

**Zeitschrift:** Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins

**Herausgeber:** Schweizerischer Elektrotechnischer Verein ; Verband Schweizerischer Elektrizitätswerke

**Band:** 57 (1966)

**Heft:** 3

**Artikel:** Neue elektrische Akzeleratoren im Dienste der Materialprüfung und Medizin

**Autor:** Kuphal, K.

**DOI:** <https://doi.org/10.5169/seals-916565>

#### **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:** 15.01.2026

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

#### 4.5 Bahnstörungen durch Mond und Sonne

Im erdfernsten Punkt, wo die Gravitationskraft der Erde am kleinsten und die des Mondes am grössten sein könnte, ist das Verhältnis der beiden Beschleunigungen:

$$\gamma_{\text{Erde}}: \gamma_{\text{Mond}} = 2,46 \cdot 10^5$$

Diese Abschätzung zeigt schon, dass man den Mond als Störkörper in erster Näherung vernachlässigen kann. Im Einzelnen sind die Beschleunigungen, welche die Erde, der Äquatorwulst, der Mond und die Sonne erzeugen:

$$\gamma_{\text{Erde}} = 57,8 \text{ cm s}^{-2} \text{ im Minimum}$$

$$\gamma_{\text{Wulst}} = 0,96 \text{ cm s}^{-2} \text{ im Maximum}$$

$$\gamma_{\text{Mond}} = 3,82 \cdot 10^{-3} \text{ cm s}^{-2} \text{ im Maximum}$$

$$\gamma_{\text{Sonne}} = 0,594 \text{ cm s}^{-2}$$

Danach möchte man zunächst versucht sein, dem Einfluss der Sonne grosse Beachtung zu schenken. Die Sonne wirkt aber auf die Erde im zeitlichen Mittel ebenso stark wie auf den Satelliten, und die Bahnstörung für diesen relativ zur Erde ist nur durch den mehr oder weniger grossen Abstand des Satelliten von der Sonne bedingt. Das ist aber im Falle der «Molnija» nur die Schwankung von  $\pm 46300$  km auf 150 Millionen km. Man kann also die Sonne als Störkörper vernachlässigen.

#### 4.6 Lebensdauererwartung

Zum Schluss sei noch kurz der Einfluss der Exosphäre auf die Bahn von «Molnija» betrachtet. Ausgehend von den Be-

trachtungen unter 3.2 und unter Zugrundelegung der folgenden Annahmen:

$$Q_S = 1,25 \text{ m}^2 \quad m_S = 30 \text{ kg} \quad a = 2,66 \cdot 10^7 \text{ m}$$

$$e = 0,741 \quad \rho_0 = 4 \cdot 10^{-12} \text{ kg m}^{-3} \quad x = 195$$

erhält man  $\Delta a = -70$  m/Umlauf. Dieser Wert ist wegen der nach dem vierten Glied abgebrochenen Reihenentwicklung um etwa 20 % zu günstig. Nimmt man den wesentlich ungünstigeren Wert  $\Delta a = -100$  m/Umlauf an, so werden dennoch bis zum Erreichen der Kreisbahn nicht weniger als 540 Jahre vergehen, falls nicht andere Einflüsse (Meteoriteinschläge!) den Absturz wesentlich beschleunigen.

#### Literatur

- [1] K. W. Gatland: Telecommunication Satellites. London, Iliffe 1964.
- [2] B. P. Blasingame: Astronautics. London, Mc Graw-Hill 1964.
- [3] E. Schlägl: Die Himmelsmechanischen Grundlagen für Fernmelde-Satelliten. Fernmelde-Ing. 17(1964)11 und 17(1964)12.
- [4] A. Bohrman: Bahnen künstlicher Satelliten. Mannheim, Bibliographisches Institut 1963.
- [5] J. Bartels: Geophysik. Frankfurt a/Main, S. Fischer 1960. Das Fischer-Lexikon Bd. 20.
- [6] K. Stumpf: Astronomie. Frankfurt a/Main, S. Fischer 1957. Das Fischer-Lexikon Bd. 4.

#### Adresse des Autors:

Dr. H. Paul, AG Brown, Boveri & Cie., 5400 Baden.

## Neue elektrische Akzeleratoren im Dienste der Materialprüfung und Medizin

Von K. Kuphal, Baden

621.384.64

Es werden einige neue elektrische Akzeleratoren des Hochvolt-Energiebereiches zwischen 4 und 35 MeV beschrieben, und zwar Neuentwicklungen der in der Materialprüfung und Medizin meist benutzten Elektronenbeschleuniger «Betatron» und «Linearbeschleuniger». Bei beiden können die beschleunigten Elektronen entweder direkt als Elektronen-Strahlung austreten oder Röntgen-Strahlung gleicher Maximalenergie erzeugen. Für die zerstörungsfreie Materialprüfung braucht man ein intensives Röntgenstrahlbündel hoher Durchdringungsfähigkeit, das von einem kleinen Brennfleck ausgeht, um grosse Materialdicken mit kurzer Filmbelichtungszeit zu durchstrahlen und eine gute Fehlererkennbarkeit zu erzielen. Für die Strahlentherapie benötigt man exakt ausgeblendete Röntgen- und Elektronen-Strahlbündel genügender Reichweite, um die Wirkung der Bestrahlung möglichst auf den Krankheitsherd zu konzentrieren. Die Elektronen-Strahlung bietet den Vorteil, je nach Energie mehr oder weniger tief in den Körper einzudringen. Sie kann dadurch die einem Krankheitsherd bestmöglich angepasste Dosisverteilung erzeugen.

L'auteur décrit quelques nouveaux accélérateurs de particules électriques pour énergies allant de 4 à 35 MeV, qui sont dérivés des «bétatrons» et des «accélérateurs linéaires» couramment employés en médecine et pour l'essai des matériaux. Dans les uns comme dans les autres, les électrons accélérés peuvent soit sortir de l'appareil sous forme de radiation électronique, soit servir à produire des rayons X de même énergie maximale. Pour essayer les matériaux sans les détruire il faut disposer d'un faisceau intense de rayon X très pénétrants et émanant d'un foyer concentré, afin que ces rayons puissent traverser des matériaux épais et qu'une brève exposition du film suffise pour faire bien apparaître les défauts. En radiothérapie on a besoin de faisceaux de rayons X ou de faisceaux d'électrons diaphragmés avec précision et de portée suffisante, afin que l'effet des rayons puisse être concentré le plus possible sur le foyer de la maladie. Les rayons électroniques présentent l'avantage de pénétrer, selon leur énergie, plus ou moins profondément dans le corps, ce qui permet d'adapter le mieux possible leur dosage et leur répartition à la partie malade.

### 1. Einleitung

Elektrische Akzeleratoren dienen der Erzeugung schneller geladener Teilchen. Die für die praktischen Anwendungen heute wohl wichtigsten Partikel sind die Elektronen. Sie verlassen den Beschleuniger entweder direkt als Elektronen-Strahlung oder erzeugen in einem Target (Antikathode) Röntgenstrahlung. Man benutzt Elektronenbeschleuniger ausser zu Forschungszwecken hauptsächlich zur zerstörungsfreien Werkstoffprüfung und zur Strahlentherapie in der Medizin. Für beide Anwendungsgebiete hat sich der Hochvoltbereich der kinetischen Elektronen-Energie von 1 bis ca. 40 MeV als günstig erwiesen.

Es sollen hier einige neue Entwicklungsstufen der beiden wichtigsten Akzeleratoren dieser Energie, nämlich des Betatrons und des Linearbeschleunigers behandelt werden. Beide Arten sind auf den Gebieten der Materialprüfung und Medizin seit etwa 15 Jahren in Gebrauch. Obwohl ihre Grundkonzeption heute zum technischen Allgemeingut gehört, geht ihre Entwicklung ständig weiter. Die Ziele sind dabei hauptsächlich hohe Betriebssicherheit und relative Einfachheit der Mittel, verbunden mit grosser Strahlleistung und Genauigkeit der Strahlführung. Vor Beschreibung einzelner Geräte und ihrer Eigenschaften sei eine kurze Übersicht der seitens der Materialprüfung und der Medizin zu stellenden Anforderungen gegeben.

