

Entwicklung und Grenzen der medizinischen Technik am Beispiel der bildgebenden Systeme

Autor(en): **Coradi, L.**

Objektyp: **Article**

Zeitschrift: **Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins, des Verbandes Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen = Bulletin de l'Association Suisse des Electriciens, de l'Association des Entreprises électriques suisses**

Band (Jahr): **70 (1979)**

Heft 17

PDF erstellt am: **22.07.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-905431>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Entwicklung und Grenzen der medizinischen Technik am Beispiel der bildgebenden Systeme

Von L. Coradi

615.849

Die bildgebenden Systeme der Röntgen- und nuklearmedizinischen Technik begrenzen durch ihre technischen Eigenschaften das örtliche und das zeitliche Auflösungsvermögen bei der Abbildung von Organen und Abläufen von Körperfunktionen. Es wird gezeigt, wie es durch hohen technischen Aufwand gelingt, einzelne Komponenten und damit die Abbildungsqualität zu verbessern. In der nuklearmedizinischen Technik beinträchtigen auch statistische Effekte der Gammastrahlung und Massnahmen zum Strahlenschutz des Patienten (Dosisbegrenzung) die Bildqualität.

Les systèmes de visualisation en technique des rayons X et de la médecine nucléaire limitent, par leurs propriétés techniques, le pouvoir de résolution local et temporel, lors de la reproduction d'organes et du déroulement de fonctions corporelles. L'auteur montre que l'on peut parvenir, mais à grands frais, à améliorer certains composants et la qualité de la reproduction. En médecine nucléaire, la qualité des images est en outre limitée par des effets statistiques du rayonnement gamma et par les précautions prises pour la protection des malades contre les radiations (limitation des doses).

1. Einleitung

Die zunehmende Verwendung hochwertiger technischer Hilfsmittel in der medizinischen Diagnostik und Therapie lässt leicht die Vermutung zu, es seien hier keine Grenzen gesetzt. Genauer besehen stellt man aber bald fest, dass auch der medizinischen Technik Schranken gesetzt sind. Sie sind zum Teil in physikalischen Naturgesetzen begründet; andere sind biologischer Natur, die vielleicht durch Kunstgriffe umgangen werden können; nicht zuletzt sind es aber Grenzen finanzieller Natur, wenn die Technik in Kostenbereiche steigt, die nicht mehr tragbar sind.

Für alle Verfahren, bei denen die diagnostischen Erkenntnisse aus der Abbildung des Körperinnern gewonnen werden, ist das Verlangen nach hoher Bildauflösung bei angemessenen Kontrastverhältnissen eine unerlässliche Forderung zur Darstellung der relevanten Bildinformation. Das menschliche Auge, ein Wunderwerk der Natur, stellt diesbezüglich recht hohe Anforderungen, die vielfach nicht voll erfüllt werden können. Dementsprechend kann dann die Bilddeutung und -auswertung mit mehr oder weniger Unsicherheit behaftet sein, die nur teilweise durch den Erfahrungsschatz des Befunders überbrückt werden kann.

Zu den bildgebenden Techniken in der Medizin gehören unter anderen die Radiologie und die Nuklearmedizin, die hier einer kritischen Betrachtung unterzogen werden sollen. Die Radiologie umfasst einerseits die Durchleuchtung, heute praktisch durchwegs mit Bildverstärker-Fernsehtechnik kombiniert, andererseits die Aufnahmetechnik, bei der das Bild auf einem Film festgehalten wird.

2. Röntgen-Aufnahmetechnik

Die Röntgen-Aufnahmetechnik (Fig. 1) gliedert sich in das direkte Verfahren der Grossbilder und in das indirekte Verfahren, bei dem der Ausgangsleuchtschirm des Bildverstärkers fotografiert wird. Die Abbildung der inneren Organe erfolgt durch Zentralprojektion mittels Röntgenstrahlen. Bei dieser Projektionsart spielen die Grösse der Strahlenquelle einerseits und die Abstandsverhältnisse zwischen Strahlenquelle und Objekt sowie Objekt und Bildebene andererseits eine eminente Rolle (Fig. 2).

Je kleiner der Fokus (Strahlenquelle) und je grösser das Verhältnis FOA/OBA ist, desto kleiner wird die Abbildungsunschärfe eines unbewegten Objektes. Soll die Abbildung von 4 Linienpaaren pro mm (Lp/mm) durch diese Abbildungsunschärfe unter praktischen Bedingungen nicht wesentlich beeinflusst werden, so müssen die Fokusabmessungen bei ca. 1 mm × 1 mm liegen.

Nicht alle Organe des menschlichen Körpers lassen sich für die Zeit der Röntgenaufnahme ruhigstellen. So zum Beispiel das Herz oder die Speiseröhre während des Schluckaktes. Sollen die Röntgenbilder trotzdem über gute Abbildungsunschärfe verfügen, muss die Zeit der Röntgenaufnahme sehr kurz gehalten werden. Mit modernen Hochleistungs-Röntgeneratoren werden heute kürzeste Schaltzeiten bis hinab zu 1 ms erreicht. Entsprechend muss die Röntgenröhre die erforderliche Röntgendosis in dieser kurzen Zeit abstrahlen. Wegen des schlechten Wirkungsgrades der Umwandlung elektrischer Energie in Strahlungsenergie (ca. 2%) werden modernen Drehanoden-Röntgenröhren (Fig. 3) je nach Fokusgrösse bis zu 150 kW elektrischer Leistung zugeführt, von der rund 98% im thermischen Fokus in Wärme umgewandelt wird. Obwohl dank des flachen Anodenwinkels von ca. 12° die Fläche des thermischen Fokus rund 6mal so gross wie diejenige des optisch wirksamen Fokus ist, werden im Fokusbereich in der Anodenoberfläche ca. 16 kW/mm² in Wärme umgesetzt (Fig. 4). Die schadhafte Übernahme dieser ausserordentlich hohen Flächenleistung ist selbst für rheniumlegiertes Wolfram nur deshalb möglich, weil durch die hohe Anodendrehzahl die Oberfläche des Anodentellers mit rund 35 m/s am Fokus vorbeizieht. Immerhin steigt die Temperatur eines Oberflächenpunktes während der ca. 30 μs des Durchganges durch den Fokus durch das Elektronenbombardement um etwa 1500 °C. Hat das Anodenmaterial durch eine vorangegangene Durchleuchtung schon eine Grundtemperatur von ca. 1000 °C, so nähert sich die Temperaturspitze sehr stark derjenigen der

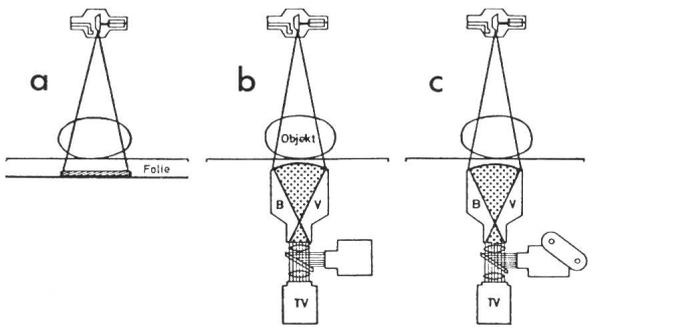


Fig. 1 Röntgen-Aufnahmetechnik [1]

