

Weitere Ergebnisse der Ultraschalluntersuchung bei Gehirnerkrankungen.

Von

Karl Theo Dussik, Bad Ischl.

Mit 13 Textabbildungen.

Herr Präsident, meine Damen und Herren!

Zunächst darf ich den Herren Professoren des Kongreßkomitees meinen Dank für die Ehre aussprechen, daß ich in dieser berühmten Stadt und bei diesem so bedeutsamen Kongreß die Frage der Ultraschalluntersuchung bei Gehirnerkrankungen zur Diskussion stellen kann. Ich möchte dabei auch besonders Herrn Prof. *Milletti* danken, der uns die Freude machte, unsere Arbeitsstätte in Bad Ischl zu besuchen.

Bei der Ultraschalluntersuchung des Gehirnes verwenden wir ein neues Prinzip der bildhaften Darstellung gewisser Einzelheiten des lebenden Gehirnes. Ich gab im Jahre 1937 als Arzt der Wiener Universitätsnervenklinik Professor *Pötzls* ein eigenes Verfahren an, das wir später *Hyperphonographie* nannten, und das auf Ultraschall-durchstrahlung des Gehirnes beruht.

Die Besprechung unserer Methode läßt sich am besten mit einer Übersicht der bekannten Gründe für die Schwierigkeiten einleiten, die sich für die Gewinnung diagnostischer Hinweise bei Gehirnerkrankungen mittels einer Röntgenaufnahme des Schädels ergeben, Schwierigkeiten, die grundsätzlicher physikalischer Art sind.

Durch die Gegenüberstellung der Darstellungsgesetze mittels Röntgenverfahren und Hyperphonographie können wir auch einen Ausblick auf die Aussichten des neuen Verfahrens gewinnen.

Ohne Kontrastfüllung sehen wir am Röntgenbild des Schädels bekanntlich keinerlei Einzelheiten des Gehirnes, auch wenn umfangreiche krankhafte Prozesse vorliegen, sondern bestenfalls — und zwar nur selten genügend eindeutig — indirekte Hinweise auf diese durch Knochenveränderungen oder ähnliches. Dies ist durch die Art und Weise bedingt, wie ein Röntgenbild überhaupt zustande kommt. Am Leuchtschirm oder auf der photographischen Platte kommt es zu verschiedenen Lichtverteilungen, zu einer Art Schattenbild, weil der Röntgenstrahl im Objekt von dessen Anteilen in unterschiedlichem Ausmaße geschwächt wird. Die medizinische Verwendbarkeit des Röntgenbildes und deren Grad hängen von einer Reihe von Bedingungen ab. Im Laufe der technischen Entwicklung der letzten Jahrzehnte sind viele davon in bewunderungswerter

Weise verbessert worden, es gibt aber Bedingungen, die auch bei jeder denkbaren technischen Verfeinerung der Röntgendiagnostik unüberschreitbare Grenzen setzen müssen.

Bei jedem Schattenbild erzielt man scharfe Begrenzungen erstens nur dann, wenn die Lichtquelle genügend punktförmig ist, wofür sich beim Röntgenverfahren keine Schwierigkeit ergibt. Zweitens kommen deutliche Schattenbilder offensichtlich nur zustande, wenn die Wellenlänge der Strahlung gegenüber den Abmessungen der voneinander abzugrenzenden Details des Objektes genügend klein ist. Diese Forderung ist hier geradezu ideal erfüllt, liegt doch die Wellenlänge des diagnostischen Röntgenbereiches zwischen $0,48 \text{ \AA}$ ($1 \text{ \AA} = 10^{-8} \text{ cm}$) bis $0,76 \text{ \AA}$. Die Wellenlänge liegt also jedenfalls weit unter jedem relevanten Bereich der darzustellenden Einzelheiten (sogar unter dem Durchmesser der Atome).

Eine weitere Bedingung ist jedoch seit Anbeginn das Hauptproblem der Röntgendiagnostik, nämlich die Voraussetzung für die Erzielung genügend *kontrastreicher* Bilder. Um nun die Bedingungen für das Zustandekommen der Kontraste so erörtern zu können, daß wir sie dann mit den Bedingungen bei der Ultraschalluntersuchung vergleichen können, müssen diese wenigstens in einigen allgemeinen Grundlagen wiederholt werden.

Die Unterschiede in der Schwächung der Röntgenstrahlung durch die verschiedenen Bereiche des Untersuchungsobjektes können natürlich nur abgeleitet werden aus den Bedingungen für diese Schwächung.

Die Gesamtschwächung der Röntgenstrahlung kann — allgemein gesagt — als Ausdruck einer Wechselbeziehung einerseits der Atome, aus denen sich die jeweilige materielle Schichte zusammensetzt, mit denen der Strahlung andererseits verstanden werden. Maßgebend sind dabei die elektrischen Ladungen der Atome (nicht etwa unmittelbar ihre Masse), weil auf diese das elektromagnetische Feld der Strahlung Kraftwirkungen ausübt.

Die Gesamtschwächung der Röntgenstrahlung setzt sich zusammen: 1. aus der *Absorption* (die zu Fluoreszenzstrahlung, lichtelektrischer Elektronenaussendung usw. führt), 2. aus der Streuung. (Der dritte Faktor, der Energieverlust der Strahlung zufolge ihrer Stoßwirkung auf Elektronen, der sogenannte *Compton-effekt* spielt erst bei extrem kurzwelliger Strahlung eine Rolle.)

Eine materielle Schichte von der Dicke d setzt die Intensität eines parallelen, monochromatischen Röntgenstrahlenbündels J_0 , das die Schichte d durchsetzt, auf den Wert J_d herab. Es besteht folgende Beziehung:

$$J_d = J_0 e^{-\mu d}$$

In dieser Beziehung ist e die Basis der natürlichen Logarithmen ($e = 2,7182\dots$) und μ der „Schwächungskoeffizient“, während d die durchstrahlte Schichtdicke bedeutet.

Der Schwächungskoeffizient μ hängt nun einerseits von der Wellenlänge λ der Strahlung, andererseits vom absorbierenden Stoff ab.

Welches sind nun die *Faktoren*, die das Ausmaß der Schwächung bedingen, wenn man von der gleichen Wellenlänge ausgeht? Erstens zeigt es sich bekanntlich, daß die *Dichte* des Stoffes ζ eine Rolle spielt, d. h. dichtere Stoffe absorbieren stärker als weniger dichte Stoffe. Wären jedoch die Unterschiede des Schwächungskoeffizienten für verschiedene Stoffe nur durch deren verschiedene Dichte bedingt, so müßten bei konstantem Produkt $\zeta \cdot d$ dickere Schichten geringerer Dichte ebenso stark absorbieren wie dünnere Schichten größerer Dichte. Dies trifft bekanntlich keineswegs zu. Es ergibt sich daraus, daß der durch die Dichte ζ geteilte Wert des Schwächungskoeffizienten μ , also

μ/ζ , der „totale Absorptionskoeffizient“ das Verhalten einer bestimmten materiellen Schicht hinsichtlich der Intensitätsschwächung des durchgehenden Röntgenstrahlenbündels charakterisiert.