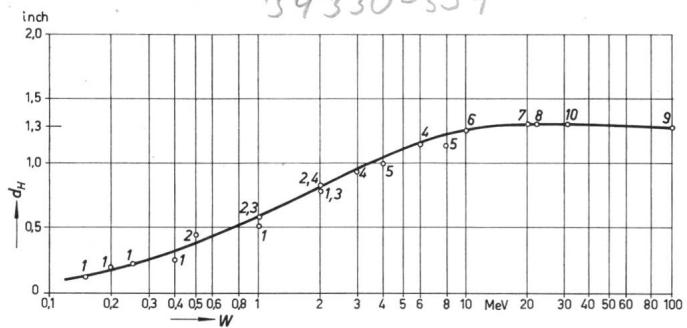


Fig. 1

Halbwertdicke  $d_H$  von Stahl in Abhängigkeit von der Maximalenergie der Röntgenstrahlung  $W$

1 Legrand; 2 Buechner; 3 Charlton und Westendorp; 4 Goldie; 5 Miller; 6 O'Connor; 7 Girard und Adams; 8 Scag; 9 Westendorp und Charlton; 10 Wideröe

## 2. Forderungen der Materialprüfung an Akzeleratoren

Zur zerstörungsfreien Prüfung sollen Materialien durchstrahlt und ihre inneren Fehler sichtbar gemacht werden. Für den wichtigsten Werkstoff Stahl und die zur Zeit aktuellen Raketentreibstoffe eignet sich besonders die Röntgenstrahlung, weil sie wenig absorbiert wird, d. h. sehr durchdringend ist, und weil mit ihr eine vorzügliche Fehlererkennbarkeit erzielt wird. Daneben werden heute für schwere Elemente wie Uran, Blei und Wismut auch schon thermische Neutronen verwendet, auf die hier nicht näher eingegangen wird [1]<sup>1)</sup>.

Die Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlung ist im Stahl bei Maximalenergien zwischen 20 und 30 MeV am grössten (Halbwertdicke 3,3 cm [2], in Raketentreibstoffen jedoch erst bei wesentlich höheren Energien [3]) (Vgl. Fig. 1 und 2). Es ist daher sinnvoll, zur Erzielung kürzer Belichtungszeiten nicht nur eine hohe Strahlintensität, sondern auch die Energie mit der grösstmöglichen Halbwertdicke zu fordern. Man verlangt ferner ein Bündel konstanter Intensität über einen grossen Öffnungswinkel, um möglichst grosse Flächen durchstrahlen zu können.

Zum Sichtbarmachen der aus dem Material heraustretenden Strahlung verwendet man heute meist Röntgenfilme; xeroradiographische Platten [4] und Röntgenbildverstärker mit angeschlossener Fernseheinrichtung [5; 6] finden aber immer mehr Verwendung. Die Bildgüte oder Fehlererkennbarkeit hängt ausser vom Kontrast, d. h. von der relativen Schwärzungsdifferenz zwischen Fehler und Umgebung, wesentlich von der Schärfe des Schwärzungsumgangs am Fehlerrand ab. Diese wird durch die geometrische Unschärfe infolge der endlich ausgedehnten Strahlenquelle (Fokus), die im Material entstehende Streustrahlung und die innere Unschärfe im Aufnahmesystem herabgesetzt. Die zur Erzielung einer hohen Bildgüte zu stellenden Forderungen an Strahl- und Aufnahmeparameter sind bekannt [7] und stehen teilweise im Widerspruch zur Forderung nach kürzester Belichtungszeit. Man kann hier nicht auf Einzelheiten eingehen und es sei nur noch erwähnt, dass es auf jeden Fall günstig ist, einen möglichst kleinen Fokus und eine zur Verminderung der Streustrahlung hinreichend hohe Energie zu haben.

Vom Akzelerator verlangt man ausserdem, dass er in allen Freiheitsgraden möglichst weitgehend beweglich ist, um die Durchstrahlung unhandlicher und schwerer Werk-

<sup>1)</sup> Siehe Literatur am Schluss des Aufsatzes.

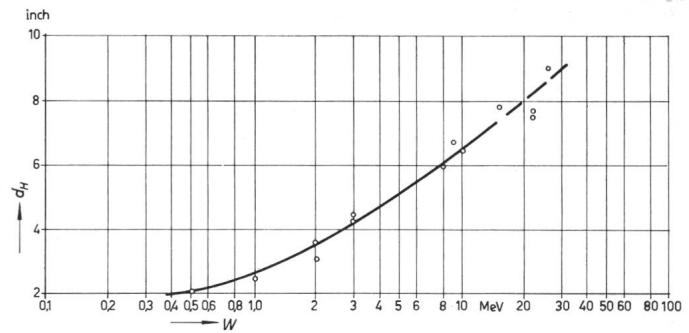


Fig. 2

Halbwertdicke  $d_H$  von Raketentreibstoff in Abhängigkeit von der Maximalenergie der Röntgenstrahlung  $W$

stücke einfacher zu gestalten. Den Anforderungen des Materialprüfbetriebes ist durch eine robuste und betriebssichere Konstruktion Rechnung zu tragen.

## 3. Forderungen der Medizin an Akzeleratoren

Bei der therapeutischen Bestrahlung des menschlichen Körpers benutzt man — hauptsächlich zur Zerstörung von Krebszellen — heute sowohl Röntgen- als auch Elektronenstrahlen. Die Therapie mit Röntgenstrahlung ist seit langem bekannt. Elektronenbestrahlungen werden seit etwa 10 Jahren durchgeführt, aber erst heute als «vollwertige» Therapie anerkannt [8]. In zahlreichen Fällen können sie günstiger sein als Röntgenbestrahlungen. Andere Strahlungarten (Neutronen, Protonen, Alphateilchen) werden erst versuchsweise therapeutisch angewandt.

Für die Röntgen-Tiefentherapie braucht man zur Schonung der Haut Energien von mindestens einigen MeV, für die Elektronen-Tiefentherapie wegen der begrenzten Reichweite mindestens 30 MeV. Zur Bestrahlung der tiefsten Krankheitsherde mit Elektronen sind 35, evtl. etwas mehr MeV erwünscht, weil erst dann das Maximum der im Gewebe absorbierten Energie genügend tief (ca. 10 cm) liegt (Fig. 3 und 4). Akzeleratoren mit Maximalenergien von 35 MeV werden von den Radiologen für die meisten vorkommenden Behandlungsfälle als ausreichend bezeichnet.

Eine Forderung nach beliebig hoher Intensität für Therapiezwecke besteht nicht, da bei einer Dosisleistung von 50...100 R/min übliche Dosen von 200...300 R pro Behandlung in einer Zeit abgegeben werden können, die vergleichbar ist mit der Einrichtzeit des Patienten. Außerdem werden extrem kurze und entsprechend intensive Bestrahlungen von verschiedenen Strahlentherapeuten als ungünstig bezeichnet.

Hinsichtlich der Strahlbegrenzung und Dosisverteilung im Körper verlangt man von ärztlicher Seite grosse Präzision und Anpassungsfähigkeit an den Krankheitsherd, weil eine der wesentlichen Forderungen stets sein wird, das gesunde Gewebe so weit wie möglich zu schonen. Man benötigt Bündeldurchmesser bis zu 20 cm; in besonderen Fällen sind aber noch grössere Felder erwünscht.

Die Bewegungseinrichtung des Akzelerators soll eine genaue und schnelle Justierbarkeit und neben der Festfeldbestrahlung auch verschiedene Arten der Bewegungstherapie (Pendel-, Kreuzfeuer- und Rotationsbestrahlungen) auszuführen gestatten.

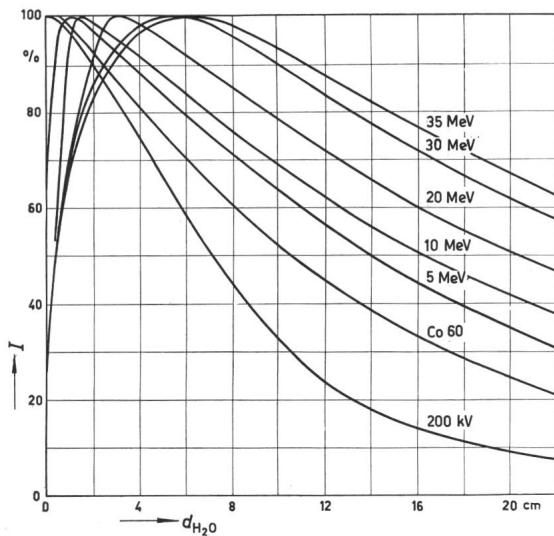


Fig. 3  
Tiefendosiskurven in Wasser für Röntgenstrahlung verschiedener Maximalenergien  
 $I$  relative Intensität;  $d_{H_2O}$  Wassertiefe