- a Direktes Verfahren
- b Indirekt mit Bildverstärker BV, Fernsehkamera TV und Einzelbildkamera
- c Indirekt mit Kinokamera

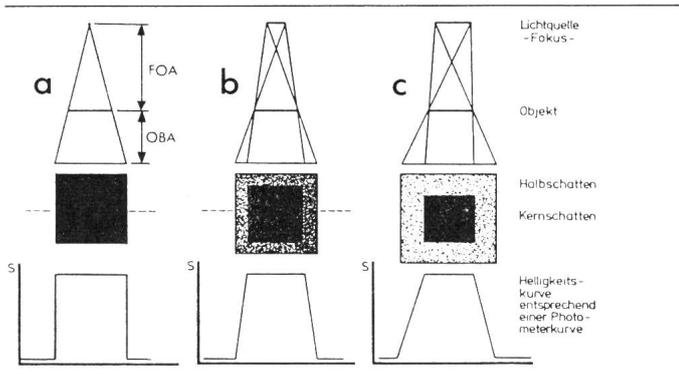


Fig. 2 Zunahme der geometrischen Unschärfe mit der Grössenzunahme des Fokus [1]

- a Bei einer punktförmigen Strahlenquelle entsteht keine Unschärfe
 - b Kleiner Fokus, kleine Unschärfe
 - c Grosser Fokus, grosse Unschärfe
- FOA Fokus-Objekt-Abstand
OBA Objekt-Bild-Abstand

Durchzündungstemperatur ($\approx 3000^\circ\text{C}$), bei welcher die oberste Leistungsgrenze erreicht ist. Wenn die Röntgenröhre durchzündet, kann es zu ihrer Zerstörung kommen. Grund ist das Erreichen eines bestimmten Dampfdruckwertes des Anodenmaterials, Aufschmelzen des Anodenwerkstoffes oder ähnliches. Dies wird heute durch eine in das Röhrengehäuse eingebaute Einheit zur laufenden Überwachung der Temperatur des Anodentellers verhindert.

Im Gegensatz zu den Grenzen der direkten Aufnahmetechnik, die in der Leistungsfähigkeit der Röntgenröhren gegeben sind, liegen bei der indirekten Technik die Beschränkungen im Bereich der erzielbaren Auflösung und der damit verbundenen Kontrastverhältnisse. Die Bildschärfe allein ist ein nicht genau definierter Begriff der Bildgüte. Zu quantitativen Bildschärfevergleichen von bildübertragenden Systemen, wie sie hier betrachtet werden sollen, wird die örtliche Modulationsübertragungsfunktion MÜF eingesetzt (Fig. 5). Sie ist ein Mass dafür, wie sich der Kontrast einer örtlich, sinusförmig verlaufenden periodischen Struktur, z. B. Strahlenintensität im Strahlenbild oder Leuchtdichte bei Leuchtschirmen, als Funktion von der Anzahl der Perioden pro Millimeter bei der Bildübertragung verändert. Analog zu einer elektrischen sinusförmigen Schwingung wird der sinusförmig verteilten Intensität eine Ortsfrequenz (Perioden pro Millimeter) zugeordnet. Im allgemeinen wird die MÜF auf den Wert 1 bei der Ortsfrequenz 0 normiert.

Zur einfachen Ausmessung von röntgenbildgebenden Systemen, wie die Röntgenbildverstärker-Fernsehkette eines darstellt, verwendet man im allgemeinen Bleistrichraster (Fig. 6), bei denen ein gleich breiter Bleistreifen und eine Lücke eine Periodenlänge, d. h. eine bestimmte Ortsfrequenz darstellen. In diesem Fall muss eine Umrechnung auf Sinusraster erfolgen.

Für die Bildverstärker-Fernsehkette (Fig. 7) gibt es zu jedem Glied der Kette eine eigene MÜF. Als charakteristische Auflösung gilt erfahrungsgemäss die Erkennbarkeitsgrenze, bei der die MÜF auf den Wert von 0,04 abgefallen ist. Die resultierende MÜF, die für das System als Ganzes gilt, errechnet sich aus dem Produkt der Einzelglieder. Demzufolge braucht es recht viel, um die Auflösungsgrenze des gesamten Systems in Richtung höherer Auflösung zu verschieben.

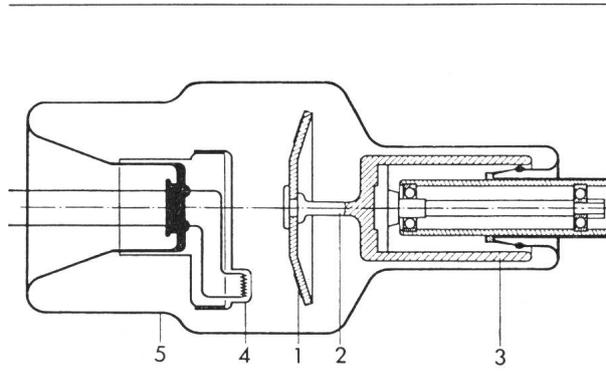


Fig. 3 Prinzipieller Aufbau einer Drehanoden-Röntgenröhre [2]

- 1 Anodenteller aus z. B. Rhenium-Wolfram-Legierung
- 2 Molybdänwelle
- 3 Rotor mit Kugellager
- 4 Kathode mit Glühwendel
- 5 Glaskolben

Noch vor wenigen Jahren war man glücklich, Bildverstärker mit einem Eingangsschirm von ca. 17 cm Durchmesser mit einer charakteristischen Auflösung von 2 Lp/mm zu besitzen. Diese Bildverstärker verfügten über einen Eingangsleuchtschirm aus Zinkkadmiumsulfid, der eine effektive Quantenabsorption von ca. 15% erreichte. Durch die Einführung von

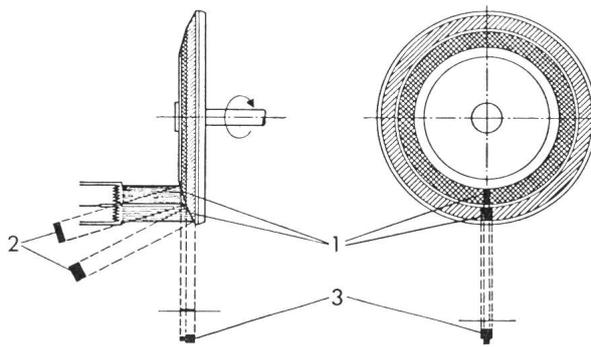


Fig. 4 Schema einer Doppelwinkelröhre [2]

- 1 Nebeneinanderliegende Brennfleckbahnen
- 2 Thermische (elektronische) Brennflecke (Projektion)
- 3 Optisch wirksame Brennflecke: Röntgenstrahlung (Projektion)

