Zeitschrift: Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins

Herausgeber: Schweizerischer Elektrotechnischer Verein ; Verband Schweizerischer Elektrizitätswerke

Band: 53 (1962)

Heft: 26

Artikel: Neue Entwicklungen in der Röntgentechnik

Autor: Schiesser, M.

DOI: https://doi.org/10.5169/seals-917004

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Mehr erfahren

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. En savoir plus

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. Find out more

Download PDF: 10.07.2025

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, https://www.e-periodica.ch

BULLETIN

DES SCHWEIZERISCHEN ELEKTROTECHNISCHEN VEREINS

Gemeinsames Publikationsorgan des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins (SEV) und des Verbandes Schweizerischer Elektrizitätswerke (VSE)

Neue Entwicklungen in der Röntgentechnik

Von *M. Schiesser*, Adliswil

621.386

Dank den Fortschritten in der Erzeugung und Auswertung der Röntgenstrahlen werden ihnen insbesondere in der medizinischen Diagnostik immer neue Anwendungsgebiete erschlossen. Damit nimmt auch die Anzahl Röntgenuntersuchungen pro Person ständig zu, wodurch die Strahlenbelastung von Patienten und Personal an Bedeutung gewinnt. Der Artikel beschreibt nach einer kurzen Übersicht über die Probleme der Röntgentechnik neue Entwicklungen der Röhren- und Elektrotechnik im Zusammenhang mit der Röntgentechnik. Es wird auch gezeigt, dass trotz vermehrter Anwendung der Röntgenstrahlen die Dosisbelastung reduziert werden kann.

Grâce aux progrès réalisés dans la production et l'utilisation des rayons X, ceux-ci trouvent constamment de nouvelles applications en diagnostic médical. De ce fait, le nombre de radiographies par personne augmente sans cesse, de sorte que les doses absorbées par les patients et le personnel gagnent en importance. Après un bref aperçu des problèmes de radiologie, l'auteur décrit les perfectionnements réalisés dans la technique des tubes radiogènes et en électrotechnique, en relation avec la radiologie. Il montre également que les doses totales peuvent être réduites, malgré l'emploi plus fréquent des rayons X.

1. Einleitung

Die 1895 durch Prof. *W. C. Röntgen* entdeckten neuen Strahlen wurden zu Ehren ihres Entdeckers im deutschen Sprachgebrauch Röntgenstrahlen genannt. Sie entstehen durch Energieumwandlung beim Aufprall stark beschleunigter Elektronen auf Materie als sog. Bremsstrahlung. Der grösste Teil der Bewegungsenergie der Elektronen wird jedoch beim Abbremsen in Wärme umgewandelt. Dabei entsteht ein kontinuierliches Spektrum (Strahlengemisch) mit einer kürzesten Grenzwellenlänge λ_0. Diese und die Wellenlänge maximaler Intensität sind abhängig von der kinetischen Energie der sie erzeugenden Kathodenstrahl-Elektronen bzw. der Beschleunigungsspannung. Entsprechend den Beschleunigungsspannungen von ca. 10...300 kV in der medizinischen Röntgentechnik beträgt die Grenzwellenlänge λ_0 ca. 1...0,04 Å [1]).

Röntgenstrahlen sind elektromagnetische Strahlen und ihrem Wesen nach mit der γ-Strahlung identisch. Die Strahlungsintensität nimmt quadratisch mit dem Abstand vom Entstehungsort ab, und die Fortpflanzungsgeschwindigkeit im Vakuum ist gleich der Lichtgeschwindigkeit. Beim Durchdringen von Materie werden die Röntgenstrahlen durch Absorption und Streuung geschwächt. Das Ausmass der Schwächung ist von folgenden Grössen abhängig:

1. Wellenlänge λ der Röntgenstrahlung;
2. Dichte ϱ des durchstrahlten Körpers;
3. Ordnungszahl Z des durchstrahlten Körpers.

Beim Durchstrahlen eines inhomogenen Körpers ist deshalb die in Richtung der Einfallsstrahlung (Primärstrahlung) austretende Reststrahlung ein Abbild der inneren Absorptions- und Streuunterschiede. Dies ermöglicht in der Technik die zerstörungsfreie Prüfung von Werkstoffen, vor allem bezüglich Homogenität; in der Medizin können Diagnosen innerer Organe ohne Eröffnung des Patienten gestellt werden.

[1]) (1 Å = 10^{-10} m).

Die Wirkung der Röntgenstrahlen als energiereiche Strahlung besteht in der Energieumwandlung und Energieabgabe an die Elektronen der bestrahlten Materie. Das Ionisationsvermögen wird zur quantitativen und qualitativen Messung der Strahlung benützt. Die Eigenschaften der Röntgenstrahlen, photographische Schichten ähnlich dem sichtbaren Licht zu verändern sowie bei gewissen Stoffen durch Umwandlung in Lichtenergie ein Fluoreszenzlicht zu erregen, werden zur Erzeugung des sichtbaren Abbildes aus dem latenten Strahlenbild verwendet.

Die Beugung der Röntgenstrahlen an Kristallgittern mit für den bestrahlten Kristall charakteristischen Beugungslinien entsprechend der Anordnung und Anzahl der Atome dient zur Kristallstrukturbestimmung in der Materialuntersuchung. Nebst der Struktur lässt sich für die Verwendung kristallographisch orientierter Stücke auch deren Orientierung bestimmen.

Fig. 1 zeigt das Prinzipschema des strahlenerzeugenden Teils einer Röntgenanlage mit Röntgenapparat

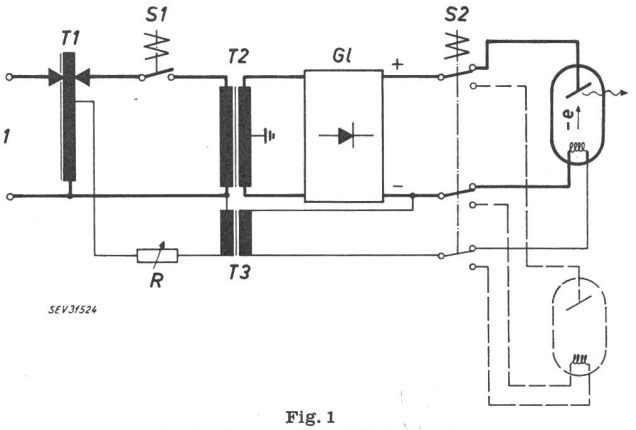

Fig. 1
Prinzipschema einer Röntgenanlage
T1 Autotransformator; *S1* Zeitschalter; *T2* Hochspannungstransformator; *Gl* Gleichrichterkreis; *S2* Hochspannungsschalter; *R* Heizungsregulierwiderstand

und -Röhre. Der Anschluss an das Netz erfolgt bis ca. 30-kW-Kurzzeit-Nennleistung (bei 90 kV; 0,1 s, nach DIN 6822) einphasig, für grössere Leistungen meistens dreiphasig. Mit dem Autotransformator *T1* werden Netzspannungsschwankungen ausgeglichen und über den Hochspannungstransformator *T2* und den Gleichrichterkreis wird die variable Hochspannung an die Röntgenröhre gelegt. Die Grösse der Hochspannung bestimmt die Wellenlänge und damit die Qualität der Strahlung. Mit dem Widerstand *R* wird die Röhrenheizung eingestellt. Dies beeinflusst den Röhrenstrom und damit die Quantität der Strahlung. Der Hochspannungsumschalter *S2* erlaubt den abwechselnden oder für Sonderfälle auch den simultanen Betrieb zweier Röntgenröhren am gleichen Apparat.

