

EINE NEUE METHODE ZUR DIFFERENZIERUNG IN DER RÖNTGENOGRAPHIE (PLANIGRAPHIE)¹

von

B. G. Ziedses des Plantes

(Tabulæ XXX—XXXII)

Bis jetzt hat man in der Röntgenographie oft mit Schwierigkeiten zu kämpfen, da verschiedene Einzelheiten des Bildes einander überdecken; auch gelingt es in weitaus den meisten Fällen nicht, willkürlich gewählte Durchschnitte aus irgend einer Partie des Objektes zu deuten, während es zu den Unmöglichkeiten gehörte solche Schnittbilder herzustellen. Wenn die Wahl bestimmter Projektionsrichtungen oder die stereoskopische Methode nicht ausreicht, so sind die obengenannten Schwierigkeiten mit Hilfe des beschreibenden Verfahrens zu umgehen.

Die Herstellung der Bilder geht hierbei folgendermassen vor sich:

Röntgenröhre und Film (resp. Platte) werden während der ganzen Expositionszeit in der Art und Weise bewegt, dass die Projektion aller Punkte der gewünschten Ebene die photographische Platte immer an der gleichen Stelle trifft, während die Projektion aller nicht in dieser Ebene liegenden Punkte auf der Platte stets ihren Ort ändert.

Die gewünschten Einzelheiten werden jetzt dadurch hervorgehoben, dass alle anderen nicht in der gleichen Ebene gelegenen Details verwischt werden. Man bekommt also ein Querschnittsbild.

Anfangs wird diese Verwischung eine scheinbare Enttäuschung hervorrufen, aber bei näherer Betrachtung wird man bald die wenigen, infolge ihrer Lage in der Schnittebene scharf abgebildeten Linien, nach Gebühr zu würdigen wissen.

Es lässt sich mathematisch leicht beweisen, dass das Obige erreicht wird indem man Röhre und Platte immer in gegengesetztem Sinne bewegt, und zwar so, dass die pro unendlich kleiner Zeit durchlaufenen Bahnen immer einander parallel sind, und dieselbe gegenseitige Längenproportio-

¹ Bei der Redaktion am 20. II. 1932 eingegangen.

nalität besitzen, wie die jeweiligen Abstände zur Schnittebene. — Selbstverständlich muss die Platte eine derartige Bewegung ausführen, dass alle Punkte in gleichen Zeiten gleiche und gleichförmige Bahnen durchlaufen.

Aus technischen Gründen führten wir die Bewegung in einer zur Schnittebene parallel gewählten Ebene aus. Im Folgenden wird nur von dieser Bewegungsart die Rede sein.

Wir waren anfangs der Meinung, dass der oben formulierte Gedanke ganz neu sei, bemerkten aber kurze Zeit, nachdem ich zwecks Patientierung in Unterhandlung getreten war, dass von ERNST POHL in Kiel ein Prinzippatent angetragen worden war. Ich habe also unabhängig von POHL, denselben Gedanken entwickelt, er jedoch — wie ich meine — ohne zur praktischen Ausführung zu gelangen.

Bevor ich an die Konstruktion des Apparates gehen konnte, musste die Frage, welche Bewegung der Röhre und Platte am zweckmässigsten sei, gelöst werden. Zu diesem Zwecke führte ich einige vorläufigen Experimente aus, wobei die Entfernung der Schnittebene zur Platte unendlich klein gewählt wurde.

Das Objekt wurde zerschnitten und mit der Schnittfläche auf den Film (in Einzelverpackung) gelegt.

Die Röntgenröhre d.h. das Fokus, konnte in verschiedenen Richtungen bewegt werden.

Bei Experimenten mit Kreis- und Spiralförmigen Bewegungen blieb bequemlichkeitshalber die Röhre in Ruhe, während Objekt und Film die benötigten Bewegungen ausführten.

Eine kreisförmige Bewegung wurde in der Weise produziert, indem ich den Film mit aufgelegtem Objekt auf der Drehscheibe eines Grammophons rotieren liess, und die Röhre ausserhalb der Drehachse schräg einstellte.

Die spiralförmige Bewegung wurde dadurch erzeugt, dass die rotierende Grammophonscheibe während der Exposition geradlinig und horizontal verschoben wurde, bis das aus dem exzentrisch gelegenen Fokus gefällte Lot mit der Drehachse zusammen fiel.

Es hat sich herausgestellt, dass eine spiralförmige Bewegung gegenüber einer kreisförmigen grosse Vorteile besitzt. Bei der kreisförmigen Bewegung scheinen die resorbierenden, nicht in der gewünschten Schnittebene gelegenen Teile besonders störend zu wirken. Diese Störung tritt namentlich da hervor, wo die genannten Teile ziemlich regelmässig durch gerade oder gebogene Linien begrenzt werden.

Als Beispiel wären das Os Petrosus bei lateraler Schädelprojektion, oder bei seitlicher Projektion der Wirbelsäule, die Incisurae vertebrales inf. et sup., die Processus transv., ja sogar Ober- und Unterrand der Seitenflächen der Wirbelkörper zu nennen, ferner die verschiedenen Incisurae Ossis coxae, die crista Ossis ilei u.s.w.