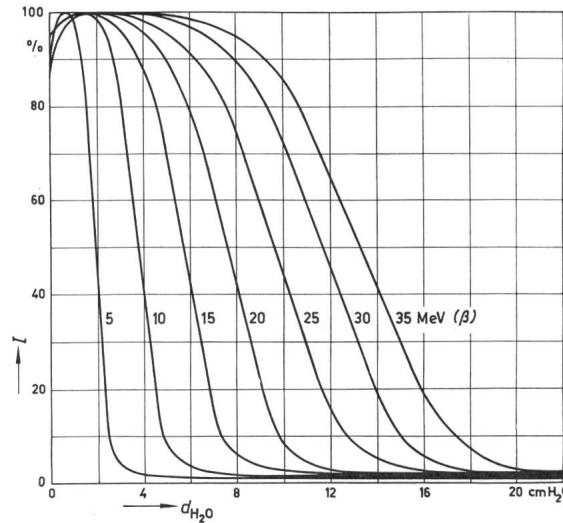


Fig. 4  
Tiefendosiskurven in Wasser für monochromatische Elektronenstrahlung verschiedener Energien  
Erklärungen siehe Fig. 3

#### 4. Das Betatron

##### 4.1 Grundlagen

Das Betatron ist ein Kreisbeschleuniger [9]. Die Elektronen werden in kurzen Impulsen in eine ringförmige Vakuumröhre tangential eingeschossen, die im Luftspalt eines Transformators an Stelle der Sekundärwicklung angebracht ist. Der die Röhrenebene senkrecht durchsetzende, zeitlich ansteigende magnetische Fluss (Beschleunigungsfeld) induziert ein elektrisches Feld in Flugrichtung der Elektronen, das sie während einem Viertel der Wechselstromperiode bis zur Endenergie beschleunigt. Dabei laufen die Elektronen auf einer Kreisbahn (Sollkreis) etwa 1 Million mal um und legen eine Strecke von etwa 1500 km zurück. Die Führungskraft, welche die Teilchen auf der Bahn hält, ist eine Folge der magnetischen Flussdichte am Sollkreis (Führungsfeld). Das Magnetfeld des Transformators dient also sowohl der Beschleunigung als auch der Führung der Elektronen, wozu aber eine ganz bestimmte räumliche Verteilung notwendig ist: Die mittlere Flussdichte innerhalb des Sollkreises muss doppelt so gross sein wie die Flussdichte am Sollkreis selbst (1 : 2-Bedingung). Durch eine bewusste Störung dieser 1 : 2-Verteilung nach dem Erreichen der gewünschten Energie werden die Elektronen vom Sollkreis abgelenkt und aus der Röhre herausgeführt bzw. zur Röntgenstrahlerzeugung auf ein Target gelenkt.

Die Maximalenergie ist proportional dem Sollkreisradius und der Amplitude der Sollkreisfeldstärke. Hinsichtlich dieser Daten und vieler anderer Einzelheiten (z. B. der Methode des Einfangs und der Herausführung der Elektronen) unterscheiden sich die einzelnen Geräte und deren wesentliche Eigenschaften. Wir nennen hier als Beispiele das 24-MeV-Betatron von Allis-Chalmers (USA) [9], das 31-MeV-Betatron von Toshiba (Japan) [10] und — als eine Neuentwicklung — das 42-MeV-Betatron der Siemens-Reiniger-Werke (Westdeutschland), über das noch keine Veröffentlichung vorliegt. Wir möchten hier nicht auf sämtliche Neuentwicklungen eingehen und beschränken uns daher auf einige neue Merkmale des Betatrons der AG Brown Boveri & Cie.

Die charakteristischen Eigenschaften dieses Apparates sind: Mit einem Sollkreisradius von etwa 25 cm und einer maximalen Sollkreisflussdichte von etwa 5 kG wird eine Maximalenergie der Röntgen- und Elektronenstrahlung von 35 MeV erreicht. Die Elektronen werden zu Beginn des Beschleunigungszyklus mit einer Spannung von 50 kV in Impulsen von 5...10  $\mu$ s Dauer eingespritzt. Der für die Hochspannung verwendete Impulswandler ist raumsparend und kann daher im Transformatorgehäuse selbst untergebracht werden.

Zum möglichst verlustarmen Einfang und Austritt der Elektronen vor und nach der Beschleunigung dienen einige dem Hauptfeld kurzzeitig überlagerte Magnetfelder, die von Stromimpulsen in bestimmten Hilfswicklungen hervorgerufen werden. Der Kontraktionsimpuls bewirkt als Verstärkung des natürlichen Einfangeffektes eine um ein Mehrfaches gesteigerte Intensität des umlaufenden Elektronenstromes. Der Expansionsimpuls erweitert den Kreisstrom am Ende der Beschleunigung, indem er das bis dahin konstante Verhältnis des Beschleunigungsfeldes zum Führungsfeld vergrössert. Mit einem weiteren Impuls kann die ganze Sollkreisebene gehoben oder gesenkt werden, so dass man es in der Hand hat, die Elektronen entweder auf die Platin-Antikathode auflaufen zu lassen oder durch einen weiteren, azimutal begrenzten Extraktionsfeldimpuls an einer bestimmten Stelle durch die Glaswand treten zu lassen. Im ersten Falle hat man Röntgen-, im zweiten Elektronenstrahlung. Die Röntgenstrahlung geht von einem sehr kleinen Fokus (ca. 0,1 mm<sup>2</sup>) aus, ist mit einer Winkelverteilung von der Halbwertbreite  $\pm 3,2^\circ$  stark vorwärts gerichtet und besitzt ein kontinuierliches Spektrum von 0 bis zur Energie der beschleunigten Elektronen. Die Elektronenstrahlung ist gut monochromatisch, erfährt beim Durchgang durch das Glas eine Schwächung von ca. 1 MeV und wird im Streufeld des Magneten leicht gekrümmkt.

Die Kreisröhre ist ein evakuiertes und abgeschmolzener Glaskörper, dessen Vakuum mit Hilfe eines Zirkongetters auf einmal 10<sup>-6</sup> Torr gehalten wird, so dass die Anlage im Betrieb keine Vakuumpumpe erfordert. Röhre und Elektronenkanone (Spender-Kathode: gesintertes Wolframröh-

chen mit Barium-Aluminat imprägniert und indirekt geheizt) erreichen als geschlossene Einheit heute eine mittlere Lebensdauer von ca. 5000 h (Spitzenwerte nahe 20 000 h). Dadurch ist ein hohes Mass an Betriebssicherheit und Wartungsfreiheit garantiert.

#### 4.2 Aufbau

Die Vakuumröhre für das Materialprüfungs-Betatron von Brown, Boveri besitzt zwei azimutal um 180° gegen einander versetzte Elektronenspritzen, die ihre Elektronen in einander entgegengesetzter Umlaufsrichtung einschiesen können. Ihre zugehörigen Beschleunigungsphasen folgen daher abwechselnd im zeitlichen Abstand einer halben Wechselfeldperiode aufeinander. Die Röntgenstrahl-Erzeugung erfolgt ebenfalls an zwei azimutal um 180° gegen einander versetzten Antikathoden, so dass zwei einander parallele Strahlenbündel (im Abstand von 53 cm) aus der Maschine treten können. Man kann nun, wie es bei der praktischen Anwendung in der Regel getan wird, mit dem einen oder andern Bündel arbeiten und hat das zweite zur Reserve; oder man macht mit beiden Bündeln gleichzeitig sog. Doppelstrahl-Aufnahmen. Bei diesen kann man den Abstand Fokus-Prüfling so wählen, dass sich die beiden durchstrahlten Felder entweder berühren (Breitfeld-Aufnahme) oder einen Abstand von einer Feldbreite haben (Doppelfeld-Aufnahme). Beide Methoden dienen z. B. der schrittweisen Untersuchung langer Schweißnähte.

In der ursprünglichen Ausführung dieses Betatrons für die Materialprüfung betrug der Winkel zwischen den beiden Antikathoden etwas weniger als 180°, so dass die beiden Bündelachsen konvergierten. Auf diese Weise konnten Stereo-Radiographien aufgenommen werden, ohne das Betatron oder das Werkstück verschieben zu müssen [11].

Das Gerät ist in seinen technischen Einzelheiten (Strahleistung, Hilfskreis, Bedienung) stetig verbessert worden und gilt heute als eines der zuverlässigsten und wirtschaftlichsten Geräte der Hochvolt-Materialprüfung. Das Beispiel einer Ausführung zeigt Fig. 5. Man erkennt daraus, wie die Beweglichkeit der Strahlenbündel in 5 Freiheitsgraden (3 der Translation, 2 der Rotation) erreicht wird.