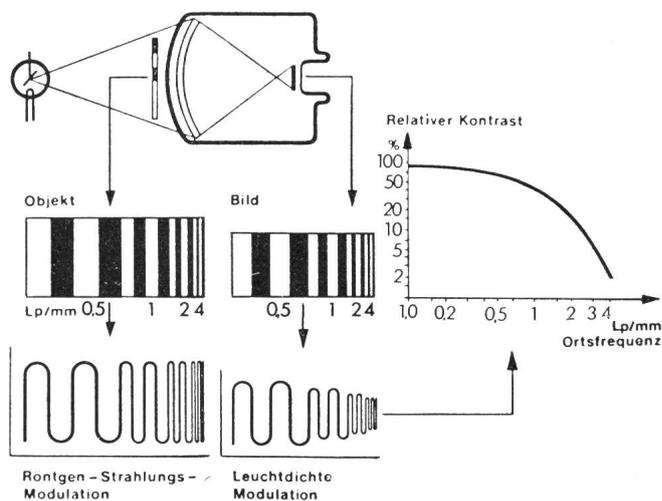
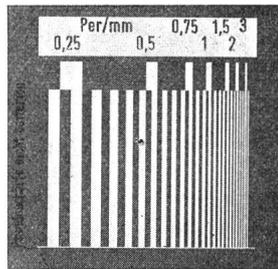


Fig. 5 Prinzip der Modulationsübertragungssysteme am Bildverstärker [1]

Fig. 6
Strichraster-Testplatte [1]



Cäsiumjodid-Schirmen konnte eine Verbesserung der Quantenabsorption bis zum Faktor 3 erzielt werden. Mit dieser und weiteren Detailverbesserungen des Bildverstärkers gelang es schliesslich, auf eine charakteristische Auflösung von gut 5 Lp/mm zu kommen. Von dieser markanten Qualitätsverbesserung profitierte in erster Linie die indirekte Aufnahmetechnik, bei der der Bildverstärker-Ausgangsschirm fotografiert wird. Solche Aufnahmen auf 70×70-mm- oder 100×100-mm-Film kommen der Qualität von Grossaufnahmen der Direkt-aufnahmetechnik sehr nahe. Als wesentlicher Vorteil ist die erheblich kleinere Strahlenbelastung des Patienten zu nennen.

Auf die Bildverstärker-Fernsehdurchleuchtung wirkte sich diese Verbesserung nur wenig aus, indem die charakteristische Auflösung der Kette als Ganzes nur von 1,3 auf 1,8 Lp/mm stieg. In der Folge mussten die übrigen Kettenglieder minuziöse Verbesserungen erfahren. Das Objektiv der Fernseh-kamera erhielt eine bessere Schärfeverteilung. Das Vidikon, die Fernsehaufnahmeröhre, wurde mit einer neuen Elektronenoptik ausgerüstet, und das magnetische Ablenk- und Fokussierungssystem für den abtastenden Elektronenstrahl wurde verbessert. Die konventionelle Röntgenfernseh-anlage wurde ersetzt durch eine hochauflösende mit folgenden Verbesserungen:

- Die Bandbreite des Videoverstärkers wurde von 10 MHz auf 25 MHz erhöht.
- Das Signal/Rausch-Verhältnis wurde mittels neuer Bauelemente und einer optimierten Schaltungstechnik deutlich verbessert.
- Die Bildwiedergaberöhre erhielt eine verbesserte Elektronenoptik und ein verbessertes Ablenkensystem zur Erzielung einer besseren MÜF und eine gleichmässige Schärfeverteilung über das ganze Bildfeld auch bei relativ hoher Bildhelligkeit.
- Die Zeilenzahl des Fernsehbildes wurde gegenüber der konventionellen Röntgenfernseh-anlage verdoppelt, d.h., diese beträgt jetzt 1249 Zeilen. Dies bedeutet eine Verbesserung der Auflösung in vertikaler Bildrichtung, senkrecht zur Zeilenrichtung (Fig. 8).

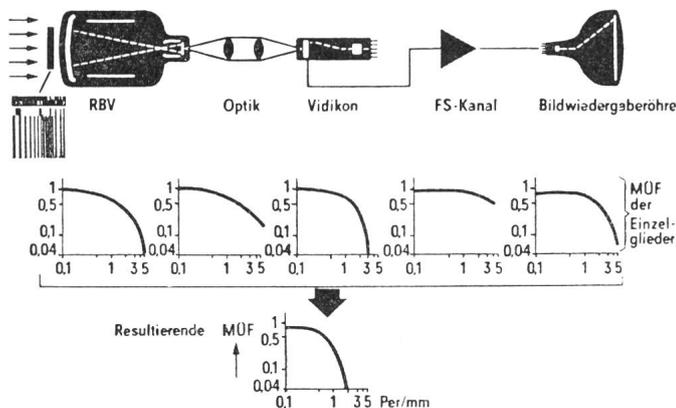


Fig. 7 Modulationsübertragungsfunktion MÜF der einzelnen Glieder und resultierende MÜF
RBV Röntgenbildverstärker
Resultierende MÜF, bezogen auf Eingangs-RBV
(Quelle: Siemens-Dia-Vortrag R 52/975/3)

Die Informationsmengen pro Bild lassen sich für das Durchleuchtungsbild der konventionellen Röntgenfernseh-anlage mit 625 Zeilen, das Durchleuchtungsbild der hochauflösenden Röntgenfernseh-anlage mit 1249 Zeilen und 25 MHz Bandbreite und ein gleichgrosses Röntgenbild aufgenommen in direkter Aufnahmetechnik vergleichen. Mit einem einzelnen Bit kann z.B. die binäre Aussage gemacht werden, ob ein Bildpunkt schwarz oder weiss ist. Die Informationsmenge eines Grautonbildes ergibt sich aus der Multiplikation der Bildpunktzahl mit der binär erfassten, gerade noch übertragbaren Graustufenzahl. Bei einem Bildfeld von 17 cm Durchmesser ergeben sich

- bei der konventionellen Röntgenfernseh-anlage 1,3 Mio Bit,
- bei der hochauflösenden Röntgenfernseh-anlage 4,0 Mio Bit,
- bei der Universalfolien-Röntgenaufnahme 10,0 Mio Bit.

Damit wird deutlich, wie weit das Durchleuchtungsbild trotz enormem technischem Aufwand bezüglich Informationsangebot hinter der Röntgenaufnahme liegt. Immerhin soll auf den grundsätzlichen Vorteil der Durchleuchtung hingewiesen werden: Im Durchleuchtungsbild können Bewegungsvorgänge studiert werden, was bei einer einzelnen Röntgenaufnahme nicht möglich ist. Gerade der Wunsch, Bewegungsabläufe anhand einer Reihe von Röntgenaufnahmen studieren zu können, führte seinerzeit zur Konstruktion von Blattfilmwechslern. Diese werden seit langem bei Angiografischen Untersuchungen eingesetzt. Insbesondere beim Studium der Herzfunktionen sind die Vorgänge aber so schnell, dass oft Serien von Einzelaufnahmen nicht mehr genügend Information erbringen, auch wenn sie mit einer Frequenz von 6 Bildern pro Sekunde hergestellt werden. Deshalb wurde schon sehr früh der Versuch unternommen, mit Hilfe einer Kinokamera das damals sehr lichtschwache Durchleuchtungsbild aufzunehmen. Trotz hoher Dosisbelastung für den Patienten konnten damit aber keine befriedigenden Resultate erzielt werden. Diese Schwierigkeit konnte erst nach Einführung der Bildverstärkertechnik überwunden werden. Das Interesse an der Röntgenkinematografie, insbesondere des Herzens, wuchs in der Folge derart, dass Röntgeneratoren mit spezieller Aufnahmesteuerung für Schnellserien bis 500 Aufnahmen pro Sekunde entwickelt wurden und heute Kinokameras für Bildfrequenzen bis 150 Bilder pro Sekunde zur Verfügung stehen (Fig. 9). Für diese Schnellserientechnik mussten aber auch die Röntgenröhren an die

