

Eine hochempfindliche, trägheitsfreie γ - Retina zur bildlichen Erfassung der Bewegung radioaktiver Substanzen, insbesondere in biologischen Objekten

Von WILHELM FUCKS, GERD SCHUMACHER und
ANDREAS SCHEIDWEILER

Aus dem Physikalischen Institut der Rhein.-Westf. Technischen Hochschule Aachen
(Z. Naturforsch. **12 b**, 250—254 [1957]; eingegangen am 10. Januar 1957)

Zur Untersuchung der Bewegung von γ -strahlender Materie in unzugänglichen Raumbereichen, etwa im Innern des tierischen oder menschlichen Körpers wurde eine hochempfindliche, trägheitsfreie γ -Retina entwickelt. Sie erlaubt den Übergang vom Radiophotogramm zum Radiofilm.

Im Vergleich zu der früher beschriebenen γ -Retina ist die Empfindlichkeit auf das Tausendfache gesteigert. Das zeitliche Auflösungsvermögen wurde soweit gesteigert, daß für medizinische Zwecke die Apparatur als trägheitsfrei angesehen werden kann. An Hand zahlreicher Versuche wurden die physikalischen Daten des Geräts ermittelt.

Die vorliegende Arbeit stellt sich in der Hauptsache die Aufgabe, den Übergang vom Radiophotogramm zum Radiofilm zu gewinnen und zwar insbesondere, wenn die strahlende Materie sich in unzugänglichen Raumbereichen bewegt, beispielsweise im Innern des tierischen oder menschlichen Körpers.

Verstehen wir unter A die Aktivität von γ -strahlender Materie, die irgendwie in einem Raumbereich verteilt und bewegt ist, so sind schon Verfahren bekannt, die räumliche Verteilung der Aktivität A allein zu bestimmen¹⁻⁴. Ferner sind Verfahren beschrieben worden, den rein zeitlichen Verlauf der Aktivität an einer bestimmten Stelle zu verfolgen, d. h. es sind schon gemessen die Funktion $A=f(x, y, z)$, wenn x, y, z die Raumkoordinaten sind, und die Funktion $A=f(t)$, wenn t die Zeit-Koordinate ist. Die Aufgabe der vorliegenden Arbeit ist es, gleichzeitig die räumliche Verteilung und deren zeitliche Änderung, d. h. die Bewegung des strahlenden Materials zu bestimmen, mit anderen Worten die Funktion $A=f(x, y, z, t)$.

Diese Aufgabe wird gelöst durch eine bereits in früheren Arbeiten behandelte γ -Retina, die von Fucks angegeben und gemeinschaftlich mit Knipping und Mitarbb. des Physikalischen Instituts der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen und der Medizinischen Universitätsklinik in Köln entwickelt und auf medizinische Probleme angewandt worden ist^{5, 6}. Die spezielle Aufgabe der hier vorliegenden Arbeit ist es nun, die Empfindlichkeit des Geräts um das Tausendfache zu erhöhen und das Gerät so trägheitsfrei zu gestalten, daß bei einer möglichst geringen Strahlungs-

belastung für den Patienten auch schnell veränderliche Vorgänge mit dem Film verfolgt werden können.

Denken wir beispielsweise an Kreislaufuntersuchungen, so ist mit Blutgeschwindigkeiten der Größenordnung Zentimeter pro Sekunde bis äußerstenfalls 60 cm pro Sekunde zu rechnen⁷. Die Zeit, während der ein Strahlungselement an der von einem „Bildelement“ überdeckten Fläche vorbeiströmt, ist dann je nach der Größe des Bildelementes ziemlich klein, beispielsweise für praktisch in Frage kommende Verhältnisse von der Größenordnung hundertstel oder tausendstel Sekunde.