#### 4.3 Eigenschaften

Die Eignung dieses Gerätes für die Materialprüfung wird wesentlich bestimmt durch die relativ kurze Belichtungsdauer des Filmes und die hohe Bildgüte, für Stahl etwa im Dickenbereich von 5...50 cm. Die Belichtungszeit  $T$  ist eine Funktion des Fokus-Film-Abstandes  $F$  und der Werkstoffdicke  $d$ :

$$T = a F^2 e^{\mu d}$$

Dabei ist  $a$  ein Faktor, der im wesentlichen von der Intensität der Primärstrahlung, der Filmempfindlichkeit und der Verwendung von Verstärkerfolien vor und hinter dem Film abhängt. Für 100 R/min in 1 m Abstand vom Fokus und Kodak-AA-Film ist  $a$  ca. 0,03 min/m<sup>2</sup>.  $\mu$  ist der Absorptionskoeffizient, der für Stahl bei 31 MeV nur 0,21 cm<sup>-1</sup> beträgt, so dass grosse Dicken  $d$  (bis ca. 50 cm) mit wirtschaftlich tragbaren Belichtungszeiten durchstrahlt werden können. Trotz der bei der Energie von 31 MeV etwas grösseren inneren Unschärfe im Film erreicht man im Vergleich mit anderen Geräten eine sehr hohe Fehlererkennbarkeit, weil die geometrische Unschärfe wegen des

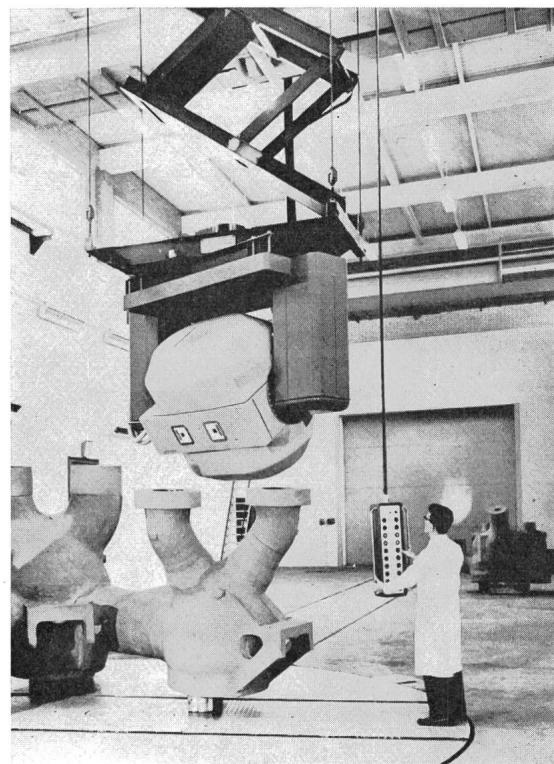


Fig. 5  
31-MeV-Betatron für die Materialprüfung in Wednesbury, England

fast punktförmigen Fokus und die Streustrahlung wegen der hohen Energie gering sind. Man kann als Mass für die Bildgüte beispielsweise die Draht- oder die Bazillenerkennbarkeit angeben. Jene wird durch die Dicke gerade noch erkennbarer Drähte, diese durch den Prozentsatz der gerade noch erkennbaren, unregelmässig verteilten Drahtstückchen angegeben. Die Ergebnisse hängen von den Versuchsbedingungen ab [2; 7; 11; 12].

Eine interessante Anwendung des Brown-Boveri-Materialprüf-Betatrons war die versuchsweise Durchstrahlung heißer Stahl-Vorblöcke in einem Walzwerk [5]. Ihr Zweck war, die Länge der abzuschneidenden Blockenden, die Lunker enthalten, im laufenden Betrieb zu ermitteln. Da mit einem radiographischen Verfahren keine befriedigende Prüfgenauigkeit zu erreichen war, wurde das Problem folgendermassen gelöst:

Die durch den Vorblock hindurchtretende Strahlung wurde durch einen Röntgenbildverstärker (9" Ø) in ein sichtbares Bild umgeformt. Dieses wurde über eine Optik mit grossem Öffnungsverhältnis auf die Photokathode einer Image-Orthikon-Röhre projiziert und mit dieser auf den Schirm einer Fernsehröhre übertragen. Die mit diesem System erreichte Drahterkennbarkeit betrug bei 20 cm Blockdicke auf dem Bildschirm 4 mm statt der mit stationären Filmaufnahmen erzielbaren Drahterkennbarkeit von 0,6 mm. Untersuchungen der tatsächlich erkannten Lunkergrösse ergaben jedoch eine höhere Fehlererkennbarkeit, weil sich der Fehler mit konstanter Geschwindigkeit über den Schirm bewegt und daher vom Auge besser wahrgenommen wird, als wenn er stehenbliebe.

Ähnliche Verfahren wurden auch für ruhendes Material vorgeschlagen, für den Fall, dass man mehr Wert auf eine grosse Zahl von Übersichtsaufnahmen legt als auf hohe Fehlererkennbarkeit [6].

## 5. 35 MeV-Betatron für Strahlentherapie

Bei der medizinischen Ausführung des Brown, Boveri-Betatrons (Fig. 6) ist die Energie kontinuierlich von 5...35 MeV dadurch regelbar, dass die Beschleunigung des Elektronenkreisstromes früher oder später durch den Expansionsimpuls abgebrochen wird. Röntgen- und Elektronenstrahlen treten etwa an derselben Stelle aus der Röhre und können durch einfache Umschaltung wahlweise gewonnen werden. Zur Elektroneneinspritzung in die Röhre sind zwei Kathoden-Systeme vorhanden, von denen jeweils nur eines benutzt wird. Das zweite dient zur Reserve.

### 5.1 Röntgen-Strahlung

Das Röntgen-Strahlenbündel wird durch zwei hintereinander gekreuzt angeordnete Paare von Blei-Kollimatoren ausgeblendet, die eine rechteckige Strahlbündelbegrenzung variabler Breite und Höhe kontinuierlich einzustellen gestatten. Ihr Antrieb mit Servomotoren kann von einer Handstation aus gesteuert werden. Zum Ausgleich der Intensität über die gesamte Bündelbreite dienen verschiedene, dem Bündelquerschnitt angepasste konische Ausgleichsfilter aus Zinn. Das so ausgeglichene Röntgenstrahlenbündel erzeugt im bestrahlten Gewebe fast rechteckige Isodosenkurven und ist seitlich scharf begrenzt. Man kann es also sehr genau auf den Krankheitsherden einrichten. Durch eine geeignete Wahl der Röntgenstrahl-Energie bestünde an sich die Möglichkeit, genau diejenige Tiefendosis-Kurve zu erzeugen (Fig. 3), die dem Krankheitsherden am besten angepasst ist. Man macht jedoch selten davon Gebrauch, weil sich die Kurven im Energiebereich zwischen 10 und 35 MeV nicht wesentlich voneinander unterscheiden und anderseits bei geringer Energie die Dosisleistung stark abfällt (proportional der 3. Potenz der Energie). Man bestrahlt daher lieber mit hoher Energie und Dosisleistung (ca. 100 R/min in 1 m Abstand) und verlängert bei weniger tiefen Herden den Absorptionsweg künstlich durch Auflegen einer Wachsmaske auf den Körper.

### 5.2 Elektronen-Strahlung

Das Elektronen-Strahlenbündel wird zunächst durch eine dünne Kupferfolie aufgestreut und homogenisiert und dann durch eine Blende aus Aluminium, Eisen und Blei so begrenzt, dass am Rande möglichst wenig Elektronen-Streustrahlung und Röntgenbremsstrahlung entsteht. Ein von der Blende bis zum Körper reichender Plexiglastubus bestimmt die Feldgrösse. Durch Auswechseln der Blende-Tubus-Einheit (Kollimator) können verschiedene Kreis- und Rechteckquerschnitte gewählt werden.

Die Isodosen verbreitern sich birnenförmig mit wachsender Gewebetiefe, was eine Folge der Elektronen-Vielfachstreuung ist. Die Tiefendosiskurven (Fig. 4) zeigen einen im Gegensatz zur Röntgenstrahlung steilen Abfall bei einer bestimmten, energieabhängigen Reichweite. Daher ist die Elektronentherapie u. a. prädestiniert für Fälle, in denen der Krankheitsherden vor einem lebenswichtigen Organ (oder sogar nur an der Hautoberfläche) liegt. Wegen der starken Abhängigkeit der Reichweite von der Energie und der grossen Intensitätsreserve (maximal 600 R/min in 1 m Abstand vom «Fokus») ist hier im Gegensatz zur Röntgenbestrahlung die Variation der Reichweite mit der Energie sinnvoll.