2. Röntgenröhren

Für die Röntgenuntersuchungen (Diagnostik) ergeben sich die Anforderungen an die Röntgenröhre als Strahlenquelle aus der Forderung der grösstmöglichen Schärfe der Röntgenaufnahme und des Leuchtschirmbildes. Die Gesamtunschärfe setzt sich zusammen aus:

1. Geometrischer Unschärfe [a) Abmessungen der Strahlenquelle, b) Abstandsverhältnisse];
2. Bewegungsunschärfe;
3. Abbildungsunschärfe (Korngrösse der photographischen Schicht und der sog. Verstärkungsfolien bzw. des Leuchtschirmmaterials).

Aus 1a) folgt, dass die Strahlenquelle möglichst punktförmig sein soll. Die Bewegungsunschärfe ist zum Teil gegeben durch die Eigenbewegungen der Organe, die am Herzrand und beim Magen (Peristaltik) bis zu 20 cm/s betragen können. Damit jedoch gemäss 1b) günstige Abstandsverhältnisse (grosser Quellen-Objektabstand) bei kleiner Bewegungsunschärfe (kurze Aufnahmezeit) und kleiner Abbildungsunschärfe (kleine Korngrösse und Empfindlichkeit) erzielt werden muss die Strahlenquelle eine möglichst grosse Leistung haben. Aus diesen gegensätzlichen Forderungen resultiert deshalb immer eine Kompromisslösung.

Die von der Glühkathode emittierten Elektronen werden, nach Beschleunigung im elektrischen Feld, auf der Anode abgebremst. Der Wirkungsgrad der Strahlenerzeugung ist dabei proportional der Ordnungszahl des Bremsmaterials. Als Anodenmaterial wird heute, auch wegen des hohen Schmelzpunktes von 3380 °C, praktisch nur noch Wolfram ($Z = 74$) verwendet. Gemäss neuesten Untersuchungen lässt sich beim Zusatz von einigen Prozent Rhenium zum Wolfram noch eine Verbesserung erzielen. Rhenium, das einen Schmelzpunkt von 3150 °C und $Z = 75$ hat, ist jedoch sehr teuer. Der Wirkungsgrad der Röhre hängt auch ab von der Beschleunigungsspannung und beträgt z. B. für 150 kV bei einer Wolframanode nur knapp 1 %. Die übrige Energie wird in Wärme umgewandelt. Die Umwandlung der Energie eines gebündelten Elektronenstrahls in Wärme wird auch technisch ausgenützt zum Schweissen, Schmelzen oder Verdampfen von Werkstoffen. Dabei wird für kleinste Wirkungsflächen die Leistungsdichte um Grössenordnungen höher als beim elektrischen Lichtbogen. Bei Röntgenröhren darf die Anode jedoch nicht zerstört werden. Deshalb bildet hier nebst der Elektronenstrahlbündelung und der Isolation die Wärmeableitung das Hauptproblem.

Die direkt geheizte Glühkathode besteht aus einer Wolframdrahtspirale zylindrischer Form entsprechend

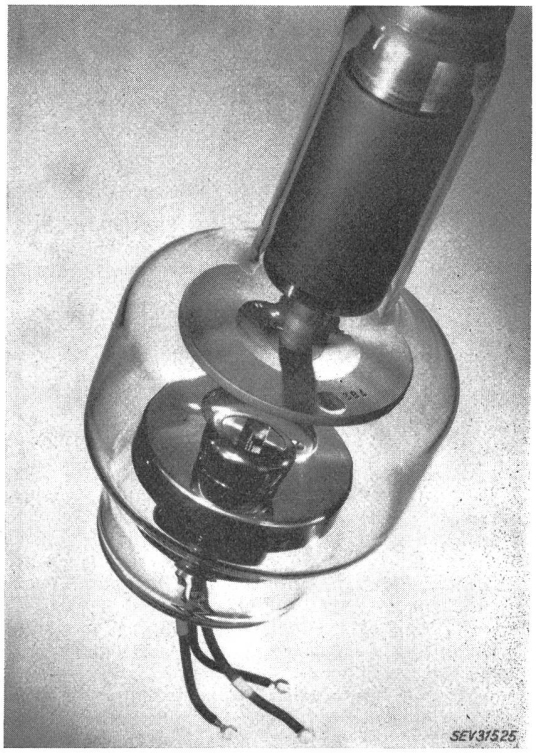

Fig. 2
Drehanoden-Röntgenröhre für Diagnostik
Anodenteller mit Kurzschlussanker für 8500 U./min; Kathodentopf mit 2 Glühspiralen für zwei verschiedene Brennflecke

dem gewünschten strichförmigen Brennfleck auf der Anode. Die Elektronen müssen auf der Anode zu einem Brennfleck (sog. Fokus) bestimmter Grösse fokussiert werden. Dies wird erreicht durch Einbetten der Drahtspirale in einen Kathodentopf (Wehnelt-Zylinder) mit gleichem Potential wie die Kathode. Einbettungstiefe der Spirale im Schlitz und Formgebung des Kathodentopfes bestimmen die Feldverteilung und damit die elektrostatische Fokussierungswirkung im Bereich der Kathode auf das zur Divergenz tendierende Elektronenbündel. Erschwerend wirken sich dabei die grossen Regelbereiche der Spannung von ca. 1 : 5 und des Stromes von ca. 1 : 1000 moderner Röntgenröhren aus. Um den beiden Forderungen nach kleiner Fokusabmessung und hoher Leistung besser entsprechen zu können, werden heute vielfach sog. Doppelfokusröhren mit zwei verschiedenen Heizspiralen im gleichen Kathodentopf verwendet (Fig. 2). Hochleistungs-Röntgenröhren arbeiten mit dem Sättigungsstrom. Die Stromstärke kann dabei durch Änderung der Heizung eingestellt werden.

Massgebend für die thermische Kurzzeit-Belastbarkeit der Anode ist bei gegebenem Anodenmaterial die effektive Brennfleckgrösse. Durch Schrägstellen der Anode um ca. 17° gegenüber dem ausgenützten Röntgen-Zentralstrahl erscheint der optisch wirksame Brennfleck gegenüber dem effektiven Brennfleck in der Länge um einen Faktor 3,4 kürzer. Bei kleinerem Anodenwinkel wird das Verhältnis von effektivem zu optischem Brennfleck noch günstiger; der Nutzstrahlenkegel wird aber dabei eingeschränkt. Die durch die Wärmespannungen auftretende Aufrauhung der Anodenoberfläche ergibt bei kleinerem Anodenwinkel eine stärkere Abnahme der Strahlenausbeute durch Absorption an den Materialerhebungen der Oberfläche.

Während für Röhren kleinerer Leistung auch heute noch feste Anoden Anwendung finden, verwendet man für hohe Leistung Drehanoden. Die Anode ist dabei als Drehteller ausgebildet und auf einem Kurzschlussanker mit einseitiger Kugellagerung befestigt (Fig. 2). Der Stator befindet sich ausserhalb der Röhre im sog. Röhrenschutzgehäuse. Die Ölfüllung des Gehäuses dient der Hochspannungsisolation und dem Wärmetransport an die Gehäuseaussenwand. Eine Verbleiung des Gehäuses absorbiert die entstehende Röntgenstrahlung ausserhalb des Nutzstrahlenkegels.