Mit den bisher bekannten Aufnahmeverfahren für stationäre Bilder, bei denen Aufnahmezeiten in der Gegend von Min. bis zu Tagen benötigt werden, ist also die Aufgabe nicht zu lösen. Es wird vielmehr eine Anordnung gebraucht, die noch gut erfassbare Informationen liefert, wenn die Strahlung etwa einer punktförmig gedachten Aktivität A nur während der angegebenen kurzen Zeiten auf ein bestimmtes Bildelement entfällt. Diese Forderung erfüllt das nachstehend beschriebene Gerät.

Die nächste Forderung, die für die Anwendung bei biologischen Objekten gestellt werden muß, ist die einer sehr hohen Empfindlichkeit. Ist sie erfüllt, so brauchen in die biologischen Objekte nur geringe Aktivitäten eingeführt zu werden. Dadurch wird, abgesehen von einer Verringerung der Kosten für das strahlende Material, die Strahlungsbelastung etwa für einen Patienten gering gemacht. Dieser Forderung ist in dem nachstehend beschriebenen Gerät dadurch in jeder wünschenswerten Weise Rechnung getragen, daß die

¹ W. V. MAYNEORD, Brit. J. appl. Physics **4**, 353 [1953].

² H. O. ANGER, Amer. J. Roentgenol. Radium Therapy **70**, 605 [1953].

³ C. KELLERSHOHN u. P. PELLERIN, Nucleonics **13**, 34 [1955].

⁴ C. C. HARRIS, R. R. BIGELOW, J. E. FRANCIS, G. G. KELLEY u. P. R. BELL, Nucleonics **14**, 102 [1956].

⁵ W. FUCKS u. H. W. KNIPPING, Naturwissenschaften **42**, 493 [1955].

⁶ W. FUCKS, H. W. KNIPPING, E. LIESE u. W. BUDDE, Z. Naturforsch. **11 b**, 142 [1956].

⁷ H. REIN, Physiologie des Menschen, Springer-Verlag, 12. Aufl. 1956. S. 101 ff., S. 106 ff.

Empfindlichkeit im Vergleich zu dem in unseren früheren Mitteilungen behandelten Gerät hier um etwa das Tausendfache erhöht worden ist.

Die dritte wichtige Forderung für ein Gerät, wie es hier angestrebt wird, ist neben der Empfindlichkeit und dem schon besprochenen insbesondere für den Film unerlässlichen hohen zeitlichen Auflösungsvermögen ein hohes räumliches Auflösungsvermögen. Dieser Forderung entspricht das Gerät noch nicht. Man kann beispielsweise mit einem einfachen Radiogramm oder einer einfachen Lochblende ein räumliches Auflösungsvermögen erzielen, das lediglich durch die Korngröße des Photomaterials beschränkt ist. Dabei führen aber die Empfindlichkeits-Verhältnisse zu so langen Belichtungszeiten, daß diese Geräte für das Studium von schnellen Bewegungen von radioaktiven Substanzen nicht zu verwenden sind. Auf ein Gerät mit einem wesentlich verbesserten räumlichen Auflösungsvermögen kommen wir in einer nachfolgenden Arbeit zurück.

1. Beschreibung der Apparatur

Eine schematische Darstellung der Apparatur, mit der die vorliegende Arbeit durchgeführt worden ist, findet sich in Abb. 1⁸. Objektseitig ist die räumliche Ver-

teilung der Aktivität A zu einem festen Zeitpunkt durch Schraffur schematisch angedeutet. Am bildseitigen Ende der γ -Retina befinden sich die einzelnen Zählstufen, ausgerüstet mit je einem Szintillations-Zähler. Die wesentlichen Bestandteile des Zählers sind der Leucht-