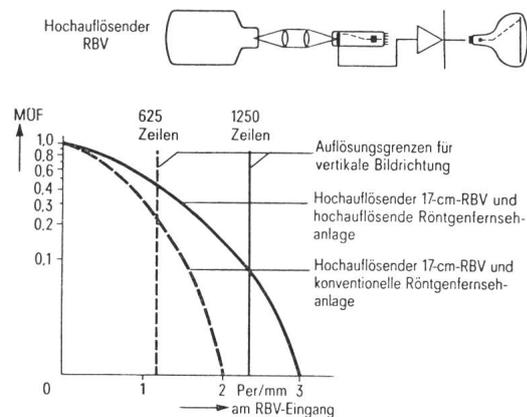


Fig. 8 Auflösungsvermögen in Abhängigkeit der Zeilenzahl der Fernsehübertragung [3]
RBV Röntgenbildverstärker

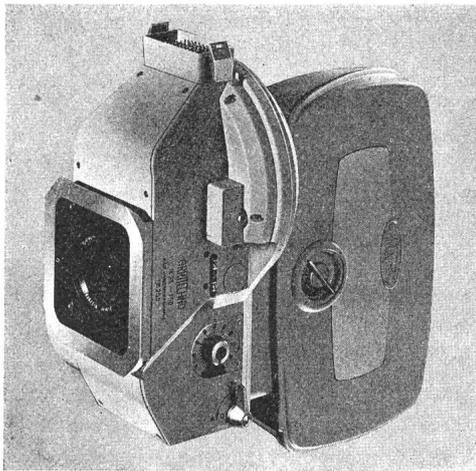


Fig. 9 35-mm-Kinokamera für 150 Bilder pro Sekunde

auftretende Dauerbelastung angepasst werden; es mussten Anodenteller mit speziell hoher Wärmekapazität und grosser Wärmeabstrahlung eingesetzt werden.

Ein Herzuntersuchungsplatz ist aber erst vollständig ausgerüstet, wenn neben der an sich schon aufwendigen Röntgeneinrichtung die notwendigen elektronischen Mess-, Registrier- und Computereinheiten zur Verfügung stehen. Laufend zu überwachen sind das Elektrokardiogramm, Blutdrücke z. B. in der Aorta, dem linken Ventrikel, ferner die Pulsfrequenz und weitere Parameter. Der Computer ist dann in der Lage, hämodynamische Berechnungen durchzuführen und damit dem Untersucher für die Diagnose wichtige Informationen zu geben. Ein nach modernen Gesichtspunkten ausgerüsteter Herzkatheterisierungsplatz ist dann, wie leicht verständlich sein dürfte, bezüglich seines Anschaffungspreises in einer Grössenordnung, die nur von grossen Zentren, wie z. B. Universitätsinstituten, getragen werden kann. Es sind deshalb schon bei der Planung ganzer Regionen gezielt Schwerpunkte zu setzen.

3. Computer-Tomographie

Noch vielfältiger als bei konventionellen Röntgenanlagen sind die grenzbestimmenden Faktoren bei der Computer-Tomographie. Im Gegensatz zur beschriebenen Röntgenaufnahme-technik, bei der mit Hilfe der radiologischen Zentralprojektion durch die aus dem Objekt austretenden Röntgenstrahlen das Röntgenbild direkt auf einem Röntgenfilm erzeugt wird, bedient sich die Computer-Tomographie der punktwisen Bestimmung der Strahlenschwächung durch das darzustellende Objekt und rekonstruiert mit Hilfe eines komplizierten Rechenprozesses das gesuchte Querschnittsbild. Die Rohdaten für diesen Rechenprozess liefert ein Abtastsystem aus Röntgenröhre, Strahlenblende und Detektor.

Das ursprünglich eingeführte System bediente sich dabei einer Kombination aus Translation und Rotation. Während einer vollen Translation erzeugt die Röntgenröhre einen eng ausgeblendeten Röntgenstrahl und der Detektor gibt die zum Aufbau des Schwächungsprofils der Röntgenstrahlen erforderlichen Meßsignale ab. Das Schwächungsprofil entsteht in Form einer Parallel-Projektion (Fig. 10a). Für jede weitere Projektion muss das Abtastsystem um einen kleinen Winkel gedreht werden und wiederum eine lineare Abtastung durchführen. Für die Abtastung in allen erforderlichen Richtungen werden Messzeiten bis zu 7 min benötigt. Mit Hilfe der Messwerte aus

allen Richtungen kann dann der Computer das Bild rekonstruieren.

Die langen Untersuchungszeiten sind nur zulässig, wenn das zu untersuchende Objekt absolut ruhig liegt. Dies dürfte bei Schädeluntersuchungen zutreffen, sofern der Kopf des Patienten fixiert wird. Bei Untersuchungen am Körperstamm sind Messzeiten im Minutenbereich nicht zweckmässig, da die unvermeidlichen Organbewegungen, wie z. B. die Atmung oder die Peristaltik, Messfehler verursachen würden. Aus diesen Gründen strebt man Messzeiten unter 5 s an, was eine grundsätzliche Änderung des Abtastsystems erfordert. Die Entwicklung von Ganzkörper-Computer-Tomographen führte aus diesen Erwägungen zu reinen Rotationssystemen mit einem Meßstrahlenfächer, der während eines Umlaufes um das Objekt stets den ganzen Objektdurchmesser erfasst, so dass die lineare Abtastbewegung ganz entfallen kann (Fig. 10b).

Zur Erfassung des breiten Strahlenfächers ist dabei ein Detektorfächer notwendig, der aus Szintillationskristallen in Verbindung mit photoempfindlichen Halbleitern besteht, oder aus Ionisationskammern, die mit einem unter hohem Druck stehenden Gas, z. B. Xenon, gefüllt sind. Als wichtige Kriterien für die Auswahl des Detektorsystems sind zu nennen:

- kleine Baugrösse
- gute Absorption der einfallenden Röntgenstrahlung
- hoher Wirkungsgrad bei der Umsetzung der absorbierten Strahlenenergie in elektrische Signale
- hohe Stabilität und Linearität
- möglichst grosser Dynamikbereich, d. h. grosses Verhältnis zwischen grösster und kleinster noch messbarer Strahlungsintensität.

Die hohen Anforderungen, die an ein reines Rotationssystem gestellt werden müssen, um der Forderung nach kurzen Messzeiten zu genügen, lassen bereits erkennen, dass hohe Herstellungskosten die Folge sein werden. Mit zunehmender Detektorenzahl steigen auch die Kosten für den Rechner. Dieser muss gleichzeitig mehr Messdaten verarbeiten. Die Anforderungen an den Rechner steigen aber auch deshalb, weil im reinen Rotationsprinzip die Geometrie der Zentralprojektion verwendet wird, die einen erheblich höheren Rechenaufwand bedingt. Sollen dabei kurze Rechenzeiten erreicht werden, müssen spezielle Rechnersysteme verwendet werden. Die hohen Anschaffungskosten zwingen auch hier zu ähnlichen Überlegungen regionaler Schwerpunkte wie bei den Herzkatheterisierungsplätzen.