## 5.3 Elektronenlinse

Um eine noch bessere Konzentration des Elektronen-Dosismaximums zu erreichen, wurde als Zusatzgerät eine magnetische Elektronenlinse entwickelt [13]. Sie enthält eine um die Bündelachse rotierende, zu ihr senkrechte Kreisscheibe mit einem Sektorausschnitt. Das durch diesen ausgebündelte exzentrische Teilbündel wird durch ein Magnetfeld (2 kG), das im Spalt eines mitrotierenden Permanentmagnetringes besteht, zur Bündelachse hin abgelenkt. Durch die zeitliche Überlagerung der sich in einem begrenzten Gebiet kreuzenden Teilbündel kommt die Fokussierung zu stande. Die maximale Reichweite der 80%-Isodose im Gewebe beträgt dabei 12,5 cm, etwa 2 cm mehr als bei normaler Elektronenbestrahlung. Sie kann — wie auch die gesamte Isodosenverteilung — variiert werden.

### 5.4 Bewegung

Für den Strahlentransformator mit seinem Gewicht von 7 t (einschliesslich Bleiabschirmung) konnte eine genaue und zuverlässige Bewegungsvorrichtung entwickelt werden. Der Apparat ist durch ein Hubwerk über eine Höhendifferenz von 1,4 m verstellbar und durch eine Drehvorrichtung um eine horizontale Achse senkrecht zum Strahlenbündel um einen Winkel von 210° verdrehbar (Fig. 6). Ein in seiner Länge

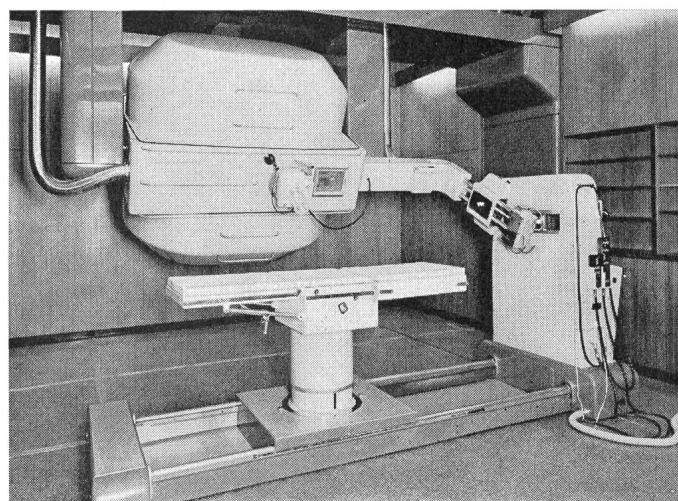


Fig. 6  
35-MeV-Betatron (Asklepitron 35) für Strahlentherapie im Inselspital Bern

veränderbarer Kupplungsarm kann parallel zur Bündelachse die Verbindung mit dem horizontal auf Schienen beweglichen Behandlungstisch herstellen. Auf diesem ist der Lagerungstisch so angeordnet, dass er insgesamt in allen drei Raumrichtungen beweglich und um die vertikale Achse drehbar ist. Alle geschilderten Bewegungen können im un gekuppelten Zustand einzeln durch elektrischen Antrieb ausgeführt werden. Es kann also für Festfeldbestrahlungen das Strahlenbündel auf jede Stelle im Körper unter verschiedenen Richtungen und Fokusabständen einjustiert werden. Rotationsbestrahlung erreicht man durch eine gleichförmige Drehung des Behandlungstisches. Zur Durchführung der Pendelbestrahlung werden Betatron und Behandlungstisch gekuppelt. Dies bewirkt, dass das Strahlenbündel zur Schonung der hautnahen Partien um den Krankheitsherden «pendelt», d. h. den Herd innerhalb eines einstellbaren Pendelwinkels aus jeder gewünschten Richtung trifft.

### Fig. 7

Der Antrieb z. B. der vollautomatischen Pendelbestrahlung geht aus Fig. 7 hervor. Die primäre Bewegung ist die abwechselnde Rotation des Betatrons rechts- und linksherum mit stabilisierter Winkelgeschwindigkeit innerhalb eines wählbaren Winkelbereiches. Die sekundären Bewegungen sind einmal die über den Induktionsregler elektrisch geregelte cosinusförmige Hubbewegung des Betatrons und zum anderen das (sinusförmige) Nachziehen des Behandlungstisches durch den Kuppelungsarm, so dass insgesamt die Pendelbewegung des Bündels um einen festen Punkt im Körper erfolgen kann. Damit die Dreh- und die Hubgeschwindigkeit des Betatrons stufenlos und ruckfrei verändert werden können, werden beide Bewegungen mit Gleichstrommotoren angetrieben. Ihre Ankerspannungen stammen von geregelten Gleichstromgeneratoren (Ward-Leonard-Antrieb), die ihrerseits von Asynchronmotoren nahezu konstanter Drehzahl angetrieben werden. Ihre konstanten Erregerspannungen  $W_3$  stammen von weiteren, in Fig. 7 nicht gezeichneten Generatoren. Die Drehzahl der Antriebsmotoren richtet sich also nach der Spannung der Hauptgeneratoren und somit nach deren Statorfeldern, die von zwei Wicklungen  $W_1$  und  $W_2$  erzeugt werden. Diese können von einander entgegengerichteten Strömen durchflossen werden, deren Differenz Drehzahl und -richtung bestimmt. Auf diese Weise ist die zur Verminderung von Strahlungsüberdosierung in den Umkehrpunkten notwendige stufenlose Richtungsumkehr der Antriebe möglich. Die Regelung der Generator-Wicklungsströme erfolgt über Magnetverstärker.

Die einfache und sichere Bedienung aller Bewegungseinrichtungen wird durch eine umfangreiche Steuerung mit entsprechenden Verriegelungen ermöglicht. Der Patient ist gegen Berührung durch das Betatron infolge fehlerhafter Bedienung durch einen kapazitiv wirkenden Berührungsenschutz gesichert, der im Bedarfsfalle jede Bewegung unterbricht.

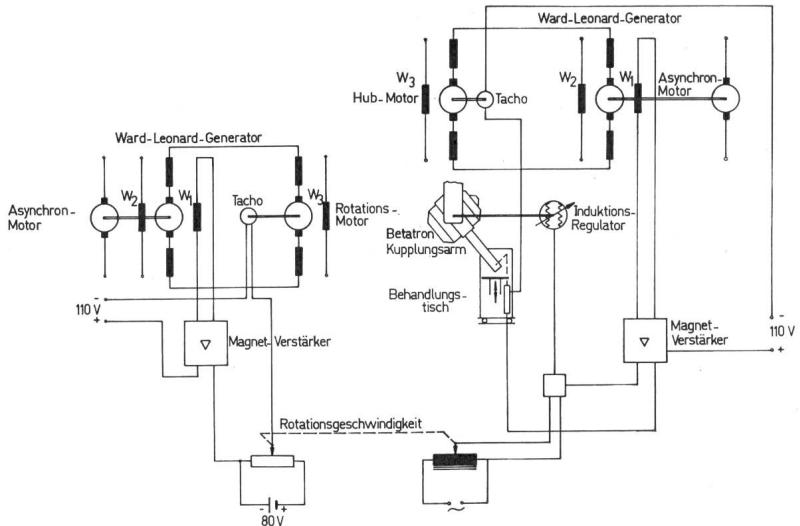
## 5.5 Diagnostikanlage

Zur Justierung des Strahlenbündels dient eine im Beta-tron-Gehäuse eingebaute 125-kV-Diagnostikanlage. Die Achsen des Diagnostik- bzw. Therapiebündels sind parallel und liegen ca. 30 cm auseinander. Auf einem Leuchtschirm hinter dem Patienten kann mit abgebildeten Metallstäben, bzw. Bezugsmarken, die Grösse und Lage des eingestellten Röntgen- bzw. Elektronen-Bündelquerschnittes sichtbar gemacht werden. Somit ist die Feldgrösse unmittelbar auf den zu bestrahlenden Krankheitsherden visuell einstellbar. Zur Therapie wird der Lagerungstisch dann exakt um den Diagnostik-Therapie-Strahlabstand verschoben.

## 6. Linearbeschleuniger

## 6.1 Grundlagen

Linearbeschleuniger für Elektronen werden heute nach dem Wanderwellenprinzip gebaut [9]: eine elektromagnetische Welle von einigen  $10^9$  Hz pflanzt sich durch ein ge-



rades, mit Lochblenden versehenes evakuiertes Metallrohr fort und beschleunigt die in gleicher Richtung eingeschossenen Elektronen. Die Blendenabstände müssen der wachsenden Elektronengeschwindigkeit mit sehr grosser Genauigkeit angepasst sein. Die Strahlung entsteht auch hier in Impulsen, weil die Hochfrequenzgeneratoren die erforderliche hohe Energie nicht kontinuierlich abgeben können. Eine übliche Impulswiederholfrequenz von 500 Hz und eine Impulsdauer von  $2 \mu\text{s}$  führt auf ein Tastverhältnis von  $10^{-3}$ , d. h. nur während dieses Bruchteils der Zeit werden Elektronen emittiert. Zu ihrer Konzentration auf die Rohrachse ist das Rohr mit Spulen umgeben, die ein achsiales Magnetfeld erzeugen.