Mit Rücksicht auf das Gesagte läßt sich μ/ζ zerlegen in

$$\frac{\mu}{\zeta} = \frac{\tau}{\zeta} + \frac{\sigma}{\zeta}$$

wobei τ der Absorptionskoeffizient und σ der Streukoeffizient genannt wird.

Der Anteil der Streuung ist nur bei kurzen Wellen und für die Elemente niedriger Ordnungszahl Z von relativer Bedeutung. σ/ζ wächst vom Grenzwert 0,2 (bis $Z \approx 30$) auf 0,7 für schwere Elemente. Der eigentliche Absorptionskoeffizient τ wächst innerhalb gewisser Bereiche stetig mit der Ordnungszahl und Wellenlänge gemäß der Formel

$$\frac{\tau}{\sigma} = C \cdot Z^4 \cdot \lambda^3$$

Allerdings wird dieser gleichmäßige Anstieg mehrfach durch sogenannte Absorptionskanten unterbrochen, an denen die Absorption geradezu sprunghaft zurückfällt.

Daß nun der Absorptionskoeffizient τ/ζ mit der vierten Potenz der Ordnungszahl des Elementes wächst, ist der mathematische Ausdruck dafür, daß es für das Ausmaß der Schwächung eines Röntgenstrahlenbildes am meisten darauf ankommt, was für Elemente an der betreffenden Stelle das Untersuchungsobjekt zusammensetzen, Unterschiede ergeben sich nur dann, wenn Elemente entsprechend differenter Ordnungszahlen an dem Aufbau des betreffenden Objektbereiches beteiligt sind in Abhängigkeit vom Gewichtsverhältnis. Im Röntgenbild sehen wir daher die Abgrenzung des Knochens, wegen seines Reichturns an Calcium mit der Ordnungszahl $Z = 20$ gegenüber dem hauptsächlich aus Sauerstoff ($Z = 8$), Wasserstoff ($Z = 1$) und Kohlenstoff ($Z = 6$) zusammengesetzten weicheren Körpergewebe, andererseits lufthältige Höhlen.

Wir können aber selbst bei noch so verfeinerter und entwickelter Technik niemals hoffen, daß das Röntgenbild uns dort Kontraste liefern kann, wo sich die einzelnen Bereiche eines darzustellenden Körpergebietes voneinander nicht oder nur gering hinsichtlich ihrer chemischen Zusammensetzung voneinander unterscheiden. Denn bei annähernd gleicher Dichte und bei gleicher chemischer Zusammensetzung der verschiedenen Teile eines Objektes ist auch das Ausmaß der Schwächung des Röntgenstrahles gleich. Die gegenseitige Lagerung der Atome und Moleküle, die Verschiedenheiten der chemischen Bindungen spielen keine Rolle (Strukturen erzeugen also nur insoweit Kontraste als sich ihre, verschiedenen Komponenten verschieden chemisch aufbauen, bei gleichem chemischen Aufbau bedeutet erst der schalenförmige Aufbau der Elektronenhüllen der Atome selbst, durch den das Auftreten der erwähnten Absorptionskanten erklärt wird, für die Röntgenstrahlung eine Art Struktur). Für die Röntgenabsorption ist es gleichgültig, ob sich die Moleküle in der einen oder in der anderen Art aneinander lagern, auch irrelevant, ob es sich um ringförmige Moleküle handelt, oder z. B. um langgestreckte Ketten, die zu Faserstrukturen führen, ob innere Grenzflächen vorhanden sind oder nicht usw.

Es ist also grundsätzlich unmöglich, zwischen Anteilen des Körpers Kontraste im Röntgenbild erreichen zu wollen, die voneinander nicht durch differente chemische Zusammensetzung, sondern nur durch die mikromechanische Struktur unterschieden sind, also z. B. zwischen einem Gehirntumor und dem normalen Hirngewebe.

Wollen wir hier weiterkommen, gibt es nur folgende Wege:

a) Die *Kontrastmethoden*, die künstlich schattengebende Substanzen in die präformierten Hohlräume des Körpers einführen, im speziellen Fragengebiet also die *Pneumographie* bzw. die *Arteriographie*.

b) zu einer *anderen Energieform überzugehen*, die grundsätzlich andere Schwächungsgesetze aufweist.

Es hat sich nun gezeigt, daß sich hierfür hochfrequente mechanisch-elastische Schwingungen, also der sogenannte *Ultraschall* eignet, da es sich nicht um elektromagnetische Schwingungen handelt, die auch im extremen Vakuum sich ausbreiten, sondern um Schwingungsvorgänge, bei denen die materiellen Teilchen selbst Bewegungsimpulse erhalten und diese weiterleiten (wie beim Hörschall, nur mit unvergleichlich höheren Schwingungszahlen). Bei den Ultraschallwellen werden die durch die mechanisch-elastischen Kräfte bewirkten Änderungen des Bewegungszustandes der Teilchen natürlich unmittelbar von deren Größe und Schwere abhängen, ihre gegenseitige räumliche Beziehung, also die „mikromechanische Struktur“ wird den ganzen Schwingungsvorgang und seine Ausbreitung entscheidend beeinflussen. Dadurch wird aber auch die Schwächung eines Ultraschallbündels in sehr hohem Maße von strukturellen Unterschieden abhängig sein, z. B. werden sich verzweigte Strukturen in den mechanischen Schwingungen gegenseitig behindern, „sperriger“ verhalten, als z. B. feinkörnige, kugelig-glatte, so daß im ersten Fall viel größere Reibungsverluste auftreten werden. Im inhomogenen Gefüge bewirken die lokalen Unterschiede der Schallhärte und Schallgeschwindigkeit in ihren Einzelheiten äußerst komplizierte Reflexionen und Brechungen an mehr oder minder ausgeprägten inneren Grenzflächen, wodurch ein erheblicher Teil der Schwingungsenergie durch Streuung verloren gehen kann, der durch Beugungserscheinungen noch weiter vergrößert wird, besonders dann, wenn die Lineardimensionen der Inhomogenitäten mit der Wellenlänge des Ultraschallbündels vergleichbar sind. Im großen und ganzen können wir sagen, daß auch *bei gleichem chemischem Aufbau strukturverschiedene Objekte bei Durchschallung sehr bedeutende Unterschiede hinsichtlich der Schallschwächung* zeigen können, ganz im Gegensatz zu ihrem Verhalten bei Durchleuchtung mit Röntgenstrahlen.

Da die für diese relevante chemische Zusammensetzung aus den einzelnen chemischen Elementen hinsichtlich der Röntgenschwächung die gleiche ist, ob es sich nun um normales Hirnparenchym, Liquor cerebrosinalis oder um das morphologisch veränderte Ge-

webe eines Hirntumors (mit Ausnahme einer Verkalkung) handelt, mußten die Kontrastverfahren eingeführt werden, die ja erst den großartigen Aufschwung der modernen Neurochirurgie ermöglichten. Beim Ultraschall aber kommt es nicht so sehr darauf an, welche Elemente das Untersuchungsobjekt zusammensetzen, sondern darauf, *wie das schwächende Objekt strukturiert ist*. Verschiedene Teilchengröße oder Unterschiede in ihren gegenseitigen Beziehungen, Unterschiede im kolloidalen Dispersionsgrad, also die *mikromechanische Struktur* bedingen bereits veränderte Elastizitäts- und Viskositätsverhältnisse, die für die Ultraschallschwächung größenordnungsmäßig entscheidend, für die Röntgenschwächung praktisch irrelevant sind.

