

# **Röntgenphysik und Strahlenschutz für Zahnmediziner**

**Eine Einführung für Studium und Praxis**

**Meiners, Hermann**

First published in:

Druckausg. erschienen im Carl Hanser Verlag, München, 1981, 3-446-13371-2, 84 S.

Münstersches Informations- und Archivsystem multimedialer Inhalte (MIAMI)

URN: urn:nbn:de:hbz:6-63429518035

H. Meiners · Röntgenphysik und Strahlenschutz für Zahnmediziner

H. Meiners

**Röntgenphysik und  
Strahlenschutz für  
Zahnmediziner**

Eine Einführung für Studium  
und Praxis

Mit 38 Abbildungen

Carl Hanser Verlag München Wien

Der Verfasser

Prof. Dr. H. Meiners,  
Zahn-, Mund- und Kieferklinik, Universität Münster

**CIP-Kurztitelaufnahme der Deutschen Bibliothek**

**Meiners, Hermann:**

Röntgenphysik und Strahlenschutz für  
Zahnmediziner : e. Einf. für Studium u.  
Praxis / H. Meiners. - München ; Wien:  
Hanser, 1981.

ISBN 3-446-13371-2

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt.

Alle Rechte, auch die der Übersetzung, des Nachdrucks und der Vervielfältigung des Buches oder Teilen daraus, vorbehalten.

Kein Teil des Werks darf ohne schriftliche Genehmigung des Verlages in irgendeiner Form (Fotokopie, Mikrofilm oder ein anderes Verfahren), auch nicht für Zwecke der Unterrichtsgestaltung, reproduziert oder unter Verwendung elektronischer Systeme verarbeitet, vervielfältigt oder verbreitet werden.

© Carl Hanser Verlag München Wien 1981

Satz: Satz-Studio H. Siemsen-Schumann, 6078 Zeppelinheim

Druck und buchbinderische Verarbeitung: G. Wagner, Nördlingen

Printed in Germany

# Vorwort

Das Buch wendet sich an alle, die mit Röntgendiagnostik befaßt sind und ihre gesetzlich geforderten Kenntnisse im Strahlenschutz aufzufrischen wünschen. Es behandelt im wesentlichen den Inhalt der physikalischen Einführungsvorlesung zum "Radiologischen Kurs unter besonderer Berücksichtigung des Strahlenschutzes", wie sie seit dem Inkrafttreten der Röntgenverordnung vom 1. März 1973 gehalten wird, und entstand nicht zuletzt aus dem Wunsch der Studenten nach einer Zusammenfassung des Themas.

Im Vordergrund stand die Absicht des Verfassers, durch eine anschauliche Darstellung der z.T. recht komplizierten physikalischen Zusammenhänge eine ausreichende Basis für das Verständnis der Strahlenschutzvorschriften und damit die Voraussetzung für ihre optimale Anwendung zu schaffen.

Mit aufgenommen wurde ein Kapitel über Projektionsregeln als sinnvolle Ergänzung des auf naturwissenschaftliche Zusammenhänge der Röntgenologie beschränkten Inhaltes.

Herrn Prof. Dr. W. Ritter, Münster, sei an dieser Stelle für die freundliche Beratung bei der Abfassung des Kapitels über biologische Wirkung der Röntgenstrahlung gedankt.

Münster, im Herbst 1981

Hermann Meiners

# Inhalt

<b>1</b>	<b>Röntgenstrahlen</b>	<b>9</b>
<b>2</b>	<b>Grundlagen der Strahlenphysik</b>	<b>10</b>
2.1	Erzeugung von Röntgenstrahlung	10
2.2	Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie	18
2.3	Sekundäreffekte	27
2.4	Andere Arten ionisierender Strahlung	27
<b>3</b>	<b>Röntgentechnische Einrichtungen</b>	<b>29</b>
3.1	Röntgenröhren und ihr Betrieb	29
3.2	Röntgengeräte in der Zahnheilkunde	34
3.3	Röntgenbildverstärker	35
3.4	Störstrahler	36
<b>4</b>	<b>Dosisbegriffe, Dosimetrie und Dosiseinheiten</b>	<b>37</b>
4.1	Dosismessverfahren	38
4.1.1	Ionisationskammer	38
4.1.2	Lumineszenz	39
4.1.3	Schwärzung einer photographischen Schicht	39
4.2	Dosiseinheiten	44
4.2.1	SI-Einheiten	44
4.2.2	Alte Dosiseinheiten	46

---

<b>5</b>	<b>Biologische Wirkung der Röntgenstrahlung</b>	48
5.1	Strahlenrisiko	52
<b>6</b>	<b>Strahlenschutz im Bereich der Zahnmedizin</b>	55
6.1	Strahlenschutz des Patienten	55
6.2	Strahlenschutz für Behandler und Personal	57
6.2.1	Kontroll- und Überwachungsbereich	58
6.2.2	Baulicher Strahlenschutz	61
<b>7</b>	<b>Projektionsregeln</b>	63
7.1	Zweidimensionale Objekte	65
7.2	Dreidimensionale Objekte	71
7.3	Tomographie	72
7.4	Reale Projektionsbedingungen	76
7.5	Schlußbemerkung	79
<b>8</b>	<b>Schrifttum</b>	80
<b>9</b>	<b>Register</b>	82

# 1 Röntgenstrahlen

Die nach ihrem Entdecker *W. C. Röntgen* (1895, Würzburg) benannten Strahlen sind ein Teil des elektromagnetischen Spektrums im kurzwelligen Bereich mit Wellenlängen unter 0,1 Nanometer ( $1 \text{ mm} = 1000000 \text{ nm}^*$ ; Wellenlängen des sichtbaren Lichtes ca. 400 - 800 nm). Eine charakteristische Eigenschaft der Röntgenstrahlen ist ihre Fähigkeit, Materie aller Art zu durchdringen. Dabei ist ihre Ausbreitungsgeschwindigkeit unabhängig vom Material und entspricht der Lichtgeschwindigkeit  $c_0$  im Vakuum: Röntgenstrahlung wird an der Grenzfläche zweier Medien nicht gebrochen. Damit fehlt die Voraussetzung zur Konstruktion von Röntgenlinsen. Röntgenstrahlen können nicht fokussiert werden.

Trotz ihrer großen Durchdringungsfähigkeit wird Röntgenstrahlung beim Durchgang durch Materie geschwächt. Diese Schwächung ist abhängig von der Dicke und Dichte der durchstrahlten Schicht und von der Ordnungszahl der in der betreffenden Schicht vorhandenen chemischen Elemente. Ein bezüglich dieser Eigenschaften inhomogenes Objekt erzeugt somit im Strahlengang ein Schattenbild, aus dem Rückschlüsse auf die Struktur des Objektes gezogen werden können (*Röntgendiagnostik*). Die Einwirkung von Röntgenstrahlung auf biologisches Gewebe ist grundsätzlich destruktiv (*Röntgentherapie*). Bei der Anwendung von Röntgenstrahlen auf den lebenden Menschen ist daher immer das Strahlenrisiko gegen den diagnostischen bzw. therapeutischen Nutzen abzuwägen. Die Anwendung von Röntgenstrahlung unterliegt in der Bundesrepublik Deutschland den gesetzlichen Vorschriften der *Röntgenverordnung* vom 1. März 1973.

---

\* Die Längeneinheit Ångström ( $1 \text{ nm} = 10 \text{ \AA}$ ) ist nicht mehr zulässig.



# 2 Grundlagen der Strahlenphysik

Eine elektromagnetische Strahlung wird beschrieben entweder mit ihrer *Wellenlänge*  $\lambda$  oder mit ihrer *Frequenz*  $\nu$  (= Anzahl der Schwingungsvorgänge pro Sekunde). Während einer Schwingungsperiode breitet sich die Strahlung um eine Wellenlänge aus, so daß sich die Ausbreitungsgeschwindigkeit  $c_0$  (= Vakuum-Lichtgeschwindigkeit) als Produkt aus Wellenlänge und Frequenz ergibt:

$$c_0 = \lambda \cdot \nu \quad (\text{Gl. 1})$$

Bekanntlich hat die elektromagnetische Strahlung sowohl Wellen- als auch Korpuskel-Charakter. Die Teilchennatur der Strahlung ist dabei umso ausgeprägter, je kurzwelliger die Strahlung ist. Zur Beschreibung der Erzeugung von Röntgenstrahlung und ihrer Anwendung im Bereich der Medizin ist die Vorstellung von Lichtteilchen (*Photonen*) dem Wellenbild vorzuziehen. Den Photonen ist eine Energie  $E$  zuzuordnen, die der Frequenz der Strahlung proportional ist:

$$E = h \cdot \nu \quad (\text{Gl. 2})$$

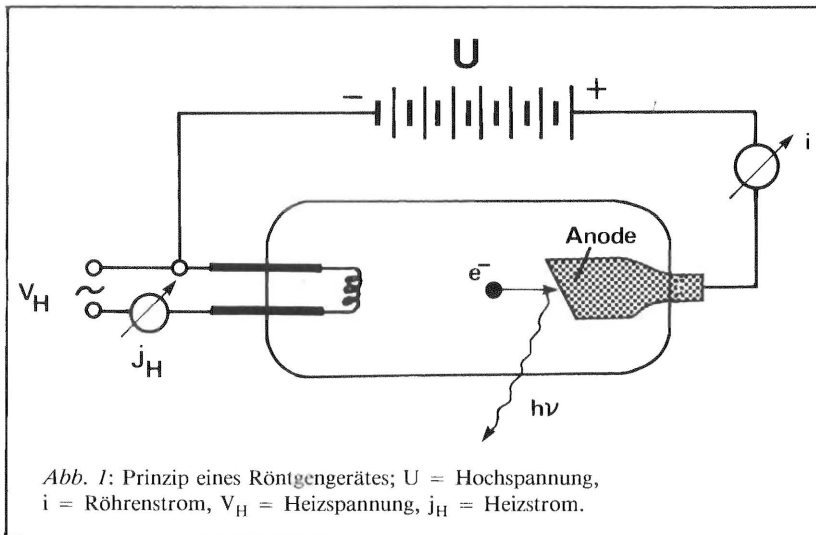
mit der *Planck*'schen Konstanten  $h$  als Proportionalitätsfaktor.

## 2.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung entsteht, wenn schnelle Elektronen im Kraftfeld von Atomkernen abgebremst werden. Nach diesem Prinzip arbeiten alle

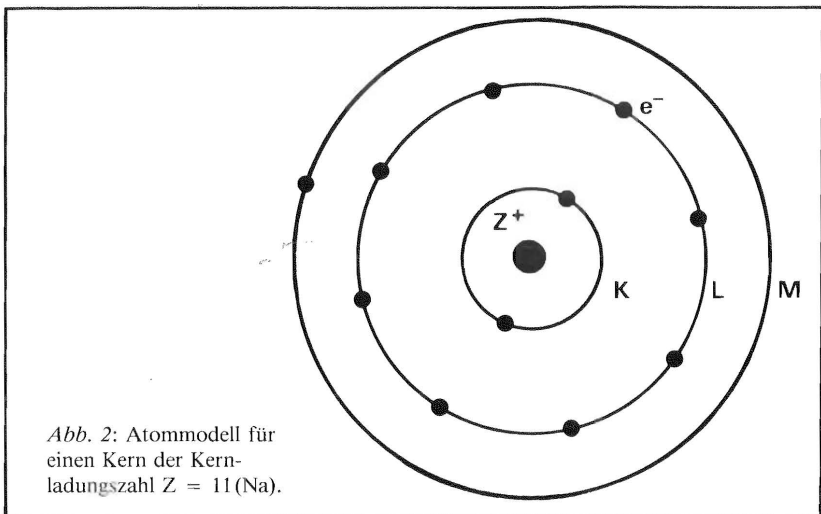
*Röntgeneräte* (Abb. 1). Die an einer *Glühkathode* austretenden Elektronen ( $e^-$ ) werden mit Hilfe einer elektrischen Hochspannung  $U$  (*Beschleunigungs-* oder *Anregungsspannung*) zur *Anode* hin beschleunigt; beim Aufprallen auf die Anode wird ein Teil ihrer kinetischen Energie in Strahlungsenergie (Photonen) umgesetzt. Dieser Vorgang ist analog zur Strahlenemission bei Elektronensprüngen in der Elektronenhülle eines Atoms.

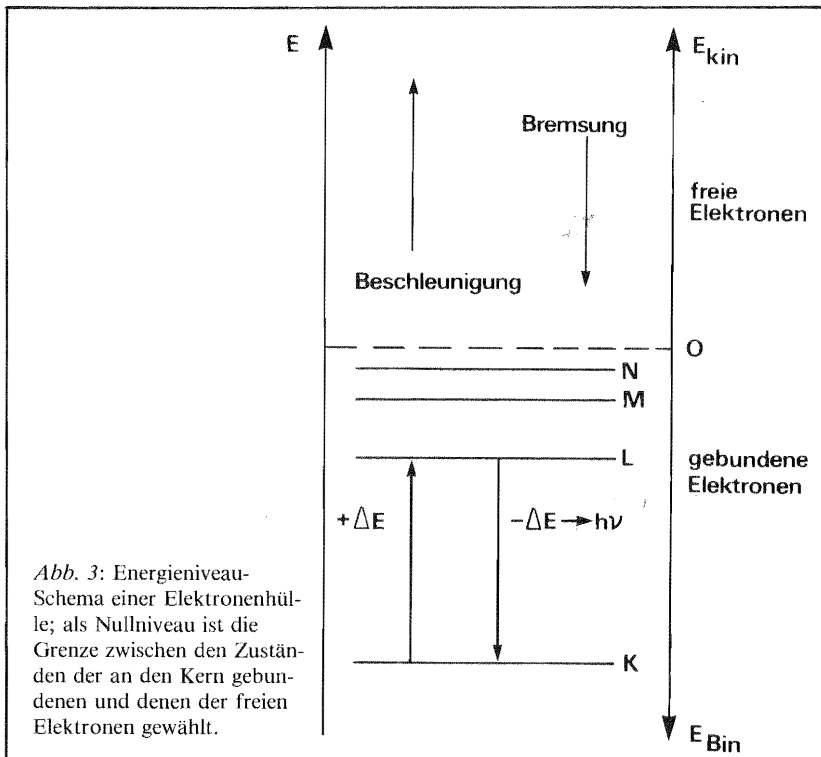
Nach dem *Bohr'schen Atommodell* bewegen sich um den  $Z$ -fach positiv geladenen Kern eines Atoms  $Z$  negativ geladene Elektronen auf ganz bestimmten Bahnen.  $Z$  heißt die *Kernladungszahl* und ist identisch mit der



*Ordnungszahl* im periodischen System der Elemente. Mehrere Bahnen mit vergleichbarem mittleren Durchmesser bilden eine Schale. In jeder Schale, deren Benennung von innen nach außen mit K, L, M, N... erfolgt (Abb. 2), ist jedoch nur für eine bestimmte, für die Schale charakteristische Zahl von Elektronen Platz (z.B. 2 in der K-, 8 in der L- und 18 in der M-Schale). Ist eine Schale besetzt, so müssen weitere zur Neutralisation der positiven Kernladung erforderliche Elektronen in der

nächsthöheren Schale angesiedelt werden. Die Elektronen sind an ihren Atomkern gebunden; um sie abzutrennen ist Energie aufzuwenden. Diese zum Ablösen erforderliche Energie (*Ionisationsenergie*) wird auch als *Bindungsenergie* bezeichnet. Sie ist umso größer, je näher das Elektron dem Kern ist. Die Bindung eines K-Elektrons ist somit stärker als die eines Elektrons der M-Schale oder der L-Schale. Die Situation der Elektronenhülle eines Atoms läßt sich am einfachsten anhand eines Energieniveau-Schemas darstellen (Abb. 3): Dabei wird die Bindungsenergie vom Nullniveau nach unten gezählt und häufig auch mit einem Minuszeichen versehen. Dadurch wird die Bindungsenergie als die dem Elektron einer Schale zur Ablösung - also zum Erreichen des Nullniveaus - fehlende Energie veranschaulicht. Jede Energiezufuhr, die ein Elektron erfährt, hebt es auf ein höheres Energieniveau. Aufgrund der atomaren Gesetzmäßigkeiten können Elektronen, solange sie an ein Atom gebunden sind, jedoch nur ganz bestimmte, im wesentlichen durch die Radien der einzelnen Bahnen bestimmte Energieniveaus besetzen. Oberhalb des Nullniveaus jedoch sind die Elektronen frei. Sie besitzen *kinetische Energie*. Eine Energiezufuhr (Energieentzug) bewirkt eine Erhöhung (Erniedrigung) ihrer Geschwindigkeit.





Um ein Hüllenelektron von einer Schale (z.B. K-Schale) in eine weiter außen liegenden Schale (z.B. L-Schale) zu heben, ist eine Energiezufuhr erforderlich, die der Energiedifferenz  $\Delta E$  zwischen den Energieniveaus dieser Schalen (Abb. 3) entspricht. Der umgekehrte Vorgang, der Rücksprung eines Elektrons in eine weiter innen liegende Schale, ist ebenfalls möglich, sofern in dieser Schale ein Platz frei ist. Dabei verliert das Elektron einen entsprechenden Energiebetrag  $\Delta E$ . Die Energie wird in elektromagnetische Strahlung umgesetzt und als *Photon* der Energie  $\Delta E$  emittiert. Die Frequenz der Strahlung ergibt sich aus der Photonenenergie nach Gleichung 2. Die Abstände der einzelnen Energieniveaus der Elektronenhülle hängen ab von der Kernladungszahl  $Z$  und sind somit charakteristisch für jedes Element. Dies ist die Grundlage jeder Spektralanalyse (Mikrosonden arbeiten im Röntgenbereich).

Freie Elektronen können ihre Energie unter geeigneten Umständen ebenfalls in Strahlungsenergie umsetzen. Sie verlieren dabei *kinetische Energie* ( $= \frac{1}{2} m \cdot v^2$ ), sie werden gebremst (Abb. 3). Da für freie Elektronen keine Energieniveaus vorgeschrieben sind, kann ihre Energie sowohl auf einmal, als auch in beliebig kleine Portionen umgesetzt werden. Wird die gesamte kinetische Energie in einem einzigen Bremsvorgang umgewandelt, so ist die Photonen-Energie gleich der kinetischen Energie:

$$E_{\text{kin}} = \frac{1}{2} m \cdot v^2 = h \cdot \nu_{\text{max}} \quad (\text{Gl. 3})$$

Wird bei einer Bremsung dagegen nur ein Teil der Energie umgesetzt, so entsteht ein Photon geringerer Energie mit entsprechend niedrigerer Frequenz.

In einer *Röntgenröhre* prallen Elektronen gleicher Geschwindigkeit  $v$  auf die Anode. Die erzeugte Röntgenstrahlung ist ein *kontinuierliches Spektrum* (*polyenergetische Strahlung*) mit Frequenzen zwischen 0 und der sich aus Gleichung 3 ergebenden Maximalfrequenz (*Röntgen-Bremsspektrum*). Diesen Frequenzen lassen sich nach Gleichung 1 Wellenlängen zwischen unendlich und einer kleinsten, von der Elektronengeschwindigkeit abhängigen *Einsatzwellenlänge* zuordnen. Die Umwandlung kinetischer Elektronenenergie in Photonen erfolgt nur bei Bremsvorgängen in unmittelbarer Nähe des Atomkerns. Da die Atomdurchmesser (gegeben durch den Radius der äußeren Elektronenschale) etwa 10000mal größer sind als die Kerndurchmesser, ist die Photonenbildung relativ selten. Viel häufiger verlieren die Elektronen ihre Energie bei elastischen Stößen mit dem Atom als Ganzem und erhöhen so die atomare Schwingungsenergie und damit die Temperatur des getroffenen Materials. Bei Röntgenröhren werden 98 bis 99% der gesamten kinetischen Elektronenenergie in Wärme umgesetzt, so daß die *Ausbeute* an Röntgenstrahlung sehr klein ist.

Reicht die kinetische Energie der Elektronen aus, um bei einem direkten Zusammenstoß mit einem Hüllenelektron des Anodenmaterials dieses freizusetzen (Ionisation eines Anodenatoms), so wird bei der Wiederbe-

setzung des freigewordenen Platzes durch ein Elektron aus einer weiter außen liegenden Schale des ionisierten Atomes ein Photon mit einer *charakteristischen* Frequenz des Anodenmaterials emittiert: Dem Bremspektrum überlagert sich die *Eigenstrahlung* der Anode. Die einzelnen Linien der Eigenstrahlung werden bezeichnet nach der Schale, in der das Elektronenloch wieder besetzt wird. Die Indices  $\alpha$ ,  $\beta$  oder  $\gamma$  bezeichnen die Herkunft des Elektrons aus der nächsten, zweitnächsten oder dritt-nächsten Schale. Die  $K_\beta$ -Strahlung ist somit energiereicher als die  $K_\alpha$ -Strahlung (vgl. Abb. 3 und 4).

Die K-Strahlung einer Anode wird also nur dann angeregt, wenn die kinetische Energie der in der Röhre beschleunigten Elektronen mindestens so groß ist wie die Bindungsenergie der K-Elektronen der Atome des Anodenmaterials.

Zur Erzeugung von für diagnostische Zwecke geeigneter Röntgenstrahlung sind Beschleunigungsspannungen  $U$  in der Höhe von etlichen 10 Kilovolt (kV) erforderlich. Die kinetische Energie eines Elektrons nach der Beschleunigung durch die Spannung  $U$  ist gleich dem Produkt aus der Elementarladung  $e$  und der Beschleunigungsspannung:

$$E_{\text{kin}} = e \cdot U \quad (\text{Gl. 4})$$

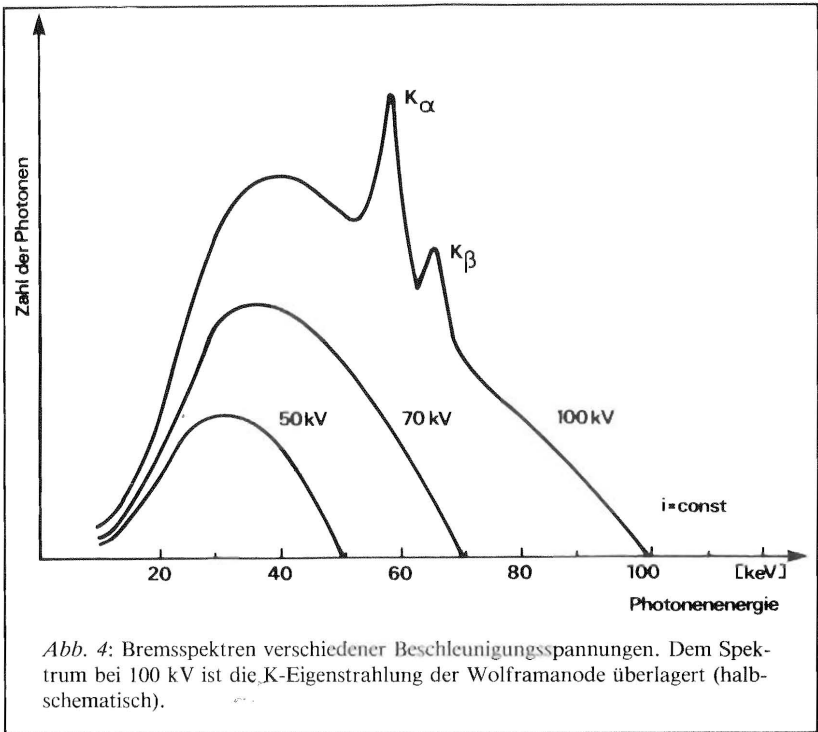
Der Einfachheit halber verzichtet man auf das Ausmultiplizieren des Produktes  $e \cdot U$  und wählt als Energieeinheit bei atomaren Vorgängen das *Elektronenvolt* (eV). Ein einfach geladenes Teilchen wie das Elektron hat dann nach einer Beschleunigung mit z.B. einer Spannung  $U = 100$  kV die Energie 100 keV.