In Fig. 1 kommt der Unterschied beider Bewegungsarten deutlich zum Vorschein. Die Figur veranschaulicht wie die geradlinige Grenze zwischen einem $1\frac{1}{2}$ mm. und einem $4\frac{1}{2}$ mm. dicken Al-filter verwischt wird und zwar links bei einer kreisförmigen, rechts bei einer spiralförmigen Bewegung.

Die Zahl der im letzten Falle durchlaufenen Spiralwindungen betrug 12; die grösste Ausschweifung kommt dem Durchmesser der Kreisbewegung gleich.

Es stellte sich heraus, dass störende Linien sich abbilden, sobald man das Fokus im Zentrum auf sehr kurze Zeit festhält, bzw. zu langsam bewegt; die schönsten Verwischungen erhält man dadurch, dass man den Strom nicht einschaltet, solange die zentralen Spiralwindungen durchlaufen werden.

Man wird versuchen müssen, die Bewegung von Röhre und Platte so zu regeln, dass in gleichen Zeiten, gleiche Strecken zurückgelegt werden.

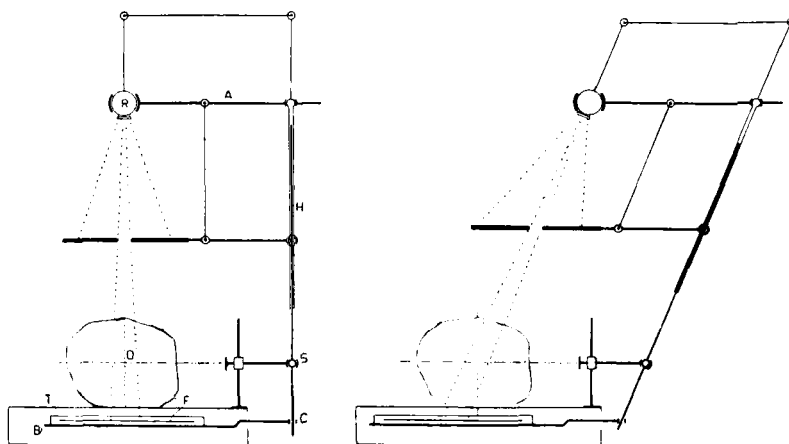


Fig. 2.

Fig. 2 zeigt schematisch die Konstruktion des Apparates. R. entspricht der Röntgenröhre, welche zugleich mit der Stange A eine beliebige horizontale Bewegung ausführen kann.

Die Bewegungen werden mittelst des Hebels H der Platte B, auf welcher die Filmkassette liegt, mitgeteilt.

Da diese Platte B auf Kreuzschienen rollt, kann sie ebenfalls nur horizontale Bewegungen ausführen.

Der Hebel wird im Drehpunkt S, welcher in beliebigen Höhen eingestellt werden kann, bewegt.

S. befindet sich, bei der Voraussetzung, dass die Bewegungsübertragung C sich in gleicher Höhe wie der Film befindet, genau auf der Höhe der gewünschten Schnittebene.

S. ist mit dem Tische T, auf welchem das Objekt O ruht, verbunden.

Bei grösseren Ausschweifungen müssen die Kippbewegungen des Hebels H mit Hilfe des in der Figur angegebenen Hebelsystems, auf die Röhre übertragen werden, sodass das zentrale Strahlenbündel immer auf das Objekt gerichtet bleibt.

Behufs Ausschaltung der Sekundärstrahlen ist es notwendig besondere Massregeln zu treffen:

Vorerst kann man sich eines Diaphragmas bedienen. Denkt man sich die Röhre Kippbewegungen ausführend, so lässt sich das Diaphragma am einfachsten an der Röhre selbst befestigen. Zwecks Zentrierung des Objektes ist es bequemer, das Diaphragma durch Koppelung an den Hebel H, wie die Figur veranschaulicht, so nahe wie möglich an das Objekt heranzubringen.

Bei nicht kippender, sondern senkrecht nach unten gerichteter Röhre (wie ich sie für die kleinen Spiralen benütze), wird die in der Figur eingetragene Koppelung sogar zur zwingenden Notwendigkeit.

Ferner kann man sich einer speziell zu diesem Zwecke konstruierten Bucky-Blende bedienen. Der Fokus der Röntgenröhre muss sich dabei immer in der Schnittlinie, welche durch die Ebenen der Bleistreifen gebildet wird, bewegen. Folglich wird eine stillstehende oder unabhängig von der Röntgenröhre sich bewegende Bucky-Blende als unzweckmässig gelten müssen.

Nachfolgende Lösungen dieses Problems sind möglich:

Vorerst kann man eine flache Blende derartig um eine Vertikalachse rotieren lassen, dass der Fokus immer in der obigen Schnittlinie bleibt.

Zweitens kann man auch die Blende in einer senkrecht zur obigen Schnittlinie gestellten Richtung, zugleich mit der Röntgenröhre bewegen.

Und endlich ist es möglich, die Bleilamellen gruppenweise Kippbewegungen ausführen zu lassen. Die technische Ausführung des letzten Verfahrens schliesst jedoch einen Fehler ein, den wir weiter vernachlässigen.

Fig. 3 soll schematisch darstellen was sich bei einer Aufnahme abspielt.

F entspricht dem Fokus, v der Ebene, in welcher die scharf abzubildenden Teile gelegen sind, während ABCD die photographische Platte, oder den Film darstellen soll.

Vorausgesetzt, man habe auf die Ebene v eingestellt, so wird sich bei der Bewegung des Fokus F nach f, die Platte ABCD nach abcd bewegen.