Sie sehen, meine Damen und Herren, daß hier biologisch grundsätzliche Faktoren eine Rolle spielen, denn die lebenden Zellen und Zellverbände sind durchwegs kolloidale Systeme und sehr wichtige Lebens- und Krankheitsvorgänge hängen mit Vorgängen im Bereiche dieser mikromechanischen Struktur Faktoren zusammen.

Im Röntgenbilde gibt also das Gehirnparenchym, der Liquor und ein Gehirntumor, da diese Darstellungsobjekte weitgehend aus den gleichen Elementen in annähernd gleicher mengenmäßiger Verteilung zusammengesetzt sind, keine gegenseitigen Kontraste. Für den Ultraschall ist das grundsätzlich anders: Für seinen Schwächungskoeffizienten ist der Liquor eine homogene, leicht durchdringbare Schichte wie Wasser; das Gehirngewebe mit seinem kompliziert strukturierten Aufbau, den zahllosen Grenzflächen zwischen den Zellen und Zellverbänden und Zwischensubstanzen, seiner Faserstruktur usw. stellt dagegen ein erheblich größeres Hindernis für die Fortleitung einer solchen mechanischen Schwingung wie die des Ultraschalls dar.

Auf diesen Grundlagen beruht die Möglichkeit, ohne Kontrastfüllung die liquorhaltigen Ventrikel vom umgebenden Hirngewebe zu differenzieren, ergeben sich teilweise erst in Zukunft zu verwirklichende Aussichten, direkt im Bilde weitere Einzelheiten des Gehirnaufbaues und seine eventuellen Abweichungen von der Norm am lebenden Menschen zu gewinnen. Zunächst zeigte sich weiter, daß krankhafte Veränderungen im Hirngewebe, wie sie z. B. die verschiedenen Arten des Hirntumors, aber auch entzündliche Veränderungen oder Ödeme bedingen, genügend Unterschiede gegenüber dem normalen Hirngewebe aufweisen, um im Ultraschallbild Kontraste zu ergeben.

Meine Damen und Herren, es erschien mir nötig, diese theoretischen Grundlagen zu erörtern, weil wir ja erst am Anfange der Entwicklung stehen und ich glaube, daß das Interesse an dem

neuen Verfahren zunächst noch stärker durch die sich eröffnenden Möglichkeiten, als die bisher erreichten praktischen Ergebnisse geweckt werden kann, die ja noch die Unvollkommenheiten jeder Anfangsperiode an sich tragen. Man kann aber sagen, daß trotz der beklagenswerten Beschränktheit der Mittel, die wir bisher für die Entwicklung dieser Methode aufwenden konnten, die bisherigen Ergebnisse unsere geschilderten Voraussetzungen auch praktisch bestätigen. Es ist uns nicht unbekannt, daß sich Bedenken erheben ließen, die vor allem seitens der Physiker hinsichtlich der Verlässlichkeit der Bilder und hinsichtlich der Frage ergaben, ob wirklich die medizinisch wichtigen Details derart beschaffen seien, daß sie uns genügend bildhafte Kontraste ergeben. Gestatten Sie, daß ich diese Frage nunmehr nicht mehr theoretisch, sondern durch weitere praktische Ergebnisse behandle, indem ich Ihnen einen Ausschnitt aus unseren Arbeiten an Hand verschiedener Bilder gebe.

Zunächst möchte ich aus dem Jahre 1940 das Resultat eines Vorversuches an einem anatomischen, in Formol gehärteten Gehirnpräparat zeigen (Abb. 1). Man sieht, daß sich im Bereiche des Ventrikelabschnittes eine wesentlich geringere Schallschwächung erkennen läßt, als sonst.

Seit dem Beginn dieser Arbeiten im Jahre 1937 hat bekanntlich der Ultraschall in der Medizin als Behandlungsmethode ein großes Feld errungen. Wir stehen auf Grund von über 30.000 Beschallungen (aus therapeutischen Gründen) auf dem Standpunkt, daß diese neue und eigenartige Energieform in mancher Hinsicht eine wertvolle Ergänzung unserer therapeutischen Möglichkeiten ist. Dies gilt unserer Erfahrung nach besonders für rheumatische Erkrankungen der Gelenke, Muskeln und Nerven, aber auch für manche Erkrankungen des Zentralnervensystems, so für die multiple Sklerose.

Die diagnostische Anwendung des Ultraschalls war 1937 überhaupt noch nicht bekannt. Auf Grund meines Verfahrens aus dem Jahre 1937 hat mein Bruder, der Physiker Dr. *Friedrich Dussik*, im Jahre 1946 das erste und bisher leider noch einzige Gerät konstruiert und gebaut, mit dem systematische Gehirnuntersuchungen möglich wurden.

Dieses Verfahren der Hyperphonographie verwendet einen dünnen Ultraschallstrahl, mit dem wir so zeichnen lassen, wie mit einem dünnen Lichtstrahl. Ein piezoelektrischer Quarz erzeugt ein Ultraschallbündel von der Stärke eines dünnen Bleistiftes. Der Kopf des Patienten befindet sich mit seinem Hirnschädel in einer wassergefüllten Wanne. Der Ultraschall tritt auf der einen Seite ein, erfährt im Schädelinneren seine charakteristische Schwächung und trifft auf der anderen Seite wieder auf einen piezoelektrischen

Quarz. Dieser setzt ihn exakt der Intensität entsprechend in elektrische Spannungen um, die nach den üblichen Methoden der Hochfrequenztechnik gleichgerichtet und verstärkt werden. Die Höhe der durch den antreffenden Ultraschall erzeugte Spannung wird nun einfach durch ein Lämpchen photographisch registriert.

Wir lassen das Ultraschallbündel senkrecht zu seiner Hauptstrahlrichtung durch das Objekt wandern, und zwar einmal hin und einmal her, am Zeilenende erfolgt ein kleiner Schritt, so daß das Untersuchungsobjekt zeilenweise mäanderförmig abgetastet wird, ähnlich wie

basale Schnittfläche des Präparates

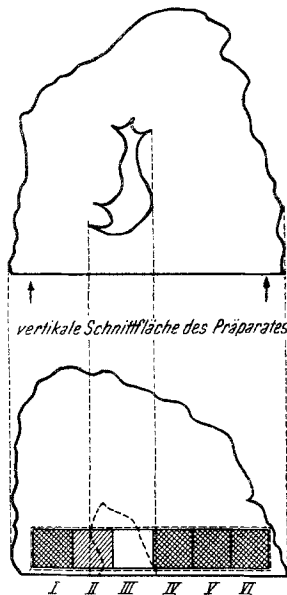


Abb. 1. Teil eines Ultraschallbildes von einem Gehirnpräparat (1940). (In Formol gehärtet.) Die aus der oberen Umrißzeichnung zu erkennende Ventrikelpartie bedingt im hier abgebildeten Streifen eine wesentlich geringere Schallschwächung. (Je größer die Schallschwächung, desto dunkler das Feld des Ultraschallbildes.)