Das Röntgen-Bremspektrum (gekennzeichnet durch die maximale Frequenz bzw. Einsatzwellenlänge) ist abhängig von der Energie der auf die Anode prallenden Elektronen und damit von der angelegten Beschleunigungsspannung (vgl. Gleichungen 3 und 4).

Deshalb wird in vielen Fällen zur Charakterisierung der Röntgenstrahlung nicht deren Frequenz oder Wellenlänge angegeben, sondern die

Photonenenergie in keV. Beschleunigungsspannung in kV und maximale Photonenergie in keV des zugehörigen Bremspektrums haben dann den gleichen Zahlenwert\*.

In Abbildung 4 ist die Zahl der pro Zeiteinheit erzeugten Photonen in Abhängigkeit von ihrer Energie für verschiedene Anregungsspannungen aufgetragen. Je höher die Anregungsspannung, desto höher die im



\* Unter Verwendung der Gleichung 1, 3 und 4 folgt: 
$$h \cdot \frac{c_0}{\lambda} = e \cdot U$$

Setzt man die Zahlenwerte der Konstanten  $c_0$ ,  $e$  und  $h$  ein, so berechnet sich für eine Anregungsspannung in kV die Einsatzwellenlänge  $\lambda_{\min}$  in nm nach der Beziehung:

$$\lambda_{\min} = \frac{1,24}{\text{kV-Zahl}} \text{ nm}$$

Rechenbeispiel:  $U = 50 \text{ kV}$ ;  $\lambda_{\min} = 0,0248 \text{ nm}$

Spektrum vertretene maximale Photonenenergie. Bei den höheren Beschleunigungsspannungen ist dem Bremsspektrum die Eigenstrahlung (K-Linien) der Wolfram-Anode überlagert. Die Fläche unter den Kurven der Abbildung 4 ist ein Maß für die *Intensität* (= Gesamtzahl der Photonen multipliziert mit ihrer jeweiligen Energie) der Röntgenstrahlung. Der *Röhrenstrom*  $i$  (Größenordnung einige Milliampere; 1 mA entspricht ca.  $6 \cdot 10^{15}$  Elektronen/sec) und damit die Zahl der pro Zeiteinheit auf die Anode treffenden Elektronen ist in allen Fällen gleich. Abbildung 4 zeigt, daß die Ausbeute an Röntgenstrahlung mit zunehmender Beschleunigungsspannung stark zunimmt.

Bei konstanter Spannung ist die Intensität proportional zum Röhrenstrom  $i$  (Abb. 5). Die Intensität  $I$  wächst ebenfalls mit der Ordnungszahl  $Z$  des Anodenmaterials; es gilt:

$$I \sim U^2 \cdot i \cdot Z \quad (\text{Gl. 5})$$

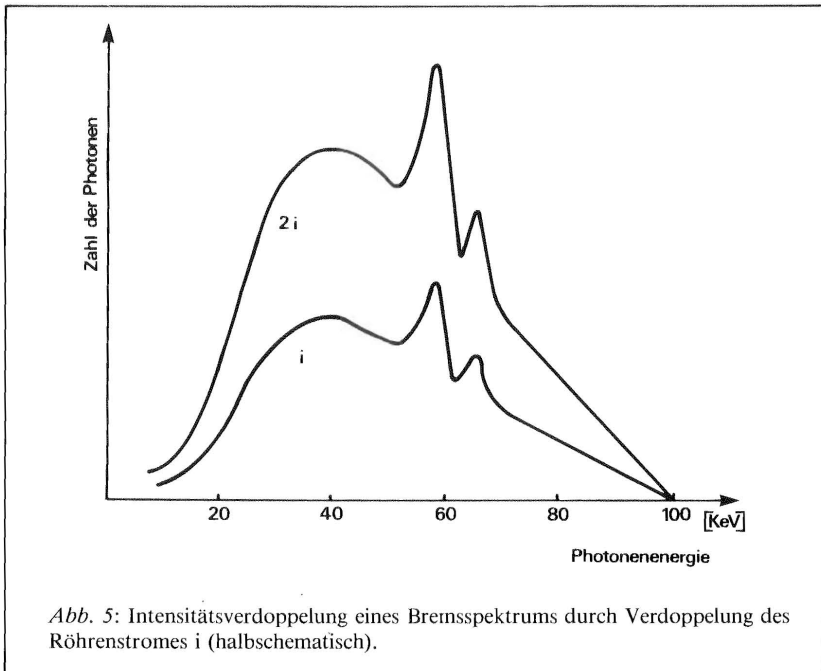


Abb. 5: Intensitätsverdoppelung eines Bremspektrums durch Verdoppelung des Röhrenstromes  $i$  (halbschematisch).



## 2.2 Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie

Jede Strahlung tritt mit im Strahlengang befindlicher Materie in Wechselwirkung, deren Ausmaß sowohl von der Beschaffenheit der durchstrahlten Materie (Ordnungszahl, Dichte, Schichtdicke) als auch von der Art und Energie der Strahlung abhängig ist. Beim Durchgang von Röntgenstrahlung durch Materie können unterschiedliche Prozesse der Wechselwirkung nachgewiesen werden:

● **Absorption:**

Ein Photon (Teilchen) überträgt seine ganze Energie ( $h \cdot \nu$ ) auf ein Elektron, so daß es erlischt (*Photoionisation*). Das Elektron verläßt seine Schale und erhält den die Ionisationsenergie (Bindungsenergie) überschreitenden Betrag als kinetische Energie (*Photoelektron*; Abb. 6 a).

● **Klassische Streuung:**

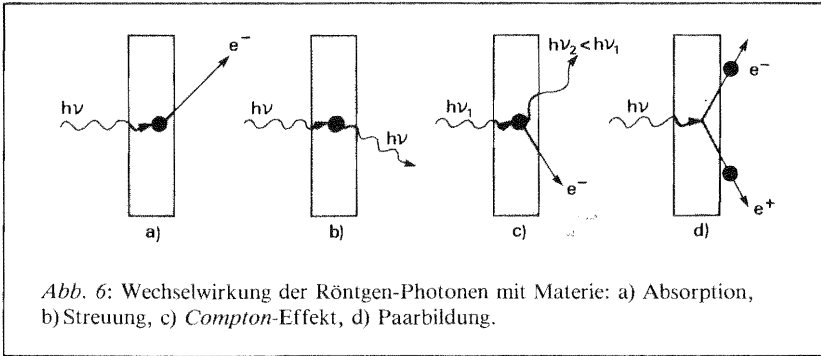
Ein Photon wird bei einem Zusammenstoß mit einem Elektron ohne Energieaustausch aus seiner Richtung gelenkt (Abb. 6 b).

● **Compton-Effekt:**

Ein Photon ( $h \cdot \nu_1$ ) überträgt einen Teil seiner Energie auf ein Elektron, das diesen Betrag, vermindert um seine Bindungsenergie, als kinetische Energie erhält (*Compton-Photoelektron*). Es verbleibt ein Photon mit entsprechend niedrigerer Energie  $h \cdot \nu_2 < h \cdot \nu_1$  (*Compton-Photon*), das aus der ursprünglichen Richtung gestreut wird (Abb. 6c).

● **Paarbildung:**

Aus Photonen mit Energien oberhalb 1020 keV können in Wechselwirkung mit Materie Elektron-Positron-Paare entstehen (Abb. 6 d). Das Positron wird dann beim Zusammentreffen mit einem Elektron sehr bald wieder vernichtet, wobei 2 Photonen der Energie 510 keV entstehen. Dieser Effekt spielt bei der Röntgendiagnostik keine Rolle, da für diese Zwecke nur Strahlung mit Energien bis zu 150 keV eingesetzt wird. Die Paarbildung wird im folgenden nicht weiter diskutiert.



Die Wechselwirkungsprozesse führen jeweils zur Vernichtung oder Ablenkung eines Photons und somit zu einer *Schwächung* des Strahlenbündels beim Durchgang durch eine Materieschicht. Für die vor und hinter einer Schicht der Dicke  $d$  gemessenen Intensitäten  $I_0$  und  $I_1$  (Abb. 7 a) gilt:

$$I_1 = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \quad (\text{Gl. 6})$$

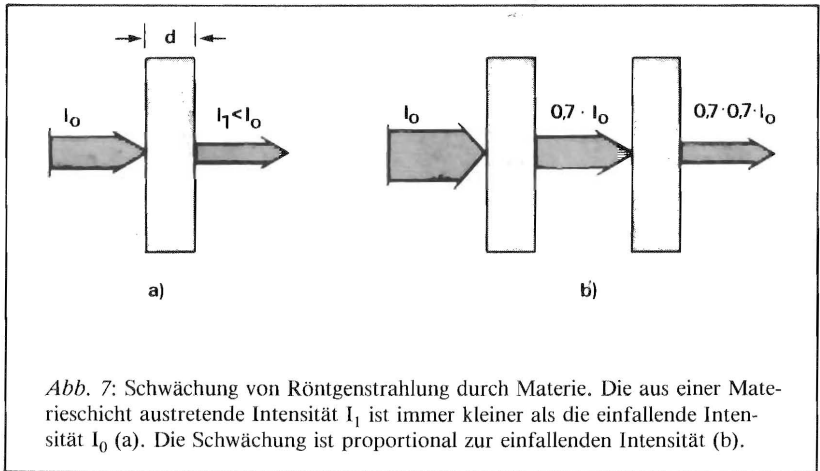
$\mu$  (Dimension:  $1/\text{Länge}$ ) heißt *Schwächungskoeffizient* des Schichtmaterials. Gleichung 6 besagt, daß bei Verdoppelung etwa einer Strahlenschutzwand keineswegs auch eine Verdoppelung der Schwächung erzielt wird. Eine hinter einer ersten Schicht z.B. um 30% geschwächte Strahlung ( $e^{-\mu \cdot d} = 0,7$ ) wird beim Passieren einer zweiten, gleichartigen Schicht wiederum um 30% der auf diese Schicht einfallenden Strahlung, also insgesamt nur auf 49% der ursprünglichen Intensität  $I_0$  geschwächt (Abb. 7 b). Gleichung 6 gilt, wie später noch begründet wird, exakt nur für *monoenergetische* Strahlung.

Der Schwächungskoeffizient  $\mu$  setzt sich additiv aus den Beiträgen der verschiedenen Wechselwirkungsprozesse zusammen:

$$\mu = \tau + \sigma + \sigma_c \quad (\text{Gl. 7})$$

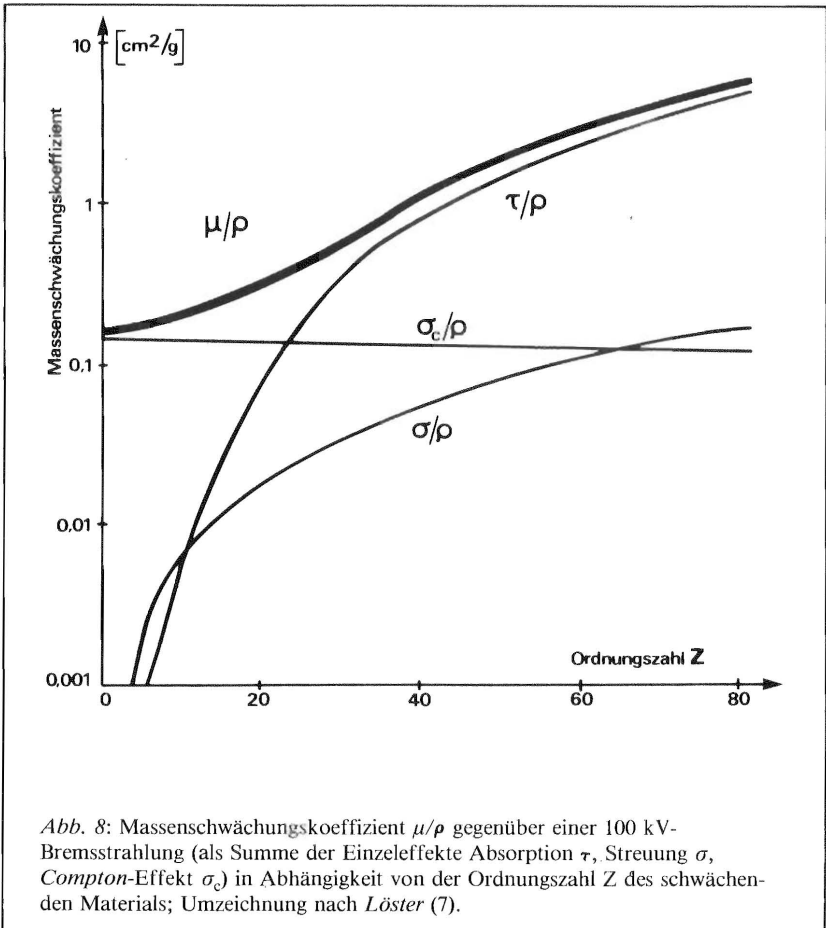
Absorption ( $\tau$ ), Streuung ( $\sigma$ ) und *Compton-Effekt* ( $\sigma_c$ ) ist gemeinsam, daß bei diesen Prozessen die Wechselwirkung der Photonen mit den

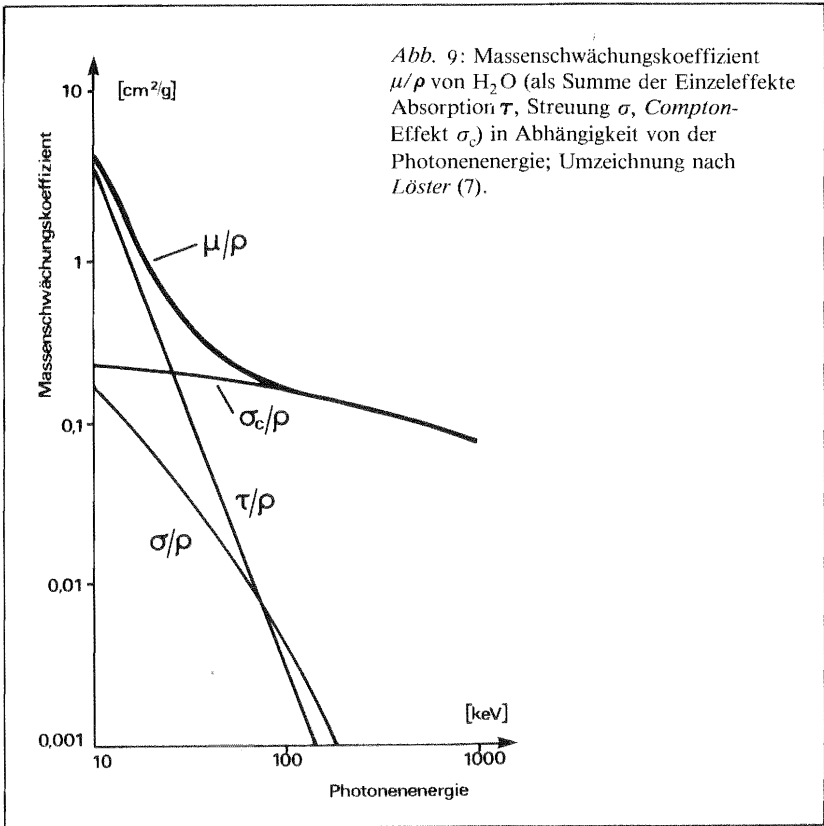
Elektronen der bestrahlten Materie erfolgt. Entsprechend wird die Wechselwirkungswahrscheinlichkeit und damit die Schwächung zunehmen mit der Wahrscheinlichkeit, daß ein Photon auf seiner Bahn ein Elektron antrifft. Daraus wird verständlich, daß der Schwächungskoeffizient  $\mu$  einer Schicht mit der Dichte (Masse/Volumen) und der Ordnungszahl  $Z$  der in ihr vorhandenen Elemente zunimmt.



Da ein und dasselbe Element in unterschiedlicher Dichte (z.B. fest oder gasförmig, als Bestandteil einer Verbindung, Legierung oder eines Gemisches) vorliegen kann, wird häufig der auf die Dichte  $\rho$  bezogene *Massenschwächungskoeffizient*  $\mu/\rho$  des Elementes (oder auch einer Verbindung, z.B.  $\text{H}_2\text{O}$ ) angegeben. Zur Berechnung des Schwächungskoeffizienten einer gegebenen Schicht der Dicke  $d$  muß dann der Wert  $\mu/\rho$  des Schichtmaterials mit dessen Dichte  $\rho'$  in der Schicht multipliziert werden (besteht die Schicht aus mehreren Komponenten, so ist der Schwächungskoeffizient der Schicht gleich der Summe der für die einzelnen Komponenten berechneten Produkte aus Massenschwächungskoeffizient und Dichte in der Schicht). Aus dem Exponenten  $\mu \cdot d$  in Gleichung 6 wird dann  $(\mu/\rho) \cdot \rho' \cdot d$ . Das Produkt  $\rho' \cdot d$  wird wegen seiner Dimension Masse/Fläche als *Flächendichte* bezeichnet; je größer dieser Wert einer Schicht, desto stärker ihre schwächende Wirkung.

Die Abhängigkeit der einzelnen Wechselwirkungsprozesse von der Ordnungszahl  $Z$  ist unterschiedlich stark, so daß sich für den Schwächungskoeffizienten als Summe der Einzeleffekte (Gleichung 7) kein einfacher Zusammenhang ergibt. Der Anstieg von  $\mu/\rho$  mit zunehmender Ordnungszahl des Schwächungsmaterials gegenüber einer mit 100 kV angeregten Bremsstrahlung und der Beitrag der verschiedenen Wechselwirkungsprozesse ist in Abbildung 8 wiedergegeben. Je höher die Ordnungszahl, desto effektiver ist die Schwächung.





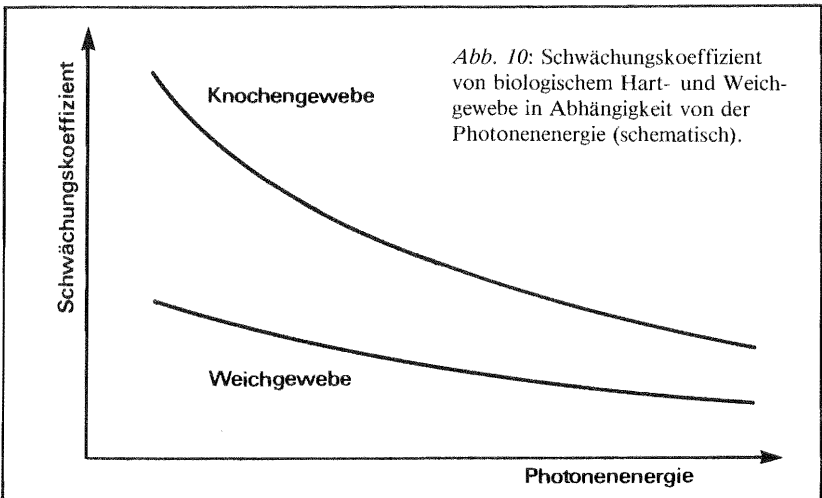
Das Schwächungsvermögen einer gegebenen Schicht ist abhängig von der Energie (Strahlenqualität) der durchgehenden Röntgenstrahlung. Mit zunehmender Energie der Strahlung nimmt der Massenschwächungskoeffizient aller Materialien stark ab. Dazu tragen die einzelnen Wechselwirkungsprozesse wieder in unterschiedlicher Weise bei (z.B.  $\mu \sim 1/\nu^3$ ), wie in Abbildung 9 am Beispiel des Wassers (Phantommaterial für biologisches Weichgewebe) gezeigt ist. Nach dem unterschiedlichen Durchdringungsvermögen unterscheidet man *harte* und *weiche* Röntgenstrahlung. Die Charakterisierungen "*energiereich*", "*hochfrequent*" (vgl. Gleichung 2), "*kurzwellig*" (vgl. Gleichung 1) und "*hart*"

im Zusammenhang mit Röntgenstrahlung sind somit synonym (vgl. Tab. 1).

**Tabelle 1: Bezeichnung der Strahlenqualität (4)**

Sehr weiche	Rö.-Str.		$\leq$	20 keV
Weiche	Rö.-Str.	20	—	60 keV
Mittelharte	Rö.-Str.	60	—	150 keV
Harte	Rö.-Str.	150	—	400 keV
Sehr harte	Rö.-Str.	400	—	3000 keV
Ultraharte	Rö.-Str.		$>$	3 MeV

Für die Röntgendiagnostik von Bedeutung ist, daß der Unterschied im Schwächungsvermögen verschiedener Elemente (Einfluß der Ordnungszahl) mit zunehmender Energie der Strahlung stark abnimmt. So fällt der Schwächungskoeffizient für Knochensubstanz (Hauptbestandteil Kalzium mit  $Z = 20$ ) mit zunehmender Strahlungsenergie schneller ab als der für Weichgewebe (Hauptbestandteile H, C, N und O mit den Ordnungszahlen 1, 6, 7 und 8). Durch geeignete Wahl der Strahlenenergie (Beschleunigungsspannung) kann ein gewünschter Schwächungsunterschied (*Kontrast*) erzielt werden (Abb. 10).



Wegen der Energieabhängigkeit des Schwächungsvermögens werden die verschiedenen Bereiche eines Röntgenbremsspektrums beim Durchgang durch eine Materieschicht unterschiedlich stark geschwächt. Der weiche Anteil der einfallenden Strahlung wird überproportional reduziert. Die aus der Schicht austretende Restintensität besitzt einen relativ höheren Anteil an energiereichen Photonen, sie ist härter. Gleichzeitig verschiebt sich das Maximum des Bremsspektrums (nicht zu verwechseln mit den möglicherweise vorhandenen Intensitätsspitzen der Eigenstrahlung) in Richtung höherer Energie (Abb. 11). Man bezeichnet diesen Effekt als *Aufsteilung* des Spektrums. Wegen der unterschiedlichen Durchlässigkeit der Materieschichten spricht man auch von einer *Filterung* der Bremsstrahlung. Eine Schicht, die die Intensität  $I_0$  eines Spektrums auf die Hälfte reduziert, heißt *Halbwertschicht* (HWS); sie wird in Millimetern des Filtermaterials (z.B. Al, Cu, Pb) angegeben. Die gefilterte Bremsstrahlung ist härter als die ursprüngliche. Eine abermalige Reduzierung auf die halbe Intensität ( $= 0,25 I_0$ ) erfordert deshalb eine dickere Halbwertschicht. Der Unterschied der Schichtdicken ist umso größer, je inhomogener das ursprüngliche Spektrum ist. Der Quotient aus erster und zweiter HWS dient als Maß für die Breite (Inhomogenität) des ursprünglichen Spektrums und wird als *Homogenitätsgrad*  $H$  bezeichnet:

$$H = \frac{1. \text{ HWS}}{2. \text{ HWS}} \leq 1 \quad (\text{Gl. 8})$$

Starke bzw. wiederholte Filterung erhöht den Homogenitätsgrad. Wegen des Filtereffektes ist die Gleichung 6 — wie erwähnt — nur für monoenergetische Strahlung anwendbar, bei der aufeinanderfolgende Halbwertschichten immer gleich dick sind ( $H = 1$ ).