Die Belastbarkeit der Drehanode hängt bei gegebenem Anodenmaterial von der Bewegungsgeschwindigkeit des Materials unter dem Brennfleck ab. Diese ergibt sich aus dem Durchmesser der Brennfleckbahn und der Drehzahl. Aus Gründen des Gewichtes, kleines GD^2 für raschen Hochlauf und kleiner Abmessungen wird der Durchmesser begrenzt und sollte nicht über ca. 100 mm liegen. Die Speisung des 2poligen Stators mit 50 Hz ergibt eine Drehzahl von 2800 U./min. Dabei kann z. B. ein optischer Brennfleck von 2 × 2 mm mit 50 kW während 0,1 s belastet werden. Die Angabe der Belastbarkeit von Röntgenröhren erfolgt in Kilowatt während 0,1 s für Drehanodenröhren und 1 s für Festanodenröhren.

Einen entscheidenden Fortschritt brachte die Konstruktion von Drehanoden mit einer Drehzahl von 8500 U./min. Technologische Schwierigkeiten verhinderten bis vor kurzem die Realisierung dieser theoretisch einfachen Überlegung. Der Stator wird dabei mit 150 Hz gespeist. Wie Fig. 3 zeigt, kann dabei bei praktisch gleicher Belastbarkeit der optische Brennfleck von 2 × 2 mm auf 1,2 × 1,2 mm verkleinert werden. Der Anodenteller ist ein Verbundteller aus Wolfram auf der Seite gegen die Kathode und Molybdän auf der Rückseite. Das Molybdän ergibt bei kleinerer Masse höhere mechanische Festigkeit und grössere Wärmekapazität als ein Teller nur aus Wolfram. Das Kugellager des Rotors in der Röhre muss während der ganzen Lebensdauer der Röhre wartungsfrei intakt sein. Nach Abschalten der Statorspeisung dauert der freie Auslauf der Anode einer gewöhnlichen Drehanodenröhre 10...30 min. Zur Schonung des Lagers ist im Röntgenapparat eine Schaltung eingebaut, die nach beendeter Aufnahme den Stator mit Gleichstrom speist, wodurch der Rotor durch Wirbelstrom gebremst wird.

Bei Spezialröhren für Sonderzwecke, z. B. Bestrahlungsröhren für Körperhöhlen oder bei Materialprüfungsröhren für enge Rohre und Hohlkörper, besteht

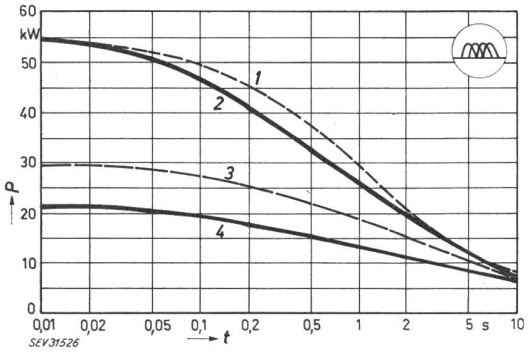

Fig. 3
Vergleich der Belastbarkeit von Drehanodenröhren
Kurven *1* und *3* Drehanodenröhre 2800 U./min, Brennfleck 2 × 2 mm und 1,2 × 1,2 mm; Kurven *2* und *4* Superrotalix-Drehanodenröhre 8500 U./min, Brennfleck 1,2 × 1,2 mm und 0,6 × 0,6 mm

die Hauptschwierigkeit in der Fokussierung des Elektronenstrahls in einer Hohlanode bei grosser Weglänge der Elektronen. Die Hohlanode hat dabei Erdpotential. Mit Hilfe eines besonders geformten Kathodentopfes mit Kathodenpotential vor der Grundform der Kathode wird z. B. ein Brennfleck von 0,4 mm bei 200 mm Elektronenweg erreicht. Eine neue Röhre für intraorale Zahnaufnahmen mit einem Fokus von 0,1 mm hat eine Bolzenkathode an Stelle der üblichen Glühspirale. Der nutzbare Strahlenwinkel der kegelförmigen geerdeten Anode beträgt 270°. Die Zentrierung des Elektronenstrahls kleiner Leistung auf der Kegelspitze erfolgt mit Steuermagneten, die durch Sekundärelektronen der Anode gesteuert werden.

3. Röntgenapparate für Diagnostik

Die Röntgenapparate dienen zur Speisung und Steuerung der Röntgenröhren (vgl. Fig. 1). Der Autotransformer ist meistens mit den Regelorganen im Schaltpult zusammengefasst, während der Hochspannungstransformator mit Gleichrichtern und Hochspannungsumschalter eine getrennte Einheit mit Ölisolation bildet. Röntgenapparate kleiner Leistung arbeiten ohne Gleichrichter und die Röntgenröhre wirkt gleichzeitig als Gleichrichter, während für mittlere Leistungen Gleichrichter in Zweiphasen-Graetzschaltung gebräuchlich sind. Für Hochleistungsanlagen werden seit wenigen Jahren nur noch Dreiphasen-Apparate, vorwiegend mit Dreiphasen-Vollweggleichrichtung, verwendet. Dreiphasenapparate ergeben eine günstigere Netzbelastung, kleinere Welligkeit der Gleichspannung und höhere Belastbarkeit der Röntgenröhren für Kurzzeit-Aufnahmen als Zweiphasenapparate.

An Stelle der Hochvakuumventile werden neuerdings zur Gleichrichtung auch Selengleichrichter verwendet. Diese haben jedoch gegenüber Hochvakuumventilen einen gewissen Sperrstrom, einen grösseren Durchgangswiderstand und sind auch teurer. Bei einer weiteren Verbilligung der Siliziumgleichrichter dürften diese jedoch in der Zukunft eine technisch und wirtschaftlich günstige Lösung bedeuten.

Der Autotransformator hat getrennte Kohlerollen für die Netzspannungsregulierung und für die stufenlose Speisespannungsregulierung zum Hochspannungstransformator. Da die Filmschwärzung hinter einem Objekt proportional der 5. Potenz der Hochspannung ist, kommt einem genauen und ständigen Ausgleich der Netzspannungsänderungen besondere Bedeutung zu. Grössere Apparate sind deshalb mit automatischer Netzkorrektion ausgerüstet. Über eine Wechselspannungsbrücke mit spannungsabhängigen Widerständen werden die Kohlerollen des Autotransformators motorisch verstellt. Magnetische Stabilisatoren kommen für diese kurzzeitigen hohen Leistungen nicht in Betracht.