Die mit einem gegebenem Hochfrequenz-Generator erreichbare Elektronen-Energie ist proportional der Wurzel aus der Rohrlänge, aus der Shuntimpedanz und aus der Wanderwellenleistung am Rohrende, die nicht im Rohr absorbiert oder an die Elektronen abgegeben wird [14]. Da die Shuntimpedanz selber der Wurzel aus der Hochfrequenz proportional ist, hängt die Endenergie von der 4. Wurzel der Frequenz ab. Die heute mit einem Beschleunigerrohr von 1 m Länge erreichbaren Energien liegen zwischen 4 und 6 MeV. Für höhere Energien braucht man grössere Abmessungen. Daher ist es verständlich, dass bewegliche Linearbeschleuniger für die Materialprüfung und die Medizin hauptsächlich in diesem relativ niedrigen Energiebereich gebaut werden. Die vielen technischen Probleme, die bei der Erzeugung und Fortleitung der Wanderwellenenergie, der Elektronenerzeugung und der Vakuumherstellung auftreten, sind heute zum grössten Teil gelöst, erfordern aber immer noch hohe Herstellungskosten.

Um einen Einblick in die Entwicklung auf diesen Gebieten zu geben, sollen im folgenden je ein Linearbeschleuniger für die Materialprüfung und die Medizin besprochen werden.

## 6.2 Linearbeschleuniger für die Materialprüfung

Der 4-MeV-Linearbeschleuniger von Mullard für die Materialprüfung (Fig. 8, [15]) wird von einem Magnetron mit einer elektromagnetischen Welle der Frequenz von ca. 3000 MHz und der Wellenlänge von ca. 10 cm gespeist. Die Energie der Welle beträgt 4 MW im Impuls, die effektive Impulsdauer 1,8  $\mu$ s. Die Impulswiederholfrequenz wird von einem Modulator in den Stufen 100, 200, 300, 400 und 500 Hz

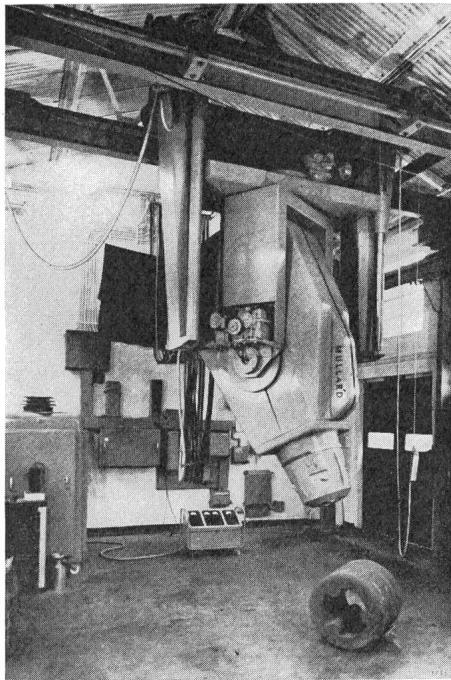


Fig. 8  
4-MeV-Linearbeschleuniger für die Materialprüfung

geliefert, um die ihr proportionale Intensität variieren zu können.

Einige über die normale Hohlleitertechnik im 10-cm-Gebiet (S-Band) hinausgehende Merkmale sind die Rückleitung der im Beschleunigungsrohr nicht verbrauchten Energie (50 %) über eine ringförmige Rückkopplungsbrücke (Fig. 9) und der Druck von 4 kg/cm<sup>2</sup> im Hohlleitersystem, der an Stelle einer schwieriger zu lösenden Evakuierung Überschläge verhindert. Die Rückkopplungsbrücke ist eine besonders entwickelte, entkoppelte Ringverzweigung mit einem reflexionsfreien Arm, deren Hohlleiteranschlüsse aus Platzersparnis in einer Ebene liegen. Der Übergang der Hochfrequenzenergie vom Überdruck-Hohlleiter zum evakuierten Rohr erfolgt über eine polierte Quarzscheibe von 5,5 cm Durchmesser in einem 6 mm dicken Messingflansch. Die besten Masse für reflexionsfreie Anpassung wurden empirisch gefunden. Interessant ist auch die Lösung des Problems der überschlagsfreien Phasenschieber: sie bestehen aus rhombenförmigen Polystyrolkörpern, die auf Stiften aus nicht rostendem Stahl verschiebbar sind.

Das Beschleunigungsrohr wird durch eine Öldiffusionspumpe ständig auf einem Druck von  $3 \cdot 10^{-6}$  Torr gehalten. Da sich die Pumpe stets in vertikaler Lage befinden muss, ist zwischen ihr und dem um eine horizontale Achse schwenkbaren Beschleunigungsrohr eine drehbare Vakuumkupplung notwendig.

Die Kathode für die Elektronenerzeugung wird direkt geheizt. Da ihre Lebensdauer begrenzt ist, muss sie schnell auswechselbar sein. Um dabei eine Belüftung des ganzen Rohres zu vermeiden, dichtet man den Kathodenteil gegen das Rohr ab, belüftet ihn und wechselt den Kathodenträger. Der Kathodenteil lässt sich wieder so schnell evakuieren, dass der Betrieb des Beschleunigers nur während etwa 5 min unterbrochen werden muss.

Das magnetische Azimutalfeld im Rohr fokussiert die Elektronen nur so viel, dass 90 % von ihnen innerhalb

eines Kreisquerschnittes von 1 cm Durchmesser auf das Target fallen. Da dieser Brennfleck für die Fehlererkennbarkeit bei der Materialdurchstrahlung zu gross ist und man nicht durch Ausblenden Intensität verlieren will, muss mit einem System zweier magnetischer Quadrupollinsen zusätzlich fokussiert werden. Derartige Anordnungen erfordern bei Elektronen keine sehr hohen Werte der magnetischen Flussdichte. Es gelingt so, einen wesentlich kleineren Brennfleck zu erzeugen. Die Antikathode besteht aus einer Wolfram-Scheibe von 5 mm Durchmesser und 3 mm Dicke. Sie sitzt in einem Kupferblock mit Wasserkühlung, da die Dauerbelastung im Brennfleck  $1 \text{ kW/mm}^2$  beträgt.

Das hinter dem Target divergierende Röntgen-Strahlenbündel wird durch einen Bleikollimator mit kegelförmiger Bohrung begrenzt. Damit der Brennfleck immer genau in der Mitte des Kegels liegt, ist hinter dem Kollimator eine 4-Quadranten-Ionisationskammer angeordnet, deren Differenzströme im Falle einer Unsymmetrie den Elektronenstrahl mittels zweier gekreuzter Ablenkspulen wieder zentrisch einregeln. Weitere verstellbare Bleiblenden dienen der Herstellung verschiedener rechteckiger Bündelquerschnitte von  $3 \times 3$  bis  $25 \times 30$  cm $^2$  in 1 m Entfernung vom Target.

Die Intensität der Röntgenstrahlung beträgt in dieser Entfernung auf der Bündelachse ca. 750 R/min ohne Einschaltung der Quadrupollinsen. Nach deren Einschaltung sinkt sie auf ca. 600 R/min, ist aber gleichmässiger über den Querschnitt verteilt, so dass sich ein Ausgleichskörper im allgemeinen erübrigkt.

Die Belichtungszeit errechnet sich nach derselben Formel wie beim Betatron, wobei der Eisen-Absorptionskoeffizient  $\mu$  wegen der niedrigen Energie hier  $0,26 \text{ cm}^{-1}$ , der Vorfaktor  $a$  aber wegen der höheren Intensität nur etwa  $0,005 \text{ min/m}^2$  beträgt (Kodak-AA-Film) [16]. Im Vergleich mit dem Betatron bedeutet dies, dass man oberhalb einer gewissen Grenzdicke (ca. 35 cm) des durchstrahlten Stahls mit diesem Linearbeschleuniger längere Belichtungszeiten braucht als mit dem Betatron, unterhalb jedoch kürzere. Bei den Raketentreibstoffen ist die Grenzdicke — bezogen auf die Zahl der durchstrahlten Halbwertdicken — bedeutend kleiner, weil das Maximum der Halbwertdicke bei Energien weit oberhalb der Betatron-Energie liegt.