Eine weitere Größe zur Charakterisierung eines Bremsspektrums ist seine *effektive Wellenlänge* ( $\lambda_{\text{eff}}$ ) bzw. *effektive Energie* ( $E_{\text{eff}}$ ). Sie ist definiert als die Wellenlänge (Energie) einer hypothetischen, monoenergetischen Strahlung, deren HWS mit der des Spektrums identisch ist.  $\lambda_{\text{eff}}$  ( $E_{\text{eff}}$ ) entspricht einer mittleren Wellenlänge (Energie) in der Nähe des Intensitätsmaximums des Bremsspektrums. Als *Normalstrahlung* bezeichnet man eine polyenergetische Strahlung, deren effektive Energie

gerade halb so groß ist wie ihre Maximalenergie. Diese Form des Spektrums kann mit geeigneter Filterung durch die damit verbundene Aufsteilung erreicht werden.

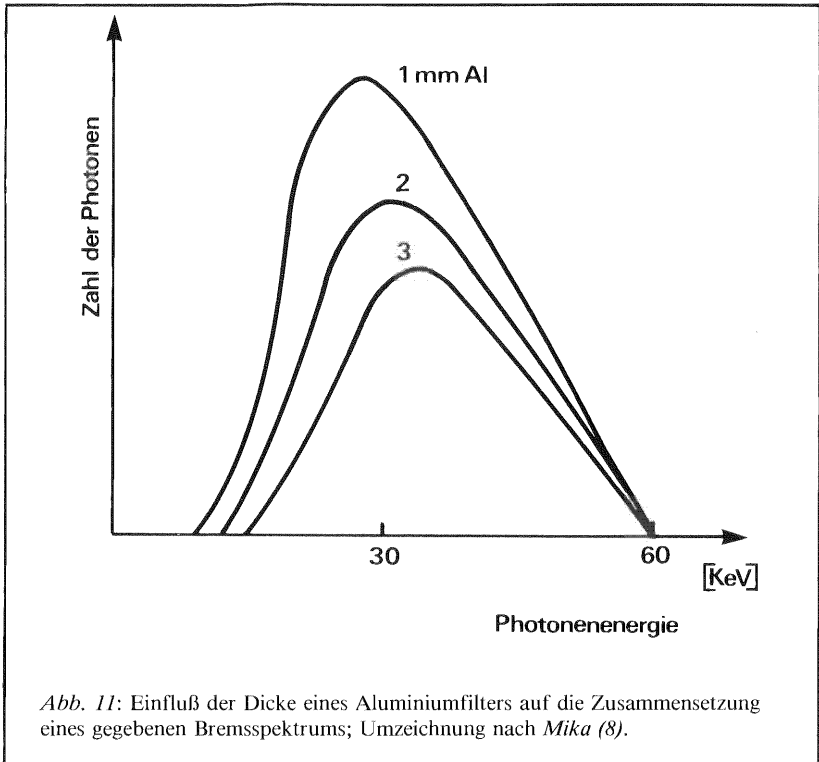
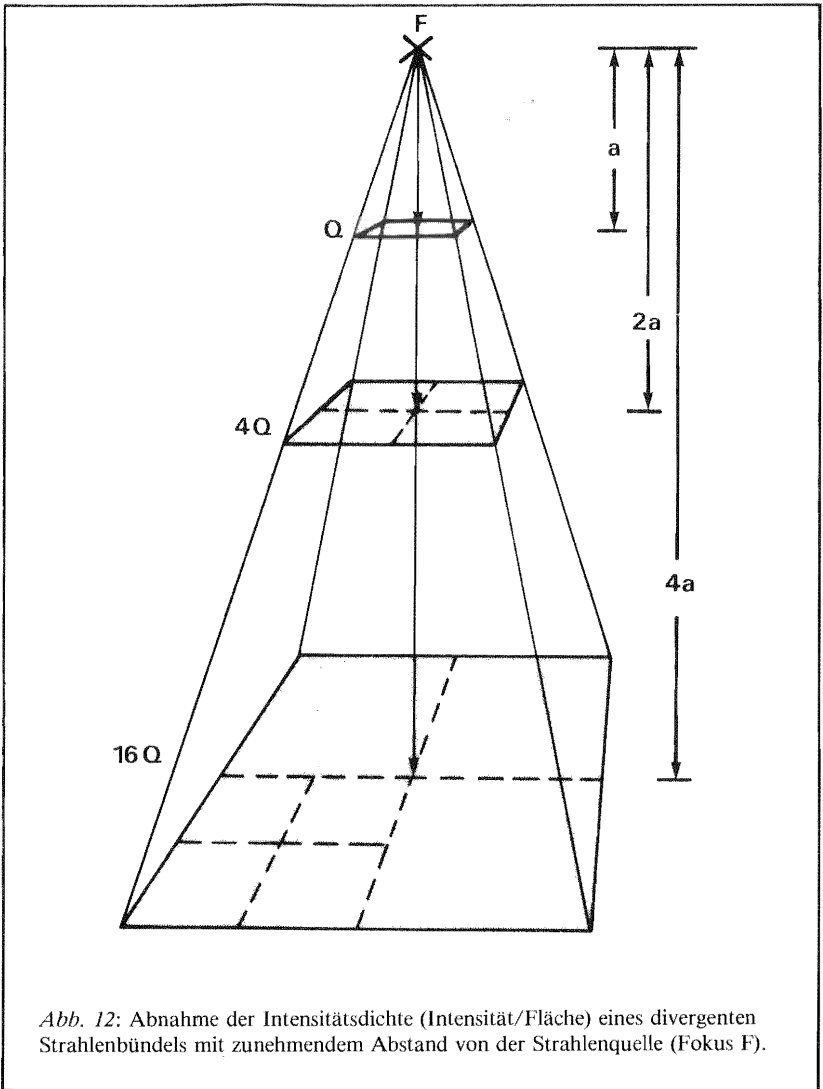


Abb. 11: Einfluß der Dicke eines Aluminiumfilters auf die Zusammensetzung eines gegebenen Bremspektrums; Umzeichnung nach Mika (8).

Röntgenstrahlenbündel sind grundsätzlich *divergent*. Daraus resultiert, unabhängig von der Wechselwirkung mit durchstrahlter Materie, eine weitere wichtige Schwächungsursache (*Abstandsschwächung*). Die von der Strahlenquelle emittierte Energie verteilt sich auf den gesamten Querschnitt  $Q$  des Strahlenbündels. Dieser Querschnitt wächst mit dem Quadrat des Abstandes von der Strahlenquelle (Abb. 12). Die auf die Flächeneinheit senkrecht zur Ausbreitungsrichtung bezogene Intensität der Strahlung nimmt deshalb umgekehrt proportional zum Quadrat des Abstandes vom Fokus ab; oder umgekehrt: eine gegebene Fläche (z.B.



Hand) im Strahlengang erfährt bei einer Halbierung des Abstandes die vierfache Strahlenbelastung. *Abstandhalten ist ein wesentliches Element des Strahlenschutzes.*



## 2.3 Sekundäreffekte

Die bei den einzelnen Wechselwirkungsprozessen (vgl. Kap. 2.2) erzeugten Elektronen und Photonen können ihrerseits sog. Sekundäreffekte hervorrufen. Ein Photoelektron kann z.B. unter Emission eines Photons gebremst werden oder ein *Compton*-Photon kann einen erneuten Absorptions- oder *Compton*-Prozeß auslösen. Bei der Wiederbesetzung der durch Photoionisation entstandenen Elektronenlöcher mit Elektronen aus einer höheren Schale des ionisierten Atomes wird charakteristische Strahlung emittiert (vgl. Abb. 3). Entsprechend sind tertiäre und weitere Folgeprozesse möglich. Weil jeweils die Bindungsenergie der beteiligten Hüllenelektronen aufzubringen ist, kann bei den Folgeprozessen die Energie der Photonen und Photoelektronen nur abnehmen. Die aus einem durchstrahlten Objekt austretende Streustrahlung besitzt somit nicht nur wegen der *Compton*-Streuung, sondern auch aufgrund der Folgeprozesse einen hohen Anteil weicher Strahlung.

Die Photoelektronen verlieren ihre kinetische Energie jedoch vorwiegend in kleinen Beträgen durch *Stoßionisation* bei Zusammenstößen mit Atomen bzw. Molekülen entlang ihrer Flugbahn. Die ionisierende Wirkung der Röntgenstrahlen beruht im wesentlichen auf *diesem* Sekundäreffekt. Insbesondere bei Molekülen kann es anstatt zu einer *Ionisation* auch zu einer *Anregung* kommen, wenn das beteiligte Elektron lediglich in einen höheren Energiezustand überführt wird (vgl. Abb. 3), aber an sein Molekül gebunden bleibt.

## 2.4 Andere Arten ionisierender Strahlung

Instabile Atomkerne können unter Energieabgabe in einen stabileren Zustand übergehen (*Radioaktivität*). Die freigesetzte Energie erscheint entweder als elektromagnetisches Strahlenquant ( $\gamma$ -Strahlung), identisch mit harter bis ultraharter Röntgenstrahlung, oder als kinetische Energie von aus dem Kern emittierten Teilchen ( $\alpha$ - und  $\beta$ -Strahlung).

- $\alpha$ -Strahlung besteht aus zweifach positiv geladenen Teilchen der Massenzahl 4 (Heliumkerne). Die Emission von  $\alpha$ -Teilchen bedingt eine Kernumwandlung des betroffenen Atomes: seine Ordnungszahl  $Z$  wird um 2, seine Massenzahl  $A$  um 4 erniedrigt.
- $\beta$ -Strahlung besteht aus negativ oder positiv (Positronen; vgl. "Paarbildung" in Kap. 2.2) geladenen Elektronen. Ihre Emission ändert die Ordnungszahl  $Z$  des strahlenden Elementes um  $+1$  oder  $-1$ , je nachdem ob das  $\beta$ -Teilchen negative oder positive Ladung besitzt. Die Massenzahl  $A$  bleibt unverändert.
- $\gamma$ -Strahlung entsteht als Folge von Energiesprüngen einzelner Nukleonen (Bestandteile des Atomkerns, Protonen und Neutronen) von einem höheren auf ein tieferes Energieniveau in Analogie zu den Vorgängen bei Zustandsänderungen der Elektronen in der Atomhülle (vgl. Abb. 3). Dabei bleiben Ordnungszahl und Massenzahl des emittierenden Kerns unverändert.

Beim Zerplatzen schwerer Atomkerne (Kernspaltung) werden *Neutronen* freigesetzt. Da sie ohne elektrische Ladung sind, können sie unter sonst geeigneten Bedingungen in andere Kerne eindringen. Die Erhöhung der Massenzahl des einfangenden Kerns und die vom Neutron eingebrachte kinetische Energie überführen den Kern in einen instabilen Zustand (*radioaktives Isotop*) mit anschließendem radioaktivem Zerfall. Unter Einwirkung des in Reaktoren beim Kernzerfall auftretenden Neutronenflusses lassen sich praktisch alle Elemente in radioaktive Isotope überführen (*künstliche Radioaktivität*).

Außer den  $\alpha$ - und  $\beta$ -Teilchen haben auch andere elektrisch geladene schnelle Teilchen, z.B. Protonen und Deutronen, ionisierende Eigenschaften. Der Betrieb von Teilchenbeschleunigern aller Art unterliegt somit auch den Strahlenschutzvorschriften.

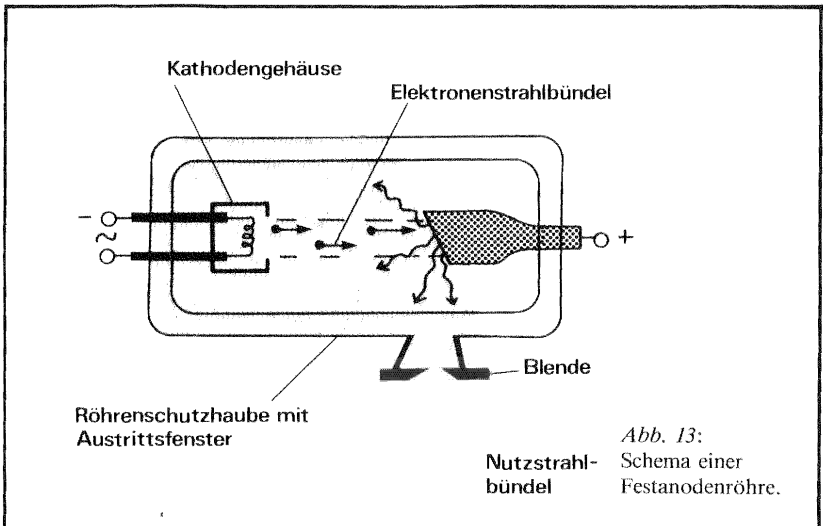
# 3 Röntgentechnische Einrichtungen

## 3.1 Röntgenröhren und ihr Betrieb

Das Konstruktionsprinzip einer *Röntgenröhre* ist - bei aller Verfeinerung im Laufe der technischen Weiterentwicklung — sehr einfach (Abb. 1). In einem Glasbehälter befinden sich zwei Elektroden, an die von außen eine Hochspannung zur Beschleunigung der Elektronen angelegt werden kann. Der Behälter ist evakuiert, um die Zahl der Zusammenstöße von Elektronen mit Luftmolekülen niedrig zu halten, so daß die Elektronen möglichst ohne Energieverlust mit gleicher Geschwindigkeit auf die Anode treffen. Die Kathode dient gleichzeitig als Elektronenquelle, aus der durch Glühemissionen Elektronen freigesetzt werden (*Glühkathode*). Die Heizung der Glühwendel (z.B. aus Wolfram-Draht) erfolgt über einen besonderen Heizstromkreis. Die Zahl der pro Zeiteinheit emittierten Elektronen steigt mit der Temperatur der Wendel, so daß über den *Heizstrom*  $j_H$  (5-10 A) der *Röhrenstrom*  $i$  variiert werden kann. Die Glühwendel befindet sich in einem metallischen Gehäuse (Abb. 13) mit einer Öffnung in Richtung Anode. Die in alle Richtungen aus der Wendel austretenden Elektronen können daher nur durch die Austrittsöffnung zur Anode gelangen. Auf diese Weise entsteht ein gebündelter Elektronenstrahl als Voraussetzung für eine möglichst scharf begrenzte Aufprallfläche (*Brennfleck, Fokus*) auf der Anode.

Da der größte Teil der kinetischen Energie der Elektronen beim Aufprall auf die Anode in *Wärme* umgesetzt wird, ist die Belastbarkeit (elektrische Röhrenleistung pro Aufprallfläche) der Anode wesentlich durch die *Temperaturbeständigkeit* des Anodenmaterials und die *Wärmeableitung* in der Anode bestimmt. Als Anodenmaterial dient deshalb das hochschmelzende Wolfram (Schmelzpunkt ca. 3400°C), das zudem

mit der hohen Ordnungszahl  $Z = 74$  nach Gleichung 5 eine relativ gute Ausbeute an Röntgenstrahlung ermöglicht. Die Wärmeleitfähigkeit des Wolframs ist dagegen ungünstig niedrig. Während des Betriebes können am Ort des Brennflecks Temperaturen bis zu  $2000^{\circ}\text{C}$  auftreten.



Die Emission der Photonen erfolgt bevorzugt senkrecht zur Flugrichtung der Elektronen. Die Anodenoberfläche ist deshalb gegen diese Flugrichtung etwas geneigt. Auf diese Weise wird eine Schwächung der Röntgenstrahlung in der gewünschten Nutzstrahlrichtung durch die Anoden vermieden. Aufgrund der Neigung der Anodenoberfläche erscheint der *wahre Brennfleck*, dessen Größe die Belastbarkeit der Röhre und damit ihre Ergiebigkeit bestimmt, in Richtung des Nutzstrahlbündels perspektivisch verkürzt (Abb. 14). Der *optisch wirksame Brennfleck* ist somit kleiner; dadurch erhöht sich die *Zeichenschärfe* (möglichst *punktförmige* Lichtquelle) der Röhre.

Anstelle von *Festanoden* werden in Hochleistungsrohren *Drehanoden* verwendet (Abb. 15). Sie bestehen aus einem mit mehreren tausend Umdrehungen pro Minute exzentrisch zum Elektronenstrahl rotieren-

den Teller mit kegelförmig abgeschrägtem Rand. Die thermische Belastung verteilt sich dann auf den gesamten Kegelmantel des Anodentellers und kann entsprechend erhöht werden. Die eigentliche Röntgenröhre ist zur Bruchsicherung, insbesondere aber aus Gründen des Hochspannungsschutzes und des Strahlenschutzes, in eine *Röhrenschutzhaube* eingesetzt (Abb. 13). Die Wandungen der Schutzhaube sind so auszuliegen, daß außerhalb des Nutzstrahlbündels die Strahlung in allen anderen Richtungen unter einen maximal zulässigen Wert von 100 mR/h in 1 m Abstand (3) geschwächt wird. Jede Röhre weist grundsätzlich eine *Leckstrahlung* auf (nach Gleichung 6 gelingt eine völlige Auslöschung von Röntgenstrahlung theoretisch nur mit unendlich dicken Schichten). Beim Passieren von Röhrenwand und Haubenfenster erfährt die Nutzstrahlung ebenfalls eine Schwächung und Filterung (*Eigenfilterung*), so daß im Nutzstrahlbündel der Anteil der sehr weichen Strahlung (vgl. Tab. 1) gering ist.

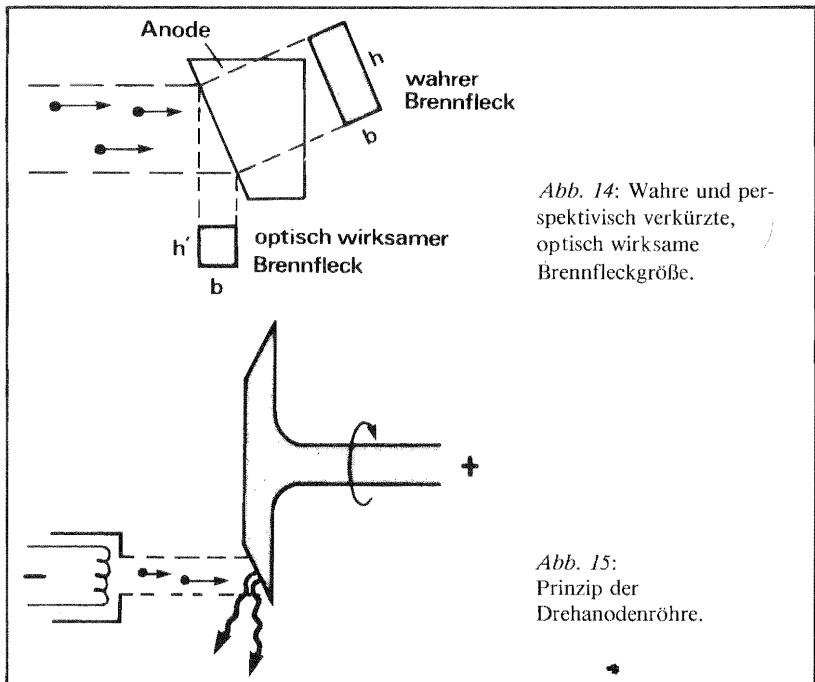
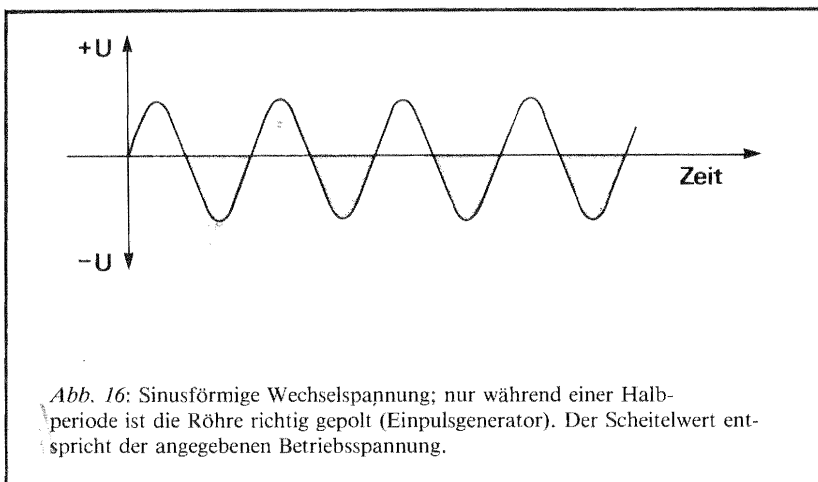


Abb. 14: Wahre und perspektivisch verkürzte, optisch wirksame Brennfleckgröße.

Abb. 15: Prinzip der Drehanodenröhre.

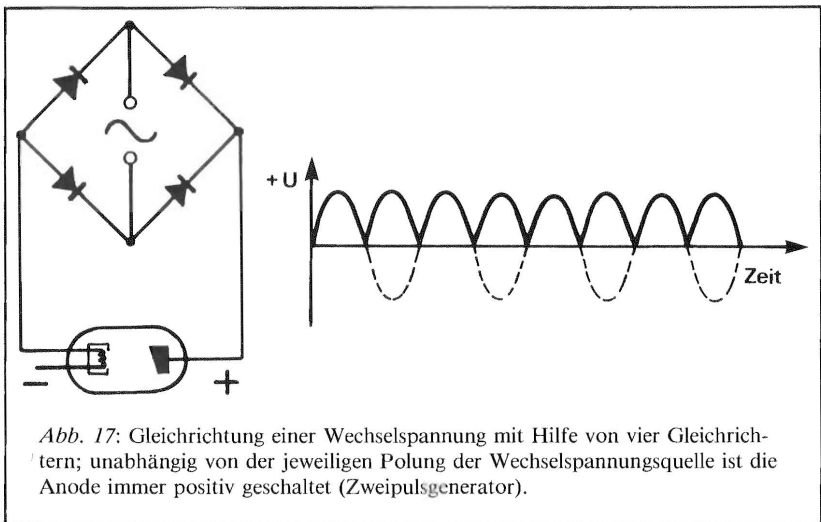
Darüber hinaus muß die Schutzhaube ein effektives Ableiten der Anodenwärme sicherstellen. Dies gelingt zum Beispiel über eine Ölfüllung in der Haube. Die Kühlung der Anode selbst erfolgt im wesentlichen über Wärmeabstrahlung durch die Glaswand der Röhre und nur in geringem Umfang über Wärmeleitung durch den elektrischen Anschluß. Bei Hochleistungsröhren kann die Schutzhaube, aber auch die Anode als Durchflußkühler konstruiert sein.

Die zum Betrieb von Röntgenröhren erforderliche Hochspannung wird mit Hilfe von netzbetriebenen *Transformatoren* bereitgestellt. Die Heizung der Glühkathode erfolgt dagegen mit einer Wechselspannung von 10 bis 20 V. Wird die Transformatorspannung unmittelbar an die Röhre gelegt, so bedingt die Wechselspannung nur während jeder zweiten Halbperiode eine richtige Polung der Röhre (Abb. 16). Da während der Phase mit umgekehrter, also falscher Polung, keine Elektronen zur Anode gelangen, arbeitet die Röhre im *Pulsbetrieb* (*Halbwellenapparat* mit *Einpulsgenerator*). Bei zu hoher thermischer Belastung können auch an der Anode Elektronen durch Glühemission freigesetzt werden: dann kommt es während der Falschpolung zum *Rückzünden* (Umkehrung der Elektronenflugrichtung) der Röhre mit alsbaldiger Zerstörung der geheizten Kathodenwendel durch Elektronenaufprall.