Die Aufnahmedaten (Spannung, Strom, Zeit) werden bei der Einstellung am Schaltpult vorangezeigt. Die Einstellung der Hochspannung erfolgt stufenlos mit dem dem Hochspannungstransformator vorgeschalteten Autotransformator. Für medizinische Röntgenaufnahmen beträgt der Spannungsbereich bis 35... 150 kV (Scheitelwert). Der höchstzulässige Röhrenstrom wird automatisch in Funktion der gewählten Spannung und Einschaltdauer eingestellt, so dass eine Überlastung der Röntgenröhre ausgeschlossen ist. Zum Schutz dieser ist die Einschaltung der Hochspannung nur möglich bei genügender Emission der Kathode und

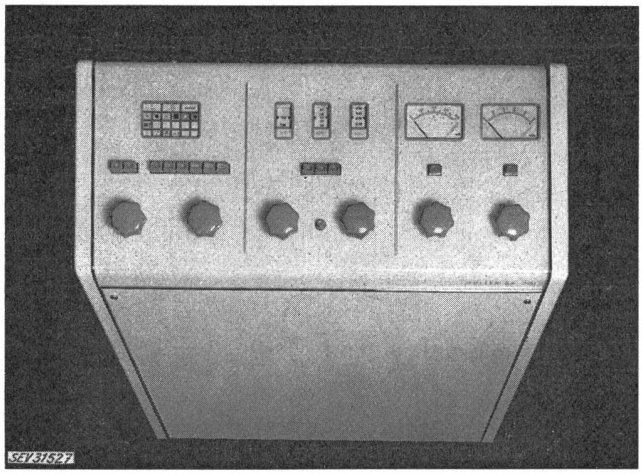

Fig. 4
Schaltpult eines Röntgenapparates

bei Rotation der Drehanode (bei Drehanodenröhren). Die Zeitschalter für Aufnahmen mit elektronisch gesteuerten Schützen erlauben als kürzeste Einschaltdauer 0,01 s bei Zweiphasenapparaten (eine Halbwelle) und 0,003 s bei Dreiphasenapparaten. Die Kontaktgabe erfolgt phasensynchron mit der Netzspannung. Die Schaltfolge für Schnellserientechnik, z. B. mit motorischen Filmwechslern, beträgt meistens bis 8 Schaltungen pro Sekunde.

Besondere Aufmerksamkeit wurde bei der Gestaltung der Schaltpulte der einfachen und funktionsgerechten Anordnung der Bedienungs- und Kontrollorgane geschenkt. Fig. 4 zeigt die Aufsicht auf ein Schaltpult neuer Konstruktion. Da die Apparate durch nicht technisch geschultes Personal bedient werden, müssen Fehlbedienungen durch elektrische Schutzschaltungen und mechanische Verriegelungen vermieden werden. Möglichst viele Einstellwerte sind zu automatisieren, damit die Assistentinnen ihre volle Aufmerksamkeit den Patienten widmen können. Eine entscheidende Verbesserung brachte in dieser Beziehung die Einführung der Belichtungsautomatik für Röntgenaufnahmen. Da bei gleichem Körperteil praktisch von Patient zu Patient die Dicke und Dichte variiert, brauchte es bisher nebst grosser Erfahrung auch meistens noch etwas Glück, die richtige Strahlenmenge für eine optimale Filmschwärzung zu dosieren. Beim Belichtungsautomaten wird die auf den Film auftreffende Strahlung integrierend gemessen und nach Erreichen einer bestimmten Dosis der Röntgenapparat automatisch abgeschaltet. Zwischen Objekt und Film wird eine flache, möglichst strahlendurchlässige Ionisationskammer als Messorgan angeordnet. Die Leitfähigkeit der Ionisationskammer bzw. der Ionisationsstrom sind eine Funktion der Strahlenmenge. Die unterschiedliche Wellenlängen-Abhängigkeit des Ionisationsstromes und der Filmschwärzung wird durch Schaltungsmassnahmen ausgeglichen.

An Stelle der ionisierenden Wirkung wird zur Messung der Strahlung auch die Erzeugung von Fluoreszenzlicht benützt. Mit einem Photomultiplier wird die Helligkeit eines Leuchtschirmes gemessen. Bei beiden Systemen wird die mittlere Dosis über das Messfeld gemessen, das im bildwichtigen Teil plaziert werden muss. Dank dem flacheren Aufbau und der Unempfindlichkeit gegen direkten Lichteinfall werden heute jedoch vorwiegend Ionisationskammern verwendet.

4. Umwandlung der Röntgenstrahlen zum Bild

4.1 Konventionelle Verfahren

Zur Herstellung von Röntgenaufnahmen werden heute, ausgenommen für Schirmbildaufnahmen, Röntgenfilme mit doppelseitiger Schicht verwendet. Dadurch wird die Empfindlichkeit bei gleichem Auflösungsvermögen gegenüber einseitiger Beschichtung verdoppelt. Sog. Verstärkungsfolien, die beidseitig dem Film anliegen, setzen einen Teil der Röntgenstrahlen in Licht um und bewirken eine zusätzliche Filmschwärzung. Sie enthalten Kalziumwolframat oder Blei-Bariumsulfat, das vorwiegend Ultraviolett ausstrahlt, worauf die Röntgenfilme sensibilisiert sind. Das latente Bild auf dem Film wird also hier einerseits durch direkte Einwirkung der Röntgenstrahlen auf die Schicht, andererseits (hauptsächlich) durch die Lichteinwirkung der Folien erhalten.

Bei dem insbesondere für Reihenuntersuchungen verwendeten Schirmbildverfahren wird das auf einem Fluoreszenzschirm erzeugte Bild mit einer konzentrischen Spiegeloptik verkleinert auf einen Film projiziert. Das Filmformat beträgt meistens 70 × 70 mm. Zur Auswertung muss der Film mit einer Lupe oder mit einem Projektor rückvergrössert werden. Kleine Film- und Verarbeitungskosten, rationelle Archivierung und kurzer Zeitbedarf pro untersuchte Person machen dieses Verfahren für Reihenuntersuchungen besonders geeignet.

Die kontinuierliche Beobachtung des Röntgenbildes erfolgt mit einem Durchleuchtungsschirm. Dieser enthält z. B. Kalziumsulfid oder Zinksilikat, dessen spektrale Emissionskurve ziemlich gut mit der Farb-Empfindlichkeitskurve der Augen übereinstimmt. Mit zunehmender Korngrösse steigt die Empfindlichkeit, aber auch die Bildunschärfe. Deshalb sind der Empfindlichkeitssteigerung der Leuchtschirme Grenzen gesetzt, wenn auch in den letzten Jahren gewisse Verbesserungen erzielt wurden.

4.2 Elektronenoptische Bildverstärker

Eine entscheidende Verbesserung gegenüber dem Leuchtschirmbild mit seiner geringen Helligkeit und beschränktem Detailerkennungsvermögen brachte die Einführung des elektronen-optischen Bildverstärkers vor ca. 8 Jahren. Bis 1960 war die Helligkeitsverstärkung ca. 1000fach, während heute der Verstärkungsfaktor 3000 beträgt. Fig. 5 veranschaulicht das Prinzip der heute oft verwendeten Bildverstärker an Stelle gewöhnlicher Leuchtschirme.

In der hochevakuierten, zylindrischen Glasröhre ist der Primärleuchtschirm von 23 cm Durchmesser direkt auf der Glaswand angebracht. Die aus dem Objekt austretenden Röntgenstrahlen erzeugen hierauf ein Fluoreszenzbild. Auf dem Leuchtschirm befindet sich eine Photokathode. Die Lichtquanten machen auf der Photokathode Elektronen frei und es entsteht in Funktion der Leuchtschirmhelligkeit ein Elektronenbild auf der Photokathode. Zwischen der Photokathode und der Hohlanode ist eine Beschleunigungsspannung von 25 kV angelegt. Dadurch werden die frei werdenden Elektronen beschleunigt, durch eine Wandelektrode (elektrostatische Linse) fokussiert und erzeugen auf dem Sekundärleuchtschirm in der Hohlanode das verstärkte Bild. Die Durchmesser Primärleuchtschirm zu Ausgangsleuchtschirm sind 11 : 1, so dass die Elektronen der Photokathode auf eine

121mal kleinere Fläche konzentriert werden. Durch die zusätzliche Beschleunigung der Elektronen ergibt sich eine totale Helligkeitsverstärkung von 3000fach.