Ein willkürlicher Punkt der Platte gelangt also von m nach h (H befindet sich in der Schnittebene v).

Es lässt sich beweisen, dass nicht nur H, sondern jeder beliebige Punkt G der Ebene v seinen Projektionsort auf der Platte beibehält.

Die Projektion des ausserhalb der Ebene v gelegenen Punktes K wird sich über die Platte von h bis k bewegen, also proportional zur Lagenände-

rung der Röntgenröhre (wie auch ungefähr zum Abstand dieses Punktes K zur Ebene v, wenn dieser relativ klein ist).

Es sei bemerkt, dass man mittelst einer eigens zu diesem Zwecke konstruierten Kassette, in welcher mehrere Films parallel in bestimmten Abständen eingelegt werden, im Stande ist, bei einmaliger Exposition in

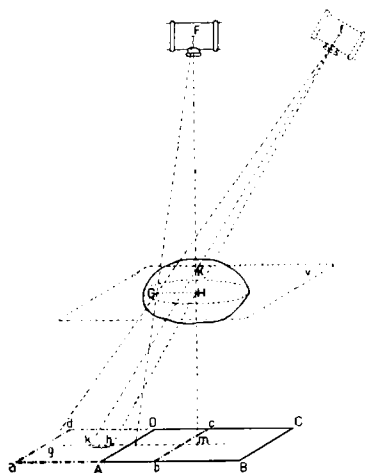


Fig. 3.

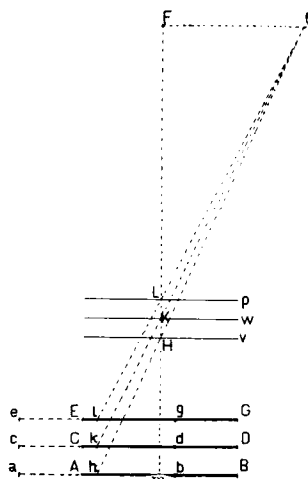


Fig. 4.

gleicher Zeit mehrere Ebene abzubilden. (Fig. 4.) Will man von einem in der Ebene v gelegenen Objekt ein scharfes Bild auf den untersten Film entwerfen, so muss sich dieser, wie schon besprochen wurde, von AB nach ab bewegen; die Projektion des Punktes H bleibt dann bei einer Bewegung der Röhre von F nach f an Ort und Stelle (im Film AB).

Im Film CD dagegen wird nicht die Projektion des Punktes H, sondern des Punktes K immobilisiert.

Somit wird der Film CD bei seiner Verschiebung nach cd ein scharfes Bild der parallel zu v durch den Punkt K gehenden Ebene w aufweisen.

In analoger Weise entwirft die Schnittebene p ein scharfes Röntgenbild auf dem Film EG.

Aus der Figur ist ohne Weiteres ersichtlich, dass $KH : kh = fH : fh = FH : Fm$.

In dieser Weise ist es möglich, den gegenseitigen Abstand der abgebildeten Schnitte genau zu bestimmen.

Obschon man im Stande ist, nach Belieben die beschriebene Apparatur einzustellen, so ist es immerhin wünschenswert, die Höhe der Schnittebene, die sich scharf projizieren soll, zu kontrollieren. Zu diesem Zwecke fügte ich in einen kleinen Holz-zylinder in Abständen von 1 cm. Metallziffern ein. Jede Ziffer zeigt somit ihren eigenen Abstand von der Grundfläche

an. Wird z.B. die Ziffer 8 am schärfsten abgebildet, so weiss man, dass die Schnittebene 8 cm. über der Bodenfläche liegt. Ist auch vielleicht die 7 noch erkennbar, so lässt sich leicht zwischen 7 und 8 interpolieren. Ein genaues Interpolationsverfahren ist dadurch ermöglicht, dass man auf jeden Zentimeter 9 auf einer Spirale liegende Schrotkugeln einfügt; sodass, von oben gesehen, im Sinne des Uhrenzeigers, jede Schrotkugel 1 mm. höher liegt als die vorgehende.

In dem üblichen Röntgenogramm werden sämtliche Kugeln scharf abgebildet (Fig. 5 a), sowie auch die Ziffern. Bei unserem Verfahren liest man auf der Fig. 5 b den Abstand ± 5 cm. ab, auf der Fig. 5 c den Abstand 5. 4. da die Ziffer 5, bezw. die 4te Kugel scharfe Schatten geben. Bemerkenswert ist der Unterschied der Abbildungen des Holzzylinders bei beiden Methoden.

Dieser kleine Messzylinder leistet, abgesehen von der Höhenmessung, auch vorzügliche Dienste bei der Leistungsprüfung der gesamten Apparatur.

Fehler im Apparate, etwa Spielraum in der Hebelvorrichtung, werden sich in einer Deformation eventuell in einer bestimmten Richtung des übrigens scharfen Kugelbildes bemerkbar machen. Man wird aber die Form des Fokus und den Stand der jeweiligen Antikathodenebene berücksichtigen müssen, wenigstens wenn die Röhre nicht kippt.

Zur Demonstration der bei Fig. 4 beschriebenen Technik ist eine nach der neuen Methode simultan gefertigte Röntgenbilderserie eines Skelettschädels mit überbrückter Sella turcica beigelegt worden. Wie ebenfalls aus Fig. 6 ersichtlich, machten wir nach Öffnen des Schädels in den Clivus eine Delle, damit sich im Röntgenbild zeigen würde, wie sich eine Erosion des Clivus ausnähme.