Ein Rückzünden auch bei hoher Belastung wird vermieden, wenn in Serie zur Röntgenröhre eine sogenannte *Ventilröhre* (Gleichrichterdiode) geschaltet wird. In einer solchen Röhre wird der Elektronenstrahl nicht gebündelt, so daß bei großer Aufprallfläche die Anode nur wenig erhitzt wird. Das Ventil ist während der Falschpolung eine sichere Sperre, so daß auch in der Röntgenröhre kein Strom fließen kann.

Die Halbwellenapparate werden nur während eines Bruchteiles jeder richtig gepolten Halbperiode, in unmittelbarer Umgebung des Scheitelpunktes, mit annähernd Maximalspannung betrieben (Abb. 16); während des Spannungsanstieges vorher und des nachfolgenden Spannungsabfalles entsteht entsprechend energieärmere Strahlung. Diese Geräte erzeugen somit sehr *inhomogene* Röntgenstrahlung mit einem hohen Anteil *weicher* Strahlung.

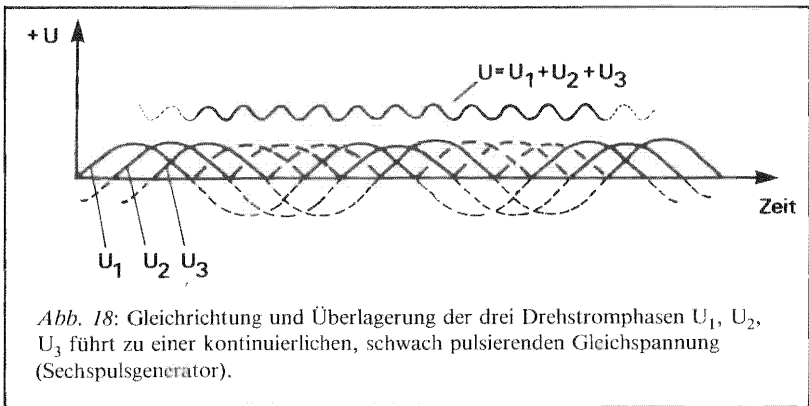


Zum Betrieb von Hochleistungsröhren wird die Hochspannung *gleichgerichtet*. Unter Verwendung von 4 Gleichrichtern (früher Ventilröhren, heute Sperrschichtgleichrichter) in der *Grätz*-Schaltung (Abb. 17) entsteht eine *pulsierende, einphasige Gleichspannung (Zweipulsgenerator)*. Werden die drei um  $1/3$  Periode gegeneinander verschobenen Phasen



des Netzes (*Drehstrom*) transformiert und mit Hilfe von 6 Ventilen gleichgerichtet, so überlagern sich pro Periode 6 Impulse (*Sechspulsgenerator*; Abb. 18). Dadurch entsteht eine *kontinuierliche* Gleichspannung, die nur noch bis zu 13% unter dem Scheitelwert pulsiert. Bei *Zwölfpulsgeneratoren* läßt sich die Pulsation auf 3% drücken. Je "glatter" die Gleichspannung, desto größer ist die Röntgenausbeute.

Mit Röntgenröhren kann für therapeutische Zwecke Strahlung bis zu einer *Maximalenergie* von 300 keV erzeugt werden. Für höhere Strahlungsenergien werden spezielle Elektronenbeschleuniger eingesetzt (*Linearbeschleuniger, Betatron*).



### 3.2 Röntengeräte in der Zahnheilkunde

Die im Bereich der zahnärztlichen Praxis eingesetzten Röntengeräte sind durchweg *Festanodenröhren* mit *Einpulsgeneratoren*; Transformator und Röntgenröhre befinden sich in einem gemeinsamen Schutzgehäuse (*Einkesselgenerator*). Den verschiedenen Aufnahmetechniken entsprechend, die sich insbesondere nach der Größe des darzustellenden Bereiches unterscheiden, werden spezielle Gerätetypen angeboten. Zu nennen sind:

- Einfache Röntengeräte für *intraorale* Aufnahmen zur Darstellung einzelner Zähne bzw. Zahngruppen. Die elektrischen Betriebswerte (50-70 kV, 5-10 mA) sind vorgegeben und können nicht variiert werden. Bei Aufnahmen des Kiefergelenkes nach *Schüller* mit diesen Geräten ist eine Anregungsspannung von mindestens 65 kV zu fordern.
- Geräte mit stabförmiger Röhre, die eine Platzierung des Brennfleckes in der Mundhöhle gestatten. Der Film befindet sich *extraoral*. Dieses *Panorama-Vergrößerungsverfahren* ermöglicht die gleichzeitige Darstellung von je zwei Quadranten (oben, unten, links oder rechts). Die elektrischen Betriebswerte (50-60 kV, 1-2 mA) können nicht variiert werden.
- *Panorama-Schicht-Geräte* zur gleichzeitigen Darstellung beider Kiefer. Bei diesem Verfahren belichtet das von einer schmalen Schlitzblende begrenzte Strahlenbündel der um den Hinterkopf des Patienten bewegten Röhre sukzessive den Film, dessen Bewegung um das Gesicht mit der Röhrenbewegung koordiniert ist (vgl. Kap. 7.3). Die Betriebsspannung dieser Geräte zwischen 55 und 90 kV (10 - 20 mA) ist wählbar.
- *Fernröntengeräte* für Schädelaufnahmen. Die Betriebsspannung zwischen 50 und 100 kV (20 mA) ist wählbar.

### 3.3 Röntgenbildverstärker

Bildverstärker finden Verwendung bei der *Röntgendurchleuchtung*. Der früher bei Durchleuchtungen übliche *Fluoreszenzschirm* ist bei diesen Geräten als *Photokathode* ausgebildet. Aus dieser Kathode wird eine zur lokalen Fluoreszenzleuchtdichte proportionale Zahl von Elektronen freigesetzt, so daß ein in Elektronendichte transformiertes Bild entsteht. Die Elektronen werden mit einer Beschleunigungsspannung von 25 kV durch ein elektronenoptisches System geführt und auf einen kleinen Leuchtschirm projiziert. Hier erzeugen sie beim Aufprall Fluoreszenzstrahlung, deren lokale Leuchtdichte wiederum der Elektronendichte proportional ist. Die Beschleunigung der Elektronen (hohe Aufprall-

energie) und die Bildverkleinerung bewirken eine mehrtausendfache Helligkeitsverstärkung gegenüber dem primären Fluoreszenzbild an der Eingangsseite des Verstärkers. Das Sekundärbild kann mit einer Fernsehkamera aufgezeichnet und auf einen Monitor übertragen werden, so daß eine beliebige räumliche Trennung von Strahlenquelle und Beobachtungsort möglich wird (*Strahlenschutz* der Beschäftigten).

Der besondere Vorteil der Bildverstärker liegt in ihrer hohen *Empfindlichkeit*: je geringer die zum Betrieb erforderliche Dosisleistung (vgl. Kap. 4), desto länger die Durchleuchtungszeit bei gegebener Dosisbelastung des Patienten bzw. desto geringer die Belastung bei gegebener Beobachtungszeit.

### 3.4 Störstrahler

Als Störstrahler werden Geräte bezeichnet, bei deren Betrieb Röntgenstrahlung als *unerwünschtes Nebenprodukt* auftritt. Im Zusammenhang mit der Röntgentechnik sind die in Kap. 3.1 beschriebenen Ventilröhren und die Bildverstärker zu nennen.

In *Fernsehgeräten* entsteht Röntgenstrahlung mit Energien bis zu 20 keV. Der größte Teil dieser Strahlung fällt somit der Eigenfilterung der Bildröhre zum Opfer. Mit weniger als 0,1% der gesamten natürlichen und künstlichen Strahlenexposition bedingt das Fernsehen einen zwar kleinen, jedoch nachweisbaren Anteil der *Strahlenbelastung* für die Bevölkerung der Bundesrepublik (2).

# 4 Dosisbegriffe, Dosimetrie und Dosisseinheiten

Bei der Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie (vgl. Kap. 2.2) wird Strahlungsenergie auf die Materie übertragen. Diesen der Materie zugeführten Energiebetrag bezeichnet man als *Dosis (Energiedosis)*. Die dabei verursachten Veränderungen in der Materie können zum qualitativen und quantitativen Nachweis (*Dosimetrie*) der Strahlung dienen. Das Ausmaß der Wirkung wächst mit der Energiekonzentration. Die umgesetzte Energie ist deshalb immer auf die Masse der bestrahlten Materie zu beziehen.

$$\text{Energiedosis } D = \frac{\text{umgesetzte Energie}}{\text{bestrahlte Masse}}$$

Desgleichen ist die Zeit, in der eine Dosis verabreicht wird, von Bedeutung (vgl. Kap. 5):

$$\text{Energiedosisleistung } \dot{D} = \frac{\text{Energiedosis}}{\text{Bestrahlungszeit}}$$

Die während einer Bestrahlung verabreichte Dosis ist nicht zu verwechseln mit der Schwächung des Strahlenbündels in der durchstrahlten Materie: gestreute Photonen, also auch *Compton*-Photonen, hinterlassen infolge des Streuprozesses keine Wirkung in der Materie und tragen somit nicht zur Dosis bei (vgl. aber Kap. 2.3). Verläßt ein Photoelektron aufgrund seiner kinetischen Energie das bestrahlte Objekt, so ist die von ihm mitgeführte Energie ebenfalls nicht der Dosis zuzurechnen. Die Differenz  $I_0 - I_1$  in Abbildung 7 ist daher kein Maß für die in der durchstrahlten Schicht umgesetzte Energie.

## 4.1 Dosismeßverfahren

### 4.1.1 Ionisationskammer

Eine naheliegende und häufig benutzte Methode zum Nachweis *ionisierender Strahlung* beruht auf der Messung der in einem bestrahlten Luftvolumen erzeugten Ladung. Mit Hilfe zweier Elektroden und einer Gleichspannungsquelle von einigen 100 Volt wird in dem Volumen ein elektrisches Feld aufgebaut. Entstehen in der normalerweise als Isolator wirkenden Luft durch Ionisation freie Ladungsträger, so wandern diese zur Elektrode mit entgegengesetzten Vorzeichen (Abb. 19). Diese Ladungsverschiebung bedeutet einen Strom, der im äußeren Stromkreis gemessen wird. Mit Ionisationskammern wird deshalb nicht die Energiedosis, sondern eine *Ionendosis*  $J$  erfaßt.

$$\text{Ionendosis } J = \frac{\text{erzeugte Ladungsmenge}}{\text{bestrahlte Luftmasse}}$$

Der vom Gerät angezeigte Strom ist ein Maß für die *Ionendosisleistung*  $\dot{J}$  (Strom = Ladung/Zeit).

$$\text{Ionendosisleistung } \dot{J} = \frac{\text{Ionendosis}}{\text{Bestrahlungszeit}}$$

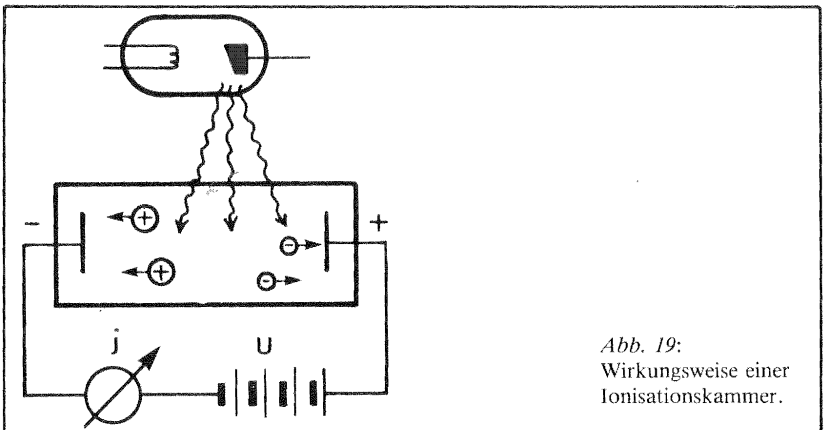


Abb. 19:  
Wirkungsweise einer  
Ionisationskammer.

Die Ionendosis ist dann gleich dem Produkt aus Stromanzeige und Meßzeit. Die meisten Ionisationsdosimeter erlauben wahlweise eine Anzeige der Dosis als auch der Dosisleistung. Wird in Abbildung 19 die Spannungsquelle durch einen geladenen Kondensator ersetzt, so wird dieser im Falle einer Bestrahlung durch die erzeugten Ionen entladen. Der Spannungsabfall am Kondensator ist dann ein Maß für die Ionendosis. In dieser Weise arbeiten die in der Personendosimetrie benutzten *Füllhalter-Dosimeter*.

*Zählrohre* arbeiten ebenfalls nach dem Prinzip der Ionisationskammer, messen jedoch auf Grund einer speziellen Elektrodenanordnung sehr viel empfindlicher.

#### 4.1.2 *Lumineszenz*

Einige Substanzen reagieren auf Bestrahlung durch ionisierende Strahlen mit der Emission von *sichtbarem Licht (Lumineszenz)*. Dabei ist die emittierte Lichtmenge ein Maß für die Dosisbelastung. Man unterscheidet zwischen *Fluoreszenz* und *Phosphoreszenz*. Im ersten Falle leuchtet die Substanz nur während der Bestrahlung, während phosphoreszierende Stoffe ein Nachleuchten zeigen. In der Medizin von Bedeutung ist die *Thermolumineszenz*. Substanzen mit dieser Eigenschaft (z.B. LiF) leuchten erst, wenn sie nach der Bestrahlung erwärmt werden. Wegen dieses Speichereffektes und der kleinen Probengröße eignen sich diese Dosimeter hervorragend für *in vivo-Messungen* (z.B. nach Implantation).

#### 4.1.3 *Schwärzung einer photographischen Schicht*

Die lichtempfindliche Schicht eines Filmes enthält in feiner Körnung Silberhalogenidkristallite. Die *Schwärzung* der Schicht beruht auf der Reduktion des Silberhalogenids zu elementarem, für sichtbares Licht undurchlässigem Silber. Die Reduktion wird initiiert durch Wechselwirkung der Kristallite mit Photonen, wobei in den Körnern einzelne Ag-Ionen in Silberatome überführt werden. Die weitere Reduktion bis zu ei-

ner ausreichenden Schwärzung entsteht im Anschluß an die Belichtung des Filmes auf chemischem Wege im *Entwicklerbad*. Hier erfolgt die *chemische* Umsetzung eines Halogenidkorns zu elementarem Silber umso schneller, je höher in ihm die Konzentration der bereits durch Photonenwechselwirkung entstandenen Silberatome ist. Auf diese Weise werden die am stärksten belichteten Bereiche des Filmes am ehesten schwarz. Es kommt somit darauf an, den chemischen Prozeß, der schließlich zur Reduktion aller Halogenidkristallite führt (totale Schwärzung), *rechtzeitig* zu unterbrechen. Bei der anschließenden *Fixierung* wird das noch vorhandene Silberhalogenid in wasserlösliche Salze überführt, die dann im *Wässerungsbad* aus der Schicht herausgelöst werden.

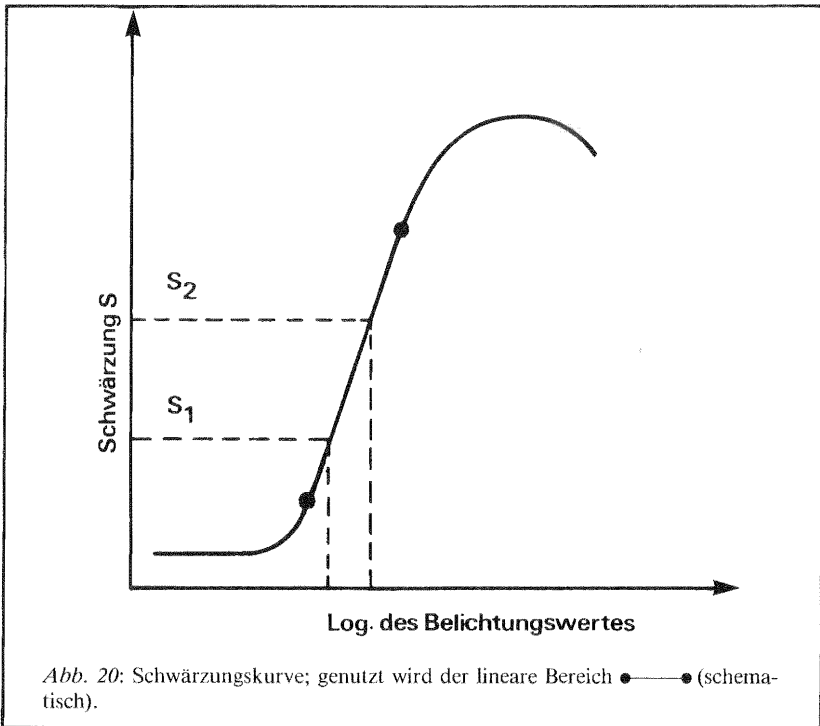
Das Ausmaß der *Schwärzung\** ist abhängig vom *Belichtungswert*, also dem Produkt aus Strahlungsintensität und Einwirkungszeit. Bei gegebener Röhrenspannung ist die Intensität einer Röntgenröhre nur über den Röhrenstrom  $i$  variierbar; eine Veränderung der Beschleunigungsspannung bedingt eine weitere und nach Gleichung 5 (Kap. 2.1) wesentlich stärkere Veränderung der Intensität. Daher ist bei Röhren mit konstanter Hochspannung, wie sie im zahnärztlichen Bereich häufig verwendet werden, das Produkt aus Röhrenstrom und Belichtungszeit (*Milliampere-Sekunden-Produkt, mAs-Produkt*) ein Maß für den Belichtungswert. Solange der Wert des Produktes aus Intensität und Belichtungszeit unverändert bleibt (z.B. halbe Intensität und verdoppelte Belichtungszeit), erfährt ein gegebenes Filmmaterial immer die gleiche Schwärzung, *konstante Entwicklungsbedingungen* vorausgesetzt. Die graphische Darstellung der Schwärzungszunahme in Abhängigkeit vom Logarithmus des Belichtungswertes (Abb. 20) heißt *Schwärzungs- oder Gradationskurve*. Filmeigenschaften und Belichtungswerte sind so abzustimmen, daß nur der lineare Teil der Schwärzungskurve genutzt wird. Der

\* Die Schwärzung  $S$  ist definiert als *Logarithmus des Verhältnisses* von einfallender Lichtintensität  $I_0$  zur durchgelassenen Intensität  $I_1$  (in Analogie zur Situation in Abbildung 7a):

$$S = \log \frac{I_0}{I_1}$$

Rechenbeispiel:  $I_0 = 1000$ ,  $I_1 = 10$ ,  $S = \log 100 = 2$

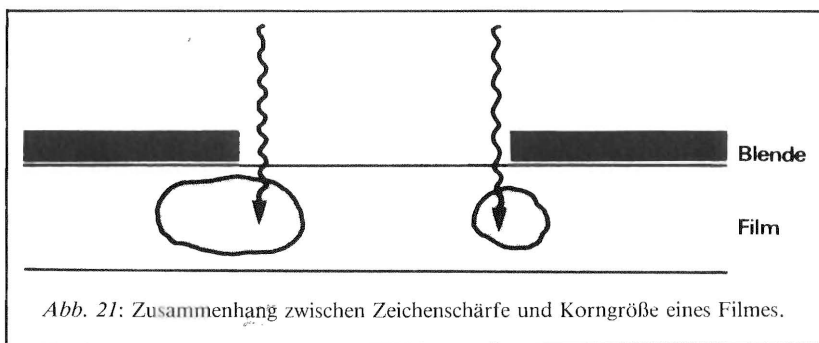
Anstieg des linearen Bereiches (*Steilheit, Gradationsgrad*) ist ein Maß für den *Kontrast*, d.h. für den erzielbaren Schwärzungsunterschied bei gegebener Differenz zweier Belichtungswerte. Ein *steiler* Verlauf der Schwärzungskurve ist somit erwünscht.



Die *Empfindlichkeit* einer photographischen Schicht ist umso größer, je niedriger der für eine bestimmte Schwärzung erforderliche Belichtungswert ist. Niedrige Belichtungswerte und damit die Verwendung empfindlicher Filme in der Röntgendiagnostik sind erwünscht, weil einerseits eine geringe Strahlungsintensität die *Strahlenbelastung* des Patienten reduziert und andererseits kurze Belichtungszeiten die *Bewegungsunschärfe* ("Verwackeln") der am lebenden Objekt durchgeführten Untersuchung erniedrigt. Der Nachteil hochempfindlicher Filme besteht in ihrer geringen *Zeichenschärfe*.



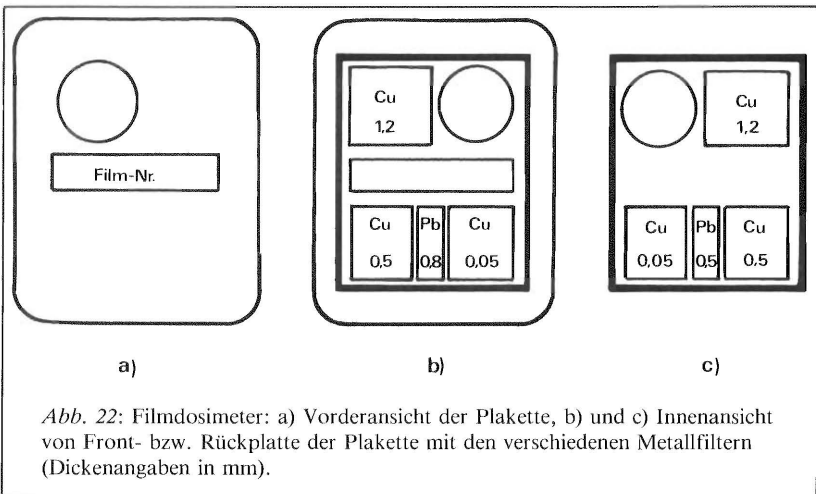
Dieser Zusammenhang sei anschaulich anhand der Abbildung 21 dargestellt: Das größere Halogenidkorn sei während der Belichtung von einem Photon getroffen, dessen Energie ausreicht, eine vollständige Reduktion dieses Korns im Entwickler zu bewirken. Die Größe der geschwärzten Fläche entspricht dann dem Querschnitt des ursprünglichen Halogenidkorns. Wird das kleinere Korn von einem gleichartigen Photon getroffen, so wird es ebenfalls vollständig reduziert; der Effekt, nämlich die Schwärzung, ist jedoch trotz gleicher Strahlungsintensität geringer. *Feinkörnige Filme* sind somit weniger empfindlich. In Abbildung 21 soll die Öffnung einer auf den Film gelegten Blende abgebildet werden. Dabei entsteht auf dem Film keine scharfe, dem geometrischen Strahlengang entsprechende Grenze zwischen belichtetem (geschwärzten) und unbelichtetem Gebiet. Diese *Zeichenunschärfe* beruht auf der Tatsache, daß auch teilweise belichtete Körner bei der Entwicklung vollständig reduziert werden können. Das Übergreifen der Schwärzung in den nicht belichteten Bereich ist umso ausgeprägter, je größer die Halogenidkörner sind. Die Zeichenschärfe eines Filmes nimmt mit zunehmender *Korngröße*, also auch mit zunehmender Empfindlichkeit ab.