Daneben sind auf technischer Ebene weitere Anforderungen zu erfüllen, die nahe an Grenzbedingungen liegen. So werden an die Röntgenröhre des Computer-Tomographen bezüglich

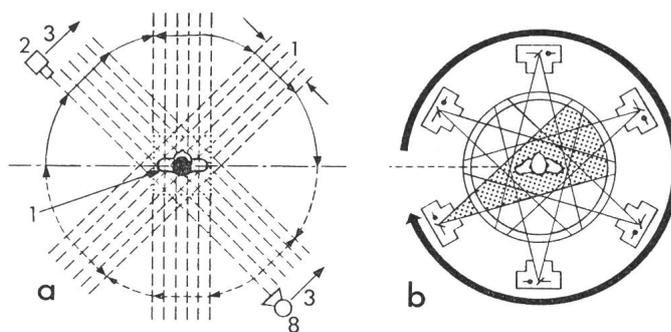


Fig. 10 Messprinzip der Computer-Tomographie
a Translation-Rotation
b Rotation
(Quelle: Siemens-Prospekte)

Leistungsfähigkeit recht scharfe Bedingungen gestellt. Durch die Ausblendung eines sehr dünnen Strahles beim Translationsystem und eines dünnen Fächers beim Rotationssystem wird nur ein Bruchteil der in Strahlung umgesetzten elektrischen Energie zur Bilddarstellung verwendet, d.h., der grösste Teil der erzeugten Röntgenstrahlung wird in der Abschirmung aufgefangen, weil ein Röntgenstrahl der gewünschten Abmessungen nicht primär hergestellt werden kann. Um die hohen Leistungen verarbeiten zu können, muss die Röhrenanode mit Öl gekühlt werden oder die Röntgenstrahlung muss in kurzen Pulsen, wie dies beim reinen Rotationsprinzip üblich ist, erzeugt werden, um die Röhre nur während der eigentlichen Messzeit zu belasten.

Die räumliche Auflösung wird von einer ganzen Reihe von Komponenten beeinflusst. Die Detektorgrösse spielt dabei eine wesentliche Rolle. Dazu kommen die Abmessungen des den Detektor treffenden Strahles und der Brennfleckweg der Röntgenröhre während der Röntgenimpulsdauer sowie die Zahl der Projektionen und der Messwerte pro Projektion. Auch die Grösse des Brennflecks beeinflusst das Auflösungsvermögen. Die heute meist verwendete Bildmatrix enthält 256×256 Bildpunkte. Auf diese Bildpunktzahl sind alle schärfestimmenden Faktoren abzustimmen. Welche Folgen eine Erhöhung der Punktzahl pro Bild und damit der Detailauflösung für den Konstrukteur hat, lässt sich nur ermesen, wenn die erzielbaren Verbesserungen aller Komponenten beurteilt werden können.

Die erreichbare Dichteunterscheidbarkeit oder Dichteauflösung wird durch das Signalrauschen bestimmt. Schon 1976 haben *von Brooks* und *DiChiro* mit der Beziehung

$$\sigma_{\mu}^2 = \frac{K}{w^3 h D_0}$$

gezeigt, wie das Rauschen, d.h. die Standardabweichung des Schwächungswertes σ_{μ} von der Bildpunktgrösse w , der Schichtdicke h und der Einfallsdosis D_0 abhängt. Dabei bedeutet K eine Gerätekonstante. Mit zunehmender Schichtdicke und mit zunehmender Dosis geht das Rauschen linear zurück. Verkleinert man aber die Kantenlänge der Bildpunkte auf die Hälfte, so steigt das Rauschen bei sonst gleichen Bedingungen auf den 8fachen Wert. Wollte man die Matrix von 256×256 Bildpunkten für das gleiche Feld auf 512×512 Bildpunkte erhöhen,

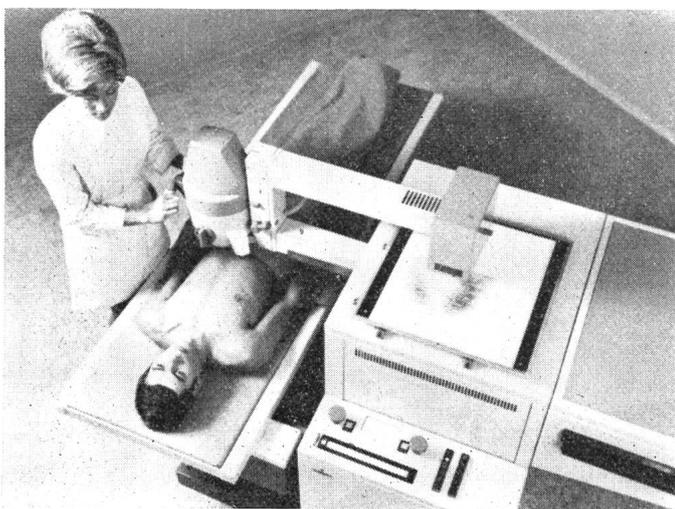


Fig. 11 Szintiscanner mit Farbdruckwerk

müsste die Dosis auf das 8fache erhöht werden, um das durch die verfeinerte Matrix erhöhte Angebot an Auflösung auszuerschöpfen. Vermehrtes Rauschen würde die Auflösung wesentlich beeinträchtigen.

4. Nuklearmedizin

Weitere bildgebende Systeme, bei denen die Bilder aus Einzelinformationen aufgebaut werden, finden sich im Bereich der Nuklearmedizin. Im Unterschied zu den behandelten wird dabei nicht mit einer externen Strahlenquelle hoher Intensität gearbeitet, sondern mit im menschlichen Körper respektive Organvolumen verteilter Radioaktivität. Diese Abbildungstechnik (Szintigraphie) beruht auf der Tatsache, dass die von radioaktiven Stoffen ausgehenden Gammastrahlen in bestimmten Kristallen wie z.B. Thallium-aktiviertem Natriumjodid kleine Lichtblitze, Szintillationen, erzeugen, die mit Hilfe eines Photomultipliers in elektrische Signale umgewandelt werden und damit der weiteren Verwertung zugeführt werden können.

Das Szintigraphiegerät mit bewegtem Detektor, auch Szintiscanner genannt, wurde 1951 von *Cassen* erstmals verwirklicht. Das Geräteprinzip besteht darin, dass ein mit fokussiertem Kollimator versehener Szintillationsdetektor die interessierende Region zeilenförmig abfährt (Fig. 11). Über eine starre Achse ist der Messkopf mit einem Strichdruckwerk verbunden. Die von der radioaktiven Strahlung der zu messenden Region am Messkopfausgang erzeugten elektrischen Impulse werden über einen Impulshöhenanalysator einem Ratemeter zugeleitet. Die Ausgangsspannung des Ratemeters steuert ihrerseits die Lage des Mehrfarbenbandes im Farbstrichdruckwerk und gleichzeitig die Druckfrequenz, so dass je nach Höhe der Impulsrate die Strichdarstellung in unterschiedlichen Farben und Strichdichte erfolgt (Farbstrichszintigramm).

