopplung, erforderlich.



Beispiel: Sattelspule

Prinzip des Wellenleiter-Resonators

- Anwendung meist als Ganzkörper-Resonator
- Erhöhung der transversalen Feldhomogenität durch Erhöhung der Leiteranzahl

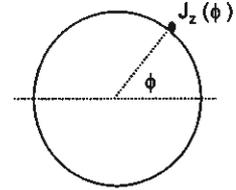


Theorie:

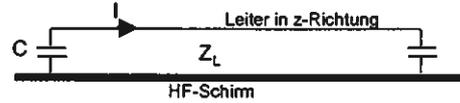
Sinusförmige Strombelegung auf Zylindermantel:

$$J_z(\phi) = J_0 \sin \phi$$

=> homogenes Feld
 $B_1(x,y) = \text{const.}$

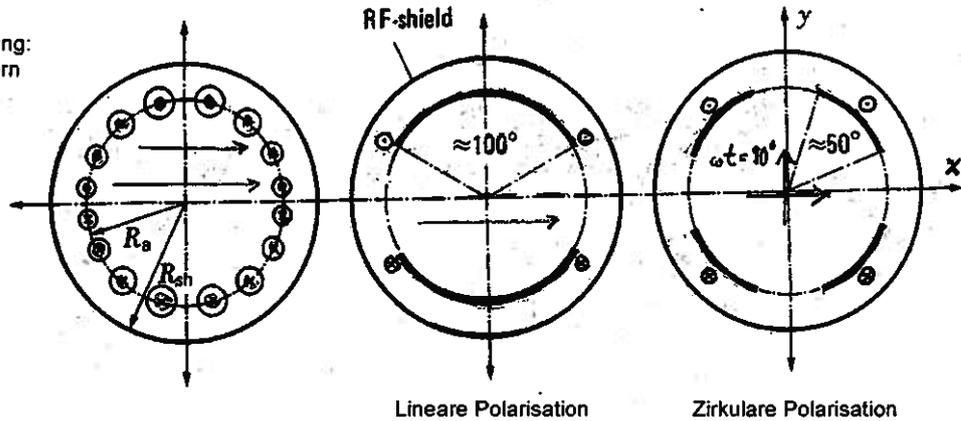


$\lambda/2$ - Resonator: Kapazitive Verkürzung



Leiterlänge $l < \lambda/2 \Rightarrow 1/(wC) = Z_L \cot[\pi(1/2 - l/\lambda)]$

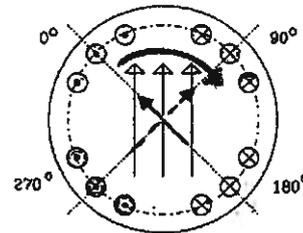
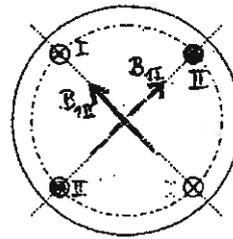
Konstruktive Vereinfachung:
Übergang von Einzelleitern
auf Leiterfolien



Feldentwicklung zur Optimierung bzgl. Feldhomogenität:

Zirkulare Polarisation:

- Optimale Anregung der Kernspins durch zirkular polarisiertes B_1 -Feld:
 - Erzeugung eines Drehfeldes durch
 - zweite, 90° verdrehte Leiteranordnung
 - mit um 90° phasenverschobenem Strom.
 - Beide Leitersysteme sind intrinsisch entkoppelt
- => Signal-zu-Rausch-Vorteil im Empfangsfall:



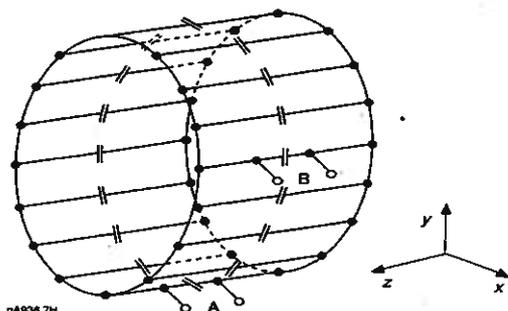
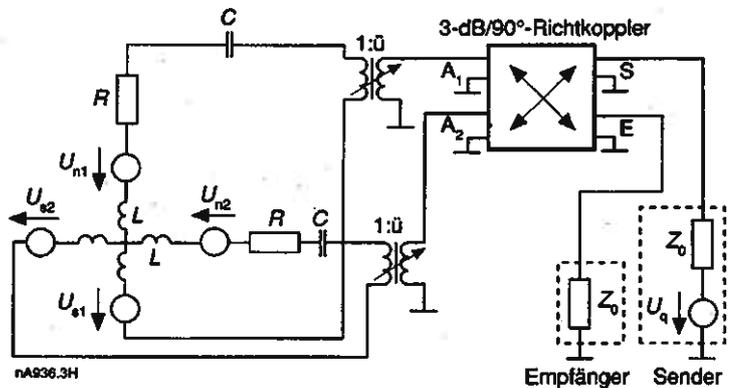
Signalleistung :

Rauschleistung :

- Halbierung der Sendeleistung
(linear polarisiertes Feld lässt sich darstellen aus links- und rechts-zirkular polarisiertem Feld !)

Prinzipielle Verschaltung einer zirkular polarisierenden Sende- Empfangsantenne:

- Rauschen: U_n
- Signal: U_s
- Verluste (Antenne + Patient) : R
- Leiterinduktivität: L
- "Resonanz-Kapazität" für Anpassung: C
- phasenverschobene Ansteuerung über $\pi/2$ -Hybrid
- Die Übertrager 1:1 symbolisieren die Impedanzanpassung - in der Regel durch Kapazitäten.



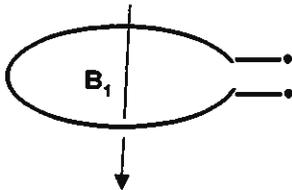
Beispiel eines anderen Antennentyps:
Zirkular polarisierter Birdcage'-Resonator
Eingänge A und B sind intrinsisch entkoppelt

MR-Empfangsantennen

Wesentliche Merkmale:

- Hohe Empfindlichkeit, geringes Eigenrauschen => Hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis
- Möglichst große Homogenität im sensitiven Volumen
- Entkopplung vom Sendefeld => - Schutz vor Zerstörung
- Patientensicherheit (induzierte Spulenströme => lokale Leistungsdichte)

Einfache Ringspule

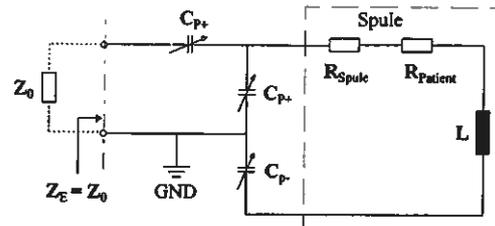


Eigengüte: $Q_0 = \omega L / R_{Spule}$

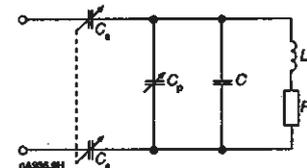
"Patienten"-Güte: $Q_P = \omega L / R_{Patient}$

Lastgüte: $1/Q_L = 1/Q_0 + 1/Q_P$
=> $Q_L = \omega L / (R_{Spule} + R_{Patient})$

Anpassung an Systemimpedanz (50 Ohm):



Alternative Anpassung (erdsymmetrisch)

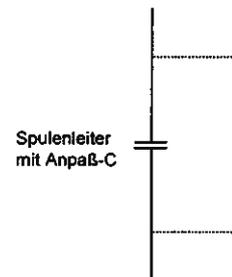


Entwicklungsschritte bei MR-Empfangsantennen :

- einfache Ringspulen, lineare Polarisation, Entkopplung vom Sendefeld über gekreuzte Dioden
- aktive Entkopplung über PIN-Dioden
- zirkulare Polarisation
- rauscharme Vorverstärker ($F < 0,5\text{dB}$) direkt an Spule => Kabelverluste unbedeutend, Spulenkopplung verbessert
- Arrayspulen, zirkular polarisiert

Prinzip der Entkopplung von Empfangsantennen vom Senderesonator:

- Parallelschaltung von Anpaß-C aus dem Resonanzkreis und Induktivität L'
- Einschalten der Induktivität L' über PIN-Diode: Strom => "ein" Sperrspannung => "aus"
- max. Impedanz bei L'-C-Resonanz
- HF - DC - Blockung über HF-Drosseln (Rauscheinkopplung!)