Bei Aufnahmen mit *extraoralem* Film können Filmkassetten mit sog. *Folienverstärkung* benutzt werden. Die Kassetten enthalten fluoreszierende Folien, die bei Röntgenbestrahlung Licht emittieren, das eine *zusätzliche Schwärzung* des Filmes bewirkt. Bezogen auf die erforderliche Röntgenintensität wird der Film somit empfindlicher. Die Fluoreszenz-

strahlung ist jedoch *diffus*, so daß die Empfindlichkeitssteigerung wiederum auf Kosten der Zeichenschärfe erreicht wird.

Die unterschiedlich starken Schwächungseigenschaften der einzelnen Kieferbereiche müssen durch geeignete Variation der Expositionszeiten ausgeglichen werden, damit der mittlere Belichtungswert für eine optimale Schwärzung des Filmes konstant bleibt. Die einzelnen Positionen des *Zeitwahlschalters* sind bei Dental-Röntgengeräten in den meisten Fällen nicht mit Zeitangaben, sondern mit den verschiedenen Zahngruppen der Kiefer bezeichnet. Diese *Objektwahl* ermöglicht dann zusammen mit der eingestellten Filmempfindlichkeit eine optimale Belichtungszeit. Bei modernen Zeitwahlschaltern werden Abweichungen von der Sollnetzspannung, die sich über die Anregungsspannung sehr empfindlich auf die Strahlungsintensität der Röhre auswirken (vgl. Gl. 5, Kap. 2.1), elektronisch kompensiert.



Durch entsprechende Eichung läßt sich die Schwärzung einer photographischen Schicht der Energiedosis der einfallenden Strahlung zuordnen (*Filmdosimetrie*). Bei den in der *Personenüberwachung* eingesetzten *Filmdosimetern* (Abb. 22) befindet sich der Film zwischen unterschiedlich dicken Metallfiltern. Die unterschiedlichen Schwärzungsgrade er-

lauben dann zusätzlich eine Angabe über die *Härte* der Röntgenstrahlung. Dies ist von Bedeutung, da sehr weiche Strahlung im wesentlichen an der Körperoberfläche absorbiert wird, während härtere Strahlung auch Organe im Körperinneren belastet.

## 4.2 Dosisseinheiten

Nach Einführung des internationalen Einheitensystems (SI) in der Bundesrepublik ergeben sich auch für die Angabe von Dosiswerten neue Einheiten, die nach einer Übergangsfrist seit dem 1. Januar 1978 verbindlich geworden sind.

### 4.2.1 SI-Einheiten

$$\text{Energiedosis } D = \frac{\text{übertragene Energie in } \textit{Joule}}{\text{bestrahlte Masse in Kilogramm}} \quad (\text{J/kg})$$

$$\text{Energiedosisleistung } \dot{D} = \frac{\text{Energiedosis in J/kg}}{\text{Zeit in Sekunden}} \quad (\text{J/kg} \cdot \text{s})$$

$$\text{Ionendosis } J = \frac{\text{erzeugte Ladung in } \textit{Coulomb}}{\text{bestrahlte Masse in Kilogramm}} \quad (\text{C/kg})$$

$$\text{Ionendosisleistung } \dot{J} = \frac{\text{Ionendosis in C/kg}}{\text{Zeit in Sekunden}} \quad (\text{C/kg} \cdot \text{s})$$

Die Einheit *Joule/Kilogramm* (J/kg) hat auch die Bezeichnung *Gray* (Gy).

Die insbesondere auch für *medizinisch-biologische* Zwecke eigentlich interessierende Größe ist die *Energiedosis*. Gemessen wird dagegen in den meisten Fällen die *Ionendosis* wegen der einfachen und zuverlässigen Handhabung der Ionisationsdosimeter (vgl. Kap. 4.1.1). Es besteht somit die Notwendigkeit, die gemessene Ionendosis in die zugehörige Energiedosis umzurechnen. Praktisch muß ein *Umrechnungsfaktor*  $f$  ermittelt werden:

$$\text{Energiedosis } D = f \cdot \text{Ionendosis } J \quad (\text{Gl. 9})$$

Dieser Faktor ist einfach zu ermitteln, wenn aus der erzeugten Ladungsmenge auf die im bestrahlten Gas umgesetzte Energie geschlossen werden soll. In diesem Fall ist die Zahl der Ionenpaare mit der spezifischen Ionisationsenergie zu multiplizieren.

In den meisten Fällen besteht jedoch das Problem darin, aus der in *Luft* gemessenen Ionendosis die Energiedosis in einer *anderen Substanz* (z. B. biologisches Gewebe) zu ermitteln, die diese unter den gleichen Strahlungsbedingungen am Ort der Ionisationskammer erhalten würde. Der Umrechnungsfaktor  $f$  hängt dann ab von der Ordnungszahl  $Z$  und der Dichte des betreffenden Materials und zusätzlich von der Energie der Strahlung (vgl. Kap. 2.2);  $f$  wird umso größer, je größer das *Absorptionsvermögen* des Materials im Vergleich zu Luft ist. Bei gleicher Ionendosis einer mit 50 kV angeregten Röntgenstrahlung ist die Energiedosis für Hartgewebe (Knochen) ca. viermal größer als für Weichgewebe (Muskeln). Mit zunehmender Härte der Strahlung wird dieser Unterschied jedoch kleiner (vgl. Abb. 10). Die Umrechnungsfaktoren der verschiedenen Materialien und Substanzen sind in Abhängigkeit von der Strahlenenergie tabelliert.

Die verschiedenen Strahlenarten zeigen bei gleicher Energiedosis *unterschiedliche biologische Wirksamkeit* und sind deshalb bezüglich des Strahlenrisikos unterschiedlich zu bewerten. In biologischen Experimenten sind Bewertungsfaktoren  $q$  ermittelt worden, die angeben, um wieviel wirksamer (*gefährlicher!*) eine Strahlenart im Vergleich zur Röntgenstrahlung ist (Tabelle 2). Um für alle Strahlungsarten gültige Aussagen zu machen, ist im Zusammenhang mit Strahlenschutzvorschriften der Begriff der *Äquivalentdosis* eingeführt worden:

$$\text{Äquivalentdosis } D_q = \text{Energiedosis } D \times \text{Bewertungsfaktor } q \quad (\text{Gl. 10})$$

$D_q$  wird wie  $D$  in *Joule/Kilogramm* angegeben; zur Unterscheidung von der Energiedosis erhält die biologisch bewertete Einheit die Bezeichnung *Sievert* (Sv):

1 J/kg Äquivalentdosis = 1 Sv.\*

Für *Röntgenstrahlung* ist die Äquivalentdosis definitionsgemäß ( $q = 1$ ) identisch mit der Energiedosis. Die Dosiswerte werden häufig auch in Tausendstel der SI-Einheit angegeben, z.B. *Millijoule/Kilogramm* (mJ/kg).

**Tabelle 2: Biologische Bewertungsfaktoren q (3)**

Röntgen-, $\alpha$ -, $\beta$ - und $\gamma$ -Strahlung	1
Neutronen (je nach Energie)	3 - 10
$\alpha$ - und Protonen-Strahlung	10

#### 4.2.2 Alte Dosisseinheiten

In der älteren Literatur ausschließlich und in der neueren Literatur neben den SI-Einheiten werden andere Dosisseinheiten benutzt:

- Für die Energiedosis die Einheit *Rad* (rd):

$$1 \text{ rd} = \frac{100 \text{ erg}}{\text{Gramm}} = 0,01 \text{ J/kg} = 10 \text{ mJ/kg}$$

- Für die Ionendosis die Einheit *Röntgen* (R):

$$1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$$

Die Ionendosis 1 R entspricht der Ionisation von  $2,08 \cdot 10^9$  Molekülen (entsprechend der Erzeugung von einer elektrostatischen Ladungseinheit an positiver bzw. negativer Ladung) in einem Kubikzentimeter Luft. Ein  $\text{cm}^3$  Luft enthält ca.  $2,7 \cdot 10^{19}$  Moleküle.

\* Rechenbeispiel:

Bei einer Energiedosis  $D = 0,003 \text{ J/kg}$  ( $= 0,003 \text{ Gy}$ ) durch Neutronen mit dem Bewertungsfaktor  $q = 5$  berechnet sich die Äquivalentdosis  $D_q$  zu:

$$D_q = 0,003 \text{ Gy} \times 5 = 0,015 \text{ J/kg} \text{ Äquivalentdosis} = 0,015 \text{ Sv} = 15 \text{ mSv}$$

● Für die Äquivalentdosis die Einheit *Rem* (rem); sie ergibt sich, wenn bei der Berechnung nach Gleichung 10 die Energiedosis in Rad eingesetzt wird.

Für die Umrechnung in SI-Einheiten gilt somit:

$$1 \text{ rem} = 0,01 \text{ J/kg Äquivalentdosis} = 0,01 \text{ Sv} = 10 \text{ mSv}$$

Die Einheit *Rad* wurde im Anschluß an die Einheit *Röntgen* so gewählt, daß im Falle der Einwirkung von *Röntgenstrahlung* auf biologisches *Weichgewebe* der Umrechnungsfaktor  $f \cong 1$  gesetzt werden kann, wenn nach Gleichung 9 die Energiedosis in rd aus der gemessenen Ionendosis in R bestimmt werden soll. Bei der Anwendung von Röntgenstrahlen auf Weichgewebe ergeben sich daher die *gleichen Zahlenwerte* für die Ionendosis in R, die Energiedosis in rd und die Äquivalentdosis in rem.

# 5 Biologische Wirkung der Röntgenstrahlung

Die biologische Wirkung der Röntgenstrahlung beruht auf *Ionisation* und *Anregung (physikalische Reaktionen)* der im Gewebe vorhandenen Moleküle. Ionisation und Anregung erfolgen zum größten Teil durch *Stoßionisation* (vgl. Kap. 2.3) der in Primärprozessen (Absorption und *Compton*-Effekt) freigesetzten energiereichen Elektronen. Infolge dieser physikalischen Veränderungen kommt es dann zu den verschiedensten *chemischen* und *biochemischen* Änderungen. Dabei spielt die Ionisation von  $\text{H}_2\text{O}$ -Molekülen wegen des hohen Wassergehaltes im Gewebe eine besondere Rolle: Die kurzlebigen Spaltprodukte können unmittelbar oder nach Rekombination zu stabileren, biochemisch ebenfalls reaktiven Verbindungen, z.B.  $\text{H}_2\text{O}_2$ , mit den Makromolekülen der Zellen reagieren und dort die gleichen Veränderungen verursachen wie eine direkte Ionisation dieser Moleküle.

Die Veränderungen, insbesondere auch solche an der Desoxyribonukleinsäure (*somatische Mutation*), beeinträchtigen vor allem auch die *Proliferationsfähigkeit*. Einige Schäden können von der Zelle repariert werden (*Regeneration der Zelle*), bevor sich der Schaden durch Tod der betroffenen Zelle oder proliferierte Entartung manifestiert.

Erfolgt dagegen die Proliferation, so kann unter Umständen noch nach mehreren Generationen der Tod von Tochterzellen erfolgen. Werden die geschädigten Zellen ausgemerzt und durch verschonte Zellen ersetzt, so ist nach einer gewissen Zeit der Strahlenschaden völlig behoben (*Regeneration des Organismus*).

Gestörte Funktionen können über längere Zeit unbemerkt bleiben und erst später, lange nach dem Abklingen eventueller akuter Strahlenschä-

den, z.B. als *maligne Entartung*, in Erscheinung treten. Während die meisten akuten Strahlenwirkungen auf die Inaktivierung von Zellen zurückzuführen sind, beruhen die chronischen Schäden auf zum Teil progressiv verlaufenden Veränderungen des Gefäßbindegewebes.

Der gleiche Schädigungsmechanismus gilt prinzipiell auch für andere ionisierende Strahlungen ( $\alpha$ -,  $\beta$ -,  $\gamma$ -Strahlung). Die unterschiedlich starke *biologische Wirkung* der verschiedenen Strahlungsarten hängt zusammen mit der auf den Weg des ionisierenden Teilchens bezogenen Häufigkeit der Ionisations- und Anregungsprozesse. Neben der *makroskopischen* Konzentration der Strahlungsenergie (Dosis = Energie/Masse) bestimmt insbesondere die *Mikroverteilung* der Energieabgabe eines einzelnen Teilchens die chemischen und damit biologischen Folgen der Wechselwirkung. Röntgen-,  $\gamma$ - und  $\beta$ -Strahlen zählen zu den *locker ionisierenden* und somit weniger wirksamen Strahlen.

Neutronen besitzen kein direktes Ionisationsvermögen. Sie treten mit den Atomkernen in Wechselwirkung, in deren Folge ionisierende Teilchen (im Gewebe vor allem Protonen) und  $\gamma$ -Strahlung emittiert werden.

Sowohl die einzelnen physikalischen Wechselwirkungen in der bestrahlten Materie als auch die chemischen Folgereaktionen sind dem *Zufall* unterworfen. Über die Folgen einer Strahlenexposition können daher nur *statistische Aussagen* gewonnen werden. So kann z.B. die Dosis  $D_x$  ermittelt werden, bei der  $x\%$  der Individuen einer bestrahlten Population, etwa einer Zellkultur, überleben; eine Vorhersage der Reaktion eines bestimmten Individuums dieser Population ist dagegen nicht möglich.

Von Bedeutung ist die Abhängigkeit der biologischen Wirkung von der Dosis. In Abbildung 23 sind verschiedene *Dosiswirkungsbeziehungen* graphisch dargestellt. Der lineare Verlauf bei halblogarithmischer Darstellung (a) bedeutet, daß die Empfindlichkeit, also die Wirkung pro Dosiseneinheit über den ganzen Dosisbereich konstant ist. Besteht ein zumindest teilweises Regenerationsvermögen gegenüber einem Strahlen-



schaden, so ist die Empfindlichkeit bei kleinen Dosiswerten geringer, die Kurve verläuft anfänglich flacher (b). Für einige Bestrahlungsfolgen ist diese "Schulter" in der Kurve so ausgeprägt (c), daß von einer *Schwelendosis* für diesen Effekt gesprochen werden kann.

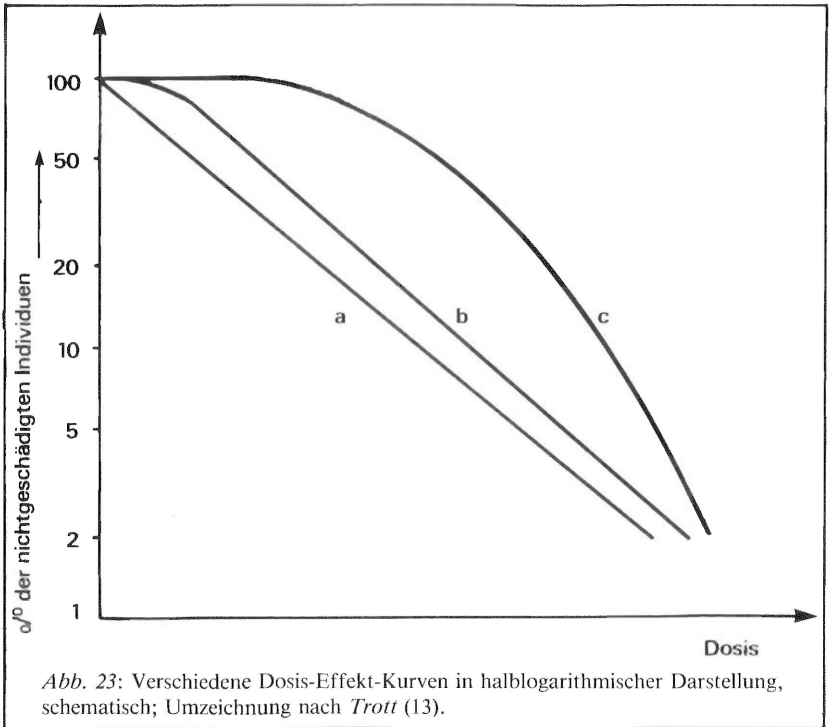


Abb. 23: Verschiedene Dosis-Effekt-Kurven in halblogarithmischer Darstellung, schematisch; Umzeichnung nach Trott (13).

Die Dosiswirkung ist bei gegebener Gesamtdosis umso stärker, je kürzer die Einwirkungszeit ist (*hohe Dosisleistung*). Resultiert die Gesamtdosis nicht aus einer einzigen sondern aus mehreren einzelnen Expositionen, so ist die Wirkung umso geringer, je häufiger und länger die Unterbrechungszeiten sind. Diese Erscheinungen stehen ebenfalls im Zusammenhang mit dem Regenerationsvermögen der Zellen. Aber auch bei extrem niedriger Dosisleistung muß mit irreparablen, von der Bestrahlungsdauer abhängigen Schädigungen gerechnet werden, gekennzeichnet durch eine sehr flach verlaufende Dosiseffektkurve.

Zellen zeigen eine von der *Phase des Zellzyklus* abhängige Strahlenempfindlichkeit mit der größten Sensibilität während der Teilungsphase. Daraus wird verständlich, daß Gewebe mit *hoher Proliferationsrate* (blutbildende Organe, Gonaden, im Wachstum befindliche Organismen) besonders strahlenempfindlich, d.h. *gefährdet* sind. Die besondere Sensibilität während der Zellteilung wird in der *Strahlentherapie* genutzt, indem man durch Medikamente eine zumindest *partielle Synchronisation* der Zellzyklen eines proliferierenden malignen Gewebes anstrebt, um es dann jeweils in der empfindlichen Phase zu bestrahlen.

Bestrahlungen von **Embryonen und Feten** können zu Mißbildungen und Spätschäden führen (*teratogene Strahleneinwirkung*). Während der Embryonalphase besteht insbesondere die Gefahr der Induktion von Mißbildungen. Tierexperimente haben gezeigt, daß sich während der Organogenese jedem Mißbildungstyp eine bestimmte sensible und kritische Phase zuordnen läßt. Bei Bestrahlungen von Feten ist das Risiko einer späteren malignen Entartung wahrscheinlich besonders hoch (13). Die speziellen *Strahlenschutzvorschriften für Schwangere* tragen diesen Erkenntnissen Rechnung.

Erfolgen strahleninduzierte Veränderungen an den Genen oder Chromosomen von Gameten oder Keimzellen (*genetische Mutation*), so können diese Veränderungen in den Erbgang mit übernommen werden. Mit einer solchen, im Tierexperiment nachgewiesenen Erhöhung der spontanen Mutationsrate durch die *zivilisatorische Strahlenbelastung* (genetische Effekte) ist auch beim Menschen zu rechnen.

Die mittlere genetische Strahlenexposition in der Bundesrepublik betrug 1978 ca.  $1,1 \text{ mJ/kg} \cdot \text{a}$  ( $= 110 \text{ mrem/a}$ ) durch *natürliche Strahlung* (*kosmische* und *terrestrische* Strahlung) und zusätzlich ca.  $0,6 \text{ mJ/kg} \cdot \text{a}$  durch *künstlich erzeugte Strahlung* (kerntechnische Anlagen, radioaktive Stoffe und ionisierende Strahlen in Forschung und Technik, Störstrahler, Röntgendiagnostik, Strahlentherapie, Fall-out von Kernwaffenversuche). Der Anteil der Strahlenexposition durch *Röntgendiagnostik* an der zivilisatorischen Strahlenbelastung beträgt ca. 80%; 6,7% der Röntgenbelastung resultieren von Aufnahmen am Schädel (2).

Die *genetische Mutation* bedeutet im allgemeinen die Störung eines im Verlauf der Entwicklungsgeschichte eingestellten Gleichgewichtes und wirkt sich somit nicht nur für das betroffene Individuum, sondern auch für die gesamte Population schädlich aus, wenn durch Fortpflanzung der genetische Defekt an immer mehr Individuen weitergegeben wird. Dem *Strahlenschutz der Gonaden* kommt somit eine besondere Bedeutung zu. Da sowohl genetische als auch somatische Mutationen durch eine einzige Energieabsorption verursacht werden können, entspricht die Dosiswirkungskurve für diesen Schaden dem Typ a in Abbildung 23. Die Empfindlichkeit ist unabhängig von der Dosis, es existiert keine Schwellendosis.

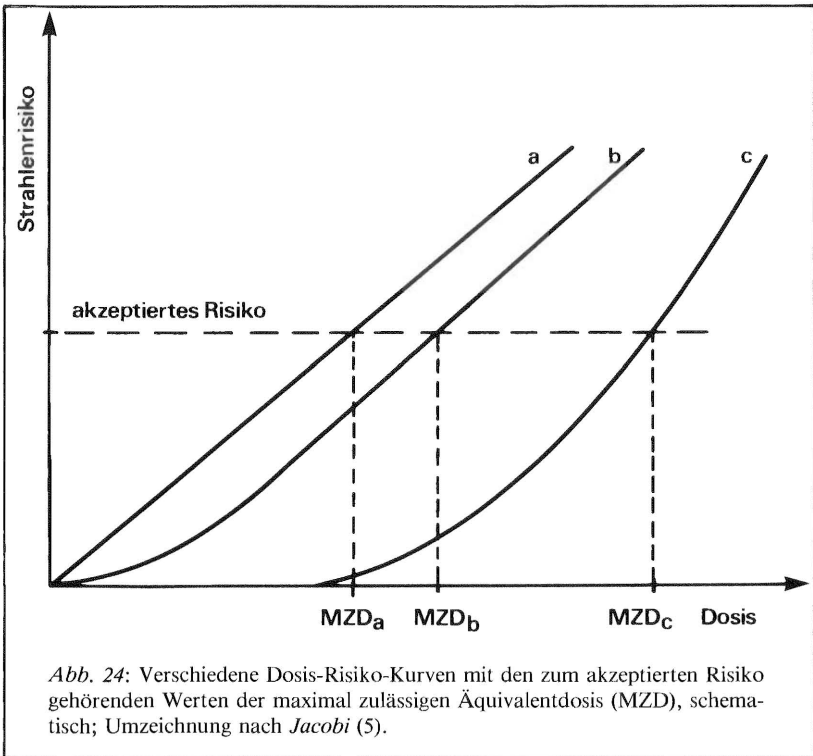
## 5.1 Strahlenrisiko

Das Strahlenrisiko ist definiert als das Verhältnis der Zahl der Strahlenschäden zur Zahl der bestrahlten Personen.

Daraus ergibt sich ein *Wahrscheinlichkeitswert* für das Auftreten einer *Strahlenschädigung* für eine bestrahlte Person im Verlauf ihres Lebens. Da viele Schäden auch ohne Bestrahlung auftreten können und zudem z.B. eine strahleninduzierte maligne Entartung von einer anderweitig verursachten Krebsgeschwulst nicht zu unterscheiden ist, wird die Angabe des Strahlenrisikos erschwert. Das einer bestimmten Dosis zuzurechnende Strahlenrisiko ist dann gleich der Differenz aus beobachtetem Risiko einer bestrahlten Population und dem beobachteten Risiko einer vergleichbaren, nicht bestrahlten Population.

Für den Zusammenhang zwischen Strahlenrisiko und Strahlendosis existieren entsprechend den verschiedenen Dosiseffektkurven (vgl. Abb. 23) die in Abbildung 24 schematisch dargestellten Varianten. Legt man ein maximal zulässiges Strahlenrisiko fest, so ergeben sich je nach Funktionstyp verschiedene Werte der *maximal zulässigen Äquivalentdosis* (MZD).