Die Qualität eines Szintigramms wird entscheidend beeinflusst von der Kollimierung des Detektors. Fokussierende Kollimatoren, wie sie in der Szintigraphie zum Einsatz kommen, sind mit einer grösseren Anzahl Bohrungen versehen, die auf einen Fokuspunkt schauen. Je kleiner die Bohrungen sind, desto besser wird die geometrische Auflösung (Fig. 12), um so geringer allerdings die Zahl der Quanten, die den Detektor erreichen. Um bei kleinen Quantenzahlen pro Zeiteinheit Ungenauigkeiten bedingt durch die statistische Verteilung der radioaktiven Zerfälle klein zu halten, muss die Abtastgeschwindigkeit bei gut auflösender Kollimation erheblich reduziert werden. Dadurch entstehen lange Abtastzeiten, die für den Patienten beschwerlich sind. Feinfokussierende Kollimatoren haben eine geometrische Auflösung zwischen 0,5 und 1 cm. Diese kann aber durch eine schlechte Impulsstatistik vermindert werden.

Die punktförmige Abtastung zur Bildrekonstruktion ist insofern nicht die ideale Lösung, als der Grossteil des strahlenden Volumens ausserhalb des Fokusbereichs ungenutzt bleibt. Um alle Teile des zu untersuchenden Organs gleichzeitig ausmessen zu können, wurde 1956 von *Anger* die Gammakamera entwickelt. Sie enthält einen grossflächigen Szintillationskristall mit einem Durchmesser von ca. 30 cm, auf welchen die radioaktive Strahlung durch einen Parallellochkollimator mit mehreren tausend Löchern auftrifft. Über eine Lichtleiterplatte ist eine grössere Anzahl Photomultipliers optisch an die Hinterseite des Szintillationskristalls angekoppelt. Mit Hilfe eines anschliessenden datenverarbeitenden Systems gelingt es, die

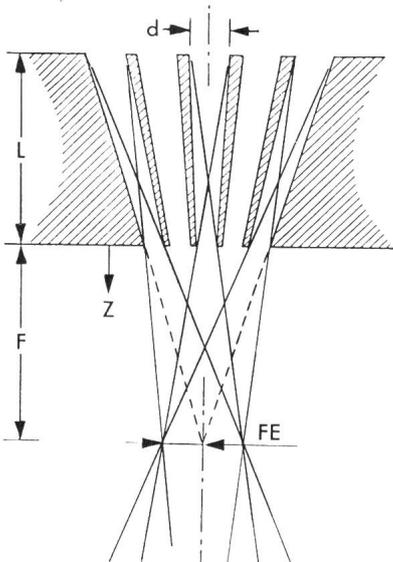


Fig. 12 Fokussierender Kollimator [4]

- L Kollimatorlänge
- F Fokusdistanz
- d Lochdurchmesser (hinten)
- FE Fokusebene

Einordnung eines Szintillationsereignisses hinsichtlich Lokalisation (x-, y-Koordinate) und Intensität (z-Koordinate) und damit die Abbildung auf einem Oszillographenschirm ortsgerecht durchzuführen (Fig. 13).

Wie bei jedem bildgebenden System ist auch hier die Frage nach der Auflösung zu stellen, um die Grenze der Anwendungsmöglichkeiten zu erkennen. Zur Beurteilung der Gammakameras untereinander wurden drei Begriffe geschaffen.

- Die Intrinsic- oder inhärente Auflösung zur Beurteilung des Messkopfsystems ohne Kollimator
- Das geometrische Auflösungsvermögen des Kollimators
- Die Overall-Auflösung, die das Auflösungsvermögen des ganzen Systems angibt

Eine objektive Messmethode zur Ermittlung der Intrinsic-Auflösung einer Gammakamera ist die Bestimmung der Halbwertsbreite. Dabei wird eine Linienquelle direkt an die Kristalloberfläche gelegt. Durch Speicherung der Messdaten eines Schnittes quer zur Linienquelle in einem Vielkanal-Analysator erhält man die Abbildung der Linienquelle durch das System. Es handelt sich um eine Kurve, die angenähert einer Gauss-Verteilung entspricht (Fig. 14). Die Breite der Kurve bei halber Höhe stellt das gesuchte Mass der Intrinsic-Auflösung dar. Dieses Mass erscheint sinnvoll, da angenommen werden kann, dass zwei Linienquellen im Abstand einer FWHM noch deutlich getrennt dargestellt werden.

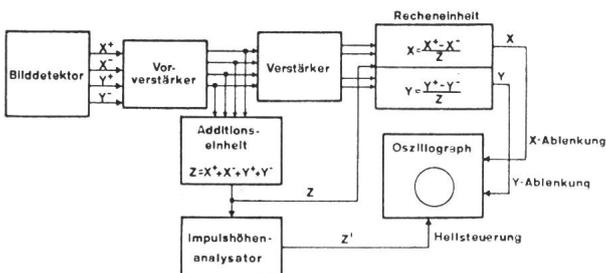


Fig. 13 Blockdiagramm der Szintillationskamera nach Anger [5]

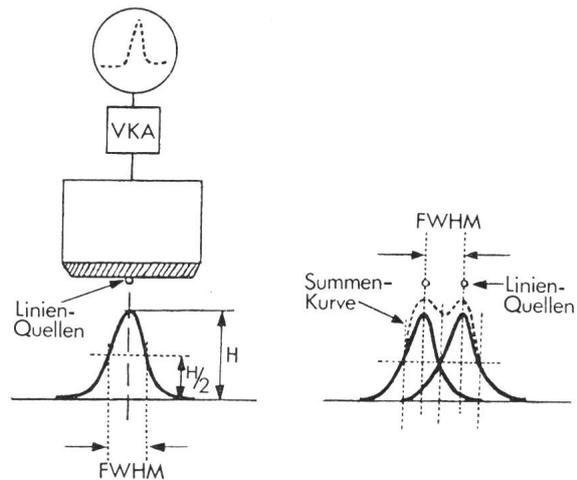


Fig. 14 Auflösung zur Beurteilung einer Gammakamera mittels Halbwertsbreite

- VKA Vielkanal-Analysator
- FWHM Full width at half maximum (Halbwertsbreite)

Das geometrische Auflösungsvermögen des Kollimators hängt vom Verhältnis von Länge zu Durchmesser seiner Löcher ab, aber auch vom Abstand des Objektes vom Kollimator. Deshalb hat es sich eingebürgert, zwei Auflösungen anzugeben, an der Kollimatoroberfläche und in 10 cm Abstand davon. Hochauflösende Kollimatoren haben an der Oberfläche eine Auflösung von ca. 2,4 mm und in 10 cm Distanz von ca. 8 mm. Höhere Auflösungen könnten technisch wohl noch erreicht werden. Weil aber mit steigender Auflösungsfähigkeit des Kollimators die Empfindlichkeit des Gesamtsystems wesentlich beeinträchtigt wird, ist eine Grenze gesetzt.

Die Auflösung des ganzen Systems R_s errechnet sich mit folgender Formel:

$$R_s = \sqrt{R_G^2 + (FWHM)^2}$$

mit R_G = geometrische Auflösung des Kollimators.