Das Bild des Ausgangsleuchtschirmes wird optisch rückvergrössert und kann mit einem Binokular oder mit einem Spiegelsystem direkt betrachtet werden. Da für visuelle Beobachtung des Bildes die Leuchtdichte massgebend ist, wird durch die optische Rückvergrösserung mit lichtstarken Optiken die Bildhelligkeit nicht beeinträchtigt. Der Bildverstärker ergibt eine höhere Detailerkennbarkeit, da das Auge dank der höheren Bildhelligkeit das Bild mit den Zäpfchen anstatt nur mit den Stäbchen der Retina wahrnimmt. Von grosser Bedeutung ist die Reduktion der Strahlendosis für den Patienten und die Reduktion der Streustrahlendosis für den Untersucher. Die kürzere Adaptationszeit und die bessere Detailerkennbarkeit ergeben eine Beschleunigung der Untersuchung.

Wie alle Hochvakuumröhren können auch die Bildverstärkerröhren im Laufe der Zeit gashaltig werden durch Freiwerden von Gasmolekülen aus den in der Röhre vorhandenen festen Stoffen. Die Gashaltigkeit hat eine Verminderung der Verstärkung und des Kontrastes zur Folge. Zur Beseitigung eventuell vorhandener Gasmoleküle ist im Bildverstärker eine Ionenpumpe (sog. Penningpumpe) eingebaut. Gasreste werden zwischen zwei Elektroden ionisiert und an der mit Gettermaterial bedeckten Elektrode gebunden. Ein elektromagnetisches System verbessert die Wirkung. Der Pumpenstrom der Elektroden (in μA) ist gleichzeitig ein Mass für den Gasgehalt bzw. für das Vakuum der Röhre.

Je nach Verwendungszweck sind elektronenoptische Bildverstärker erhältlich mit Eingangsschirmen von 5″, 7″ und 9″ Durchmesser. Daneben ist auch noch eine Einheit mit 12½″ auf dem Markt. Das Bild des Eingangsschirmes wird dabei über einen Ablenkspiegel und eine Spiegeloptik verkleinert und in einer kleinen Lichtverstärkerröhre verstärkt. Die grossen Helligkeitsverluste der Spiegeloptik ergeben jedoch nur eine gesamte Helligkeitverstärkung von ca. 400fach. Die grossen Abmessungen und das grosse Gewicht erschweren zudem die Arbeit des Untersuchers.

Der 23-cm-Bildverstärker kann mit einem einfachen optischen System oder mit einem Bildverteiler (Fig. 5) ausgerüstet werden. Der Bildverteiler enthält 3 Spiegel, die z. B. 10 % Licht reflektieren und 90 % durchlassen oder umgekehrt. Die verschiedenen Spiegel werden durch Einstellen eines Wahlschalters motorisch in die optische Achse bewegt. Es können insgesamt 3 optische Systeme verwendet werden, wovon 2 simultan, z. B. Kinokamera und Betrachtungssystem.

4.3 Television

Dank der grossen Helligkeitsverstärkung des Bildverstärkers kann das Bild des Ausgangsschirmes mit einer Vidikon-Fernsehkamera aufgenommen werden. Für die medizinische Verwendung wurde eine spezielle Fernseheinrichtung auf Grund der besonderen medizinischen Anforderungen entwickelt. Die Vidikonkamera und das oder die Sichtgeräte sind über Kabel mit dem zentralen Steuergerät verbunden. Die Anlage arbeitet entsprechend den europäischen Fernsehnormen (CCIR-Norm) mit 625 Zeilen pro Bild, 50 Halbbildern pro Sekunde und Zeilensprungverfahren. Bei normalen Fernseheinrichtungen ist das Bildseitenverhältnis 3 : 4. Diese Anlage arbeitet jedoch mit quadratischer Austastung der Vidikonröhre. Da das Bild am Bildverstärkerausgang rund ist, wird das Bildsignal der quadratischen Austastung im Videoverstärker am Bildrand kreisförmig unterdrückt und damit nur das Bildsignal verstärkt. Da die Vidikonröhren am Rand das ungünstigste Signal-Rauschverhältnis haben, wird durch diese Massnahme auch die Bildqualität verbessert. Das Steuergerät hat eine Umschaltung für positives oder negatives Bild. Damit kann der Bildcharakter entsprechend dem normalen Durchleuchtungsbild oder der Röntgenaufnahme gewählt werden. Nebst der Regelung des Gesamtkontrastes ist eine zusätzliche Kontrastbeeinflussung mit dem Gradationsregler möglich. Der Kontrast kann für einen bestimmten Bildhelligkeitsbereich angehoben werden, wodurch kontrastarme Details unter optimalen Bedingungen beobachtet werden können.

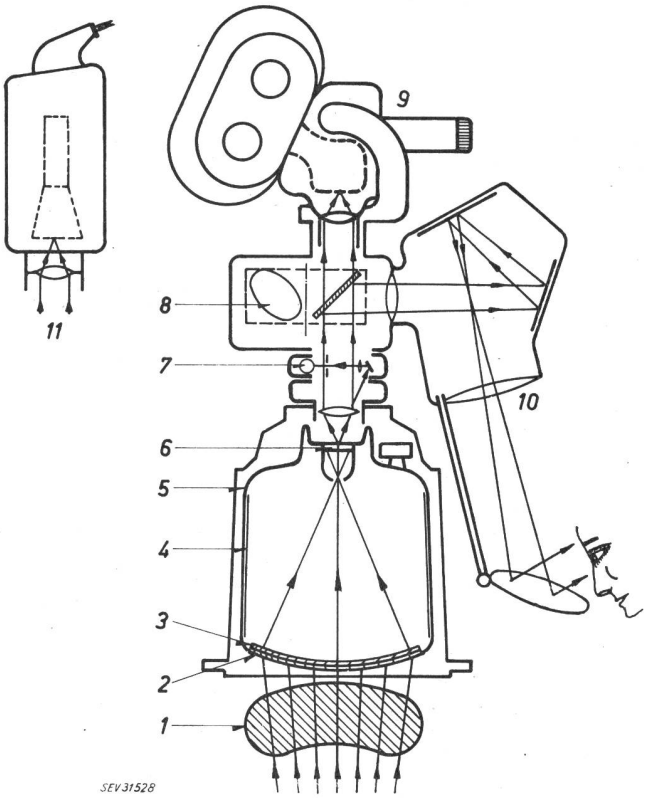

Fig. 5
Prinzip des Bildverstärkers
1 Objekt; *2* Fluoreszenzschirm mit Fotokathode *3*; *4* elektrostatische Fokussierung; *5* Glaskolben; *6* Sekundär-Leuchtschirm; *7* Fotomultiplier; *8* Bildverteiler; *9* Kinokamera; *10* Betrachtungssystem; *11* Televisionskamera

Von grosser Wichtigkeit ist eine möglichst einfache Bedienung einer solchen Anlage. Die medizinische Fernseheinrichtung besitzt eine automatische Helligkeitsstabilisierung. Helligkeitsunterschiede bis zu einem Verhältnis von 1 : 10 durch ändernde Objektdicke, -Dichte und Abstandsverhältnisse während einer Untersuchung werden automatisch kompensiert. Die ganze Einrichtung besitzt nebst dem Netzschalter nur 2 Bedienungsknöpfe: den Umschalter für positives oder negatives Bild und den Regelknopf für örtliche Kontrastanhebung.