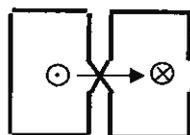


Zirkular polarisierte Oberflächenspulen:



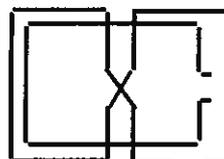
vertikale Polarisation

+



horizontale Polarisation

=



Array-Antennen:

Prinzip:

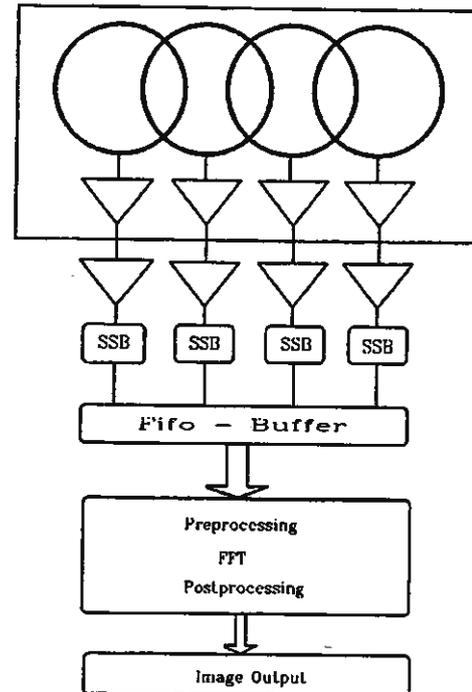
- Signalempfang aus großem Empfangsbereich
- Rauschen aus den Empfangsbereichen der Arrayelemente
- => bei Entkopplung der Arrayelemente (Rauschsignale unkorreliert) höheres Signal-zu-Rauschverhältnis!

Entkopplungsmöglichkeiten:

- geometrische Entkopplung: Überlappung der Elemente => kein magnetischer Gesamtfluß aus Nachbarelementen
- elektrische Entkopplung: Kompensation der Verkopplung über B- und E-Feld durch Kapazitäten / Induktivitäten zwischen den Arrayelementen
- elektronische Entkopplung über Vorverstärker: Hohe Eingangsimpedanz
=> 'keine' Ströme in Arrayelementen
=> keine Verkopplung über Magnetfelder

Verkopplung über elektrische Felder sind meist vernachlässigbar.

- Zirkularpolarisierte Arrays: Weitere S/R-Steigerung durch zirkular polarisierte Array-Elemente
- Erhöhung des Aufwandes an Elektronik (Verstärker, Mischer, ADCs) entsprechend der Kanalzahl (heute bis zu 16 Kanäle)
- entsprechende Erhöhung der Datenrate am Eingang!



HF-Sicherheit in MR-Tomographen

HF-Einstrahlung => Bisher keine nicht-thermischen Wirkungen nachgewiesen - Effektivwerte relevant

Gefährdungspotentiale:

- Global:** Erhöhung der Körpertemperatur (HF-Wirbelströme im Körper)
Maximalwerte (FDA, EU): < 38° Kopf, < 39° Körperstamm, < 40° Extremitäten
- Lokal:** "Hot Spots" in der Nähe von HF-Leitern, max. lokales SAR: 8 W/kg

Überwachungsmaßnahmen - Ganzkörper-SAR (Specific Absorption Rate)

Messung über SW und HW:

SW-Monitor: Berechnung vor Sequenzstart: SAR über eingegebenes Patientengewicht
max. 1,5W/kg bzw. 3W/kg (IEC: 1. Stufe)
(zusätzlicher Plausibilitäts-Check: Patientengewicht - Alter)