stoff und der Sekundärelektronen-Vervielfacher. Für unseren Zweck hat sich als Leuchtstoff ein mit Thallium aktivierter Natriumjodid-Kristall als geeignet erwiesen. Das Emmisionsspektrum dieses Kristalls besitzt bei 4100 Å sein Maximum. Die Halbwertsbreite des Bandes beträgt 800 Å. Die Absorption des Luminiszenzlichtes im Kristall beträgt ca. 66 Prozent. Verluste treten weiterhin auf beim Übergang vom Kristall in den Multiplier. Es erreichen so ungefähr nur 10% der im Kristall erzeugten Photonen die Photokathode. Die Gesamtstrom-Verstärkung des Multipliers liegt bei normalen Bedingungen zwischen 10^5 bis 10^6 . Die am Ausgang des Vervielfachers beobachteten Spannungsimpulse liegen größenordnungsmäßig zwischen 10 und 100 mV. Aus diesen Werten ergeben sich die Anforderungen für die nachfolgende Verstärkerstufe.

Nach einer breitbandigen Vorverstärkung werden die Impulse in einer Multivibratorstufe synchronisiert. Dadurch werden unerwünschte Amplitudenschwankungen beseitigt. Gleichzeitig arbeitet der Multivibrator als Amplituden-Diskriminator, wodurch das thermische Rauschen des Multipliers unterdrückt wird. An den Diskriminator schließt sich eine Integrierstufe an, in der die Impulse ihrer zeitlichen Dichte entsprechend gesammelt werden. Am Ausgang dieser Stufe bildet sich eine Gleichspannung, welche der zeitlichen Dichte

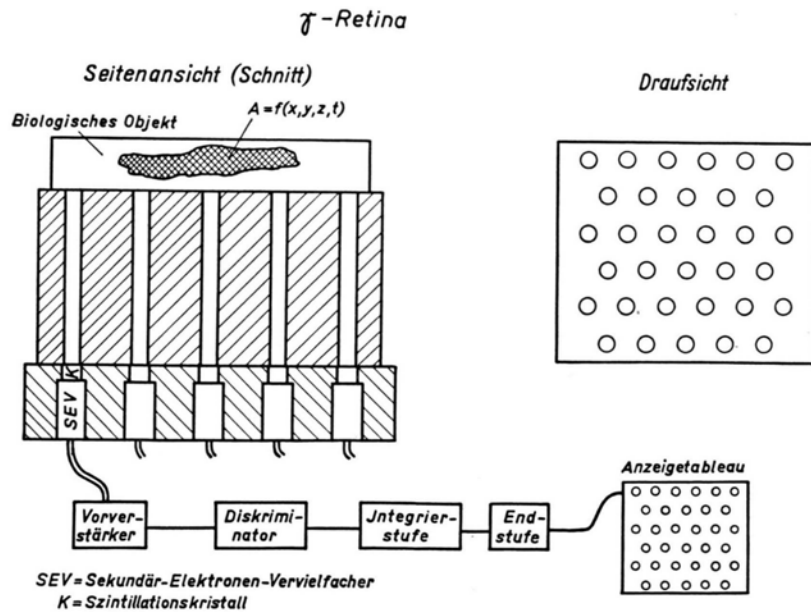


Abb. 1. Schematische Darstellung der Apparatur.

teilung der Aktivität A zu einem festen Zeitpunkt durch Schraffur schematisch angedeutet. Am bildseitigen Ende der γ -Retina befinden sich die einzelnen Zählstufen, ausgerüstet mit je einem Szintillations-Zähler. Die wesentlichen Bestandteile des Zählers sind der Leucht-

stoff und der Sekundärelektronen-Vervielfacher. Für unseren Zweck hat sich als Leuchtstoff ein mit Thallium aktivierter Natriumjodid-Kristall als geeignet erwiesen. Das Emmisionsspektrum dieses Kristalls besitzt bei 4100 Å sein Maximum. Die Halbwertsbreite des Bandes beträgt 800 Å. Die Absorption des Luminiszenzlichtes im Kristall beträgt ca. 66 Prozent. Verluste treten weiterhin auf beim Übergang vom Kristall in den Multiplier. Es erreichen so ungefähr nur 10% der im Kristall erzeugten Photonen die Photokathode. Die Gesamtstrom-Verstärkung des Multipliers liegt bei normalen Bedingungen zwischen 10^5 bis 10^6 . Die am Ausgang des Vervielfachers beobachteten Spannungsimpulse liegen größenordnungsmäßig zwischen 10 und 100 mV. Aus diesen Werten ergeben sich die Anforderungen für die nachfolgende Verstärkerstufe.