Im *Strahlenschutz* geht man aus Sicherheitsgründen von der ungünstigsten Annahme aus, daß für alle Schäden der lineare Anstieg (Kurve a in Abb. 24) des Risikos zutrifft, so daß für die MZD der niedrigste Wert anzusetzen ist. Daraus folgt, daß zwischen dem *kalkulierten* Maximalrisiko und dem *real zu erwartenden* Risiko zu unterscheiden ist. Das letztere ist bei Röntgenstrahlung (*locker ionisierende* Strahlung) mit niedriger Dosisleistung immer kleiner als das kalkulierte Maximalrisiko.



Die Anwendung von ionisierenden Strahlen trotz der generell zu erwartenden Schäden ergibt sich aus dem *großen Nutzen* ihrer Anwendung. Bei der Festlegung von Maximalwerten der Strahlenbelastung (hier und z.Zt. maßgeblich die Röntgenverordnung vom 1.3.1973) kommt es somit darauf an, das Risiko auf einen am Nutzen orientierten, zumutba-

ren Wert zu begrenzen. Für eine aus *beruflichen Gründen* strahlenexponierte Person (Tätigkeit im Kontrollbereich), älter als 18 Jahre, gilt eine MZD von 50 mJ/kg (= 5 rem) im Jahr bei *Ganzkörperbestrahlung* und 600 mJ/kg (= 60 rem) pro Jahr bei *Teilkörperbestrahlung* (Hände, Unterarme, Füße, Knöchel). Dabei darf die in einem Vierteljahr aufgenommene Dosis maximal 30 mJ/kg (Ganzkörper) bzw. 150 mJ/kg (Extremitäten) betragen. Bei *gebärfähigen Frauen* beträgt die in einem Vierteljahr zulässige Ganzkörperdosis nur 15 mJ/kg. Die bis zu einem Lebensalter von N Jahren maximal ~~zugelassene~~ Dosis für beruflich Strahlenexponierte ergibt sich dann als Produkt des jährlichen MZD-Wertes mit dem Faktor  $(N - 18)^*$ .

Bei der *medizinischen Anwendung* von ionisierender Strahlung unterliegt die Dosis keiner vom Gesetzgeber vorgeschriebenen Wertbegrenzung. Ihre Festsetzung ist allein in die *Verantwortung* des behandelnden Arztes gelegt.

---

\* Rechenbeispiel:

Die aus *beruflichen Gründen* erreichte Gesamtkörperdosis einer 48jährigen Person darf den Wert

$$\begin{aligned} D_q &= (48 - 18) \times 50 \text{ mJ/kg Äquivalentdosis} = 30 \times 50 \text{ mSv} = 1500 \text{ mSv} \\ &= 1,5 \text{ Sv} = 150 \text{ rem} \end{aligned}$$

nicht überschreiten.

# 6 Strahlenschutz im Bereich der Zahnmedizin

## 6.1 Strahlenschutz des Patienten

Umfang und Qualität einer röntgendiagnostischen Information ist ausschließlich in das Ermessen des behandelnden Arztes gestellt. Er ist jedoch *gesetzlich* verpflichtet, die von ihm als notwendig angesehene Röntgenuntersuchung mit einem *Minimum* an Strahlenbelastung für den Patienten durchzuführen.

Die bei den verschiedenen Aufnahmeverfahren zu erwartende Strahlenbelastung des Patienten ist insbesondere auch abhängig von der Härte (Anregungsspannung) der verwendeten Strahlung und deren Homogenitätsgrad (Filterung) sowie vom Fokus-Hautabstand. Entsprechend unterschiedlich sind diesbezügliche Literaturangaben; in Tabelle 3 sind zur Veranschaulichung der Größenordnung einige Werte der *Hautoberflächen-* und *Gonadendosis* aufgeführt (6, 10, 11). Die Gonadenbelastung resultiert unter der für alle *Schädelaufnahmen vorgeschriebenen* Voraussetzung, daß der Körper des Patienten durch eine *Bleischürze* oder ein *Kinnschild* (zulässig, aber nicht empfehlenswert) von mindestens 0,4mm Bleigleichwert gegen Streustrahlung geschützt ist. Neueren Untersuchungen zufolge (1) sind die Gonadenbelastungen durch zahnärztliche Aufnahmen jedoch wesentlich niedriger als die in der Tabelle 3 angegebenen Werte (siehe S. 56).

Das Strahlenbündel von Dentalgeräten für intraorale Aufnahmen muß so *ausgeblendet* sein, daß der Bündeldurchmesser an der Hautoberfläche, also in Höhe der Tubusspitze, maximal 6 cm beträgt. Neben der Reduzierung der Strahlenbelastung bedingt ein möglichst der Filmgröße angepaßtes Nutzstrahlenbündel auch eine höhere Bildqualität: Je kleiner das bestrahlte Objektvolumen, desto niedriger ist die im Objekt entstehende Streustrahlung. Zur Information tragen nur solche Photonen bei, die direkt vom Fokus zum Film gelangen; gestreute Photonen erhöhen dagegen nur die Untergrundschwärzung und beeinträchtigen dadurch den Kontrast (vgl. Kap. 7.4).

**Tabelle 3: Dosisbelastung bei Dentalaufnahmen**

Aufnahmetyp	Hautoberflächendosis	Gonadendosis
	mJ/kg	mJ/kg
Einzelaufnahmen	5 - 27	4 - 6 x 10 <sup>-3</sup>
Panorama-Vergrößerung	50 - 70	OK 0,1 UK 0,3 } x 10 <sup>-3</sup>
Panorama-Schicht	2 - 8	0,3 x 10 <sup>-3</sup>
Kiefergelenk nach <i>Schüller</i>	3 - 4	0,4 x 10 <sup>-3</sup>
Fernröntgen	0,2 - 0,8	0,1 x 10 <sup>-3</sup>

Von besonderer Bedeutung ist eine *geeignete Filterung* der aus der Röhre austretenden Röntgenstrahlen. Für Dentalgeräte ist ein Filter von mindestens 1,5 (bis 70 kV) bzw. mindestens 2,0 (oberhalb 70 kV) Aluminium-Gleichwert vorgeschrieben (3). Im Filter wird vorwiegend der weiche Anteil des Röntgenbremspektrums absorbiert (vgl. Abb. 11). Ungefilterte Strahlung erhöht die Dosis des Patienten beträchtlich, da der weiche Anteil praktisch völlig im oberflächennahen Gewebe absorbiert wird. Deshalb trägt die weiche Strahlung auch nicht zur Filmschwärzung und damit zur Information bei. Sie ist als *unnütze Strahlenbelastung* unbedingt zu vermeiden.

Die richtige *Dunkelkammertechnik* trägt entscheidend zur Qualität von Röntgenfilmen bei. Insbesondere ist der Entwicklungsvorgang zu optimieren. Das gelingt nur mit tauglichen, also unverbrauchten Entwicklerlösungen und, vor allem bei *automatischen Entwicklern*, wenn Entwicklungszeit und Badtemperatur exakt aufeinander abgestimmt sind. Die thermostatisch geregelten Badtemperaturen sollten deshalb von Zeit zu Zeit mit einem unabhängigen Thermometer kontrolliert werden. Die Wiederholung einer in der Dunkelkammer fahrlässig verdorbenen Aufnahme bedeutet eine unnötige zusätzliche Strahlenbelastung des Patienten. *Strahlenschutzmaßnahmen erstrecken sich eben nicht nur auf die Zeit der Strahlenexposition!*

Um unnötige Expositionen zu vermeiden, ist der Patient bei der *Erstuntersuchung* über eventuelle frühere Röntgenaufnahmen im Kieferbereich zu *befragen*. Muß vermutet werden, daß diese Aufnahmen noch einen aktuellen Aussagewert besitzen, so sind sie vor der Anfertigung neuer Aufnahmen anzufordern. Für alle Röntgenaufnahmen besteht eine *Aufzeichnungspflicht* mit genauen Angaben über die Expositionsdaten. Diese Aufzeichnungen sind 10 Jahre aufzubewahren. Bei Dentalgeräten mit konstanten Betriebsbedingungen (Spannung, Strom, Filter, Blende) reduziert sich die Aufzeichnungspflicht auf die Angabe der *Anzahl* und des *Gegenstandes* (Zahn- bzw. Kieferbereich) der Aufnahmen. Weibliche Patienten im gebärfähigen Alter (13 bis 45 Jahre) sind nach einer eventuell *bestehenden Schwangerschaft* zu befragen. Bei bestehender Schwangerschaft ist eine Röntgenuntersuchung nur bei *zwingender ärztlicher Indikation* gestattet.

## 6.2 Strahlenschutz für Behandler und Personal

Während des Betriebes einer Röntgenröhre existiert in ihrer Umgebung *außerhalb* des Nutzstrahlbündels ein Strahlenfeld (*Störstrahlung*). Es entsteht durch Leckstrahlung der Röhre und vor allem durch *Streuung* aus dem Nutzstrahlbündel, wenn dieses auf Materie trifft (Röhrenfenster, Filter, Blende, Tubus, Luft, Patient, Film, aber auch Mehrfach-



streuung an Gegenständen außerhalb des Nutzstrahlbündels). Der *größte Anteil* der Streustrahlung geht vom *Patienten* aus.

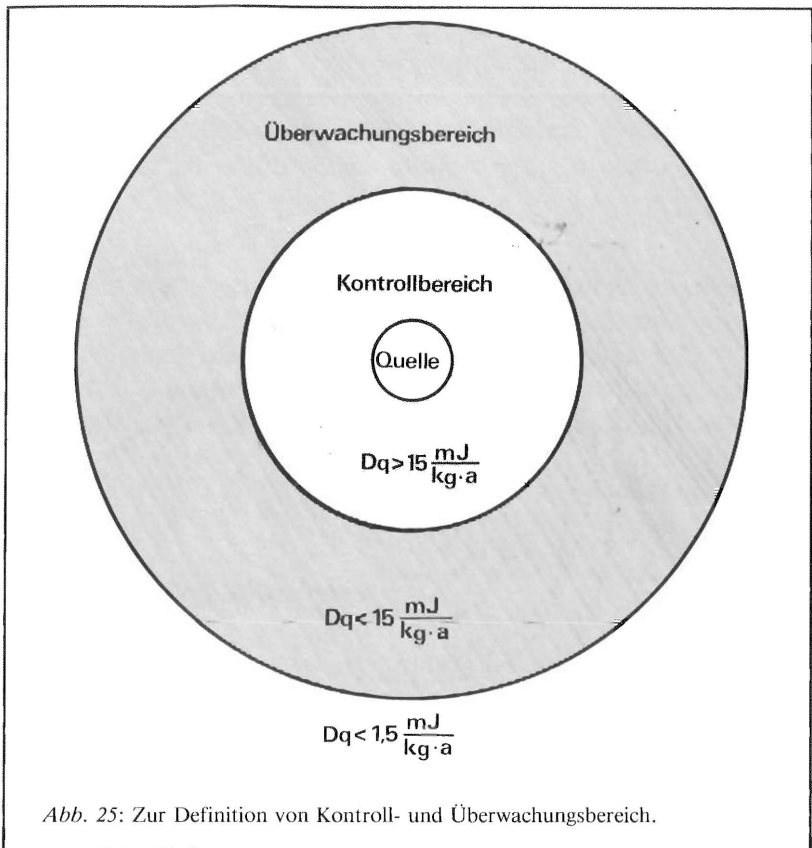
Die Strahlenbelastung der Personen, die aus *beruflichen* Gründen im Störstrahlbereich tätig sind, darf bestimmte *Höchstwerte* der jährlichen Äquivalentdosis nicht überschreiten und ist darüber hinaus *möglichst niedrig* zu halten (vgl. Kap. 5.1).

### 6.2.1 Kontroll- und Überwachungsbereich

Die Umgebung einer Strahlenquelle wird unterteilt in einen *Kontrollbereich* und - daran anschließend - einen *Überwachungsbereich* (Abb. 25). Der Bereich, in dem Beschäftigte eine höhere Äquivalentdosis als 15 mJ/kg (1,5 rem) im Jahr erhalten können, heißt Kontrollbereich. Der Bereich, in dem die Äquivalentdosis höher als 1,5 mJ/kg (0,15 rem) im Jahr sein kann, heißt Überwachungsbereich. In Räumen, die Wohnzwecken oder dem dauernden Aufenthalt von Personen dienen, muß gewährleistet sein, daß die durch den Betrieb einer Strahlenquelle mögliche Äquivalentdosis den Wert von 1,5 mJ/kg im Jahr nicht übersteigt.

Personen, die im Kontrollbereich tätig sind, sich also während des Betriebes der Strahlenquelle aus beruflichen Gründen dort aufhalten (für Jugendliche unter 18 Jahren und Schwangere unzulässig), unterliegen bestimmten Auflagen: Sie müssen sich regelmäßigen ärztlichen Untersuchungen unterziehen. Ihre Personendosis ist mit zwei voneinander unabhängigen Dosimetern ständig zu überwachen. Während des Aufenthaltes im Kontrollbereich ist eine Bleischürze zu tragen. Die maximal zulässige Äquivalentdosis ist 50 mJ/kg (5 rem) im Jahr (vgl. Kap. 5.1).

Für Beschäftigte im Überwachungsbereich beträgt die maximal zulässige Jahresäquivalentdosis 5 mJ/kg (0,5 rem). Zusätzliche Auflagen für diesen Personenkreis bestehen nicht. Eine *freiwillige*, eventuell auch nur temporäre Überwachung der Personendosis, z.B. mit einem Filmdosimeter (vgl. Abb. 22), erscheint jedoch sinnvoll.



Bezüglich weiterer Details der Strahlenschutzvorschriften wird auf die *Röntgenverordnung* vom 1. März 1973 verwiesen. Ein Exemplar dieser Verordnung ist in jeder mit Röntgeneinrichtungen versehenen Praxis *für die Patienten zugänglich* auszulegen.

Ob ein bestimmter Ort in der Umgebung eines Röntgenerätes dem Kontroll- oder dem Überwachungsbereich zuzurechnen ist, hängt ab von der Dosisleistung an diesem Ort bei *eingeschaltetem* Gerät und von der jährlichen *Einschaltzeit*. Wenn das Produkt dieser beiden Werte

größer ist als 15 mJ/kg, liegt der Ort im Kontrollbereich, sonst im Überwachungsbereich.

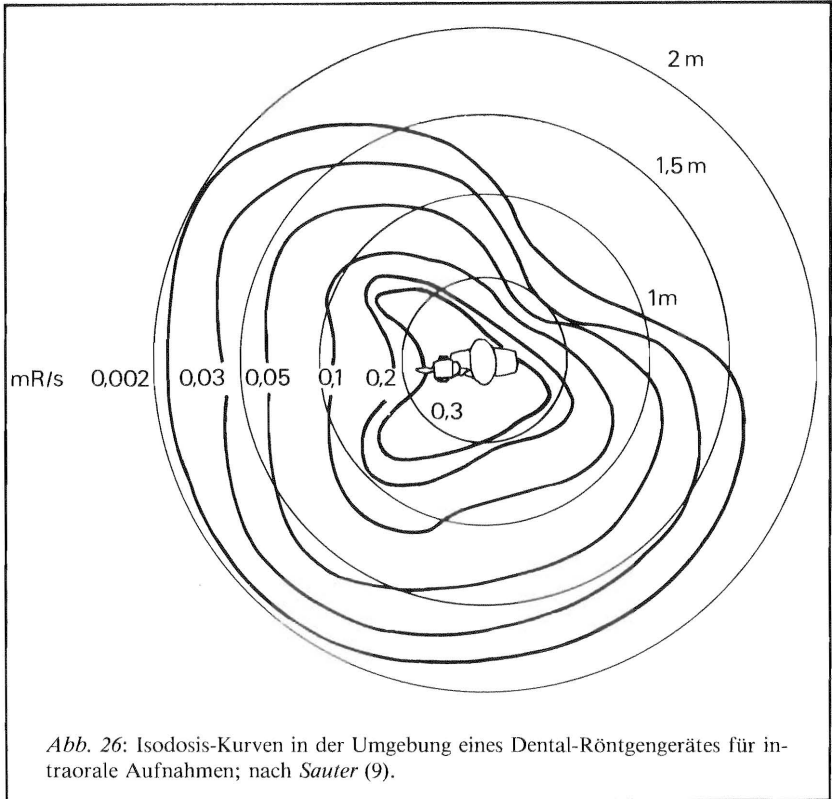


Abb. 26: Isodosis-Kurven in der Umgebung eines Dental-Röntgengerätes für intraorale Aufnahmen; nach Sauter (9).

Abbildung 26 zeigt Kurven konstanter Ortsdosisleistung in der Umgebung eines Dental-Röntgengerätes (für *intraorale* Aufnahmen). Man beachte, daß die Abstände nicht auf die Röhre, sondern auf den Patienten als den wesentlichen Ausgangsort der Störstrahlung bezogen sind. Die Kurve der Ortsdosisleistung 0,05 mR/s verläuft praktisch ganz innerhalb der 1,5 m-Distanz. Setzt man *Röntgen* gleich *Rem* (vgl. Kap. 4.2.2) und nimmt man an, daß pro Zahnfilm eine Sekunde lang belichtet wird, so wird erst mit 30000 Aufnahmen im Jahr die Dosisleistungskurve 0,05 mR/s zur Grenzlinie zwischen Kontroll- und Überwachungsbereich

( $30000 \times 0,05 \text{ mR} = 1,5 \text{ rem} = 15 \text{ mJ/kg}$ ). Da diese Aufnahmefrequenz mit mehr als 100 Aufnahmen pro Arbeitstag in keiner zahnärztlichen Praxis erreicht werden dürfte, gehen die für den Strahlenschutz zuständigen Behörden davon aus, daß sich in *zahnärztlichen Praxen* die Beschäftigten im Überwachungsbereich befinden, wenn das Dental-Röntgengerät *grundsätzlich aus mindestens 1,5 m Abstand* ausgelöst wird.

Bei *extraoralen* Aufnahmeverfahren ergeben analoge Überlegungen, daß pro Woche 40 *Panorama-Vergrößerungs-Aufnahmen* und - wegen der Verwendung eines sehr schmalen Nutzstrahlbündels - 250 *Panorama-Schicht-Aufnahmen* ausgeführt werden können, ohne daß der Kontrollbereich des jeweiligen Röntgengerätes die 1,5 m-Distanz überschreitet. Beim Umgang mit *mehreren Röntgengeräten* ist jedoch zu beachten, daß sich die Strahlenbelastung durch die einzelnen Geräte *addiert*.

### 6.2.2 *Baulicher Strahlenschutz*

Bauliche Maßnahmen zur Begrenzung des Kontrollbereiches sind bei Dental-Röntgengeräten nicht erforderlich. Dennoch erscheint es wünschenswert im Sinne des *Strahlenschutzes*, wenn Röntgenuntersuchungen in einem speziell dafür vorgesehenen Raum oder in einer vom Behandlungsraum durch eine *ortsfeste* Strahlenschutzwand (Mindesthöhe 2 m) abgetrennten Röntgen-Box durchgeführt werden. Die Bedienung des Röntgengerätes erfolgt dann von außen. Solche Räume gelten unabhängig von ihrer Größe und den physikalischen Gegebenheiten als *Kontrollbereich* im Sinne der Röntgenverordnung und sind als solche zu *kennzeichnen*. Ein weiterer Vorteil dieser Lösung liegt darin, daß der Zahnbehandlungsraum nicht mehr als Überwachungsbereich zu deklarieren ist, wie das der Fall ist, wenn sich ein nicht abgeschirmtes Röntgengerät in diesem Raum befindet.

Die Begrenzung des Überwachungsbereiches nach außen gegenüber bewohnten Räumen mit einer maximal zulässigen Äquivalentdosis von  $1,5 \text{ mJ/kg}$  ( $0,15 \text{ rem}$ ) pro Jahr ist im allgemeinen durch die Strahlen-

schutzwirkung einfacher Zimmerwände (Ziegel oder Beton) gegeben. Darüber hinausgehende bauliche Maßnahmen sind nur in Sonderfällen notwendig, z.B. in *Nutzstrahlrichtung* eines *Fernröntgen-Gerätes*. Bei Praxisräumen im Erdgeschoß muß gewährleistet sein, daß auch im Freien vor den Fenstern die aus dem Röntgenbetrieb resultierende Jahresäquivalentdosis den für Wohnräume zulässigen Wert von 1,5 mJ/kg nicht übersteigt.

Generell ist zu empfehlen, rechtzeitig vor der Neueinrichtung von Röntengeräten die Pläne der für den Strahlenschutz zuständigen Behörde (Gewerbeaufsichtsamt, TÜV) zur Begutachtung vorzulegen.

# 7 Projektionsregeln

Die Abbildung mit Röntgenstrahlung beruht auf der Schwächung des durch das abzubildende Objekt verlaufenden Strahlenbündels; die Röntgenabbildung steht insofern in Analogie zum lichtoptischen Schattenbild. Während jedoch im lichtoptischen Fall das Objekt im allgemeinen strahlenundurchlässig ist, so daß das Schattenbild lediglich eine Information über den von der Lichtquelle aus wahrnehmbaren Objektumriß enthält, ist bei der Röntgendiagnostik das Objekt mehr oder weniger strahldurchlässig; im Röntgenbild sind daher weitere Details des Objektes sowohl bezüglich seiner Geometrie als auch seiner Struktur enthalten.

Man vergegenwärtige sich in diesem Zusammenhang, daß anders als z.B. beim Nachweis mit Hilfe eines Fluoreszenzschirmes (Röntgenbildverstärker) bei der photographischen Registrierung eines Schattenbildes dessen Negativ (Schwärzung!) entsteht. In der Röntgendiagnostik wird auf eine abermalige Transformation in ein Positiv verzichtet, so daß eine "normale" Röntgenaufnahme den Objektschatten hell und die stark belichteten Gebiete dunkel zeigt.

Bei einem Schattenbild befindet sich die Bildebene von der Lichtquelle aus gesehen immer hinter dem Objekt. Voraussetzung für ein (ausreichend) scharfes Bild ist eine (möglichst) *punktförmige* Lichtquelle. Eine punktförmige Quelle liefert divergente Strahlenbündel. Unter diesen Bedingungen entsteht das Schattenbild eines Objektes nach den mathematischen Gesetzmäßigkeiten der *zentralen Projektion*. Dabei wird jedem Punkt des (in der Regel) räumlichen Objektes ein Punkt in der Bildebene zugeordnet. Während die Konstruktion des Bildes in allen Fällen eindeutig ist, ist umgekehrt eine eindeutige Rekonstruktion des Objektes



aus der Abbildung nicht generell möglich. Diese *Mehrdeutigkeit* von Röntgenaufnahmen begrenzt ihren Aussagewert. Die Interpretation eines Röntgenbefundes ist somit durch weitere diagnostische Maßnahmen zu überprüfen. Häufig trägt eine zweite Aufnahme mit veränderter Projektion zur Klärung bei.

Die richtige Deutung einer Röntgenaufnahme ist nur möglich, wenn die Bedingungen ihres Zustandekommens bekannt sind. Im Folgenden sollen deshalb die Gesetzmäßigkeiten der zentralen Projektion kurz dargestellt werden.