Die Hauptvorteile der Televisionseinrichtung gegenüber der bisherigen direkten Betrachtung des Bildverstärkerbildes in der Röntgendiagnostik sind: der Untersucher kann das Durchleuchtungsbild unabhängig

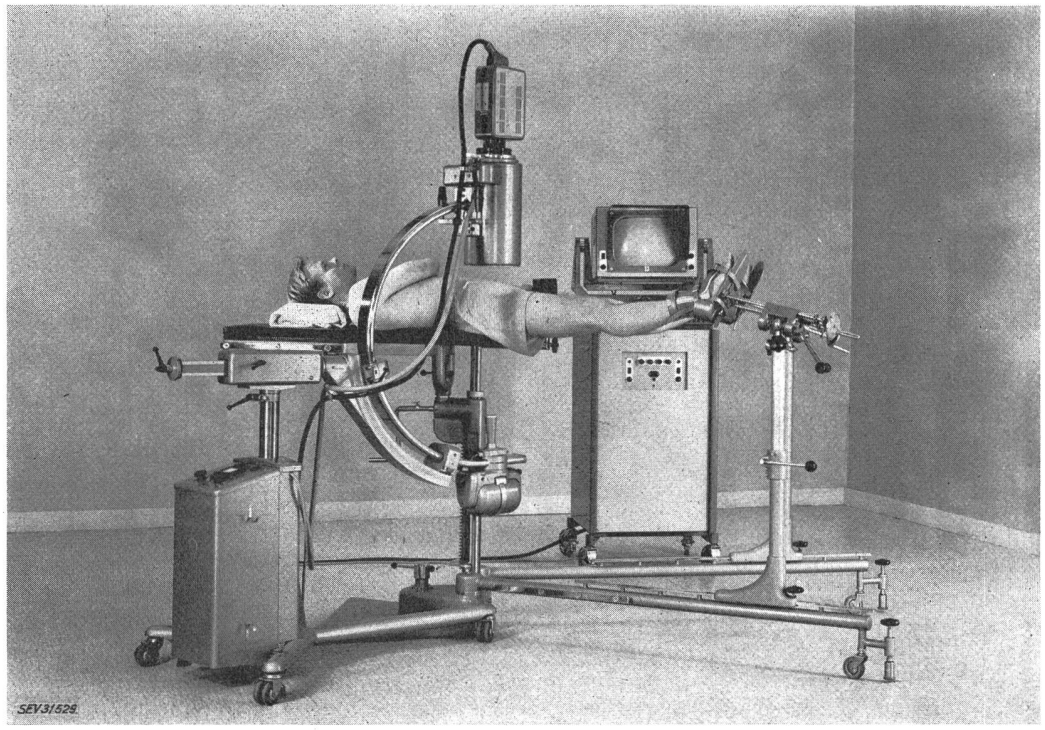

Fig. 6
Leichte fahrbare Röntgeneinrichtung für Chirurgie
Röntgenröhre und Bildverstärker mit Televisionskamera sind am Schwenkbügel befestigt. Im Hintergrund Steuergerät und Sichtgerät der Televisionseinrichtung

von der Lage des Patienten immer am gleichen Ort betrachten. Das Bild kann auf einem Sichtgerät gleichzeitig von mehreren Personen beobachtet werden und auch auf ausserhalb des Untersuchungsraumes stehende Sichtgeräte oder auf Grossprojektion übertragen werden. Für die Grossbildprojektion schwarz-weiss stehen Projektionsröhren mit Schmidt-Optik oder das Eidophorverfahren zur Verfügung. Die Röntgenuntersuchung muss nicht mehr im verdunkelten Raum durchgeführt werden. Dies ist nicht nur für den Patienten angenehm, auch der Arzt schätzt es sehr, den Patienten während der Untersuchung mitbeobachten zu können. Von besonderem Vorteil ist die Durchleuchtungsmöglichkeit im beleuchteten Raum für Operationen, da dabei vielfach die Beleuchtung nicht oder nur wenig reduziert werden kann (Fig. 6). Die Trennung der Bildbetrachtung von der Bildentstehung vereinfacht auch den Strahlenschutz für Arzt und Personal. Die Televisionsbetrachtung erlaubt auch die räumliche Trennung von Patient und Arzt für Röntgenuntersuchungen bei Verwendung eines Untersuchungsgerätes mit Fernsteuerung (Fig. 7). Seit 1961 wurden in der Schweiz schon mehrere medizinische Televisionseinrichtungen, bis jetzt jedoch ohne räumliche Trennung von Arzt und Patient, in Betrieb genommen.

Schwarz-weiss- und Farbfernsehanlagen für Operationsübertragungen sind ebenfalls verfügbar. Da dieselben aber nicht in Verbindung mit Röntgenanlagen arbeiten, werden sie in diesem Artikel nicht weiter behandelt.

Die Hauptziele für die weitere Entwicklung sind wohl die weitere Reduktion der Strahlendosis und die gleichzeitige Erhöhung der Bildinformation. Obschon sich diese beiden Forderungen scheinbar widersprechen, sind mit Prototypausführungen neuer Verfahren schon Resultate erzielt worden, die zu berechtigten Hoffnungen Anlass geben. Das Speichervermögen des Auges beträgt ca. 0,1...0,2 s. In dieser Zeit kann jedoch nur ein geringer Teil der vorhandenen Information ausgewertet werden. Sind zur Auswertung eines unbeweglichen Bildes z. B. 20 s notwendig, so müssen für die Aufrechterhaltung des Bildes ständig Röntgenstrahlen erzeugt werden. Durch Speicherung des Momentanbildes und nachfolgende dauernde Wiederholung zur Auswertung kann die Dosis je nach Empfindlichkeit des Speicherverfahrens um 1 bis 2 Zehnerpotenzen reduziert werden. Eine solche Speichermöglichkeit sind Bildspeicherröhren. Die Wiedergabezeit beträgt dabei einige Minuten, wobei die Bildhelligkeit langsam abnimmt. Zur Speicherung mehrerer Bilder ist eine entsprechende Zahl Speicherröhren notwendig. Dieses System ist noch im Versuchsstadium.