Fig. 7 stellt ein gewöhnliches Röntgenogramm dar. Die folgenden Figuren wurden mit Hilfe der neuen Methode hergestellt.

Fig. 8 a stellt einen medianen Schnitt in einer Höhe von 7.5 cm. von der Tischfläche (wie das Höhenmass anzeigt) dar. Das also hergestellte Röntgenbild lässt in überzeugender Weise die mittlere Aushöhlung der Sella turcica sehen, wie auch die artifizielle Delle im Clivus; ausserdem kann man in diesem Medianschnitt den Boden der vorderen Schädelgrube und die Grösse des Hinterhauptsloches genau bestimmen.

Der nächste Schnitt wurde, wie das Höhenmass anzeigt, 6 mm. höher gelegt (Fig. 8 b). Man sieht hier schon den Proc. clinoides posterior erscheinen, während die Bodenform der vorderen Schädelgrube sich bereits geändert hat und schon Teile der Conchae und der Cellulae ethmoidales sichtbar werden.

Die viel umstrittene Abgrenzung des Sinus sphenoidalis tritt hier klar und deutlich zu Tage. — Der letzte Schnitt, wieder zirka 6 mm. höher, geht genau durch die Brücke zwischen Proc. clinoides posterior

und Processus clinoides ant. (Fig. 8 c) und durch den Condylus occipitalis.

Fig. 9 zeigt einen in der üblichen Weise verfertigten Medianschnitt durch die Sella turcica einer Patientin mit Akromegalie.

Die Durchschnittsebene war 7.5 cm. über dem Tisch, das ist 10 cm. über der Plattenoberfläche, gewählt.

Der Abstand vom Fokus zur Platte war in unsrem Falle 777 mm. Alle im Röntgenbilde bestimmten Masse müssen also mit $\frac{777-100}{777}$ multipliziert werden, um die absoluten Abstände in der Schnittebene zu erhalten.

Über die technischen Einzelheiten sei hier noch kurz Folgendes bemerkt. In Bezug auf die Lage des Objektes, die Expositionszeit, die Stromstärke u.s.w. wurden unsere Aufnahmen unter genau den gleichen Versuchsbedingungen, wie die zur Vergleichung herangezogenen gewöhnlichen Röntgenbilder, angefertigt. Die Beleuchtungszeit war 15 Sek., bei einer Stromstärke von 1 à 2 m. A. und einer Hochspannung von 65 K.V., nur bei dem Bilde der Fig. 9 wurde ein Verstärkungsschirm verwendet.

Wir bedienten uns einer Röntgenröhre mit kleinem Fokus und einer Fokaldistanz von 777 mm. Sie durchlief in unseren Versuchen eine Spirale von 8 Windungen mit grösstem Abstand (Zentrum bis Periferie) von 20 cm. oder weniger.

Im Allgemeinen wird man, wie im Folgenden zu zeigen ist, grössere Ausschweifungen bevorzugen müssen. Wenn die störenden Details sich in in grosser Entfernung des abzubildenden Teiles befinden, kann man besser kleine Ausschweifungen benützen, damit man jenen Teil noch ganz überblicken kann.

Wir möchten als Beispiel das Os petrosum in Stenvers'scher Projektion anführen. Die Zukunft mag lehren, welche Ausschweifungen in bestimmten Fällen am zweckmässigsten sind.

Im Rahmen dieser Mitteilung müssen wir uns in der Demonstration der Querschnittsbilder beschränken, möchten aber noch in Fig. 10 einige Schnittbilder durch das Felsenbein eines intakten Skelettschädels zeigen.

Wie die Schnitte durchgelegt wurden, ist u.m. aus Fig. 6 ersichtlich. Der erste Schnitt ist dem Apex pyramidis am meisten benachbart. Beispielsweise erwarten wir guten Erfolg bei der weiteren Untersuchung der Sella turcica, wie auch bei Erkrankungen am Clivus Blumenbachii. — Bei Brückenwinkeltumoren werden Querschnitte durch das Os petrosum von grossem praktischen Nutzen sein. Seitliche Aufnahmen des Dens epistrophei, wie auch der Wirbelsäule in der Schulter- und der Hüftengegend, werden die Deutung der Einzelheiten erheblich erleichtern. Es wird ebenfalls noch näher zu untersuchen sein, inwiefern unsere Methode der Ventrikulographie und der Aufspürung von Frakturen dienen kann.

Man hüte sich hier vor Fehlschlüssen. — Frakturen dicker Knochenmassen werden nämlich auf der Platte Linien erzeugen können, obgleich sie nicht in der Schnittebene gelegen sind. Als Voraussetzungen gelten, dass die Fraktur wenig disloziert und die Knochenscheibe nicht zu dünn ist.

Aus der, während der Exposition bewegten Röhre werden die auftreffenden Strahlen jedesmal nur während kurzer Zeit die Fraktur passieren; das Schattenbild wird in dieser Zeit nur sehr wenig seinen Platz ändern, sodass bei mehrmaliger Wiederholung der gleichen Konstellation von Röhre und Platte, auf der letzteren ein ziemlich scharfes Bild der nicht in der Schnittebene liegenden Fraktur entworfen wird.