## 7.1 Zweidimensionale Objekte

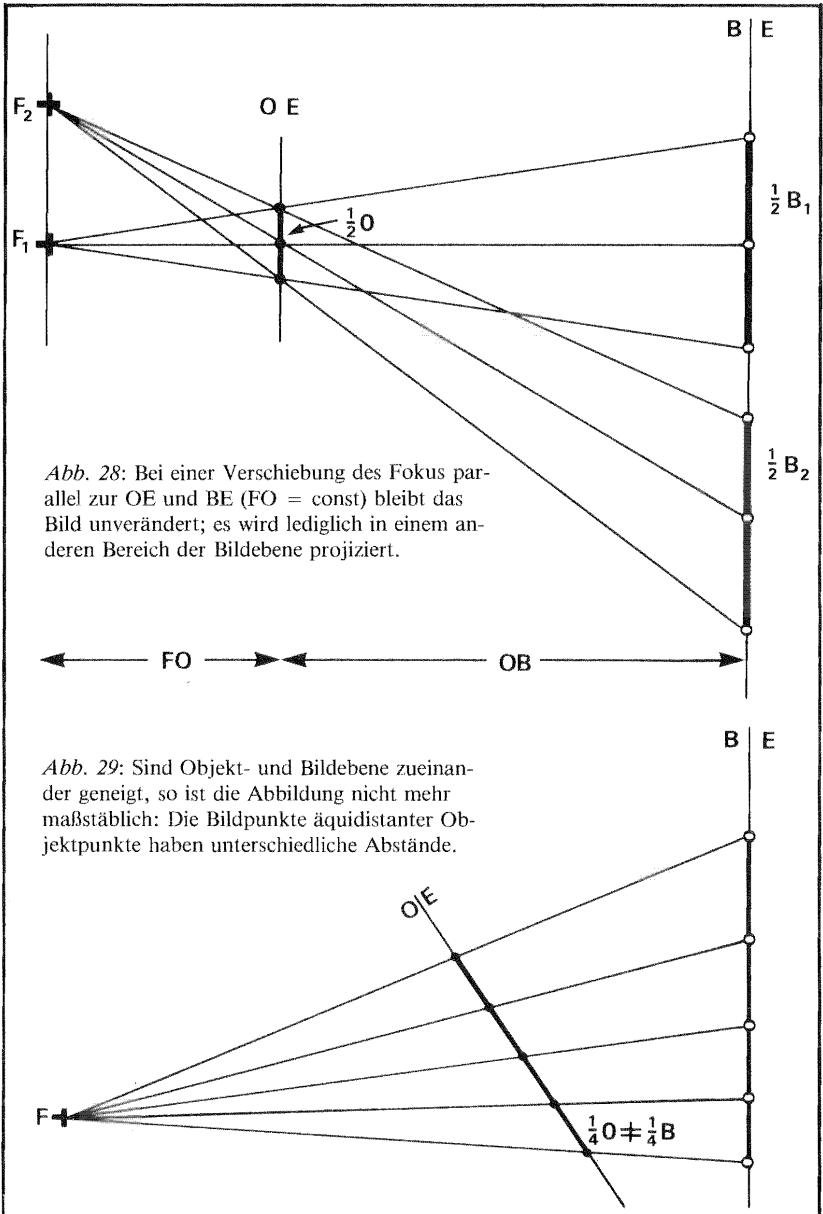
Zur Vereinfachung sei zunächst ein ebenes, zweidimensionales Objekt angenommen, dessen Ebene OE, wie auch die Bildebene BE (= Filmebene) senkrecht zur Zeichenebene stehen soll. In Abbildung 27 seien außerdem Objekt- und Bildebene zueinander *parallel*. Durch die vom Fokus ausgehenden Strahlen ist jedem Objektpunkt ein Bildpunkt in BE zugeordnet. Wegen der Divergenz des Strahlenbündels ist das Bild *größer* als das Objekt. Die *Vergrößerung* ist umso stärker, je kleiner der *Fokus-Objektabstand* FO (Abb. 27b) und je größer der *Objekt-Bildabstand* OB (Abb. 27c) ist. Die Vergrößerung V ist gegeben durch das Verhältnis von Fokus - Bildabstand FB zu Fokus - Objektabstand FO.

$$V = \frac{FB}{FO} \quad (\text{Gl. 11})$$



Abb. 27 a-d: Zentralprojektion einer zur Bildebene BE parallelen Objekt-ebene OE. Die Vergrößerung ist maßstäblich (a) und umso größer, je kleiner der Fokus-Objektabstand FO (b) und je größer der Objekt-Bildabstand OB (c) ist. Die Vergrößerung V ist gegeben durch das Verhältnis von Fokus-Bildabstand zum Fokus-Objektabstand (d).



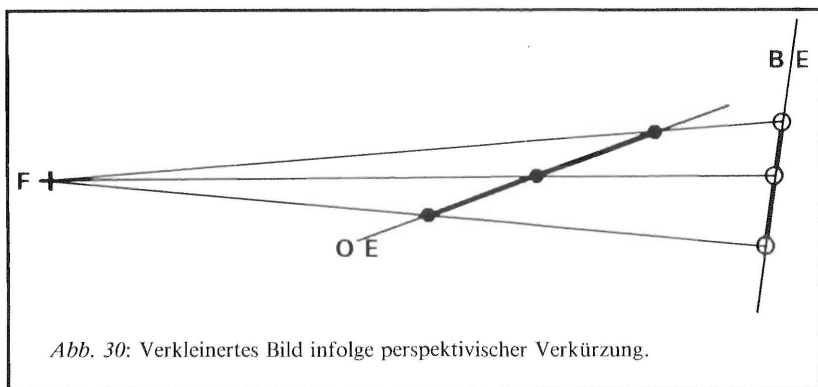


Werden diese Abstände im gleichen Verhältnis verändert, so bleibt das Bild unverändert (Abb. 27d). Die Vergrößerung des Objektes ist *maßstäblich*, d.h. alle Bereiche des (zweidimensionalen!) Objektes werden in gleicher Weise vergrößert (Abb. 27a). Die maßstäbliche Vergrößerung ist unabhängig von der Lage des Fokus, solange der senkrechte Abstand des Fokus von der Objektebene unverändert bleibt (Abb. 28): bewegt sich der Fokus parallel zur Objektebene, so wandert das (unveränderte) Bild in entgegengesetzter Richtung über die Bildebene. Bei (intraoralen) *Zahnaufnahmen nach der Paralleltechnik* oder nach der *Rechtwinkeltechnik* wird eine *maßstäbliche* Darstellung angestrebt\*. Wird die Parallelität zwischen Objekt und Bildebene aufgegeben (Abb. 29), so ist das die Vergrößerung bestimmende Abstandsverhältnis (vgl. Gl. 11) nicht mehr für alle Objektpunkte gleich. Das bedeutet, daß die einzelnen Objektbereiche mit *unterschiedlicher* Vergrößerung in die Bildebene projiziert werden. Das Bild ist *verzerrt*, d.h. nicht maßstäblich zum Objekt. Außerdem ist nicht mehr generell mit einer Vergrößerung des Bildes zu rechnen: die *perspektivische Verkürzung* kann auch zu einer verkleinerten Projektion führen (Abb. 30).

Ein in seiner Gesamtlänge dem Objekt entsprechendes Bild entsteht bei der sog. *Halbwinkeltechnik*. Dabei wird die Position von Fokus, Objekt und Film zueinander so gewählt, daß der filmnahe Objektrand (z.B. Zahnkrone) in der Bildebene liegt und der Strahl durch den filmfernen

---

\* Beide Verfahren stimmen im wesentlichen überein (11): Bei der Paralleltechnik wird der Film - erforderlichenfalls durch geeignete Halterungen - parallel zur Objektebene, gegeben durch die Längsachsen der darzustellenden Zähne, angeordnet; der Zentralstrahl (Tubusachse) wird möglichst senkrecht (Visierhilfen am Filmhalter) zur Filmebene ausgerichtet. Bei der Rechtwinkeltechnik ist der senkrechte Verlauf des Zentralstrahles zum Film mit Hilfe spezieller, am Tubus zu befestigender Filmhalter vorgegeben; der Film wird entsprechend der anatomischen Situation möglichst parallel zur Objektebene angeordnet. Die Verwendung eines Langtubus (größerer Fokus-Bild-Abstand) bei diesen Techniken kompensiert den Einfluß eines größeren Objekt-Bild-Abstandes (vor allem bei Aufnahmen im Oberkiefer) auf die Vergrößerung (vgl. Gleichung 11). Die größeren Abstände erfordern dann wegen der stärkeren Abstandsschwächung (vgl. Kap. 2.3) längere Belichtungszeiten für einen ausreichenden Belichtungswert.



Objektrand (z.B. Apex) senkrecht zur Winkelhalbierungsebene WH zwischen Objekt und Bildebene verläuft (Abb. 31a). Objekt und Bild entsprechen dann den Schenkeln eines gleichschenkeligen Dreiecks. Man beachte, daß zwar die *Gesamtvergrößerung*  $V = 1$  ist, daß aber dennoch die *Abbildung verzerrt* ist: die Abstände der Bildpunkte äquidistanter Objektpunkte wachsen mit zunehmender Entfernung vom Scheitelpunkt des Winkels zwischen Objekt- und Bildebene.

Die größengleiche, wenn auch verzerrte Darstellung des Objektes gelingt nur, wenn der zur Winkelhalbierungsebene senkrechte Strahl auch tatsächlich durch den filmfernen Objektrand verläuft; andernfalls wird das Bild größer oder kleiner (Abb. 31b). Dieser Strahl wird häufig als *Zentralstrahl* bezeichnet. Das ist nur bedingt richtig. Die für intraorale Aufnahmen benutzten Röntgengeräte haben *feste* Blenden und damit einen *unveränderlichen* Öffnungswinkel ihres Nutzstrahlbündels. Der Zentralstrahl, definitionsgemäß identisch mit der Achse des Nutzstrahlbündels, verläuft bei diesen Geräten durch die Tubusachse. Diese wird bei allen Einstellungen, also auch bei der Halbwinkeltechnik, zum "Zielen" benutzt. Grundsätzlich würde aber das in Abbildung 31a gezeichnete Nutzstrahlbündel zur Abbildung genügen; bei diesem Bündel steht der Randstrahl und nicht sein Zentralstrahl senkrecht zur Winkelhalbierenden. Bei Röntgengeräten mit *variabler* Blendenöffnung müßte aus

Gründen des Strahlenschutzes das Nutzstrahlbündel unbedingt der Objektgröße angepaßt werden, wie es in Abbildung 31b für den Fokus F angedeutet ist.

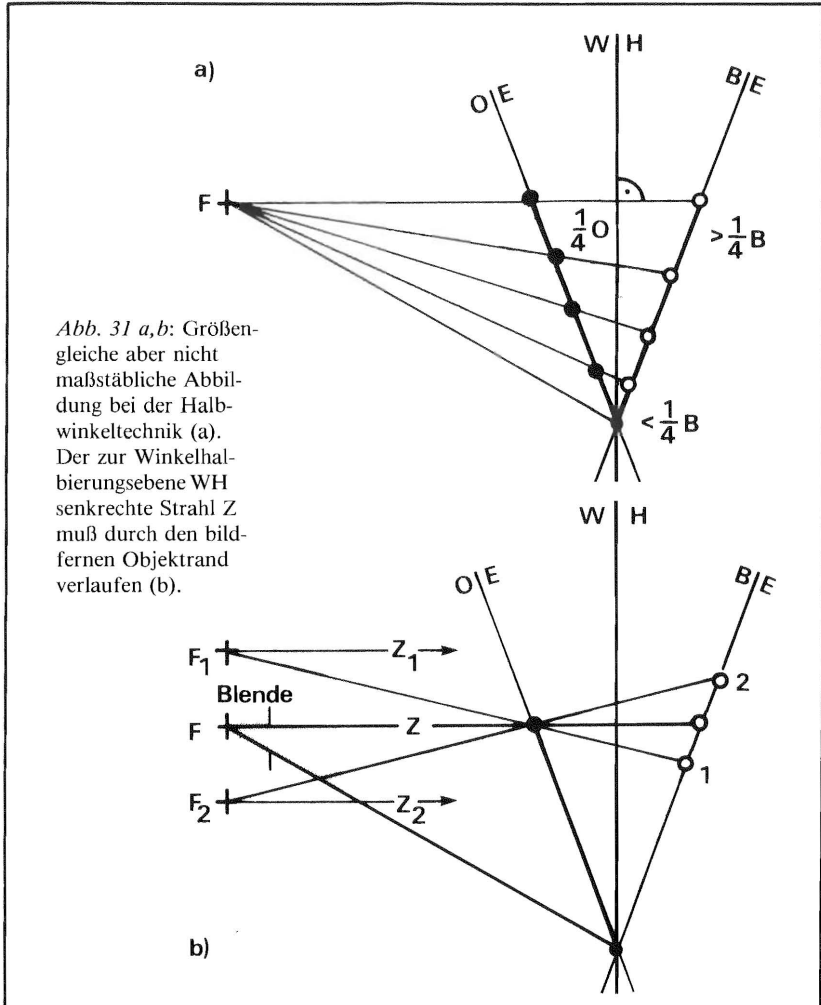


Abb. 31 a,b: Größen-gleiche aber nicht maßstäbliche Abbildung bei der Halbwinkeltechnik (a). Der zur Winkelhalbierungsebene  $WH$  senkrechte Strahl  $Z$  muß durch den bildfernen Objektrand verlaufen (b).

Wie die räumliche Darstellung der Abbildungssituation eines zweidimensionalen, ebenen Objektes zeigt (Abb. 32), kann eine Abbildung sowohl *maßstäbliche* als auch *verzerrte* Elemente enthalten. Maßstäblich abgebildet werden die Abstände von Objektpunkten, die auf einer Geraden *parallel* zur Bildebene angeordnet sind. Alle anderen Punktabstände im Objekt, einschließlich der Strecken auf *unterschiedlichen* Parallelen zur Bildebene, erscheinen verzerrt.

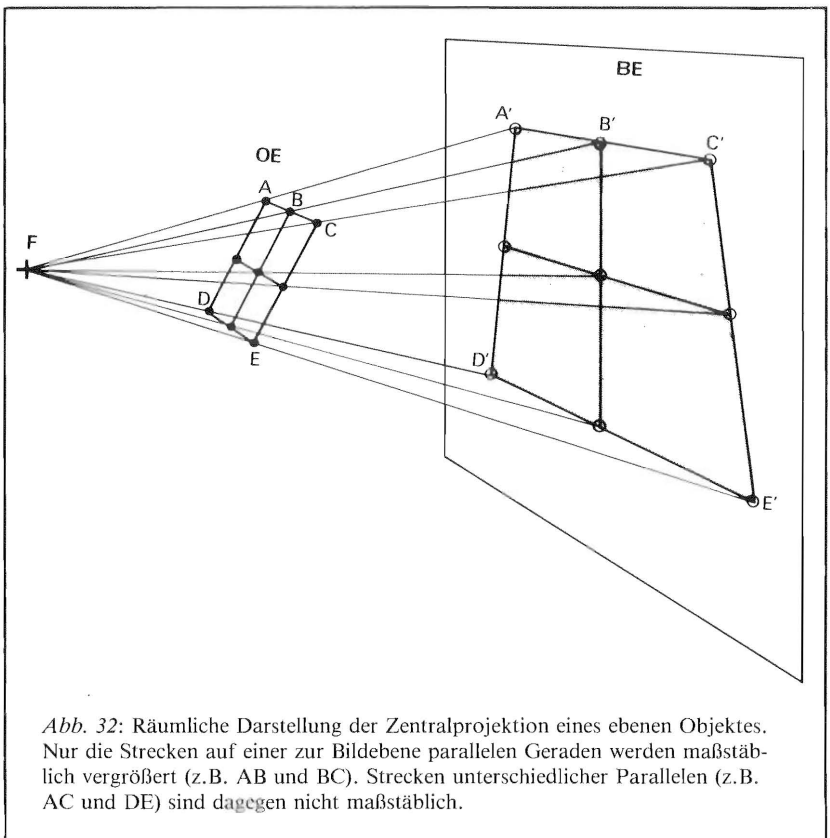
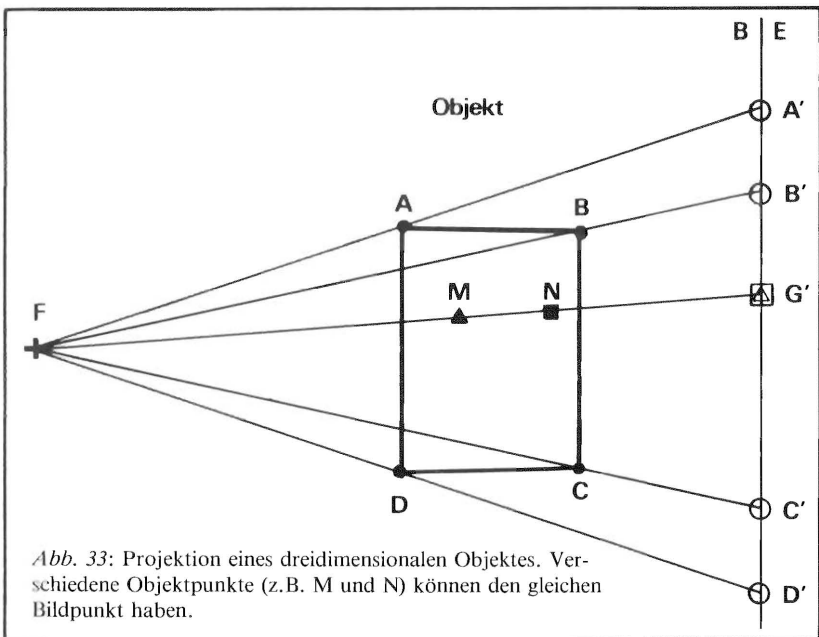
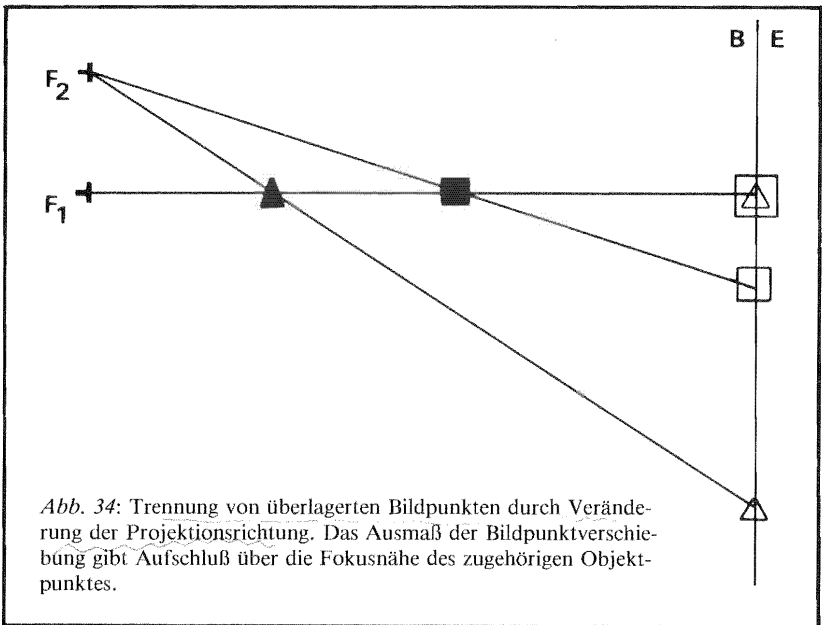


Abb. 32: Räumliche Darstellung der Zentralprojektion eines ebenen Objektes. Nur die Strecken auf einer zur Bildebene parallelen Geraden werden maßstäblich vergrößert (z.B. AB und BC). Strecken unterschiedlicher Parallelen (z.B. AC und DE) sind dagegen nicht maßstäblich.

## 7.2 Dreidimensionale Objekte

Bei der Projektion eines dreidimensionalen Gegenstandes werden alle von einem bestimmten Strahl getroffenen Objektpunkte in ein und denselben Bildpunkt überführt (Abb. 33). Die Intensitätsschwächung eines jeden Strahles entspricht der Summe der beim Passieren des Objektes erfolgten Einzeleffekte. Der Intensitätsverlust im Bildpunkt gibt aber keinerlei Information über das Ausmaß oder die Reihenfolge der Einzeleffekte. Eine eindeutige Rekonstruktion von Objektpunkten, z.B. M und N in Abbildung 33 aus ihrem gemeinsamen Bildpunkt G', ist daher nicht möglich. Die Bestimmung ihrer Position im Objekt kann jedoch mit Hilfe einer zweiten Aufnahme mit *veränderter Projektionsrichtung* erfolgen: Eine Verschiebung des Fokus bei unveränderter Objektposition bewirkt eine Verlagerung der Bildpunkte in der Bildebene in entgegengesetzter Richtung (Abb. 34). Dabei gehört die *größere* Bildpunktverlagerung zum *fokusnäheren* Objektpunkt (Fremdkörper vor oder hinter dem Zahn).





### 7.3 Tomographie

Wie im Zusammenhang mit Abbildung 28 erläutert, wandert bei einer Parallelverschiebung des Fokus das Bild einer zur Bildebene *parallelen* Objektebene synchron und in entgegengesetzter Richtung über die Bildebene. Dabei bleiben Vergrößerung und Maßstäblichkeit des Bildes erhalten. Die Geschwindigkeit der Fokusbewegung  $v_F$  bestimmt die Geschwindigkeit  $v_B$  der Bildverlagerung (Abb. 35). Diese Geschwindigkeiten verhalten sich wie der Fokus-Objektstand FO zum Objekt-Bildabstand OB:

$$v_F : v_B = FO : OB \quad (\text{Gl. 12})$$

Wird nun bei der Fokusbewegung der zu belichtende Film (Bildebene) mit dem wandernden Bild mitbewegt, so bleibt das Bild *ortsfest* zum Film; die Belichtung erzeugt ein *scharfes* Bild. Die Bildpunkte von Ob-

jektpunkten, die vor oder hinter der gewählten Objektebene liegen, bewegen sich entsprechend Gleichung 12 schneller (Punkt C, Abb. 35) bzw. langsamer (Punkt D) über die Bildebene. Sie bewegen sich somit noch relativ zum mitbewegten Film; die *Bildpunkte* geraten zu "Bildlinien". Dabei verteilen sich die von den Objektpunkten C und D ausgehenden Belichtungseffekte entlang dieser Linien, so daß die Abbildung

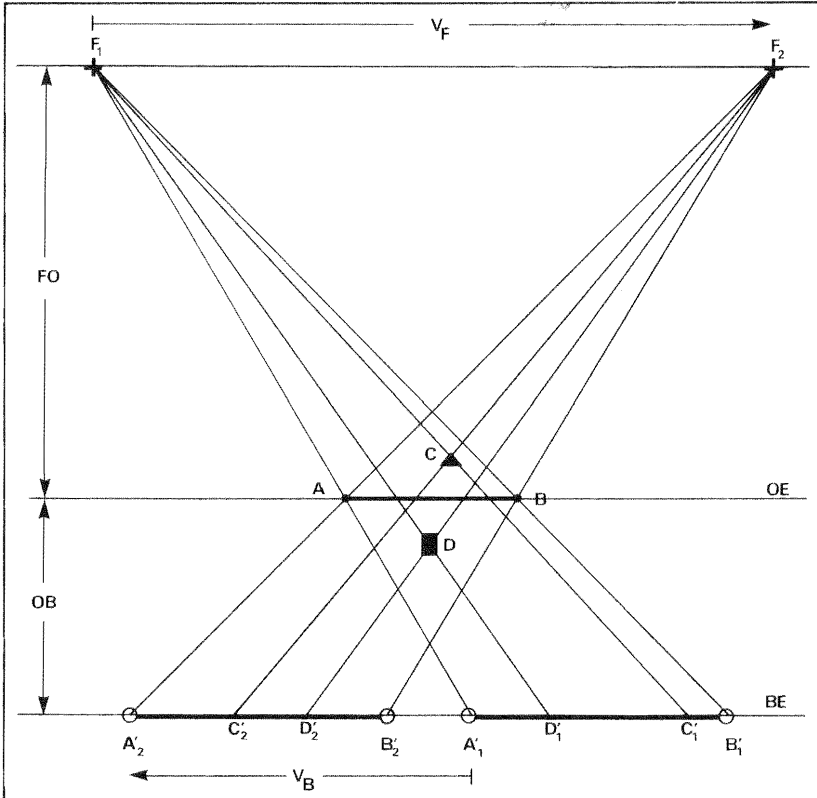


Abb. 35: Prinzip der Tomographie. Fokus und Film führen koordinierte Bewegungen  $v_F$  und  $v_B$  durch; dabei bleiben nur die Bildpunkte der Objektebene  $OE$  (z.B.  $A'$  und  $B'$ ) ortsfest zum bewegten Film. Die Bildpunkte  $C'$  und  $D'$  verändern während der Bewegung ihre Position relativ zum Film.)