Nach einer breitbandigen Vorverstärkung werden die Impulse in einer Multivibratorstufe synchronisiert. Dadurch werden unerwünschte Amplitudenschwankungen beseitigt. Gleichzeitig arbeitet der Multivibrator als Amplituden-Diskriminator, wodurch das thermische Rauschen des Multipliers unterdrückt wird. An den Diskriminator schließt sich eine Integrierstufe an, in der die Impulse ihrer zeitlichen Dichte entsprechend gesammelt werden. Am Ausgang dieser Stufe bildet sich eine Gleichspannung, welche der zeitlichen Dichte

⁸ A. SCHEIDWEILER, Diplomarbeit, Technische Hochschule Aachen 1956.

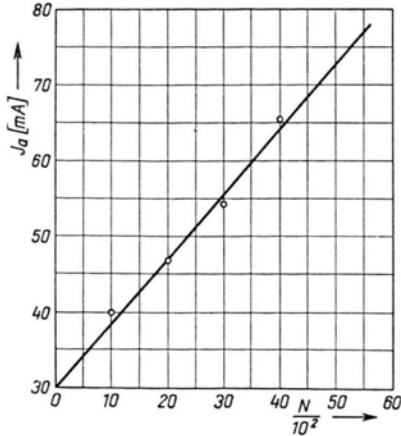


Abb. 2. Abhängigkeit des Anodenstromes der Endstufe von der Anzahl der sekundlich auf den Kristall auftreffenden γ -Quanten.

2. Zur Empfindlichkeit der Apparatur

Die Empfindlichkeit der Apparatur wird gekennzeichnet durch diejenige Anzahl der sekundlich auf den Leuchtkristall auftreffenden γ -Quanten, welche für eine einwandfreie optische Anzeige nötig ist.

Die quantitative Messung der Empfindlichkeit wurde an Hand zahlreicher Modellversuche vorgenommen. Aus den Bildern 3 bis 13 geht die Ver-

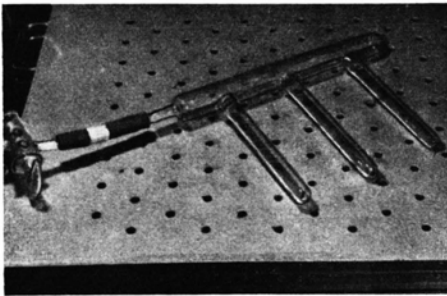


Abb. 3. Kammfigur aus Glas, gefüllt mit ^{133}Xe . Aktivität $A \approx 10 \mu\text{C}/\text{cm}^3$.

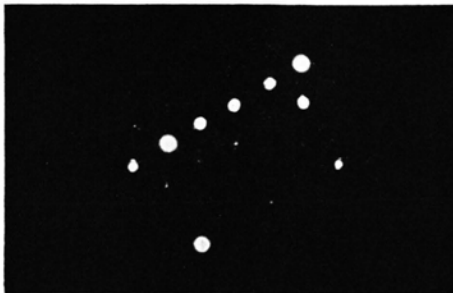


Abb. 4. Bild der in Abb. 3 gezeigten Kammfigur.

suchs-anordnung hervor. Es werden zwei Glasmodelle verwendet (Kamm- und Bronchialbaum-Modell) und ein Lungenmodell aus Glasröhren und Gummiblasen. Die Modelle konnten mit dem radioaktiven Xenon-Isotop ^{133}Xe beatmet werden. Dabei wurden sowohl die Strömungsgeschwindigkeit wie die Aktivitäten variiert.