Magnetische Speicherverfahren mit Magnetband zur Speicherung von Fernsehbildern in Studios sind bereits im Betrieb, wobei eine sehr gute Wiedergabequalität erreicht wird. Die Studioeinrichtungen mit Magnetband sind jedoch für einen verbreiteten Einsatz in der Medizin zu teuer, zu umfangreich und service- und betriebsmässig zu kompliziert. Für die Speicherung von Röntgen-Fernsehbildern ist auch keine so lange mögliche Aufnahmedauer notwendig. Es wurde deshalb ein schnell rotierender Speicher zur Speicherung mehrerer Einzelbilder entwickelt. Die magnetische Schicht ist auf dem zylindrischen Rotorumfang angebracht. Das Bild des Bildverstärkers wird über Vidikonkamera, Verstärkereinheit und Schreibkopf als Bildsignal auf der Magnetschicht gespeichert. Die Bildwiedergabe erfolgt mit dem Wiedergabekopf über den Verstärker auf ein Televisions-Sichtgerät. Die Wiedergabezeit und die Wiedergabezahl sind dabei nicht begrenzt. Nach Auswertung kann die Bildinformation der Magnetschicht gelöscht werden. Für eine gute Bild-

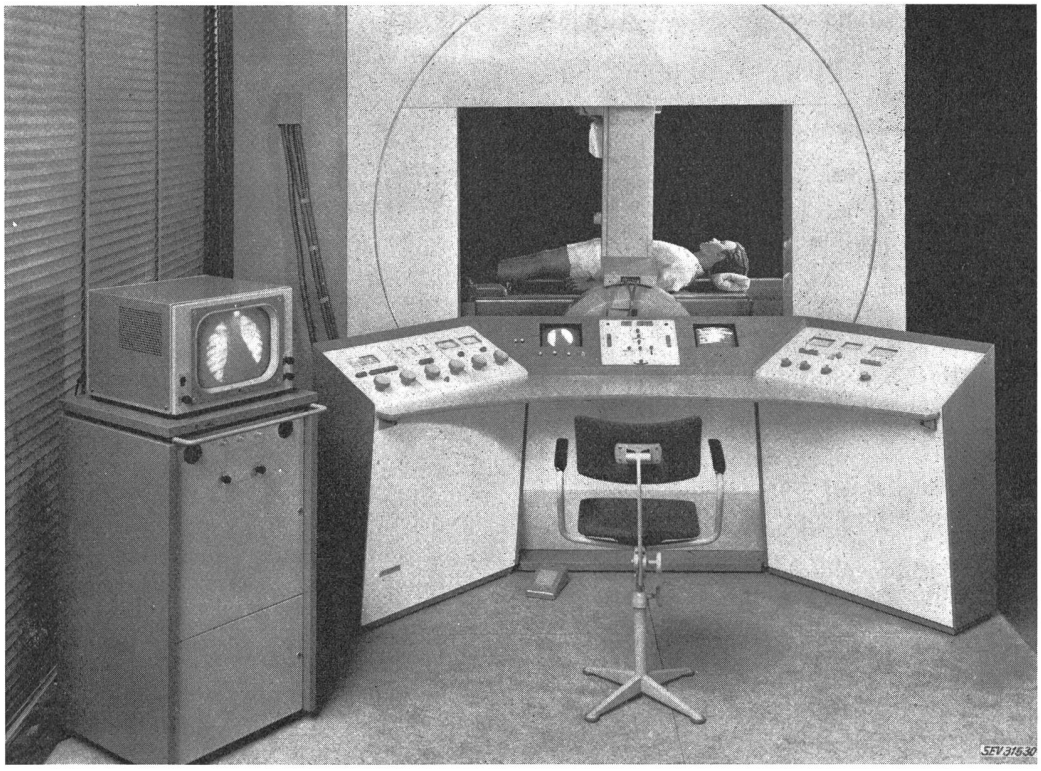

Fig. 7
Röntgenuntersuchungsplatz mit ferngesteuertem Untersuchungsgerät und Television

qualität muss der Abstand zwischen Magnetschicht und Speicherkopf möglichst gering sein. Die Distanzierung erfolgt durch den Luftstrom des schnell rotierenden Speicherrades gegen entsprechend justierte Federn des Aufnahmekopfes. Ein Umfang enthält die Information für ein Bild. Durch Verschieben des Schreibkopfes relativ zum Speicherrad werden die Bilder auf nebeneinanderliegende Kreisbahnen gespeichert. Die Breite der Schreibspur, der minimale Spurabstand zur Vermeidung des «Übersprechens» und die Breite der Magnetschicht ergeben die Speicherfähigkeit. Laboratoriumsausführungen wurden für bis zu 16 Bildern angefertigt.

4.4 Röntgen-Kinematographie

Das Studium der Bewegungsvorgänge innerer Organe erfordert eine schnelle Aufnahmefolge. Für Serienaufnahmen auf Röntgenfilme im Grossformat wurden motorische Filmtransport-Vorrichtungen entwikkelt. Bei der Verwendung von Einzelblattfilmen werden bis 6 Aufnahmen pro Sekunde erreicht, während mit Rollfilmen 12 Aufnahmen pro Sekunde möglich sind. Diese Verfahren erfordern jedoch eine ziemlich hohe Strahlendosis und für viele Fälle wird eine höhere Aufnahmefrequenz gewünscht. Die Röntgenröhren werden dabei bis an die äusserste Grenze beansprucht.

Dank dem im Abschnitt 4.2 beschriebenen Bildverstärker mit der grossen Helligkeitsverstärkung und dem kleinen Ausgangsschirm wurde es möglich, Bewegungsvorgänge kinematographisch festzuhalten. Am Bildverteiler [Fig. 5, Ziff. 8] wird eine Kinokamera für 35 mm oder 16 mm Film angeschlossen. Damit sind Aufnahmefrequenzen bis 50 Bilder/s möglich. Die verlangsamte Wiedergabe bei der Projektion und die Möglichkeit, Einzelbilder zu projizieren, erlauben ein genaues Studium der einzelnen Bewegungsphasen. Die richtige Filmschwärzung wird erreicht durch Messung der Helligkeit des Ausgangsschirmes am Bildverstärker mit einer Photo-Multiplierröhre. Die Strahlendosis für gleichmässige Filmschwärzung wird in Funktion des Ausgangssignals des Photo-Multipliers automatisch oder von Hand reguliert. Durch einen teilweise reflektierenden Spiegel wird ein Teil des Lichtes von der Kamera abgezweigt und auf ein Betrachtungssystem oder auf eine Televisionskamera projiziert. Damit kann der Filmvorgang kontinuierlich beobachtet werden.

Bisher wurden bei der Röntgen-Kinematographie während der gesamten Filmdauer Röntgenstrahlen erzeugt. Die Kamerablende hat ein Öffnungs-/Schliessverhältnis von 1 : 1, d. h. der Filmtransport dauert gleich lange wie die Filmbelichtung. Wenn also nur bei geöffneter Blende Strahlen erzeugt werden, so kann die Strahlendosis um einen Faktor 2 reduziert werden. Dieser Impulsbetrieb wird durch einen Kamerakontakt gesteuert. Die intermittierende Strahlenerzeugung durch Unterbrechung im Primärkreis des Hochspannungstransformators ist nicht vorteilhaft, da sich bei kleinen Leistungen die Kapazitäten des Hochspannungstransformators und der Hochspannungskabel ungünstig auswirken. Die Impulsflanken werden dadurch abgeflacht. In dieser Beziehung wurden bessere Resultate erreicht durch Konstruktion einer Röntgenröhre als Triode. Der Hochspannungskreis wird durch Gittersteuerung direkt in der Röntgenröhre unterbrochen. Bis jetzt ist Gittersteuerung nur für kleine Brennfleckabmessungen und für kleine Stromstärken möglich. Kleine Stromstärke verunmöglicht aber sehr kurze Impulsdauer wegen der notwendigen Dosis für genügende Filmschwärzung. Für Gittersteuerung sind zudem spezielle, mehradrige Hochspannungskabel mit entsprechenden Steckern notwendig.