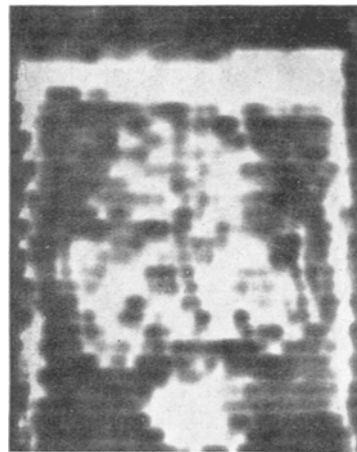


Abb. 2. Hyperphonogramm des Gehirnes eines jungen Rindes. Das frische Präparat liegt in Wasser in einer Glasküvette; trotz der noch groben Zeilen kann man die beiden Großhirnhemisphären, die Fissura longitudinalis mediana, Andeutungen der Ventrikel sowie das Kleinhirn erkennen.

die Bildfläche beim Fernsehen. Das Hyperphonogramm kommt auf der Registriereinrichtung zustande.

Wie sie sehen, ist das Verfahren grundsätzlich sehr einfach. Seine Durchführung ist aber doch recht schwierig, weil eine Fülle von Variablen, so die Ausgangsspannung am Quarz, die Empfindlichkeit des Empfängers, die Verstärkung, die Modulation usw. zu einem optimalen Arbeitspunkt kombiniert werden müssen. Weiters sind eine Anzahl von Erfahrungen nötig gewesen, um durch das Zusammenwirken des Physikers mit dem Arzt praktisch brauchbare Resultate zu erhalten.

Es waren daher eine Reihe von Vorversuchen, erst an Modellen, dann am Versuchstiere bzw. am Gehirn von Tieren nötig.

In Abb. 2 sehen Sie das Hyperphonogramm des Gehirnes eines jungen Rindes in einer Glasküvette.

Bezüglich der Untersuchungen am Menschen konnten wir auf keinerlei frühere Erfahrungen aufbauen. Wir konnten auch nicht von vorneherein sagen, ob und inwieweit es gefahrlos möglich wäre, überhaupt das Gehirn des lebenden Menschen zu durchschallen. Ich hielt mich deshalb für verpflichtet, mit Selbstversuchen zu beginnen, die 1940 gemeinsam mit *Hofbauer* und *Reisinger* durchgeführt wurden. Sie ergaben nicht die geringsten Anhaltspunkte für irgendwelche Gefahren, obwohl wir damals erheblich höhere Intensitäten verwendet haben, als heute.

Heute können wir sagen, daß das Verfahren völlig ungefährlich ist, wobei wir glauben, daß folgende Voraussetzungen eingehalten werden sollen:

1. Das Wichtigste ist die *niedrige Intensität*. Wir verwenden heute praktisch einen Bruchteil der Intensität, die wir bei der Therapie (und zwar auch im Bereiche des Zentralnervensystems) benutzen; maximal nicht mehr als $\frac{1}{10}$ Watt pro Quadratcentimeter.

2. Das lebende Gehirngewebe soll jeweils nur mit einem ganz schmalen, begrenzten Teil dem Schallfelde ausgesetzt sein, d. h., es soll ein *dünnes Ultraschallbündel* verwendet werden und die Frequenz eine gute Bündelung, die Ankopplung einen möglichst umgrenzten Eintritt sichern.

3. Das Schallbündel soll successiv und so rasch durch das Gehirn geführt werden, daß insbesondere stehende Wellen keine physiologischen Auswirkungen hervorrufen.

Die Gesamtaufnahme dauert mit unserem derzeitigen Gerät etwa 12 Minuten.

4. Welche Rolle die Frequenz spielt, können wir hinsichtlich dieses Zusammenhanges noch nicht genau angeben; daß die hohe Frequenz als solche im verwendeten Bereich kein Gefahrenmoment darstellt (sondern daß es lediglich auf die Intensität ankommt, gleichgültig ob die Frequenz noch so hoch wird) ist als sicher zu bezeichnen.

Wir wählten eine Schwingungszahl von 1200 und 1500 kHz; einerseits wollten wir mit der Frequenz nicht zu hoch hinaufgehen, damit nicht irrelevante Inhomogenitäten der Körperoberfläche, praktisch also vor allem die Haare, stören. Im Gegensatz zum Röntgen, bei dem wir erwähnten, daß $\frac{c}{\lambda}$ — der Absorptionskoeffizient — der dritten Potenz der Wellenlänge proportional ist, so daß

die Absorption mit steigender Schwingungszahl stark abnimmt, wächst die Absorption beim Ultraschall mit der Schwingungszahl. Tiefere Frequenzen aber bedingen eine Verringerung der Auflösungskraft der Apparatur.

Das Verfahren ist bei Einhaltung dieser Bedingungen gefahrlos; der Patient spürt von der Hyperphonographie überhaupt nichts und es sind auch keinerlei Anhaltspunkte für irgendwelche Schädigungen oder auch Spätschädigungen vorhanden. Wir haben bei über 300 Untersuchungen keinerlei Zwischenfälle oder Unannehmlichkeiten beobachtet. Was nun die Ergebnisse betrifft, so muß vorausgeschickt werden, daß wir noch mit unserem ersten Gerät arbeiten und dieses die Kinderkrankheiten einer Laboratoriumsapparatur an sich hat. Die Bilder dürfen daher hin-

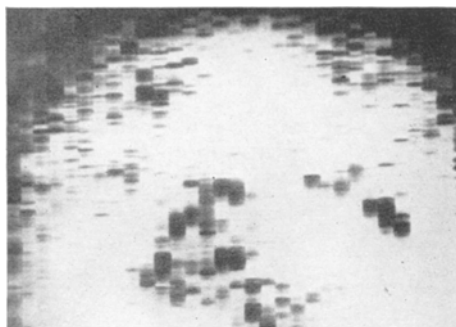


Abb. 3. Hyperphonogramm am lebenden menschlichen Gehirn (1947). Man sieht bei noch groben Zeilen innerhalb des halbkreisförmigen Aufhellungsfeldes des Gehirnschädels (die Nase ist rechts zu denken) dunkle Stellen; sie zeigen an, daß hier die Schallschwächung geringer ist. Der Ultraschallstrahl durchdringt den Kopf von der rechten zur linken Schädelseite. Die Stellen geringerer Schallschwächung entsprechen der Form nach den übereinanderliegenden Projektionen der Seitenventrikel, wobei die Cella media nicht genügend breit ist um erfaßt zu werden. Vom dritten Ventrikel ist nur der hinterste Anteil angedeutet.