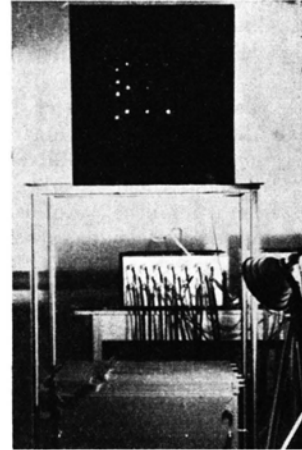


Abb. 5. Bild der gleichen Kammfigur nach 10 Tagen. Aktivität $A \approx 2,5 \mu\text{C}/\text{cm}^3$.

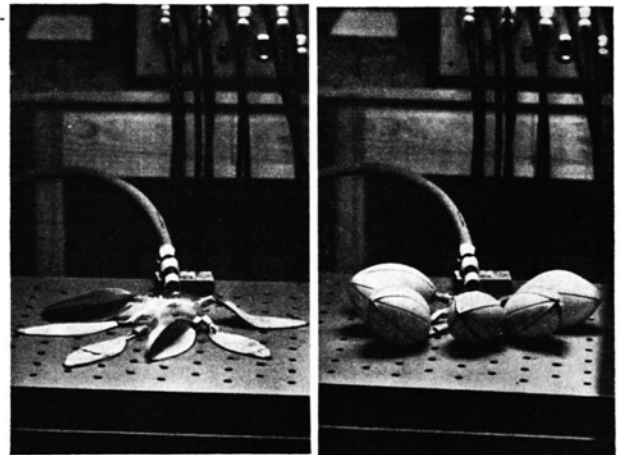


Abb. 6. Lungenmodell (leer).

Abb. 7. Lungenmodell gefüllt mit ^{133}Xe . $A \approx 10 \mu\text{C}/\text{cm}^3$.

Die Versuche hatten folgendes Ergebnis: Die Empfindlichkeitsgrenze der Apparatur liegt bei ca. 15 Quanten pro Sekunde. Für die bei Bronchien- oder Lungenuntersuchungen vorliegenden Verhältnisse entspricht dies etwa einer spezifischen Aktivität von ungefähr $2 \mu\text{C}$ pro Kubikzentimeter. Dies

bedeutet im Vergleich zu der früher beschriebenen Retina eine Verbesserung der Empfindlichkeit um das Tausendfache. Wo früher mit Aktivitäten der Größenordnung mC gearbeitet werden mußte, ge-

nügen nunmehr solche der Größenordnung μ C. Diese hohe Empfindlichkeit bedeutet, daß der menschliche Körper mit einer vollkommen unschädlichen Dosisleistung belastet wird.

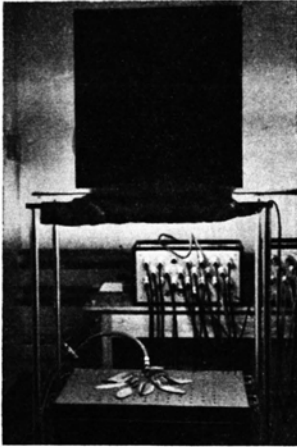


Abb. 8. Gesamtansicht der γ -Retina mit Verstärkern, Anzeigetableau und Lungenmodell vor dem Versuch.

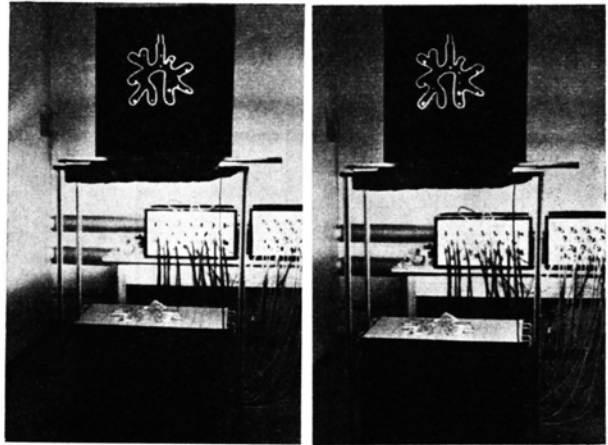


Abb. 12. u. 13. Darstellung der raum-zeitlichen Dichteschwankungen im Glasmodell während des Einströmvorganges.