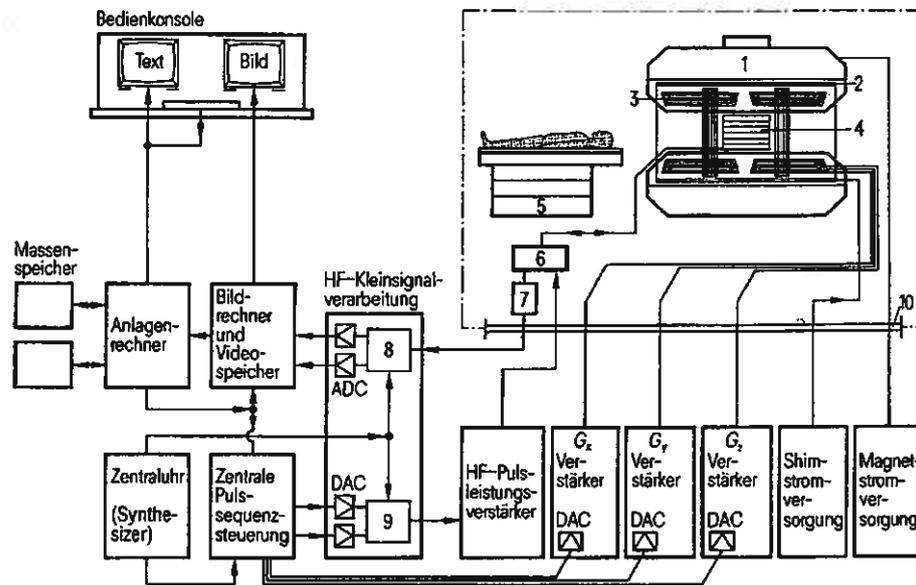
HW-Monitor: Messung der vor- und rücklaufenden Leistung => im Patienten absorbierte Leistung
Vergleich mit vorgegebenem Limit

Überwachungsmaßnahmen - lokale SAR

Vermeidung zu hoher HF-Ströme in Leitern :

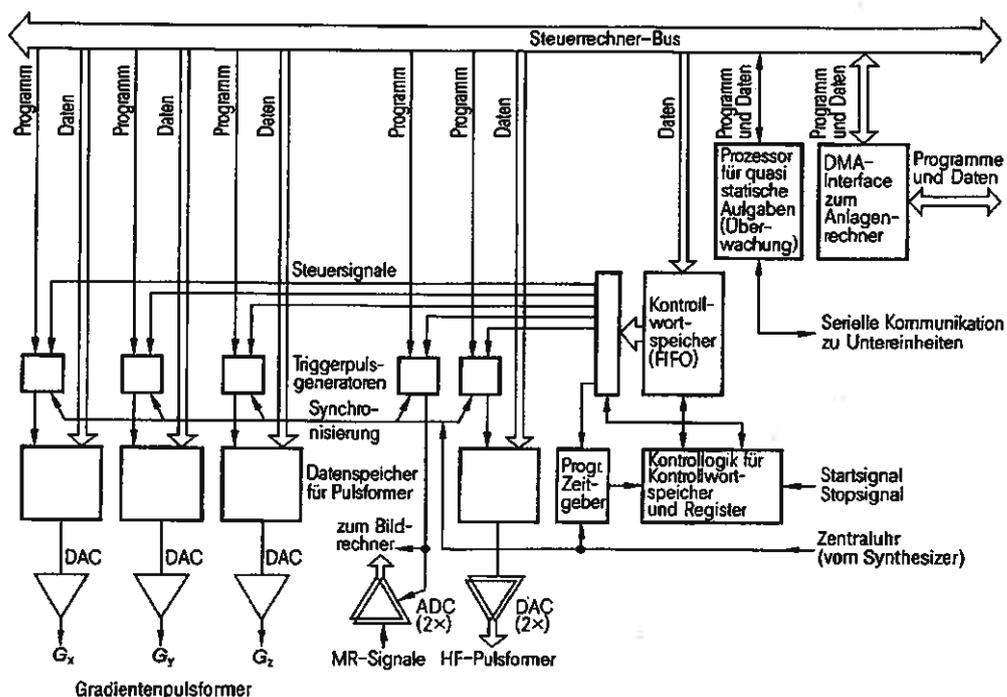
- Empfangsspulen** => Entkoppelschaltungen, Sicherungen
- Zuleitungen** => - Mantelwellensperren bei Spulenkabeln
- hochohmige EKG-Leitungen
- Endoskope
- Katheter, Führungsdrähte