Eine neu entwickelte Impulseinheit wird zwischen Hochspannungsgenerator und Röntgenröhre geschaltet. Die Kabellänge zwischen Impulseinheit und Röntgenröhre kann ohne Benachteiligung durch die Kabelkapazität bis 10 m betragen. Die Schalteinheit enthält 2 Hochspannungs-Tetroden, die die beiden Hochspannungszuleitungen intermittierend öffnen und schliessen. Die Betriebsspannung beträgt 125 oder 150 kV. An der dazugehörigen Steuereinheit kann der Impulsstrom bis 200 mA und die Impulsdauer von 1...10 ms eingestellt werden. Bei einer grössten Aufnahmezahl von 50 Bilder/s der Kamera beträgt die Expositionszeit (= Öffnungszeit der Blende) mit kontinuierlicher Strahlung 10 ms. Mit der Impulseinheit kann also auch bei max. Aufnahmezahl der Kamera durch einen entsprechend erhöhten Strom die Belichtungszeit der Bilder bis auf 10 % der Blendenöffnungszeit reduziert werden. Damit wird nebst der Dosisverminderung mit dem Impulsbetrieb die Bewegungsunschärfe praktisch eliminiert. Die bessere Qualität der Bilder wirkt sich für Bewegungsbetrachtungen und insbesondere für Einzelbildbetrachtung aus. Bisher war die Belichtungszeit pro Bild proportional der Bildfrequenz und durch die Blendenöffnungszeit bestimmt. Mit der freien Wahl der Impulsdauer, unabhängig von der Bildfrequenz, werden auch bei kleinen Bildfrequenzen kurze Belichtungszeiten erreicht. Für Impulsbetrieb ist eine möglichst konstante Gleichspannung nötig. Eingebaute Glättungskondensatoren vor den Schaltröhren erlauben den Anschluss auch an 4-Ventilapparate in Graetzschaltung. Da zu dieser Impulseinheit gewöhnliche Röntgenröhren, Hochspannungskabel und Anschlüsse verwendet werden, können damit auch bestehende Anlagen ausgerüstet werden. Für normalen Durchleuchtungs- und Aufnahmebetrieb werden die Schaltröhren mit dem eingebauten Umschalter überbrückt.

Eine weitere Möglichkeit zur Kinematographie mit kleiner Dosis bietet die Kineskopie. Dabei wird das Televisionsbild direkt am Sichtgerät gefilmt. Die Helligkeits- und Kontraststeigerung der Television kann dabei auch zum Filmen ausgenützt werden. Bezüglich Auflösungsvermögen kann dieses Verfahren jedoch nicht voll befriedigen. Die Aufnahmefrequenz beträgt konstant 25 Bilder/s und die Kamera muss synchron mit der Television laufen. Bei 25 Bilder/s beträgt die Blendenöffnungszeit $^1/_{50}$ s, d. h. es wird auf dem Film nur ein Halbbild festgehalten mit 312,5 Zeilen. Die Hälfte der Televisionsinformation geht dadurch bezüglich Auflösungsvermögen verloren.

5. Untersuchungsgeräte

Die Röntgenuntersuchungsgeräte zur Lagerung der Patienten dienen je nach Untersuchungstechnik und Verwendungszweck auch zur Halterung von Röntgenröhre, Leuchtschirm, Bildwandler mit Zubehör und Filmaufnahmevorrichtungen. Bei den betriebsmässig beweglichen Geräteteilen konnten durch Leichtbauweise und wesentlich verbesserte Gewichtsausgleiche die zu bewegenden Massen erheblich reduziert werden. Dies erlaubt dem Untersucher nicht nur leichtere, sondern auch präzisere und raschere Einstellungen. Das Bewegen grösserer Zusatzgeräte und das Einstellen der Patientenlagerungsplatte (Längs- und Querverschiebung, Drehung bis 180°) erfolgt mit Hilfe von Elektromotoren. Variable Verstellgeschwindigkeiten werden mit polumschaltbaren Wechselstrommotoren oder stufenlos mit thyratrongesteuerten Gleichstrommotoren erreicht.

Damit der Untersucher seine volle Aufmerksamkeit dem Patienten widmen kann, muss die Bedienung unbedingt einfach und fehlbedienungssicher sein, da die Untersuchungen teilweise im ganz- oder halbverdunkelten Raum durchgeführt werden. Verbesserte Streustrahlenabschirmungen erlauben das Tragen leichterer Strahlenschutzkleidung für Untersucher und Personal. Dank dem Einsatz der Television zur Übertragung des Durchleuchtungsbildes vom Bildverstärker und Fernsteuerung des Untersuchungsgerätes muss sich der Untersucher nicht mehr in unmittelbarer Nähe beim Patienten im Bereich der Streustrahlen aufhalten. Die räumliche Trennung von Patient und Arzt ergibt für den Arzt einen vollkommenen Strahlenschutz unter Wegfall von Schutzkleidungen. Fig. 7 zeigt den Untersuchungsplatz des Arztes mit Röntgentelevision, Television für Patientenüberwachung, Schaltpult des Röntgenapparates und Fernsteuerung des Untersuchungsgerätes. Durch ein Bleiglasfenster kann der Patient direkt beobachtet werden. Die Anweisungen des Arztes und die Unterhaltung mit dem Patienten erfolgen über eine Gegensprechanlage.

Insbesondere die Röntgendiagnostik zeigt, dass durch eine fruchtbare Zusammenarbeit der Medizin und der Elektrotechnik mit dem technischen Fortschritt dem Arzt immer neue und bessere Mittel zur Verfügung stehen, Krankheiten frühzeitig zu erkennen und dank genauer Diagnose auch zu heilen.

Adresse des Autors:
M. Schiesser, dipl. Elektrotechniker, Philips AG, Edenstrasse 20, Postfach Zürich 27.

Spannband- und Spitzenlagerung

Vor- und Nachteile

Von *S. Götze*, Wohlen

621.317.7.085.2

Spannbandlagerung und Spitzenlagerung bei Messgeräten werden nach dem heutigen Stande der Technik kritisch verglichen. Es wird gezeigt, dass für normale Messgeräte beide Konstruktionsprinzipien etwa gleichwertig sind. Für hochempfindliche Geräte und Geräte mit kleinem Ausschlagwinkel (Lichtzeiger) bietet die Spannbandlagerung Vorteile. Bei Geräten für rauhe Messbedingungen (Stösse, Vibrationen) und bei schweren Armaturen (grosse Zeiger, u. ä.) bringt die Spitzen- bzw. Zapfenlagerung Vorteile.

On compare la suspension à ruban tendu et celle à pivot d'appareils de mesure, en tenant compte de l'état actuel de la technique. Pour des appareils normaux, ces deux modes de suspension sont presque équivalents. Pour des appareils de haute sensibilité et pour ceux à faible angle de déviation (spot lumineux), la suspension à ruban tendu présente des avantages. Pour les appareils destinés à des emplois rudes (chocs, vibrations) ou comportant de lourdes armatures (grosses aiguilles, etc.), la suspension à pivot est préférable.

1. Allgemeines

Die Lagerung der beweglichen Teile eines Messinstrumentes ist eines der wichtigsten Bauelemente. Bestimmt doch die Lagerung wesentlich den Fehler und die mechanische Robustheit des Messgerätes. Zwei Konstruktionsprinzipien werden im Messwerkbau verwendet:

a) Spitzenlagerung. Die beweglichen Teile des Messwerkes (Drehspule, Zeiger usw.) werden mit Spitzen ausgerüstet, welche in sog.