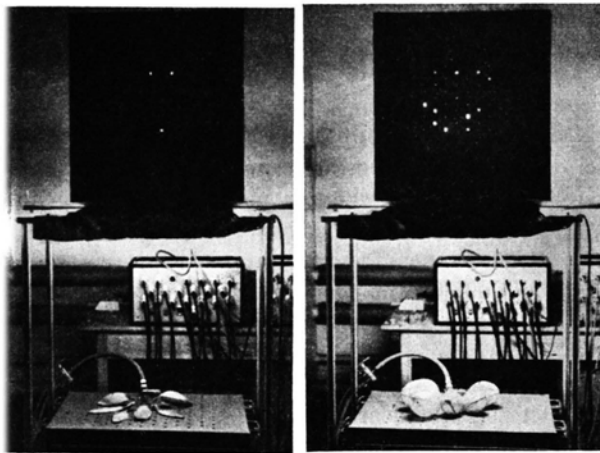


Abb. 9. u. 10. Darstellung der Bewegung und Verteilung von radioaktivem Xenon in der „Lunge beim Einatmen“. Die Aktivität in der „Lunge“ betrug maximal 500μ C.

3. Zur Trägheitsfreiheit der Apparatur

Neben einer großen Empfindlichkeit lautet die zweite Forderung: Trägheitsfreiheit bei den vorgegebenen Geschwindigkeiten. Zur zahlenmäßigen Ermittlung wurde folgender Versuch gemacht.

Ein als punktförmig anzunehmendes radioaktives Präparat A fällt aus der Höhe h an einem Zählkanal vorbei (Abb. 14). Beim Passieren der Rohrmündung besitzt der Körper etwa die Geschwindigkeit $v = \sqrt{2gh}$ ($g = 981 \text{ cm/sec}^2$; $h = \text{Fallhöhe in cm}$). Die Fallhöhe wurde solange variiert, bis der Körper vorbeifiel ohne daß eine Anzeige bemerkt wurde. Ergebnis: Ein Präparat der Intensität 60μ C, das

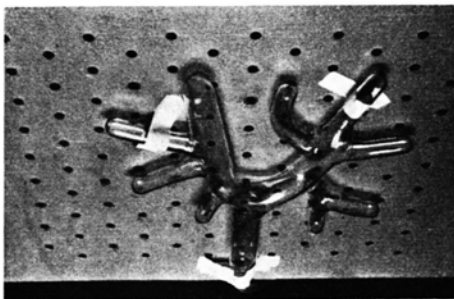
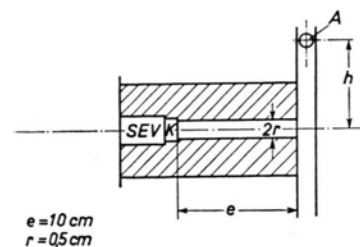


Abb. 11. Glasmodell eines Bronchialbaumes.



Fallversuch zur Bestimmung der Verweildauer τ

Abb. 14. Schematische Darstellung der Versuchsanordnung zur Bestimmung der Verweildauer τ .

mit der Geschwindigkeit von etwa 1,5 m/sec den Kanal passierte, wurde noch einwandfrei registriert.