Die Fehlererkennbarkeit hängt sehr stark von den vielen Versuchsparametern und der Beobachtungsgenauigkeit ab.

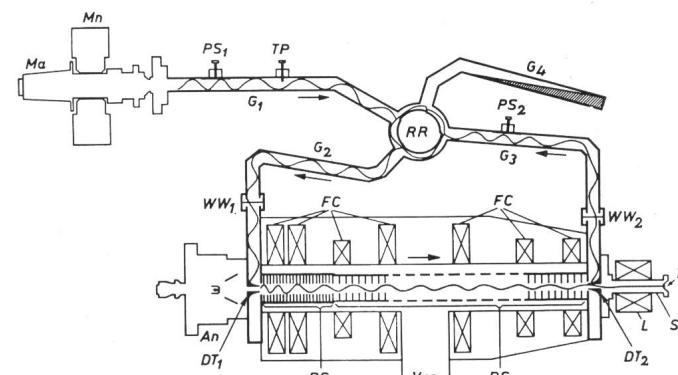


Fig. 9  
**Schematische Darstellung des Linearbeschleunigers von Mullard**

Deshalb ist ein Vergleich der Ergebnisse verschiedener Autoren schwierig [16]. Wegen des grossen Brennfleckes ist die geometrische Schärfe der Radiographien des Linearbeschleunigers geringer als die des Betatrons (Halbschatten), und die niedrige Energie verursacht mehr Streustrahlung. Diese Einbussen werden nur zum Teil wettgemacht durch die kleinere innere Unschärfe im Film. Auch mit der Quadrupollinsen-Fokussierung erreicht man heute noch nicht die beim Betatron gewohnte Bildgüte.

Das Mullard-System ist mittels fahrbarer Kranbrücke und drehbarer Aufhängevorrichtung so angeordnet, dass das Röntgenstrahlenbündel in 5 Freiheitsgraden bewegt werden kann.

### 6.3 Linearbeschleuniger für die Medizin

Seit etwa 12 Jahren sind 4-MeV-Linearakzeleratoren zu Therapiezwecken in Spitätern im Gebrauch. Sie sind inzwischen weiterentwickelt worden. Insbesondere benutzt man die Fortschritte

im Magnetronbau für Frequenzen bis 10 000 MHz,  
im Bau von raumsparenden Modulatoren,  
in der Entwicklung des Ferrit-Isolators,  
in der Entwicklung der Titan-Getter-Pumpe  
und in der Verwendung von Magnetverstärkern und  
Transistor-Schaltungen.

Mit diesen neuen Möglichkeiten wurde von der Vickers Research Limited ein Gerät unter Beibehaltung einer Beschleunigungslänge von 1 m gebaut, das einen Elektronenstrom von 40 mA auf 6 MeV beschleunigt (Fig. 10, [17]).

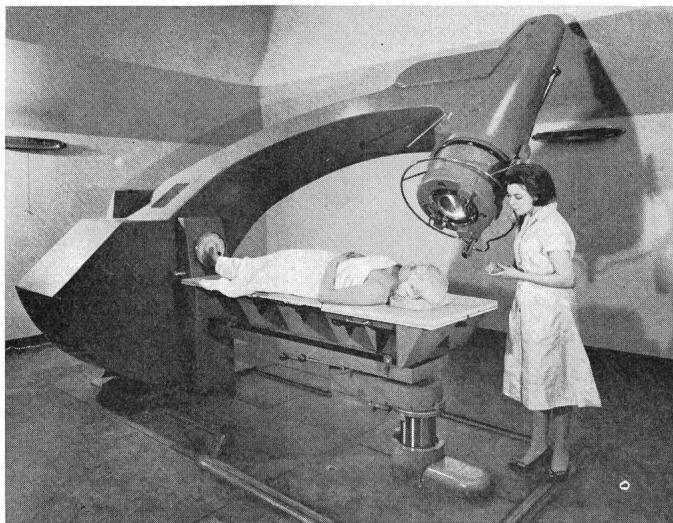


Fig. 10  
Linearbeschleuniger für die Medizin

Diese Energieerhöhung ist in erster Linie auf die erhöhte Wanderwellen-Hochfrequenz von 10 000 MHz zurückzuführen. Sie wird mit dem Ferranti VF 11-Magnetron erzeugt, das eine Leistung von 1 MW im Impuls und 1 kW im Mittel ergibt. Ein weiterer Vorteil der höheren Frequenz ist die Reduktion des Strahlquerschnittes (2 mm Durchmesser) und der Strahlaustrittsverteilung, so dass eine Fokussierung etwa durch Quadrupollinsen und eine Zentrierregelung überflüssig werden. Da das Magnetron eine Modulator-Spannung von nur 30 kV erfordert, kann bei Benutzung eines «Pulse-forming-network» der Impulswandler wegfal-

len. Man muss dann allerdings eine spezielle Funkenstrecke als Modulator-Schalter verwenden, der Spannungen über 60 kV unterbindet. Die Modulatorschaltung und die Hochspannungs-Versorgung werden als Einheit im Ölbad ausgeführt. Sie kann somit raumsparend in den unteren Teil des schwenkbaren Geräteträgers als Gegengewicht zum Strahlerkopf eingebaut werden.

Eine wichtige Verbesserung der Hochfrequenz-Anpassung zwischen Hohlleiter und Beschleunigungsrohr wird mit dem Ferrit-Isolator erzielt. Er vergrößert die Bandbreite auch ohne Rückführung der unverbrauchten Wanderwellenenergie, so dass sich die Frequenzabweichungen des Magnetrons zu Beginn der Impulse nicht schädlich auswirken. Man erspart sich damit ein Hohlleiter-Rückführungs-System. Das Beschleunigungsrohr selbst hat wegen der erhöhten Hochfrequenz einen wesentlich geringeren Durchmesser als früher. Bei der Herstellung wird es zunächst aus den Kupfer-Lochblenden und Aluminium-Distanzrohren aufgebaut und elektrolytisch mit dem Kupferrohrmantel umgeben (electro forming). Anschliessend werden die Aluminiumrohre herausgeätzt. Das Vakuum wird im «abgeschmolzenen» Rohr durch eine Titan-Gettergruppe aufrechterhalten. Genaue Berichte über die Lebensdauer liegen noch nicht vor. Der bei Linearbeschleunigern gefürchtete Effekt der Impulsverkürzung konnte vermieden werden, indem die Neigung zu solchen Schwingungsformen, die ihn hervorrufen, durch eine neue Rohrkonstruktion vermieden wurde.

Die Bewegungseinrichtung (schwenkbarer Tragarm mit vertikalem Beschleunigungsrohr (Fig. 10) lässt die Pendelbestrahlung um einen festen Punkt im Körper nur mit einem einzigen Fokusabstand zu, weil das Beschleunigungsrohr wegen der Hohlleiterzuführung nicht in Strahlrichtung verschiebbar ist. Das Behandlungsbett weist eine interessante Konstruktion auf: seine Oberfläche ist aus 8 Platten gleicher Größe zusammengesetzt, die beliebig vertauscht und auch zum Teil weggelassen werden können. Da eine davon aus Plexiglas besteht, kann man jeden Teil des Körpers auch von unten sichtbar machen. Das Gerät wurde wie die meisten medizinischen 6-MeV-Linearbeschleuniger nur zur Erzeugung von Röntgenstrahlung eingerichtet [18; 19], da sich die Elektronenstrahlung dieser Energie nur für eine Therapie sehr geringer Reichweite eignet. Eine Ausnahme bildet der 6-MeV-Linearbeschleuniger von Varian [14], bei dem auch die Elektronen zur Bestrahlung benutzt werden können. Sein Beschleunigungsrohr ist im horizontalen Teil des schwenkbaren Tragarmes untergebracht, so dass das Elektronenbündel vor dem Auftreffen auf das Target oder dem direkten Austritt magnetisch um 90° nach unten umgelenkt werden muss. Eine ausreichende Beweglichkeit des Gerätes kann bei Linearakzeleratoren noch höher Energie nicht mehr ohne grossen Aufwand erreicht werden. Man baut dann das mehrere Meter lange Rohr horizontal (in einem Nebenraum) fest ein und lenkt das Elektronenbündel einmal um 90° [20; 21] oder mehrmals in die gewünschte Richtung um.

### Literatur

- [1] H. Berger: Neutron Radiography as an Inspection Technique. Proceedings of the 4th International Conference on Non-destructive Testing held in London 9th to 13th September 1963. Butterworth London 1964, S. 113...117.
- [2] R. Wideröe: Recent Theories about Technical Radiography. British J. Non-Destructive Testing. 1(1959)2, S. 23...31.