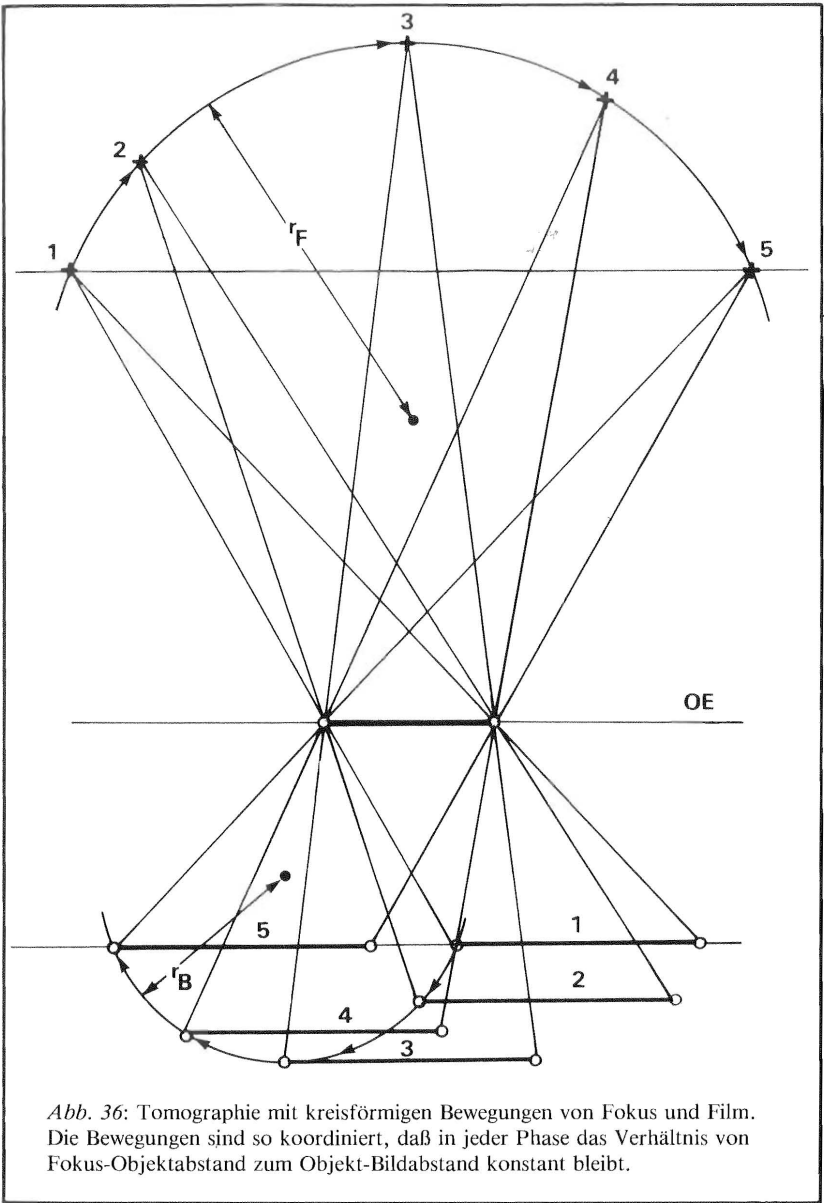


der Linien auf dem Film wesentlich *kontrastärmer* ist als die der entsprechenden Bildpunkte, die bei der nichtbewegten Situation resultieren würden. Man spricht von einer *Verwischung*. Je größer der Abstand eines Objektpunktes von der darzustellenden Objektebene, desto länger die "Bildlinien", desto effektiver die Verwischung.

Durch Variation der Film-(Kassetten-)geschwindigkeit bei gegebener Fokusgeschwindigkeit und festem Fokus-Bildebenenabstand  $FB$  lassen sich verschiedene zur Bildebene parallele Objektebenen (praktisch: Objektschichten kleiner Dicke) darstellen (*Tomographie*). Die dargestellte Schicht ist gekennzeichnet durch ihren Abstand  $OB$  von der Bildebene. Dieser berechnet sich nach der Gleichung 12 aus Fokus- und Kassetten-geschwindigkeit und dem Fokus-Bildebenenabstand  $FB (= FO + OB)$  des Gerätes. Je größer die Kassettengeschwindigkeit, desto größer der Objekt-Bildabstand der dargestellten Schicht.

In der Tomographie werden auch *andere* als ebene Bewegungsbahnen für Fokus und Kassette verwandt. Bewegt sich z.B. der Fokus entlang eines Kreisbogens, so daß der Fokus-Objektabstand vorübergehend zunimmt, so muß, damit die Vergrößerung  $V$  der Abbildung konstant bleibt, der Objekt-Bildabstand synchron im gleichen Maße vergrößert werden (vgl. Gleichung 11). Das gelingt, wenn die Kassette parallel zu sich selbst ebenfalls entlang eines Kreisbogens bewegt wird, dessen Länge (und Radius) sich zum Fokusbogen verhält wie die entsprechenden Geschwindigkeiten  $v_B : v_F$  (Abb. 36). Der Grund für die Wahl komplizierterer Bewegungsbahnen liegt in einer *effektvolleren Verwischung* der bei der Darstellung unerwünschten Objektbereiche, wodurch umgekehrt das Bild der gewählten Schicht besser wird.

Bei den *Panorama-Schicht-Geräten* (vgl. Kap. 3.2) sind Fokus- und Filmbewegung so koordiniert, daß die durch die *parabelähnlichen Zahnbögen* gegebene Schicht dargestellt wird.



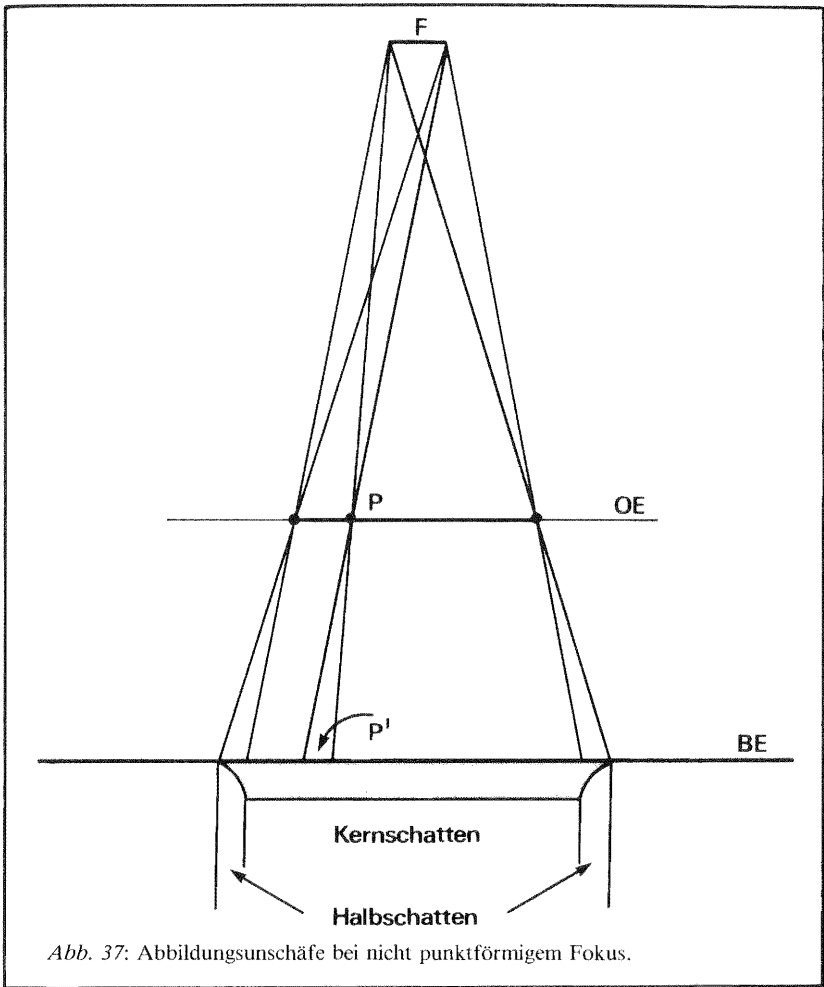
## 7.4 Reale Projektionsbedingungen

Bei der bisherigen Betrachtung der Projektionsgesetze wurde davon ausgegangen, daß der Fokus *punktförmig* ist und daß die gesamte in der Bildebene einfallende Strahlung *unmittelbar* (= geradlinig) vom Fokus ausgeht. Beide Annahmen sind in der *praktischen* Anwendung nicht erfüllt.

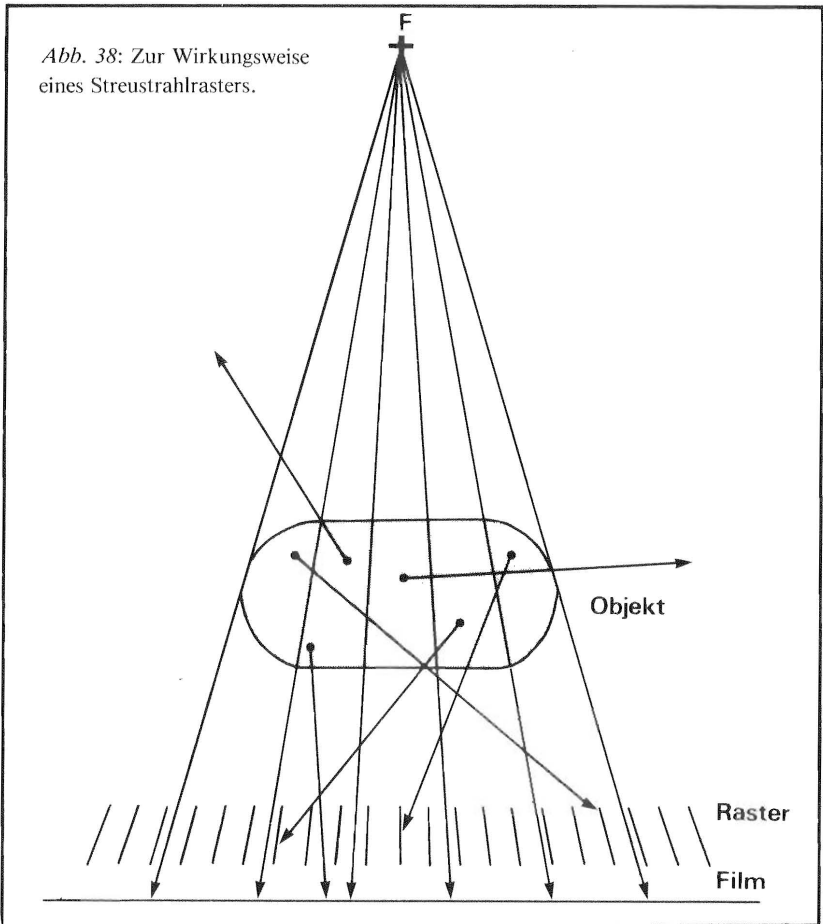
Der Fokus einer Röntgenröhre ist immer eine Fläche (*Brennfleck*) mit endlicher Größe, da einer unendlich kleinen Fläche nur eine unendlich kleine Energiemenge entstammen kann (vgl. Kap. 3.1). Eine flächenhafte Lichtquelle bedingt eine *Unschärfe* des Schattenbildes: Ein *Objektpunkt* (z.B. P in Abb. 37) erscheint in der Bildebene als *Bildfläche*. (Diese Bildfläche ist - mathematisch gesehen - eine Projektion der Fokusfläche in die Bildebene unter Verwendung des Punktes P als Projektionszentrum). Entsprechend wird die vom Fokus aus erkennbare *Umrißlinie* eines Objektes in der Bildebene zu einer *Umrißzone* (*Halbschatten*) verbreitert, deren *Helligkeit* vom Inneren des Bildes (*Kernschatten*) nach außen hin *kontinuierlich* auf den Wert der vollbelichteten Bildfläche steigt. Die *Brennfleckunschärfe* wirkt sich bei gegebener Fokusgröße umso weniger aus, je größer der Fokus-Objektabstand und je kleiner der Objekt-Bildabstand ist. Diese Gesetzmäßigkeit liegt der *Fernröntgentechnik* zugrunde.

Bei der Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie entsteht in erheblichem Umfang *Streustrahlung* (vgl. Kap. 2.2). Die in der Bildebene registrierte Streustrahlung liefert, da sie nicht direkt vom Fokus kommt, keinen konstruktiven Beitrag zum Schattenbild des darzustellenden Objektes. Sie bewirkt lediglich eine *Aufhellung* und *beeinträchtigt* dadurch den *Kontrast* und damit den Informationsgehalt des Schattenbildes.

Der nachteilige Einfluß der Streustrahlung kann *reduziert* werden mit Hilfe von *Streustrahlrastern*. Diese bestehen aus *schmalen, hochkant* über der Bildebene angeordneten Lamellen aus stark absorbierendem Material (Abb. 38). Je höher die Lamellen und je kleiner ihr Abstand,



desto effektiver der Schutz der Bildebene gegen Streustrahlung. Um nicht auch die vom Fokus ausgehende Strahlung zu beeinträchtigen, ist die Neigung der Lamellen auf den Brennfleck fokussiert; damit bestimmt das gewählte Raster den Fokus-Bildabstand. Während der Belichtung ist das Raster gegenüber der Bildebene um einen Rasterabstand zu verschieben, so daß der Rasterschatten nicht scharf abgebildet son-



bern verwischt wird. Da die ganze Bildebene für einen Bruchteil der Belichtungszeit im Rasterschatten liegt, muß zur Gewährleistung eines ausreichenden Belichtungswertes (vgl. Kap. 4.1.3) in der Bildebene bei Verwendung eines Rasters die Belichtungszeit (bzw. die Intensität der Strahlung) entsprechend erhöht werden. Die mit dem Streustrahlraster erreichbare Verbesserung der Bildqualität bedingt somit eine *höhere Strahlenbelastung* des Patienten. Für einen allseitigen Streustrahlenschutz sind zwei gekreuzt übereinanderliegende Raster erforderlich.

## 7.5 Schlußbemerkung

Röntgendiagnostik ohne Strahlenbelastung des Patienten ist nicht möglich. Das Röntgenbild ist wie jede Abbildung *notwendigerweise unvollkommen*, es enthält nicht alle Details des Originals. Der Informationsgehalt ist abhängig von der Darstellungstechnik (Gerätetyp, Projektion, Gradation und Korngröße des Filmes, Untergrundschwärzung, Verwischung u.a.). Wie erwähnt, erfordern etliche Maßnahmen, die den Informationsgehalt einer Röntgenuntersuchung erhöhen, wie Verwendung eines feinkörnigen (= unempfindlichen Filmes), Verzicht auf Verstärkerfolien oder Einsatz von Streustrahlrastern, höhere Belichtungs- und damit eine *höhere Strahlenbelastung* des Patienten. Aus Gründen des Strahlenschutzes ist daher in die Indikation einer Röntgenuntersuchung immer auch die Frage einzubeziehen, ob und in welchem Umfang die bildverbessernden Maßnahmen notwendig sind.

## 8 Schrifttum

1. *Affolter, A., H. Graf und G. Poretti*: Strahlenbelastung bei Röntgenaufnahmen der Zähne und der Kiefergelenke. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 89, 1221 (1979).
2. *Deutscher Bundestag*: Bericht der Bundesregierung an den Deutschen Bundestag über "Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahre 1978". Drucksache 8/4101 vom 22.5.1980.
3. *DIN-Norm 6811*. Zitiert nach (4).
4. *Ewen, K. und G. Schmitt*: Grundlagen des praktischen Strahlenschutzes an medizinischen Röntgeneinrichtungen. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1975.
5. *Jacobi, W.*: Der Begriff des Strahlenrisikos. In (12).
6. *Kirsch, Th.*: Strahlengefährdung und Strahlenschutz in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik. UTB Hüthig Verlag, Heidelberg 1977.
7. *Löster W.*: Physik der Röntgenstrahlung. In (12).
8. *Mika, N. und K. H. Reiß*: Tabellen zur Röntgendiagnostik. Siemens AG, Erlangen 1969. Zitiert nach (12).
9. *Sauter F.*: Die Röntgendosis im Praxisraum in Abhängigkeit von der Feldgröße und von der Aufstellung zahnärztlicher Röntgengeräte. Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München, GSF-Bericht, Juli 1973. Zitiert nach (12).

10. *Sonnabend, E.* und *D. Kruse*: Zur Strahlenbelastung des Patienten bei extraoralen und Panorama-Röntgenaufnahmen der Zähne und Kiefer. *Dtsch. zahnärztl. Z.* 19, 729 (1964).
11. *Sonnabend, E.*: Zahnärztliche Röntgenologie. In: *Haunfelder, D., L. Hupfaut, W. Ketterl* und *G. Schmuth*: Praxis der Zahnheilkunde, Band IV. Urban & Schwarzenberg, München 1977.
12. *Stieve, F. E.*: Strahlenschutzkurs für Ärzte. Verlag Hildegard Hoffmann, Berlin 1974.
13. *Trott, K.-R.*: Strahlenbiologische Grundlagen des Strahlenschutzes. In (12).



# 9 Register

Absorption	18, 27, 45, 48	Effektive Energie	24
Abstandsschwächung	25, 55, 67	Eigenstrahlung	15ff., 24
Anode	11, 15, 29, 32	Einkesselgenerator	34
Fest-	30, 34	Einpulsgenerator	32, 34
Dreh-	30	Einsatzwellenlänge	14, 16
Anregung	27, 48	Elektronenvolt	15
Anregungsspannung → Beschleunigungsspannung		Energiedosis	37, 43f., 46
Äquivalentdosis	45, 47, 52, 54, 58	Fernröntgen	35, 56, 62, 76
Atommodell	11	Fernsehgerät	36
Aufsteilung	24	Filmdosimeter	43, 58
Aufzeichnungspflicht	57	Filmentwicklung	40, 57
		Filterung	24f., 31, 37, 55f.
Belichtungswert	40f., 43, 60, 78	Flächendichte	20
Beschleunigungsspannung	11, 15ff., 23, 35, 40	Fluoreszenz	35, 39, 42, 63
Bewertungsfaktoren	45f.	Fokus	26, 29f., 71f., 76
Bindungsenergie	12, 15, 18, 27	Folienverstärkung	42
Blende	56, 68	Frequenz	10, 13ff.
Brennfleck → Fokus		Füllhalter-Dosimeter	39
		Glühkathode → Kathode	
Compton-Effekt	18, 27, 48	Gonadendosis	55f.
Dichte	18, 20, 45	Gradation	40
Dosimeter	39, 43, 58	Gray	44
Dosis	37, 49	Halbwellenapparat	32
-einheiten	44	Halbwertschicht	24
-leistung	37, 44, 50, 53, 59	Halbwinkeltechnik	68
-wirkung	49f., 52	Hautabstand, Schwächung	55

- Hautoberflächendosis 55f.  
 Heizspannung, Glühkathode 32  
 Heizstrom 29  
 Homogenitätsgrad 24, 33, 55  
  
 Intensität 17, 19, 24f., 40, 43  
 Ionendosis 38, 44, 46  
 Ionisation 14, 27, 38, 48  
 Ionisationsenergie 12, 18, 45  
 Ionisationskammer 38  
  
 Kathode 11, 29, 32, 35  
 Kernladungszahl → Ordnungszahl  
 Kinetische Energie 11f., 14f., 18, 27ff.  
 Kontrast 23, 41, 46, 56  
 Kontrollbereich 54, 58, 61  
 Korngröße 42  
  
 Lumineszenz 39  
  
 Massenschwächungskoeffizient 20ff.  
 Mikrosonden 13  
 Mutation 48, 51f.  
  
 Neutronen 28, 46, 49  
 Normalstrahlung 24  
  
 Ordnungszahl 11, 13, 17f., 20f., 23, 28, 30, 45  
  
 Paarbildung 18  
 Panorama-Schichtverfahren 35, 56, 61, 74  
  
 Panorama-Vergrößerungsverfahren 35, 56, 61  
 Paralleltechnik 67  
 Phosphoreszenz 39  
 Photoelektron 18, 27, 37  
 Photoionisation 18, 27  
 Photonen 10, 13f., 18, 27, 39  
 Photonenergie 10, 14, 16, 22f.  
  
 Rad 46  
 Radioaktivität 27f.  
 Rechtwinkeltechnik 67  
 Regeneration 48, 50  
 Rem 47  
 Röhrenstrom 29, 40  
 Röntgen 46  
 -Bildverstärker 35, 63  
 -Bremspektrum 14f., 17, 24  
 -Diagnostik 9, 15, 18, 23, 41, 51, 55, 63, 79,  
 -Geräte 11, 56f., 59, 61f.  
 -Röhre 14, 29  
 -Strahlung, harte 22, 24, 27, 44f., 55  
 --, weiche 22, 24, 27, 31, 33, 44, 56  
 -Therapie 9, 34, 51  
 Rückzünden 32  
  
 Schichtdicke 18f., 24  
 Schwächung 19, 21, 31, 37, 43 63, 71  
 Schwächungskoeffizient 19, 23  
 Schwärzung 39f., 42f., 63  
 Schwellendosis 50, 52  
 Sekundäreffekt 27

Sievert	45	Thermolumineszenz	39
Störstrahler	36	Tomographie	72
Störstrahlung	57		
Stoßionisation	27, 48	Überwachungsbereich	58, 61
Strahlenbelastung,		Ventilröhre	33
Behandler	54, 58	Vergrößerung	64
-, künstliche	36, 51	-, maßstäblich	64, 67, 72, 74
-, maximal zulässige	61	-, verzerrt	67f.
-, natürliche	51	Verwischung	74, 78
-, Patient	36, 41, 54ff., 78f.		
Strahlenrisiko	9, 45, 52	Wechselwirkung	18, 20, 27, 38f., 49
Strahlenschutz	26, 28, 31, 36, 51ff., 55, 57ff., 61f., 69, 79	Wellenlänge	10, 14, 24
Strahlung,		Wirkung, biologische	45, 48f.
monoenergetische	19, 24	Zählrohre	39
-, polyenergetische	14, 24	Zeichenschärfe	30, 41f., 76
$\alpha$ -	28, 46, 49	Zeitwahlschalter	43
$\beta$ -	28, 46, 49	Zentralstrahl	68
$\gamma$ -	28, 46, 49	Zweipulsgenerator	33
Streustrahlraster	76		
Streuung	18, 27, 37, 55ff., 76		