MR-Anlage
Systemübersicht



- | | |
|---|---|
| 1 Magnet mit Kryotank und Kälteschilden | 6 Sende-Empfangs-Weiche |
| 2 Shimspulensystem | 7 Vorverstärker |
| 3 Gradientenspulensystem | 8 Quadraturdemodulator mit zwei NF-Tiefpässen und ADC |
| 4 HF-Resonator (Antenne) | 9 ESB-Modulator mit zwei DAC |
| 5 Patientenliege | 10 HF-dichte Durchführungen |

Blockschaltbild zur Anlagensteuerung:

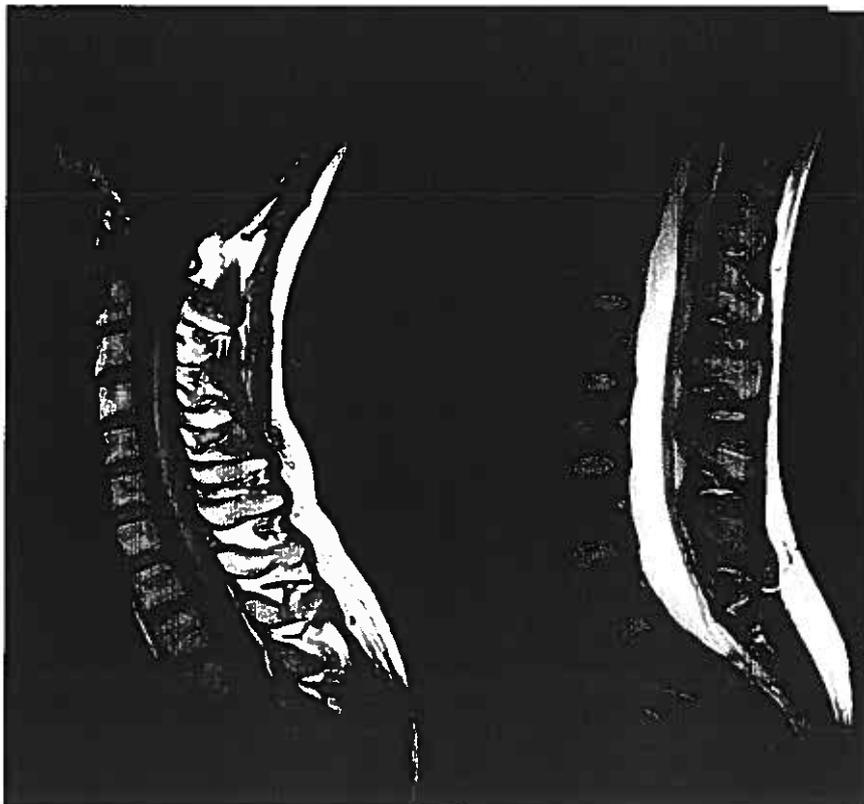


MR-Applikationen - Übersicht

- **MR-Bildgebung:**
Tumordiagnostik am gesamter Körper, Orthopädie, Neurologie, ..
- **Spektroskopie:** Stoffwechsel
- **Angiographie:** Gefäßerkrankungen
- **Funktionelle Bildgebung**
- **Schnelle Bildgebung:**
Turbo-Sequenzen, Echo-Planar-Imaging,

Einige Bildbeispiele

(siehe auch verteilte Broschüren!)