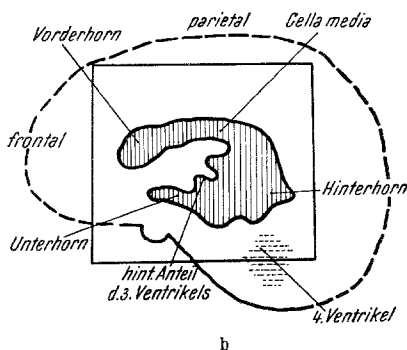
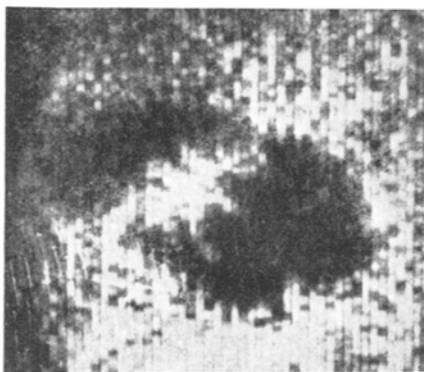


Abb. 4. Heutiges normales Hyperphonogramm; daneben Lageskizze zur Ermöglichung des Einlesens in die Darstellungsweise der Hyperphonographie. Man sieht die allmähliche Zunahme der Schallschwächung von der äußeren Kontur des Schädels gegen das Innere zu infolge der längeren Strecke, die der Schallstrahl durch das Objekt zurückzulegen hat. Im Bereich der Ventrikel ist die Schallschwächung viel geringer, so daß sich die Gegend der Seitenventrikel, sowie eines Teiles des dritten Ventrikels bildhaft darstellen. Der vierte Ventrikel ist nur durch eine geringere Schattenbildung angezeigt. (Strahlengang von der rechten zur linken Schädelseite.)

sichtlich ihrer technischen Ausfertigung nicht mit den modernen Röntgenbildern, sondern nur mit solchen etwa um die Jahrhundertwende verglichen werden, wenn wir ein Urteil über die Leistungsfähigkeit des Verfahrens fällen wollen. Trotzdem sind die Grundfragen heute schon zu beantworten. Es besteht kein Zweifel daran, daß es mittels des Verfahrens möglich ist, wichtige Einzelheiten des Gehirns im Bilde ohne Kontrastfüllung zu gewinnen.

Schon an dem ersten am lebenden Menschen (meinem eigenen Schädel) (Abb. 3) aufgenommenen Hyperphonogramm sieht man innerhalb des durch den Schädel bedingten Aufhellungsfeldes dunkle Stellen, die — wenn auch hier noch in sehr grobem Raster — die seitlichen Umrisse der Ventrikel erkennen lassen. Die dunklen Partien zeigen dabei die Gegenden geringerer, die hellen jene höhergradiger Ultraschallschwächung an.

Freilich ist der Raster hier noch sehr grob, da die Zeilen relativ breit sind. Dies konnte bis zu einem gewissen Grade verbessert werden. Schmälerer Zeilenführung bewirkt bereits einen weit besseren bildhaften Eindruck. (Abb. 4: Heutiges Hyperphonogramm eines normalen Gehirnes).

Um nun auch beim heutigen Stand der technischen Durchführungen gewisse Urteile über die Brauchbarkeit des Verfahrens zu gewinnen, insbesondere auch seine Ausbaufähigkeit abschätzen zu können, sei noch auf einige, bei diesen Aufnahmen festzustellende Fehler hingewiesen, die sicher nicht prinzipiell dem Verfahren, sondern lediglich dem Umstände zuzumessen sind, daß es unsere sehr beschränkten finanziellen Mittel noch nicht erlaubten, das neue, von meinem Bruder bereits fertig konstruierte und gezeichnete Gerät zu bauen, bzw. andere durchaus technisch lösbare Verbesserungen durchzuführen.

Es finden sich Schwankungen der Schwärzungsintensität längs der einzelnen Zeilen, die offenbar nicht durch entsprechende Verhältnisse des Objektes bedingt sind, sondern an der Apparatur liegen. Das Registrierlicht „flackert“ und zwar deshalb, weil der Schall nicht genügend stabilisiert ist, der Transport nicht mit genügend gleichmäßiger Geschwindigkeit erfolgt usw., Umstände, die beim Neubau des Gerätes weitgehend ausgeglichen werden. Auch eine scheinbare Stufenbildung der Schwärzung zwischen den durch Hin- und Herwandern entstehenden Zeilen, die die Konturen zahnartig verfälschen, sind nicht dem Verfahren, sondern lediglich der derzeitigen Apparatur anzulasten.

Trotz dieser technisch bedingten und durchaus zu überwindenden Mängel zeigt aber meines Erachtens dieses Bild doch, daß wir hier auf einem gänzlich neuen Weg in das Innere des Gehirns „sehen“ können, daß wir mittels Hyperphonographie ohne Lufteinblasung Größe, grobe Form und Lage der Ventrikel — und zwar sicher der Seitenventrikel, bedingt des 3. und 4. Ventrikels — erkennen können.

Allerdings müssen wir uns erst an die ganz ungewohnte, vom Röntgenbilde weitgehend verschiedene Darstellungsweise dieses Ver-

fahrens gewöhnen, uns sozusagen erst „einlesen“. Es ist begreiflich, daß dies besonders bei pathologischen Bildern zum Problem wird.

Wie lassen sich nun diese pathologischen Bilder verwenden?

Ich möchte diesbezüglich mit einem Falle beginnen, der eine 34-jährige Frau betrifft, die seit etwa 3 Jahren epileptische Anfälle hatte.

Es waren meist solche vom Typus des sensiblen Jackson-Anfalles, beginnend in der linken Hand, dann linker Mundwinkel, dann linkes Bein. Gelegent-

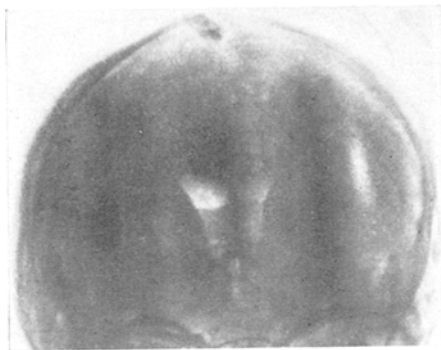


Abb. 5. Encephalogramm, ap-Aufnahme der gleichen Patientin, von der Abb. 8 vor und Abb. 9 drei Monate nach der Operation stammt. Man sieht lediglich eine geringe Erweiterung des Vorderhorns an der Seite des Astrocytoms. Auch die seitliche Aufnahme zeigte keine verwertbare Abweichung von der Norm. Ebensov wenig das Arteriogramm. Trotzdem lag ein rechtsparietales cytoplasmatisches Astrocytom vor, das allerdings flach ausgebildet war. Im Hyperphonogramm war es deutlich zu erkennen (siehe Abb. 8).