Schliesslich möchte ich noch darauf hinweisen, dass es nicht unbedingt erforderlich ist, das Fokus senkrecht über der gewünschten Schnittebene anzubringen, da man eine horizontale Ebene gleichfalls aus schiefer Richtung projizieren kann. — Wo man einen wagerechten Querschnitt durch irgend einen Körper der Wirbelsäule zu erhalten beabsichtigt, spielt gerade diese Überlegung eine grosse Rolle.

Ich möchte schliesslich auf ein theoretisches Problem aufmerksam machen, das sowohl für die Deutung der zu erzeugenden Bilder, wie für die Bedingungen, denen die technische Ausführung genügen muss, von grösster Wichtigkeit ist.

In der Schnittebene werden Einzelheiten von kleiner Dimension immer ein Bild erzeugen. Grenzfläche zweier verschieden stark resorbierenden Massen (als Spezialfall liessen sich dünne Knochenlamellen anführen) müssen ganz bestimmte Bedingungen erfüllen, will man ein Bild der Schnittlinie jener Grenzfläche mit der Schnittebene erzeugen.

Nur diejenigen Punkte dieser Schnittlinie, in welchen der bewegte Projektionsstrahl einen Augenblick an die Grenzfläche tangiert, werden abgebildet.

Fig. 11 veranschaulicht schematisch das zweifache Resultat bei der Darstellung des Schnittbildes einer Knochenplatte wobei unten (II) die günstige Versuchsbedingung vorliegt und die Kompakta abgebildet wird, während oben (I) bei ungünstigen Verhältnissen nur die Knochenbälkchen der Spongiosa dargestellt werden.

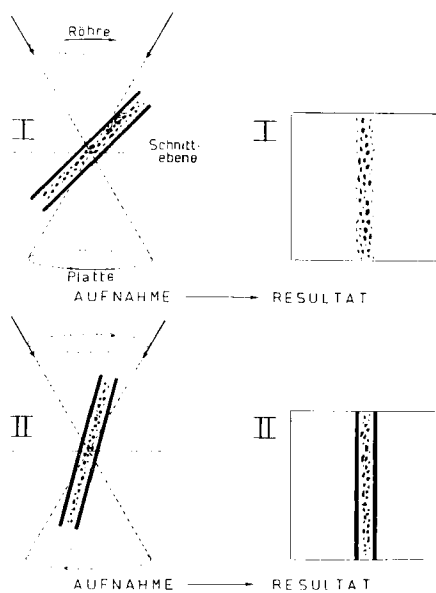


Fig. 11.

Zur theoretischen Erörterung obiger Tatsachen sei folgendes bemerkt.

In Fig. 12 wurde bei A ein Objekt, dessen Fläche einen Winkel von 30° mit der Vertikalen bildet, schematisch dargestellt. Die Pfeile geben die jeweiligen Richtungen an, in welchen die Projektionsstrahlen zwecks Abbildung eines Schnittes in der Ebene v auftreffen, bzw. durchgehen.

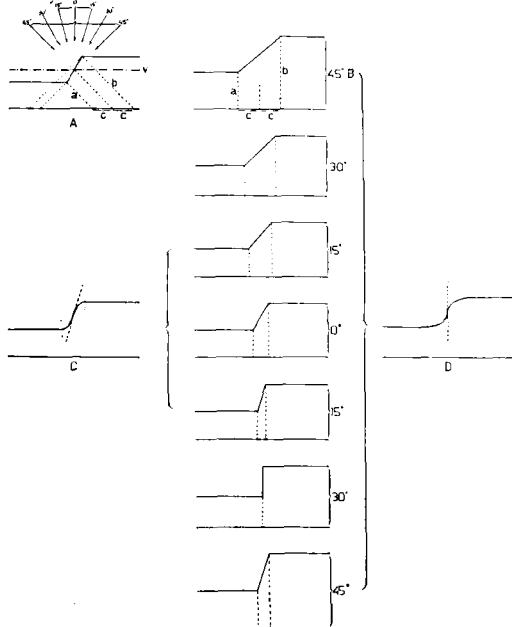


Fig. 12.

links bis 15° rechts vom Einfallslot kann bildlich dargestellt werden, indem man die bezüglichen Figuren integriert.

So entsteht Fig. C.

Integriert man alle Figuren, die entstehen beim Strahleneinfall von 45° links bis 45° rechts, so erhält man Fig. D. In Fig. C bildet die Tangente der steilsten Kurvenstrecke einen Winkel von ca. 15° mit dem Lot, in Fig. D steht sie aber senkrecht. Es folgt hieraus, dass nur im letzten Falle der Resorptionssprung so gross ist, dass eine scharfe Linie abgebildet wird.

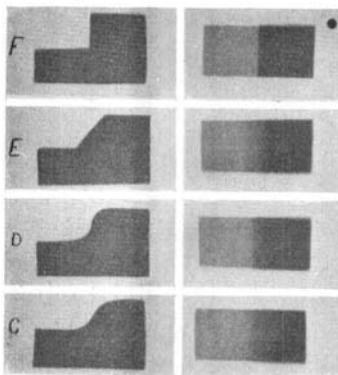


Fig. 13.

Neben diesem Schema wurde mit senkrechten Koordinaten veranschaulicht, welche Strecke die Strahlen bei einem Einfallswinkel von 45° durchdringen ehe sie die verschiedenen Punkte der photographischen Platte erreichen.