Spin Echo - Kontraste

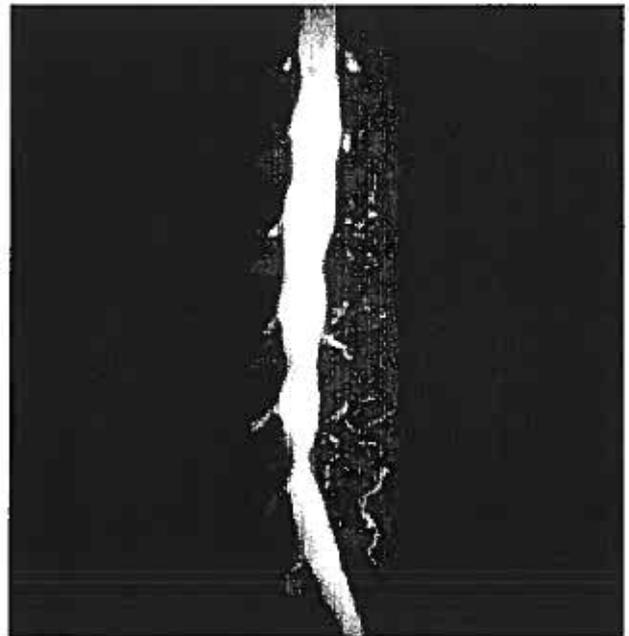
Links:
HWS sagittal,
T1-betont

Rechts:
LWS sagittal,
T2-betont

Gradienten Echo Sequenzen



Knie sagittal, 2D FLASH, 512², TA = 7:12 min



MR Myelographie, 3D FISP, 1.5 mm, TA = 6:41 min

3D Nachverarbeitung

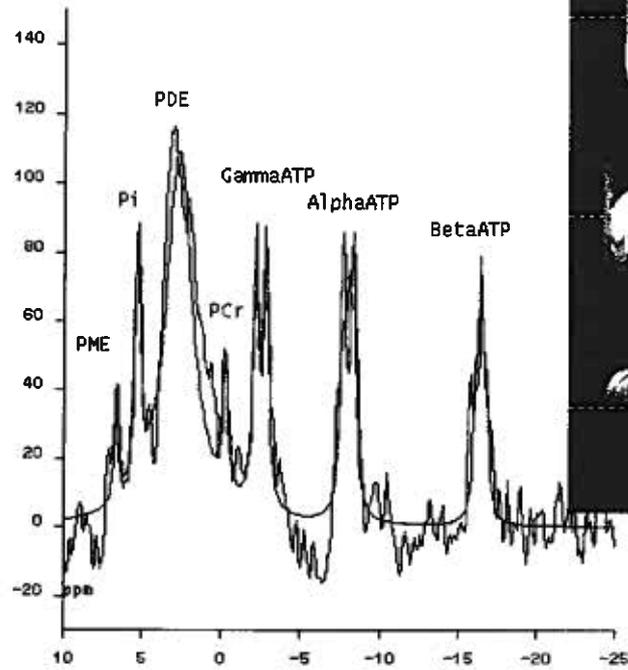


Multiplanare Rekonstruktionen (MPR):

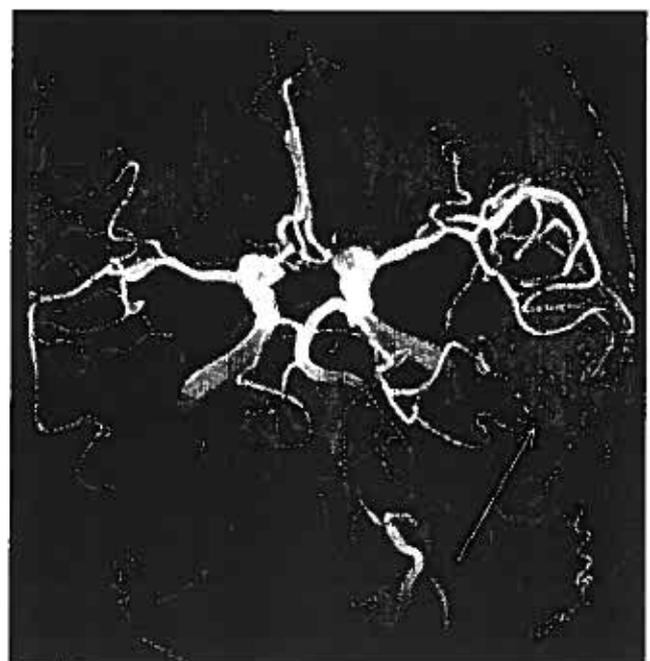
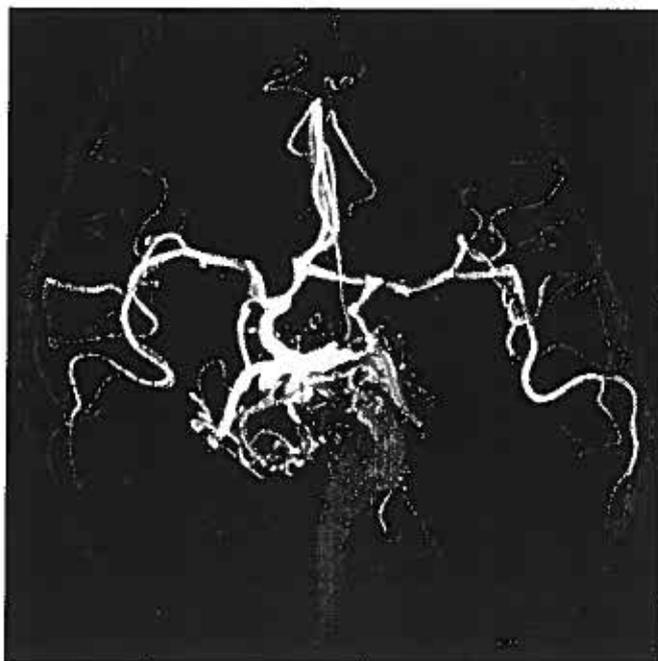
Sagittaler Datensatz, 51 Partitionen,
Schichtdicke 1.5 mm,
TR = 27 ms, TE = 9 ms, TA = 5:44 min