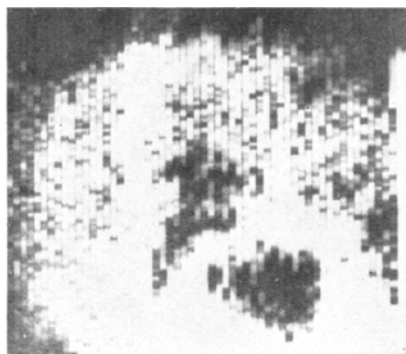


Abb. 6. Hyperphonogramm der gleichen Patientin, von der die a-p-Aufnahme des Encephalogramms der Abb. 7 (und das nach Operation vorgenommene Hyperphonogramm der Abb. 9) stammt. Die Nase ist rechts zu denken, die Abb. ist leicht gekippt. (Durch ungenaue Einstellung.) Man sieht von den Seitenventrikeln nur das Hinterhorn sowie Partien des dritten Ventrikels und des Unterhorns. Über der Cella media liegt in der (rechten) Parietalgegend ein kreisförmiger Schatten (dessen hinterster Anteil allerdings durch einige ausgefallene Zeilen begrenzt ist). An dieser Stelle fand sich ein cytoplasmatisches Astrocytom, das ziemlich flach entwickelt war und daher weder im Arteriogramm noch im Ventrikulogramm zu erfassen war.

lich stellten sich auch motorische Erscheinungen klonischer Art der gleichen Anordnung ein, die selten in generalisierte Anfälle ausgingen. Die Patientin hatte im Alter von 10 Jahren eine ziemlich sichere Encephalitis durchgemacht. Bis auf eine leichte linksseitige latente Hemiparese war der neurologische Befund ohne Besonderheiten. Augen- und Ohrenbefund war normal. Anhaltspunkte für Hirndruckerscheinungen bestanden nicht. Sowohl der encephalographische (Abb. 5), wie der arteriographische Befund war normal. Insoweit war eigentlich ein Tumor auszuschließen.

Im Hyperphonogramm (Abb. 6) sehen wir nun erstens etwas erweiterte Seitenventrikel; in der Parietalgegend stellt sich aber außerdem ein deutliches dunkles Feld in etwa Schillingstückgröße dar.

Die Patientin wurde daraufhin von Primarius Dr. W. Krüger operiert; es fand sich entsprechend der Verschattung im Hyper-

phonogramm ein flaches, cytoplastisches Astrocytom, das bis dahin weder Hirndruckerscheinungen gemacht hatte, noch im Encephalogramm oder Arteriogramm zu erfassen gewesen war.

Die Patientin ist seit zwei Jahren in gutem Zustande.

Drei Monate nach der Operation ergab das Hyperphonogramm folgendes (Abb. 7). Wir sehen die postoperative Erweiterung der Seitenventrikel, den Hydrocephalus internus ex vacuo. An der Gegend, wo vor der Operation der Schallschatten des Tumors lag,

sehen wir aber jetzt keine von der Norm abweichende Verdunkelung mehr.

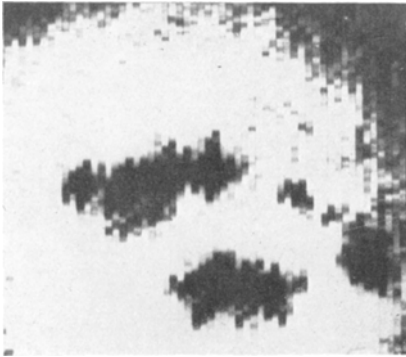


Abb. 7. Hyperphonogramm der gleichen Patientin, von der auch Abb. 7 (Encephalogramm) und Abb. 8 (Hyperphonogramm vor der Operation) stammt, diesmal drei Monate nach der Operation, bei der rechtsparietal ein Astrocytom entfernt wurde. Man sieht die postoperativ beträchtlich erweiterten Seitenventrikel, an der Stelle der parietalen Verschattung in der Abb. 8 ist aber kein pathologischer Schatten zu sehen; das hier gelegene Astrocytom ist operativ entfernt. Damit ist aber auch demonstriert, daß es sich bei dem als pathologisch angesprochenen Schatten der Abb. 8 tatsächlich um Ausdruck des Tumors gehandelt hat.

Man kann also feststellen, daß es sich bei dem Schatten im Bilde vor der Operation um den hyperphonographischen Ausdruck des Tumors, vielleicht auch der durch ihn bedingten Zirkulationsstörungen im Gehirngewebe gehandelt hat.

Wir möchten betonen, daß ausreichend zahlreiche Untersuchungen die Feststellung ermöglichen, daß sonst Hyperphonogramme des gleichen Untersuchungsobjektes — zu verschiedenen Zeiten aufgenommen — ausreichende Gleichheit aufweisen, daß — anders ausgedrückt — die Reproduzier-

barkeit der Hyperphonogramme durchaus zufriedenstellend ist.

Wir haben also in diesem Falle sehen können, daß die Gegend des Hirntumors besser schalleitend, als die Umgebung ist.

Ebenso im nächsten Falle (Abb. 8), bei dem es sich um einen weiter rückwärts gelegenen Hirnprozeß handelt. Auch bei diesem Fall war das Encephalogramm normal.

Die längste Zeit war es uns übrigens nicht möglich, eine andere Projektionsrichtung zugrunde zu legen, als die seitliche. Die gewünschte ap-Projektion machte erhebliche Schwierigkeiten.

Diese auf den ersten Blick befremdende Tatsache erklärt sich durch folgende Überlegung: Die Schallschwächung wächst nach der gleichen Formel, wie

die bei der Röntgenschwächung nicht linear, sondern mit der Dicke der untersuchten Schicht nach einer Exponentialfunktion. Deshalb erfordert die Durchschallung des längeren ap-Durchmessers des Schädels eine erheblich größere Intensität, als die seitliche Durchschallung. Die Ausgangsintensität des Schallbündels muß also wesentlich höher sein, wie bei den ap-Aufnahmen. Nun ist es natürlich ohne weiteres möglich, noch bedeutend höhere Intensitäten zu erzeugen, als wir sie diagnostisch verwenden, hat doch jeder therapeutische Ultraschallapparat um Zehnerpotenzen höhere Intensitäten zur Verfügung. Es ist auch nicht zu befürchten, daß durch die nötigen höheren Intensitäten in dem benötigten Ausmaße Schädigungen eintreten. Mit höherer Intensität spielt aber ein anderer Umstand eine Rolle, der auch sonst für unsere Aufgaben wichtig ist und daher erörtert werden soll.

Bei der Durchschallung dringt wegen des unvollkommenen Schallüberganges niemals die ganze Energie des Schallbündels in den Schädel ein. Trotz gewisser Vorsichtsmaßnahmen wird ein Teil reflektiert, wird dann bei vielfachen weiteren Reflexionen an der Wasseroberfläche, den Gefäßwänden usw. kreuz und quer durch die Aufnahmwanne vagabundieren, bis er sich schließlich tollläuft. Ein völlig diffuses Vagabundieren dieses Anteiles der Schallenergie würde die Güte der Aufnahme wenig beeinträchtigen, da sie ja letzten Endes nur eine Gesamtschwächung des Bildes bewirken könnte. Die vom Quarz abgestrahlte Energie behält aber teilweise ihren gebündelten Charakter auch bei vielfachen Reflexionen bei. Die accidentellen Intensitätsunterschiede ergeben daher einen „Störpegel“ dessen Stärke — so wie beim Rundfunk — jedenfalls tief unter der Empfangsintensität liegen muß, damit er den Empfang nicht zu sehr beeinträchtigt. Bei größerer Ausgangsstärke wird nun die vagabundierende Energie — und damit auch ihre Intensitätsschwankungen — entsprechend größer, der Störpegel rückt also näher an die Intensität des diagnostisch allein verwertbaren Schallbündels heran, das durch den Schädel ordnungsgemäß durchgegangen ist. So sehen Sie z. B., daß die ap-Aufnahme dieses Falles noch recht unbefriedigend ist und kaum Details zeigt (Abb. 9).