Die Strecken a und b sind also im Schema B senkrecht aufgetragen. In analoger Weise entstehen die darunterliegenden Schemen bei Einfallswinkeln von 30° , 15° von links her, bei der Bestrahlung im Einfallslot (Einfallswinkel 0°) und unter Einfallswinkeln 15° , 30° und 45° von rechts her. Man muss sich natürlich eine unendlich grosse Zahl analoger Figuren, zwischen den abgebildeten dargestellt, denken.

Die mittlere Strahlenresorption bei einer Röhrenbewegung von 15°

Zwecks näherer Veranschaulichung dieser Frage verfertigten wir Paraffinmodelle der Kurven C und D, und nahmen diese Modelle in der gebräuchlichen Weise mit stillstehender Röhre und Platte auf.

Fig. 13 zeigt die Röntgenogramme der Paraffinmodelle C und D und zur Vergleichung E und F, links bei seitlicher, rechts bei senkrechter Projektion.

Unseren Erachtens ist hiermit der Beweis geliefert, dass die obigen theoretischen Auseinandersetzungen mit der Wirklichkeit übereinstimmen.

Einen dem in E dargestellten Absorptionsverlauf ähnlichen erhält man bei sehr bestimmten

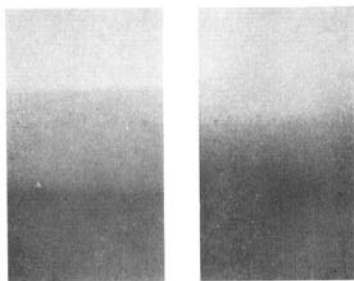


Fig. 1.



Fig. 5 a.



Fig. 5 b.

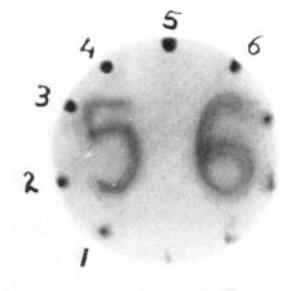


Fig. 5 c.

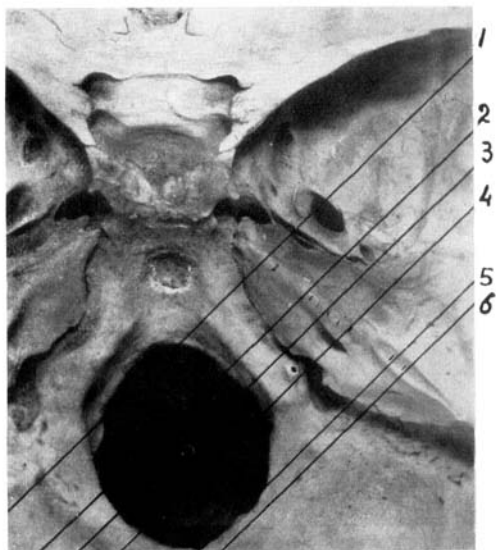


Fig. 6.

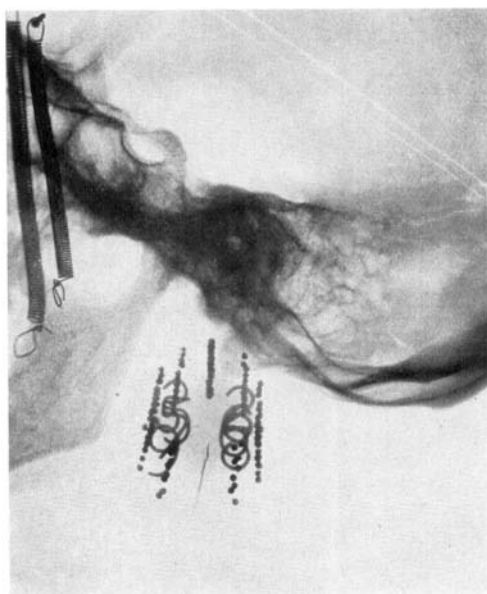


Fig. 7.

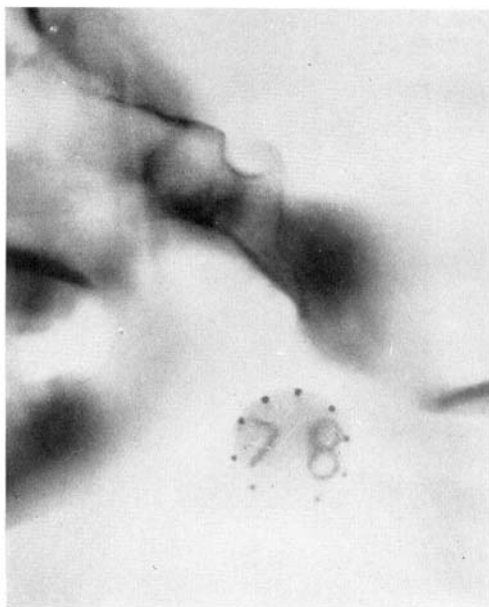


Fig. 8 a.