Versuche mit anderen Aktivitäten haben ferner gezeigt, daß für $A \geq 10 \mu\text{C}$ zwischen der Aktivität A und der maximalen noch erfaßbaren Geschwindigkeit v_{max} in erster Näherung ein linearer Zusammenhang besteht (vgl. Abb. 15). Die für eine deutliche

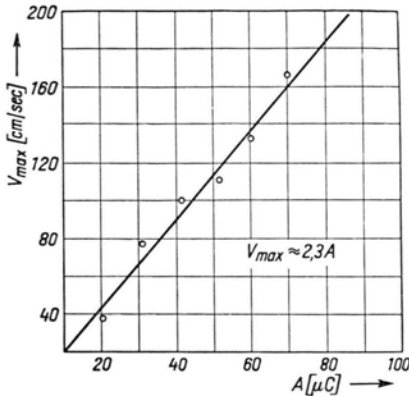


Abb. 15. Maximal erfaßbare Geschwindigkeit v_{max} in Abhängigkeit von der Aktivität.

Anzeige noch erforderliche Verweildauer (in Tausendstelsekunden) vor einem Meßkanal abhängig von der Aktivität A geht aus Abb. 16 hervor.

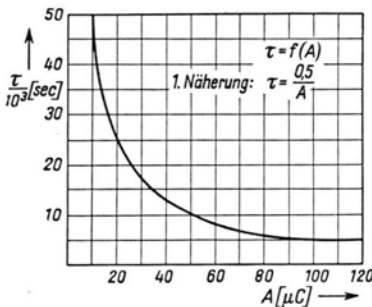


Abb. 16. Die erforderliche Verweildauer (in tausendstel Sekunden) vor einem Meßkanal in Abhängigkeit von der Aktivität A .

Weitere Versuche zur Untersuchung der Trägheit wurden durch Pendelbewegungen über der γ -Retina gemacht. Hierbei bewegte sich ein mit ^{133}Xe gefüllter Gummiball mit einer Geschwindigkeit von etwa

1,5 m pro Sekunde an einer Reihe von Kanälen entlang ohne daß Trägheitseffekte auftraten, d. h. der Vorgang wurde ohne merkliche Verzögerung auf dem Anzeigetableau wiedergegeben. Die Intensität der Aktivität im Gummiball betrug dabei etwa $70 \mu\text{C}$ (Abb. 17).

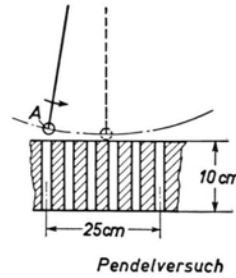


Abb. 17. Schematische Darstellung der Versuchsanordnung zur Untersuchung der Trägheitsfreiheit (Pendelversuch).

4. Aufnahme von Filmen und Schlußbemerkung

Nachdem die erforderliche Empfindlichkeit sichergestellt war, wurde mit Hilfe eines Lungenmodells der „Atmungsvorgang“ gefilmt (vgl. Bilder 6 bis 10). Es zeigte sich, daß das Gerät die Abhängigkeit der zeitlichen Verläufe mit aller wünschenswerten Genauigkeit lieferte.

Das räumliche Auflösungsvermögen, wenigstens bei dem vorstehend beschriebenen Gerät, erlaubt es, bereits eine ganze Reihe von medizinisch wichtigen Aufgaben in Angriff zu nehmen. In Kürze wird darüber von uns gemeinschaftlich mit KNIPPING und Mitarbb. ausführlicher berichtet werden.

Es bleibt aber selbstverständlich eine besonders wichtige Aufgabe, nachdem den Forderungen der Empfindlichkeit und der Trägheitsfreiheit Genüge geleistet ist, nunmehr auch das räumliche Auflösungsvermögen um mehrere Zehnerpotenzen zu steigern. Die Arbeiten an dieser Aufgabe sind im Gang, es soll in Kürze über einen ersten Schritt in dieser Richtung berichtet werden, bei dem das räumliche Auflösungsvermögen knapp zwei Zehnerpotenzen höher ist als bei der vorliegenden Kamera. Durch Übergang zur Zentralprojektion soll dann ein insgesamt etwa tausendmal besseres räumliches Auflösungsvermögen erzielt werden.