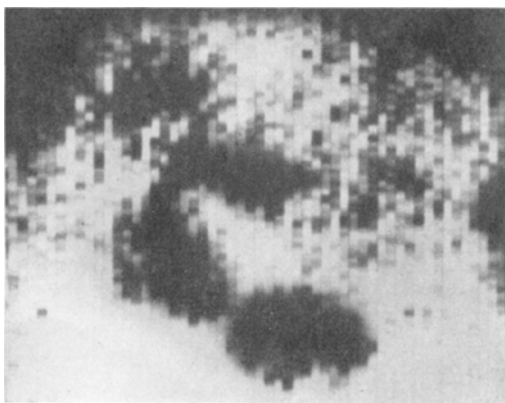


Abb. 8. Hyperphonogramm mit pathologischer Schattenbildung parietooccipital, Ventrikel etwas erweitert. Strahlengang von der rechten zur linken Schädelseite. Encephalogramm normal.

Erst in den letzten Monaten konnte mein Bruder diese Schwierigkeiten teilweise beheben, so daß wir erstmals halbwegs befriedigende ap-Aufnahmen zeigen können. Es ist natürlich von großer Bedeutung, zwei Projektionsebenen bilden zu können, weil nur damit eine ausreichende Lokalisierung erreichbar wird.

Was das Bild des Tumors im Hyperphonogramm betrifft, so lernten wir bereits den Fall kennen, daß der Tumor sich durch

größere Schalleitfähigkeit vom umgebenden Hirngewebe abhebt. Umgekehrte Verhältnisse liegen bei folgenden Bildern vor:

Rezidiv eines linksparietalen Oligodendroglioms (Abb. 10).

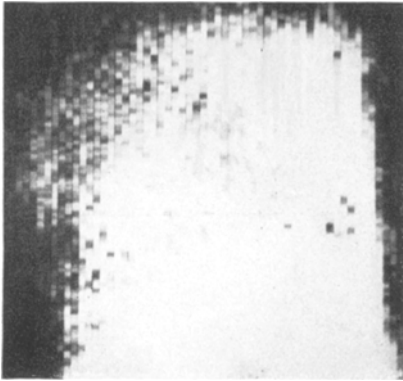


Abb. 9. Hyperphonogramm in sagittaler Strahlrichtung. Gleicher Patient wie Abb. 10. Links fehlt ein Teil des Bildes durch Reflexion an der Wasseroberfläche. Man kann undeutlich die Begrenzung der Stirnhöhlen und rechtsparietal den Schatten des Prozesses annehmen. Das Bild ist eine der ersten ap-Aufnahmen und technisch noch besonders unvollkommen.

Es kann auch sein, daß sich ein Teil des Tumors durch geringere, ein anderer Teil durch größere Schallschwächung im Hyperphonogramm verrät bzw. daß sich die härteren Anteile des Tumors und seine weicheren bzw. die durch ihn bedingten Zirkulationsstörungen verschieden verhalten (Abb. 11). Es sei aber betont, daß wir bisher noch kein Hyperphonogramm aufgenommen haben, das als normal zu beurteilen war, obwohl sich nachher doch ein Tumor herausgestellt hätte.

Auf eine weitere Einzelheit möchten wir verweisen. Im allgemeinen sehen wir eine Dek-

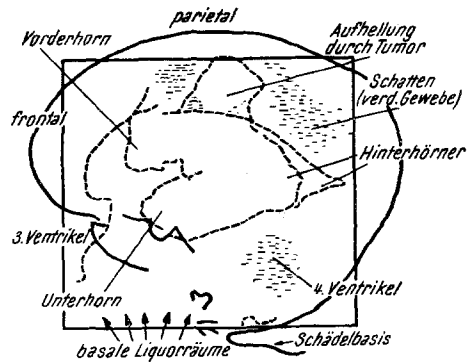
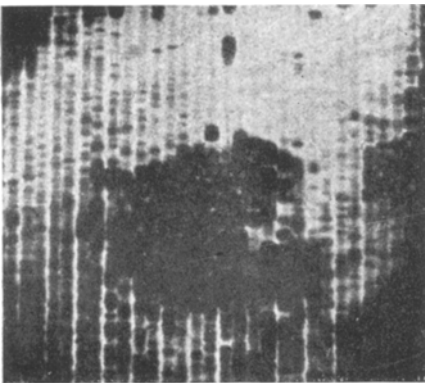


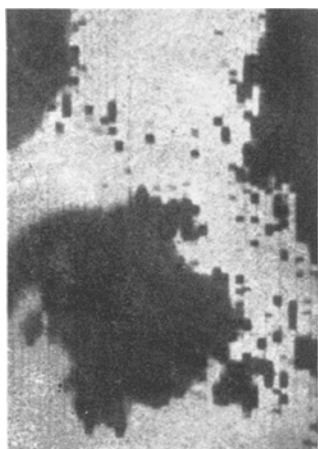
Abb. 10. Hyperphonogramm eines Patienten, bei dem 8 Jahre nach der Operation eines Oligodendroglioms ein Rezidiv linksparietal auftrat. Man sieht (vergleiche das Lageschema) über den erweiterten Seitenventrikeln einen runden dunkleren Kreis (Stelle der Zirkulationsstörungen in der Umgebung des Tumorezidivs). In der Mitte dieses Kreises Bild des Tumores selbst, der mehr Schallwiderstand bietet als das normale Hirngewebe.

kungsfigur der beiden Seitenventrikel in unseren seitlichen Hyperphonogrammen.

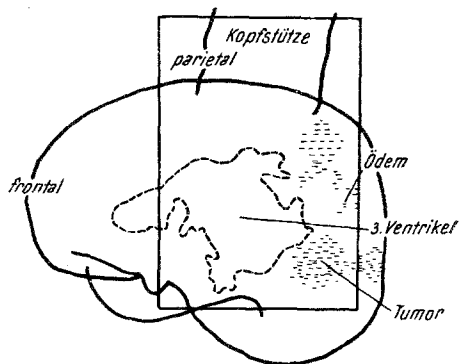
Nun ist aber ebenso wie bei manchen Röntgenaufnahmen gelegentlich eine Verkippung vorhanden, d. h. die Einstellung des

Schädels im Ultraschallfeld nicht genügend exakt orientiert. Wir sehen dann gelegentlich im Hyperphonogramm eine Doppelkontur, wobei das eine Unterhorn z. B. dunkler erscheint, als das andere. Welches ist nun das dem Sendequarz nähergelegene und welches das dem Empfängerquarz näherliegende (Abb. 13)?