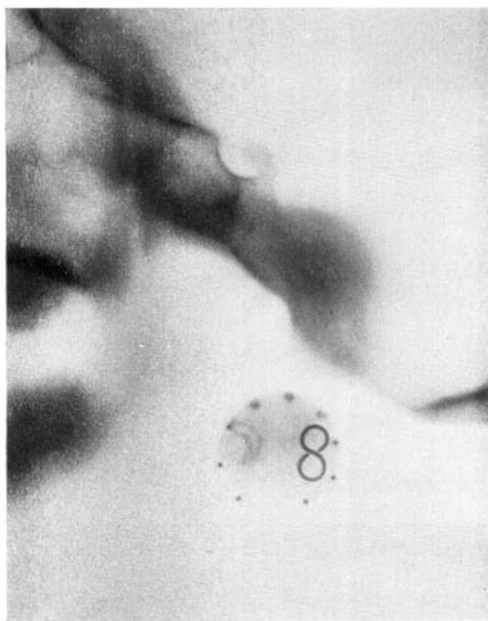


Fig. 8 b.

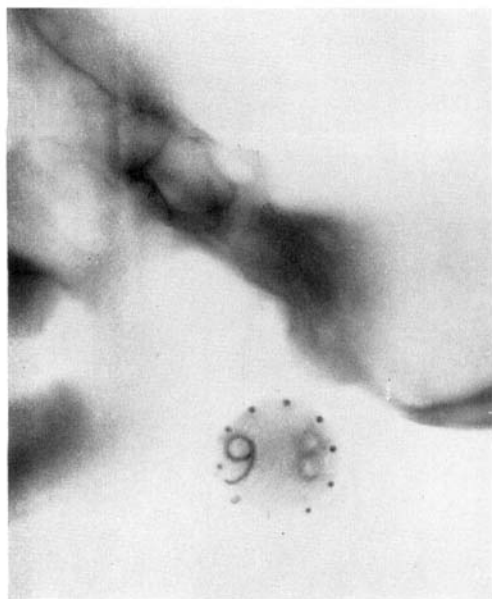


Fig. 8 c.

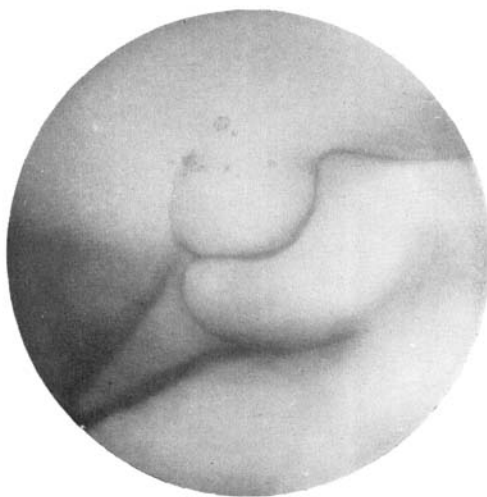


Fig. 9.