Es ist leicht zu erkennen, dass durch Verwendung eines Kollimators das Auflösungsvermögen insgesamt verschlechtert wird. Ohne Kollimator wäre aber keine Abbildung der radioaktiven Verteilung im zu untersuchenden Organ möglich. Bei einer Intrinsic-Auflösung von 4,5 mm, was heute realisierbar ist, und 8 mm Kollimatorauflösung in 10 cm Abstand errechnet sich eine Systemauflösung von rund 9 mm, im Grunde genommen ein enttäuschendes Ergebnis, wenn man bedenkt, wie gross der technische Aufwand bei einer Gammakamera ist.

Der grosse Nachteil bezüglich Auflösungsvermögen gegenüber der radiologischen Abbildungstechnik, die zudem durch die Computer-Tomographie an Bedeutung gewonnen hat, wird zu einem Teil dadurch wettgemacht, dass durch die Kontrolle inkorporierter radioaktiver Stoffe Körperfunktionen erkannt und überwacht werden können. Dies geschieht durch die sog. Sequenzszintigraphie. Dabei werden in schneller zeitlicher Folge mehrere Szintigramme von dem zu untersuchenden Organ aufgenommen. Die Bildqualität hängt dabei direkt von der Anzahl Impulse ab, die pro Bild den Eingangskristall

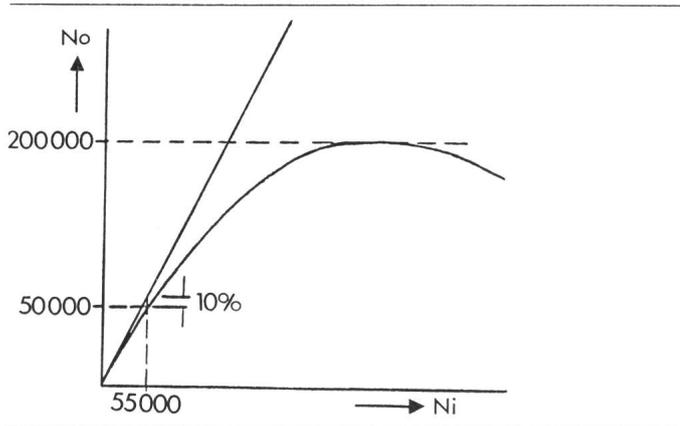


Fig. 15 Ausgangspulsrate N_0 in Funktion der Eingangs-Pulsrate N_i einer Gammakamera

der Gammakamera erreichen. Es müssen also einerseits vom inkorporierten radioaktiven Isotop sehr hohe Impulsraten abgegeben werden, andererseits muss die Gammakamera in der Lage sein, diese hohen Impulsraten ohne Informationsverfälschung zu verarbeiten und abzubilden. Moderne Gammakameras erreichen maximale Ausgangszählraten bis zu 200 000 Impulsen pro Sekunde. Allerdings sind die statistischen Zählverluste dann recht hoch, und die Bildqualität ist eingeschränkt. Einen typischen Verlauf der Ausgangszählrate in Abhängigkeit der einfallenden Zählrate zeigt Fig. 15.

Um eine klarere Vorstellung der in der Praxis verwendbaren Impulsrate zu erhalten, wird gelegentlich eine maximale Impulsrate angegeben, bei der das Bild eines Testobjektes gerade «zerfließt», d. h. eine deutliche Schärfe- und Kontrastverminderung eintritt. Diese Zahl dürfte bei heutigen Kameras zwischen 70 000 und 100 000 Impulsen pro Sekunde liegen. Massgeblich beteiligt an der Begrenzung des zeitlichen Auflösungsvermögens ist die sog. elektronische Totzeit. Man versteht darunter die Zeit, die erforderlich ist, um ein Absorptionsereignis im Kristall zu orten und als elektrisches Ausgangssignal zur Verfügung zu stellen. Ereignisse, die zusätzlich in diesem Zeitraum auftreten, werden je nach Geräteausführung mitgeortet oder unterdrückt. Die bessere Methode ist diejenige der Unterdrückung, da dadurch Ortungsfehler vermieden werden. Eine weitere Möglichkeit, die korrekte Ortung zu gewährleisten, ist die Doppelimpulsunterdrückung (Störimpulsabblendung). Sie ist eine schaltungstechnische Massnahme, bei einer Ortung von zwei sich zeitlich überlappenden Ereignissen das gesamte Ereignis zu unterdrücken. Derartige Massnahmen messtechnischer Natur dienen einerseits der Verbesserung der Bildqualität, andererseits setzen sie die Ausgangsimpulsrate herab. Es ist bestimmt eine hervorragende Leistung, bei dem komplizierten Ortungsvorgang mit Messzeiten von 1...5 μ s auszukommen.

Zur weitergehenden Auswertung der von der Gammakamera erarbeiteten Bildinformation werden heute praktisch durchwegs datenverarbeitende Systeme verwendet. Diese müssen in der Lage sein, die hohen anfallenden Impulsraten inklusive der zugehörigen Ortungssignale zu speichern, um das aufgenommene Bild jederzeit zur Darstellung bringen zu können. Damit das Datensystem mit den analogen Pulsen der Gammakamera etwas anfangen kann, müssen diese zunächst in einem sehr schnellen Analog-Digital Converter in digitale Werte umgesetzt werden. Damit ist das Datensystem in der

Lage, jeden ankommenden Impuls dem zugehörigen Bildpunkt zuzuordnen. Um das Auflösungsvermögen der Gammakamera nicht einzuschränken, verfügen solche Datensysteme über eine Bildpunktmatrix von 256×256 Bildpunkten. Die Darstellung der Bildpunkte erfolgt auf einem Videomonitor, auf dem man den Bildaufbau während des Messvorganges der Gammakamera bereits mitbeobachten kann. Die einmal im System gespeicherten Werte können zur weiteren Verarbeitung wie Kontrastmanipulation, Ausgleichsrechnung Bildsummation, Querschnittsprofilardarstellung und Kurvenberechnung dem Prozessor zugeführt werden. Fig. 16 zeigt ein Funktionsschema eines Datensystems.

Zur Bestimmung der Auswurfsfraktion des linken Herzventrikels werden EKG-gesteuerte Herzstudien durchgeführt. Dabei wird der Herzzyklus in 16 Zeitabschnitte aufgeteilt und für jeden Zeitabschnitt ein Bild erstellt. Schlägt das zu untersuchende Herz 60mal in der Minute, so müssen 16 Bilder pro Sekunde im Datensystem eingespeichert werden. Ein Bild mit der hohen Auflösung von 256×256 Punkten, d. h. 65 536 Bildpunkten, kann aber nicht in der erforderlichen Schnelligkeit gespeichert werden. Um die hohe Bildfrequenz zu erreichen, muss man auf Auflösung verzichten. Man arbeitet darum bei solchen Studien mit einer Bildmatrix von 64×64 , also 4096 Bildpunkten. Eine weitere Schwierigkeit bei dieser Untersuchung besteht darin, dass die Radioaktivität im Blut nicht so hoch gewählt werden kann, dass innerhalb $1/16$ s genügend Information die Gammakamera erreicht. Für jede der 16 Zyklusphasen müssen somit die Bilder vieler Zyklen aufaddiert werden. Die Steuerung solcher Aufnahmetechniken ist nur dank der modernen Datenprozessoren möglich. Aus dem enddiastolischen und dem endsystolischen Bild errechnet das Datensystem zum Schluss die Auswurfsfraktion und stellt die Bilder inklusive alphanumerischer Angaben auf dem Videomonitor dar.