Orthogonale Rekonstruktionen
Oblique und doppelt oblique Rekon.
Gekrümmte Rekonstruktionen

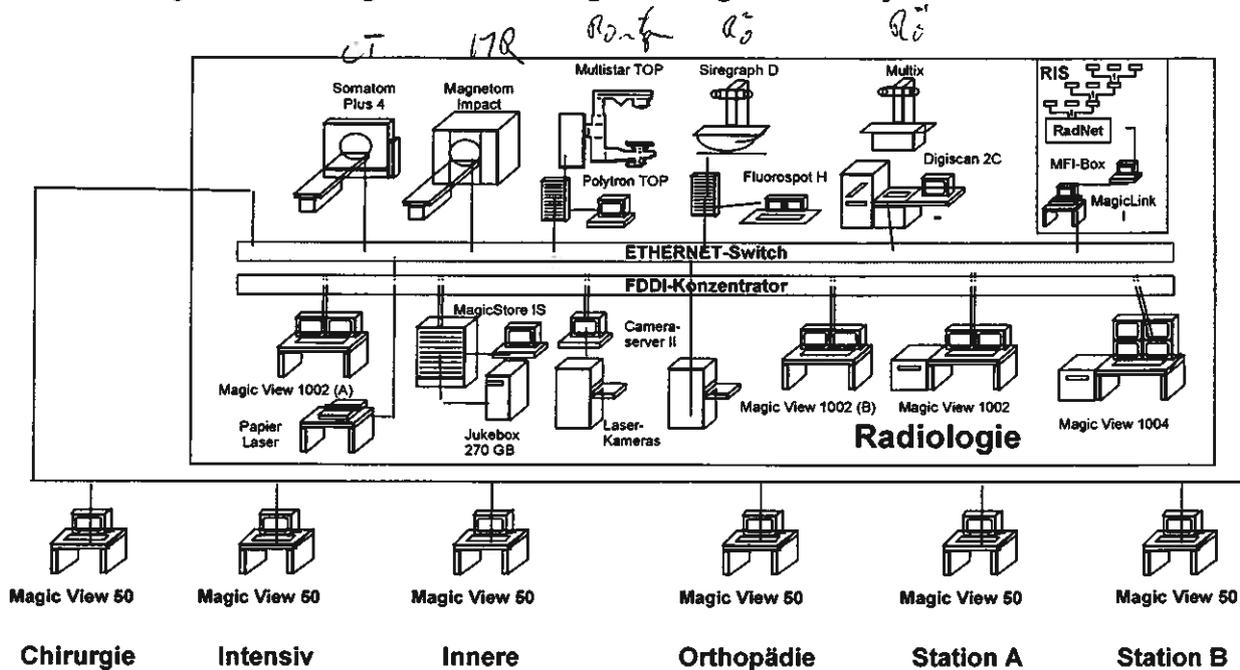
MR-Spektroskopie
Beispiel:
³¹P-Leber-Spektrum



MR-Angiographie des Gehirns



Digitale Radiologie - Vernetzung der bildgebenden Systeme



Internationale Standards:

IPI - Image Processing and Interchange Standard

bildorientierter Standard für allgemeine DV und Kommunikationsanwendungen, seit 1994

=> hierauf basiert **DICOM** (Digital Imaging and Communication)

standardisiert Formate und Bildparameter für radiologische Bilder

OSI - Open Systems Interconnection

Software-Architekturmodell => Kommunikationsprotokolle

Die meist verwendeten Kommunikationsnetze nach OSI:

- ETHERNET mit 10Mbit/s (je nach Kabel bis 100Mbit/s)
 - FDDI (Fiber Digital Interconnect) mit 100Mbit/s
- Protokoll jeweils TCP / IP (Transport Control Protocol / Internet Protocol)

PACS - Picture Archiving and Communication System

Ursprünglich reines Bildarchivierungssystem : heute: Integriertes radiologisches Informationssystem

Ziel: Integriertes Patienten Management System, inkl. elektronischer Patientenakte mit allen Patientendaten (Diagnosen, Bilder, Medikamente, Laborwerte,)

Aufgaben einer radiologischen Abteilung:

Management des „radiologischen Prozesses“ :

- Patientenaufnahme, Terminplanung
- Untersuchung
- Befundung
- Archivierung, Verteilung, Abrechnung

Ziele:

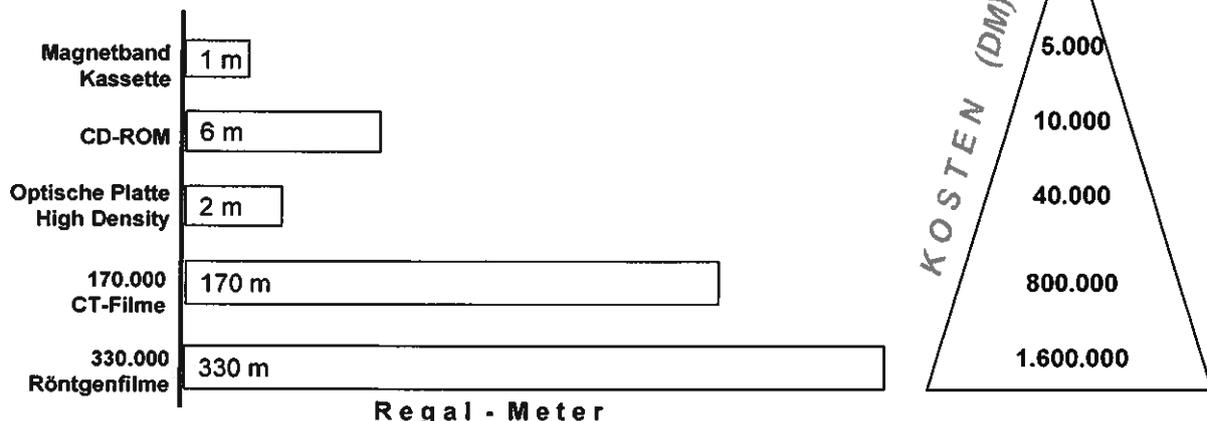
- Einsparung von Filmkosten
- bessere Ausnutzung der Modalitäten (Röntgen, MR, CT, ...) *Bilder übelig*
- problemlose Verfügbarkeit aller gemachten Aufnahmen
- rationellere Abläufe
- Datenkonsistenz, Datensicherung
- schnellere Verfügbarkeit von Bildern
- geschlossene Befundkette (Teleradiologie)

Datenvolumen:

In Krankenhäusern Mittelwert 30 Bilder je Patient mit ca. 1MB/Bild (Schwankungsbreite NM 8kB DLR 8MB)

- Radiologische Abt. in mittlerem Krankenhaus: ca. 100 Pat./Tag
=> 100 x 30 Bilder x 1MB = 3GB mittl. Datenvolumen / Tag
- Daten 1 Jahr online verfügbar => man rechnet mit ca. 120 TB !
(Kompression mit Faktor 2,5 möglich)
- Mittlere Netzbelastung / Datenstrom 5 ... 10MB/s => Netzwerk!

Kosten und Raumbedarf für 1 Terabyte gespeicherte Daten



Little Falls - 6220.

Rollins

late April

20 Six 30 min