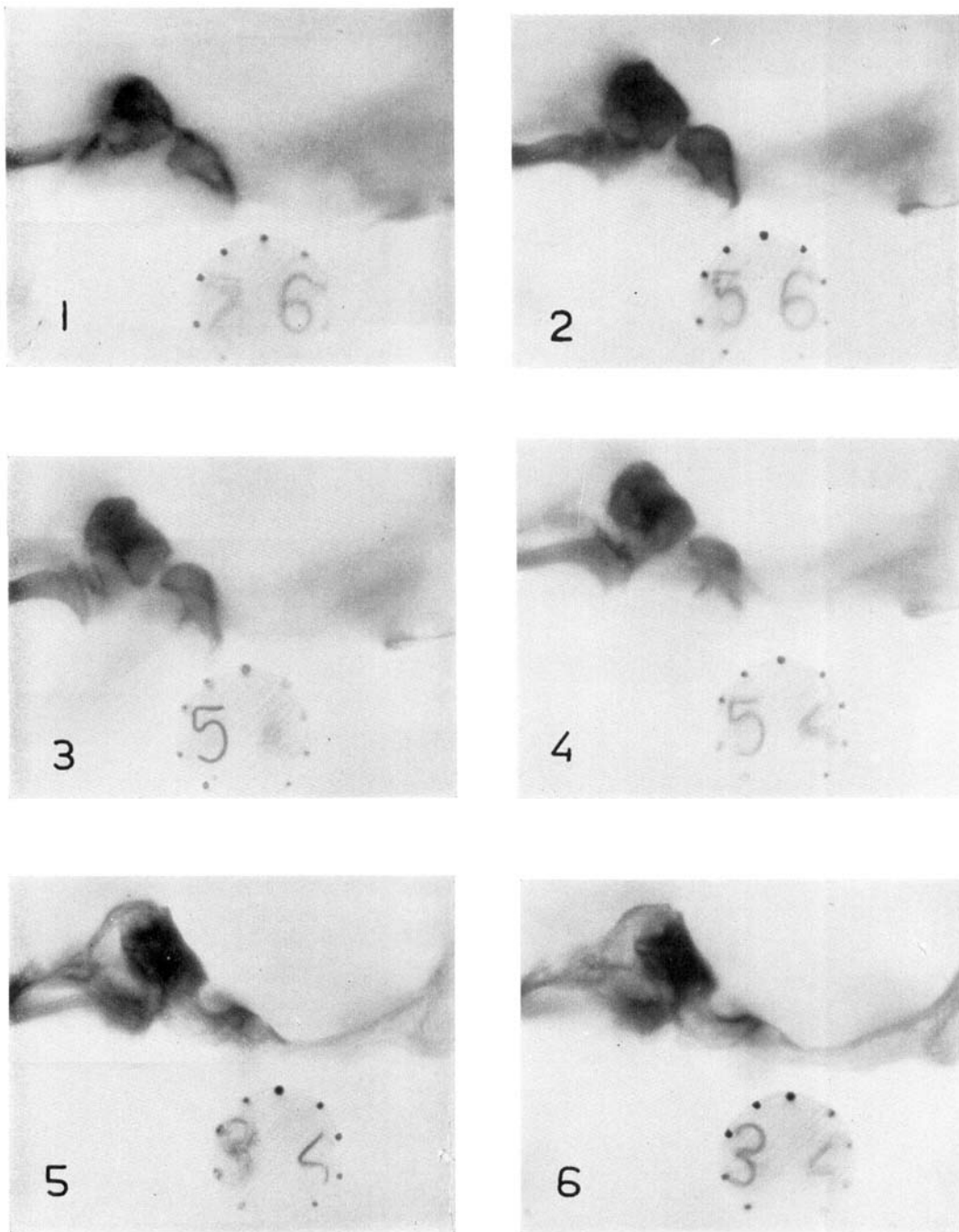


Fig. 10.

Krümmungen der zu durchschneidenden Grenzfläche und zwar wenn die Schnittpunkte der an dieser Fläche tangierenden Strahlen sich mit gleichförmiger Geschwindigkeit über die Platte bewegen.

Wir vermuten diesen Spezialfall einmal zufälligerweise wahrgenommen zu haben, als wir einen Medianschnitt durch den Clivus Blumenbachii machten.

Der Gedanke, durch Bewegung von Röhre und Platte die Wirkung einer Linse von geringer Tiefenschärfe nach zu ahmen, ist bei mir s.Z. aus der Analogie mit der Mikrophotographie hervorgegangen; jetzt stellt es sich heraus, dass die letztgenannten theoretischen und praktischen Ausführungen auch für die Mikroskopie Bedeutung haben, da auch bei dieser Technik niemals ein Bild von dünnen Membranen entstehen kann, wenn der die Membran oder Grenzfläche tangierende Lichtstrahl nicht mehr durch das Objektiv geht.

Da in unserem Institute nur Neuroröntgenologie betrieben wird, so haben wir unsere Experimente nur auf diesem Gebiete gemacht. Das neue Verfahren, für das ich den Namen Planigraphie vorschlage, lässt sich aber auch auf anderen Spezialgebieten mit Erfolg anwenden.

ZUSAMMENFASSUNG

Es wird ein Verfahren beschrieben, mit dem es möglich ist, ein scharfes Röntgenbild eines in bestimmter Höhe durch das Objekt gelegten Querschnittes zu erhalten, wobei die ausserhalb der Schnittebene gelegenen Teile verwischt werden. — Zu diesem Zweck werden während der ganzen Expositionszeit Röntgenröhre und Platte (Film) in entgegengesetztem Sinne bewegt und zwar so, dass die Projektion aller Punkte der gewählten Ebene die Platte immer an der gleichen Stelle trifft, während die Projektion aller anderen Punkte auf der Platte stets ihren Ort ändert.

Es wird eine Methode angegeben, die ermöglicht, zugleichzeit mehrere Ebenen zu projizieren, und ein einfacher Apparat beschrieben, die Schnitthöhe genau zu registrieren.

Das neue Verfahren bedingt eine modifizierte Methode zur Elimination der Sekundärstrahlen, wofür einige Lösungen angegeben werden.

Ferner wird an Hand eines Beispiels demonstriert, wie man mittelst der neuen Projektionsmethode bequem und zuverlässig Messungen am Röntgenogramm vornehmen kann.

Schliesslich werden noch einige Schwierigkeiten besprochen, die bei der Deutung der Bilder von besonderem Interesse sind.

SUMMARY

A method is described (for Röntgenography) of obtaining a sharp image of a certain section of the object in question, while everything lying outside that plane is simultaneously rendered indistinct. To this purpose the X-ray tube and film (plate) are moved about during the whole of the time of exposure in such a manner that the projections of all points of the given plane always fall on the same spot of the film while the projections of all points outside this plane always change their places.

An explanation is given (with example) how several planes can be projected simultaneously.

Several methods of eliminating the secondary rays are described, further an aid to controlling the height at which the section lies.

By means of an example we are shown how measurements can easily be taken with the help of this projection method.

Finally a few points are described which can be of the greatest importance in reading the images obtained.

RÉSUMÉ

L'auteur donne la description d'une méthode permettant en radiographie aux rayons X d'obtenir une image nette d'une section à un plan bien déterminé d'un objet en rendant diffus tout ce qui se trouve en dehors du plan de section.

A cette fin l'ampoule et la pellicule subissent pendant tout le temps de l'exposition un mouvement coordonné de telle façon que les projections successives de tous les points du plan à examiner, atteignent la pellicule toujours aux mêmes endroits. Les projections de tous les points en dehors du plan en question, changent constamment leurs endroits de rencontre avec la pellicule.

Par un exemple est démontré comment on parvient à projeter différents plans en même temps.

L'auteur décrit plusieurs méthodes qui rendent les rayons secondaires inoffensifs. En outre on donne la description d'un moyen qui permet de contrôler la hauteur du plan de section.

Un exemple expose comment on réussit sans difficultés à faire des mensurations exactes au moyen de cette méthode de projection.

A la fin sont discutés quelques détails qui sont d'une importance capitale dans l'appréciation des images obtenues.