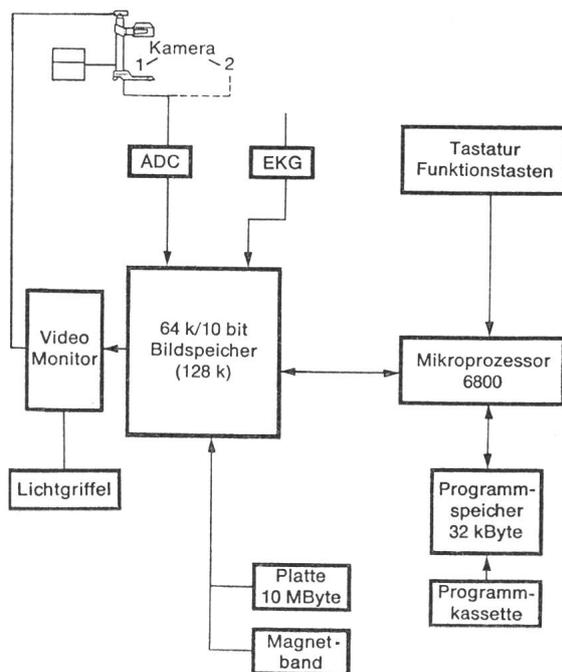


Fig. 16 Funktionsschema eines Datensystems zu Gammakamera

ADC Analog-Digital Converter
EKG Elektrokardiogramm

(Quelle: Siemens-Prospekt MN 75/6037)

Die dargestellten Grenzen zeigen, wie hoch der erreichte technische Stand zurzeit ist. Wo weitere Verbesserungen noch erreicht werden können, wird die Zukunft weisen.

Adresse des Autors

Lukas Coradi, dipl. Ing. ETHZ, Hospitalplan AG, Bünishoferstrasse 295, 8706 Feldmeilen.

Literatur

- [1] T. Laubenberger: Leitfaden der medizinischen Röntgentechnik; Diagnostik, Dosimetrie, Strahlenschutz, Strahlentherapie. Köln-Lövenich, Deutscher Ärzte-Verlag, 1975.
- [2] E. A. Hoxter: Einführung in die Röntgenaufnahmetechnik. 11. Auflage. Berlin und München, Siemens AG, Bereich medizinische Technik, 1975.
- [3] J. Haendle, H. Horbaschek und M. Alexandrescu: Das hochauflösende Röntgenfernsehen und die hochauflösenden Videospeicher. Electromedica 45(1977) 3/4, S. 83...91.
- [4] H. N. Wagner: Principles of nuclear medicine. Philadelphia a. o., Saunders, 1968.
- [5] H. W. Pabst, G. Hör und H. Kriegel: Einführung in die Nuklearmedizin. Stuttgart, Gustav Fischer Verlag, 1976.

Gustav Adolf Hasler 1830–1900

Am 25. März 1830 wurde dem Aarauer Fürsprecher und Oberrichter Dr. Joh. Hasler ein zweiter Sohn, Gustav Adolf, geboren. Dieser hatte mehr Flair fürs Technische, durchlief an der Kantonsschule die Gewerbeschule und machte alsdann beim Reisszeugfabrikanten Kern in Aarau eine Lehre. 1850 begab er sich auf Wanderschaft, die ihn nach Wien, Berlin und Hamburg führte und ihm Gelegenheit bot, den Bau von Morsetelegraphen sowie von feinmechanischen und optischen Apparaten kennenzulernen. Im Februar 1854 starb sein Vater, weshalb Gustav nach Aarau zurückkehrte, sich dann aber zu einem Mechaniker nach Genf begab.

Als bei der eidg. Telegraphenwerkstätte die Stelle eines Adjunkten für Werkführer Hipp ausgeschrieben wurde, bewarb sich Hasler und konnte den Posten Ende Januar 1855 antreten. Hipp hatte neben der Betreuung der Werkstätte auch den Telegraphenbetrieb zu inspizieren. Zudem hatte er sich ausbedungen, für sich arbeiten zu dürfen. Hasler erhielt von 1858 an Konstruktionsaufträge von Universitätsprofessor Wild für von ihm konzipierte wissenschaftliche Apparate.

Den eidgenössischen Räten missfiel die umfangreiche Tätigkeit der Werkstätte für fremde Auftraggeber. Das führte zu Spannungen, die Hipp und Hasler veranlassten, kurz nacheinander ihre Stellen zu kündigen. Hipp zog zur neu gegründeten FAVAG in Neuenburg, während Hasler zusammen mit zwei jüngern Brüdern in Aarau einen Betrieb aufbauen wollte. Der Bundesrat liess Hipp gehen, bewog aber Hasler zum Bleiben und übertrug ihm die Leitung der Telegraphenwerkstätte. Nach wie vor wurden Aufträge für in- und ausländische Telegraphen-, Bahn- und Militärverwaltungen ausgeführt und Telegraphen, Feldtelegraphen, Uhren sowie Apparate für die Universität gebaut. Hotels bestellten Läuteeinrichtungen, und für die PTT fabrizierte Hasler sogar einige Telegraphenkabel.

Da die Kritik in den Räten nicht verstummen wollte, wurde die Werkstätte 1865 an Gustav Hasler und H. A. Escher, den Leiter der eidg. Münze, verkauft. Sie erhielt aber nach wie vor Bundesaufträge für Telegraphenapparate und führte auch Reparaturen aus.

Von 1866 an befasste sich Hasler mit dem Bau von Gebäude-Blitzableitern und präsidierte eine Kommission, die Richtlinien für solche aufstellte. Als während des deutsch-französischen Krieges die Aufträge zurückgingen, nahm er die Fabrikation von Sicherheitsschlössern für Postschliessfächer auf. 1875 verlieh ihm die Universität Bern den Ehrendoktor für die Erfindung und Herstellung wissenschaftlicher Instrumente. Im gleichen Jahr heiratete er; am 28. Oktober 1877 wurde dem Paar der einzige Sohn geboren, der später die Leitung des Unternehmens antrat.

1879 starb Teilhaber Escher. Gustav Hasler wurde Alleininhaber der Firma. Er entwickelte eine rege Tätigkeit, verbesserte den von Vianisi erfundenen Telegraphentaster für Duplexbetrieb, baute Wasserstandsfernmelder, nahm die Fabrikation von Telephonen auf, brachte einen Farbschreiber-Telegraphen und einen verbesserten Geschwindigkeitsmesser für Lokomotiven heraus. Im Mattenhofquartier erstellte er eine neue Fabrik, die 1895 bezogen wurde. In dieser wurde als Neuheit der Bau von Hausteleskopanlagen sowie von Brandschutzapparaten aufgenommen.

Mitten aus voller Tätigkeit erkrankte Gustav Hasler, und am 5. Januar 1900 starb er an einer Lungenentzündung. Er hatte seinem oft kränklichen Sohn eine Reihe guter Mitarbeiter herangezogen, denen es gelang, das Unternehmen auf dem Gebiet der Telephonie, der Schaltungstechnik und Elektronik zu seiner heutigen Grösse und Bedeutung auszubauen. Der 1952 kinderlos verstorbene Sohn hat sich auf die administrative Leitung beschränkt und durch die Errichtung einer Stiftung den Fortbestand der Firma gesichert.

H. Wüger



Hasler AG, Bern