- [3] R. L. Durant: Radiography of thick Sections of Materials. Proceedings of the 4th International Conference on Non-Destructive Testing held in London 9th to 13th September 1963. Butterworth London 1964, S. 84...87.
- [4] A. Nemet, W. F. Cox and W. G. Hill: Improvements in Xeroradiographic Technique Proceedings of the 4th International Conference on Non-Destructive Testing held in London 9th to 13th September 1963. Butterworth London 1964, S. 65...74.
- [5] W. Lückerath, K. Fink and B. R. Flossmann: Durchstrahlen von heißen Vorböcken aus Stahl mit einem Betatron und Sichtbarmachen des Durchstrahlungsbildes mit einem Röntgenbildverstärker und einer Fernsehrichtung. Stahl und Eisen 79(1959)22, S. 1637...1646.
- [6] K. Nishibori, S. Makino, K. Hashimoto and M. Kobayashi: Non-Destructive-Testing of thick Steel Plate by Means of a Betatron X-Ray Image Intensifier and Television System. Proceedings of the 4th International Conference on Non-Destructive Testing held in London 9th to 13th September 1963. Butterworth London 1964, S. 88...91.
- [7] H. Möller und H. Weeber: Die innere Unschärfe von Durchstrahlungsaufnahmen im Energiebereich von 0,1 bis 31 MeV. Archiv für das Eisenhüttenwesen 35(1964)9, S. 891...901.
- [8] A. Zuppinger, A. Poretti und B. Zimmerli: Elektronentherapie. in: Ergebnisse der medizinischen Strahlforschung. Neue Folge, Bd. 1, Thieme Stuttgart 1964, S. 347...404.
- [9] R. Wideröe: Physik und Technik der Megavoltbestrahlung. in: Strahlenbiologie, Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Krebsforschung. Hg. von H. R. Schinz et al. Ergebnisse 1952...1958. Thieme Stuttgart 1959, S. 289...360.
- [10] H. Kamagawa et al.: The 31-MeV-Betatron for Medical Use. Toshiba Review, International Edition —(1963)14, S. 21...25.
- [11] M. Sempert: Zerstörungsfreie Werkstoffprüfung mit dem 31-MeV-Brown-Boveri-Betatron. Atomwirtschaft 4(1959)5, S. 201...210.
- [12] K. Fink und J. Woitschach: Aufnahmetechnik bei der Schweißnahtprüfung mit Betatron-Röntgenstrahlen. Schweißen und Schneiden 14(1962)4, S. 137...149.
- [13] M. Sempert: New Developments in High Energy Electron Beam Therapy with the 35 MeV Brown Boveri Betatron. Radiology 74(1960)1, S. 105...107.
- [14] N. A. Austin: Electronic Weapon against Cancer. Electronics 37(1964)13, S. 88...92.
- [15] T. R. Chippendale: Eine 4-MeV-Röntgenanlage für die Materialprüfung. Philips techn. Rundsch. 23(1961/62)10, S. 325...345.
- [16] H. Möller und H. Weeber: Versuche über die Leistung eines 5-MeV-Linearbeschleunigers bei der Durchstrahlung von Stahl. Archiv für das Eisenhüttenwesen 32(1961)2, S. 107...112.
- [17] R. Beadle und M. G. Kellher: Recent Developments in Linear Accelerators at X-Band for Radiotherapy. British J. Radiology 35(1962)411, S. 188...196.
- [18] G. K. McGinty: Modern Trends in Accelerator Design for Therapy. British J. Radiology 35(1962)411, S. 196...199.
- [19] C. W. Miller: Recent Developments in Linear Accelerators for Therapy. The Continuing Evolution of Linear Accelerators. British J. Radiology 35(1962)411, S. 182...187.
- [20] A. L. Bradshaw and A. M. Maysent: Physical Aspects of Electron Therapy using 15 MeV Linear Accelerators. British J. Radiology 37(1964)435, S. 219...224.
- [21] H. W. C. Ward: Electron Therapy at 15 MeV. British J. Radiology 37(1964)435, S. 225...230.

#### Adresse des Autors:

Dr. rer. nat. K. Kuphal, AG Brown, Boveri & Cie., 5400 Baden.

## Anwendungsmöglichkeiten der Pulscodemodulation

Vortrag, gehalten an der 24. Schweizerischen Tagung für elektrische Nachrichtentechnik vom 30. September 1965,  
von J. Bauer, Bern

621.376.56

Dank der Entwicklung der Halbleitertechnik lassen sich in naher Zukunft Übertragungssysteme mittels Pulscodemodulation wirtschaftlich mehrfach ausnützen. Untersuchungen zeigen aber, dass das neue Verfahren nicht nur auf die eigentliche Übertragungstechnik angewendet werden kann, sondern dass sich damit auch interessante Vermittlungseinrichtungen aufbauen lassen. Die konsequente Anwendung der Pulscodemodulationstechnik führt zu «integrierten» Nachrichten-Systemen.

Grâce au développement de la technique des semiconducteurs, les systèmes de transmission par impulsions codées pourront, dans un proche avenir, être utilisés toujours plus économiquement. Des recherches montrent en outre que ce nouveau procédé pourra non seulement être appliqué à la technique des transmissions proprement dite, mais permettra également d'aménager d'intéressants équipements de transmission. L'application conséquente de la technique des impulsions codées conduit à des systèmes de télécommunications intégrés.

### 1. Einleitung

In seinen Betrachtungen über die Beziehungen zwischen Industrie und PTT auf dem Gebiete des Fernmeldebewegens anlässlich der vergangenen Generalversammlung der «Pro Telephon» befasste sich Ch. Lancoud, Direktor der Fernmeldeleinheiten der schweizerischen PTT, auch mit dem Problem der Entwicklung unseres ausgedehnten Nachrichtensystems. Unter anderem führte er aus:

«Der Fernmeldeverkehr aller Arten wird weiterhin im gleichen stürmischen Rhythmus zunehmen. Um ihn zu meistern, sind sehr grosse Anstrengungen auf allen Gebieten unseres Netzes notwendig. Neue Übertragungsarten und Übertragungsmittel, besondere Modulations- und Codierungssysteme müssen geschaffen und die Bautechnik muss überholt werden.

In nächster Zeit ist die Kapazität unserer Koaxialkabelanlagen durch Erweiterung des Frequenzbandes zu erhöhen. Für die Orts- und Teilnehmerleitungen wird man ebenfalls neue, wirtschaftlich tragbare Übertragungssysteme finden müssen, mit denen sich diese Leitungen mehrfach ausnützen lassen. Man denkt dabei vorwiegend an ein Pulscodemodulationsystem, doch könnte auch ein billigeres Trägersystem in Frage kommen.»

Eines der Probleme, vor das sich die schweizerische PTT nach diesen Ausführungen gestellt sieht, besteht in der wirtschaftlichen Mehrfachausnützung der Orts- und Teilnehmerleitungen. Wenn man sich die Tatsache vor Augen hält, dass ein sehr grosser Teil des Kapitals, welches in das schweizerische Leitungsnetz investiert ist, auf die Teilnehmeranlagen fällt, kann man erkennen, von welcher Bedeutung Einsparungen in diesem Bereich sein müssen.

Nach dem heutigen Stand der Technik lassen sich metallische Leitungen nach zwei verschiedenen Verfahren mehrfach ausnützen, nämlich:

- nach dem Frequenzmultiplexverfahren, und
- nach dem Zeitmultiplexverfahren.

Nach dem Frequenzmultiplexverfahren arbeiten die Trägerfrequenzsysteme, die allgemein bekannt sein dürften. Trägerfrequenzsysteme für verschiedenste Kanalzahlen in einer ganzen Reihe von Bauarten bilden heute das Rückgrat des nationalen und internationalen Telefonverkehrs. Über die ganze Welt verteilt, dürften viele Millionen Kanalkilometer im Betrieb stehen. Dabei ist diese Technik nicht wesentlich älter als 30 Jahre. Die meisten dieser Frequenzmultiplexanlagen sind auf der Grundlage der Einseitenbandmodulation (ESM) realisiert.

### 2. Pulscodemodulationsverfahren und Zeitmultiplexprinzip

Nach dem Zeitmultiplexprinzip wird ein Übertragungsmedium dadurch mehrfach ausgenutzt, dass die einzelnen Nachrichten zunächst nach dem Abtasttheorem in periodische Folgen sehr kurzer Impulse aufgeteilt und diese Impulse dann zeitlich ineinander verschachtelt übertragen werden.

Wenn dieses Prinzip in der kommerziellen Übertragungstechnik bis heute keine grössere Rolle gespielt hat, so liegt