Gemäß der Beugungsformel $\sin \varphi = 1.22 \frac{\lambda}{\tau}$ hat jeder Schallstrahl, der von einem kreisförmigen Quarz mit dem Durchmesser D ausgeht, einen durch diesen Ausdruck gegebenen Divergenzwinkel. Wird aus ihm ein zentraler Teil herausgebildet, so ist auch dieser divergent; für den Divergenzwinkel ist jetzt der Blendendurchmesser



a



b

Abb. 11. Hyperphonogramm eines supratentoriellen Tumors (Hämangiom?). Die Lageskizze zeigt den Teil des Schädels, der hier erfaßt ist. Operativ nach Lage und Größe verifiziert, ebenso bei der Obduktion. Auffallend der stark vergrößerte dritte Ventrikel. Wegen schlechten Zustandes des Patienten konnte hier keine Luftpneumographie gemacht werden, eine Arteriographie wurde wegen der Lage des Tumors in der hinteren Schädelgrube nicht vorgenommen.

maßgebend. Das Schallbündel wird also beim Durchwandern durch den Schädel immer breiter, in den der Schalleintrittsstelle näherliegenden Ventrikel tritt also ein noch weniger divergentes Bündel ein, als in den weiter liegenden Ventrikel. Beim schmälere Schallbündel werden aber die Reflexionsverluste an der Ventrikelwand kleiner sein, als beim breiteren. Es handelt sich hier ja um Grenzflächen zwischen zwei verschieden stark absorbierenden Medien. Diese sind jedoch keineswegs eben, sondern gekrümmt. (Bei ebener Begrenzung wären die Reflexionsverluste bei beiden hintereinander vom Schallbündel getroffenen Ventrikel gleich groß.)

Der der Schalleintrittsstelle näherliegende Ventrikel erscheint daher im Hyperphonogramm dunkler, als der andere.

Abgesehen von den Stirnhöhlen, in die das Schallbündel praktisch nicht eindringen kann, da es luftgefüllte Räume sind, an deren Grenzen der Ultraschall völlig reflektiert wird, sind, wie gesagt, Schwierigkeiten zu überwinden, um ap-Aufnahmen zu erlangen. Wir sehen bei den jetzigen ap-Aufnahmen, für die wir als Bei-

spiel die Abb. 12 bringen, keinesfalls die aus den Encephalogrammen gewohnte Schmetterlingsfigur, sondern es kommen außer den Vorderhörnern der ganze Bereich der Ventrikel in ungewohnter Weise zur Darstellung, sowie die Balkenfaserung. Diesbezüglich müssen wir aber noch weitere Erfahrungen sammeln.

Zuletzt noch das Hyperphonogramm eines Rezidivtumors (Oligodendrogliom), das zwei mächtige Kugeln größerer Schallabsorption erkennen läßt (Abb. 13).

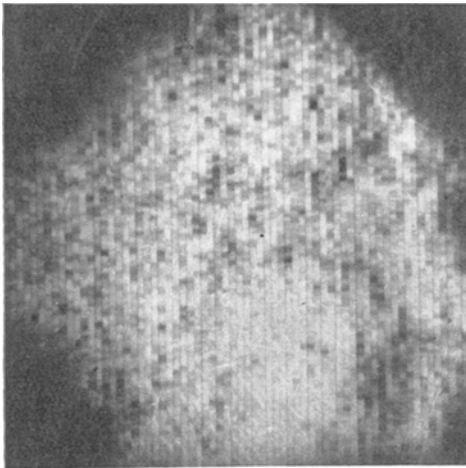


Abb. 12. Hyperphonogramm bei sagittalem Strahlengang. (Frontal nach occipital.) Es kommen die Stirnhöhlen und die Nasenhöhle, darüber das Ventrikel-system zur Andeutung. Beides hier normal. Neben der Medianebene in der Scheitelgegend re. ein etwas dunkleres Feld, das einem schlechter durchbluteten Gehirnbezirk entsprechen dürfte. („Vasculärer Herd“.)

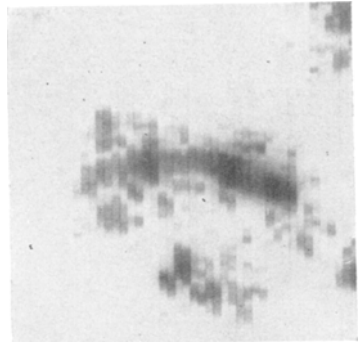


Abb. 13. Hyperphonogramm bei seitlichem Strahlengang von rechts nach links; die Nase ist vorne zu denken. Es handelt sich um einen Patienten, bei dem 1942 und 1945 rechts frontoparietal ein Oligodendrogliom operiert wurde und jetzt recidivierte. Man sieht über der Gegend der Vorderhörner eine apfelgroße Kugel und dahinter eine zweite, etwas größere Kugel, die heller erscheint als das normale Hirngewebe (größere Schallschwächung). Der Kopf des Patienten ist nicht ganz genau eingestellt; daher decken sich die Schatten der beiden Seitenventrikel nicht völlig, das tiefere Schattenbild stammt vom rechten Seitenventrikel, der dem Schalleintritt näher liegt. Für die Darstellung der beiden Tumore ergeben sich daraus jedoch keine Folgen.

Zusammenfassung.

Mittels Hyperphonographie ist es grundsätzlich möglich, ohne Kontrastfüllung verschiedene normale und pathologische Einzelheiten am lebenden Gehirn bildmäßig zu erfassen, und zwar erstens die Ventrikel nach Größe, grober Form und Lage. Die Seitenventrikel kommen recht gut, der dritte nur in Anteilen, der vierte nur bei bestimmten Einstellungen heraus.

Die Darstellungsmöglichkeit der Ventrikel beruht auf der besseren akustischen Leitfähigkeit des schallhomogenen Liquors im Vergleich zum strukturierten Hirngewebe.

Tumoren im Schädelinneren kommen im Hyperphonogramm entweder durch bessere Leitfähigkeit zum Ausdruck, also (wahrscheinlich) die mikromechanisch einfacher strukturierten (härteren?) Tumoren; andererseits durch schlechtere Leitfähigkeit die Geschwülste, die sich durch verzweigtere mikromechanische Struktur charakterisieren, klinisch also wohl die weicheren sind.

Nähere Untersuchungen über die Möglichkeit artdiagnostischer Schlüsse bedürfen noch mehr Erfahrungen, als uns bis jetzt zur Verfügung steht.

Tumoren der hinteren Schädelgrube können wegen der akustisch ungünstigeren Gestaltung des Schädels vielleicht manchmal nur durch die konsekutiven Ventrikelveränderungen diagnostiziert werden, d. h. nicht direkt im Bilde erscheinen.

Meine Damen und Herren! Niemand wird daran denken, durch die Hyperphonographie die Kontrastmethoden der Neurochirurgie ablösen zu wollen. Die Hyperphonographie soll ein ergänzendes diagnostisches Mittel sein. Für die Frühdiagnose kleiner Tumoren aber ist die Hyperphonographie heute schon als ein Verfahren zu bezeichnen, das den Patienten weder Gefahren, noch Unannehmlichkeiten bringt. Praktisch ist nun doch die Lage so, daß man sich heute doch erst bei erheblichen Symptomen und Ausfällen zur Kontrastfüllung entschließen kann, während es keine Schwierigkeiten macht, die risikolose Hyperphonographie vorzunehmen, auch dort, wo wir das Vorliegen eines Tumors für unwahrscheinlich halten, es aber nicht mit voller Verlässlichkeit ausschließen können. Es war bisher noch nicht der Fall, daß sich trotz normalen Hyperphonogrammen nachträglich ein Tumor herausgestellt hätte.

Die Gefahr- und Beschwerdelosigkeit der Hyperphonographie erlaubt es auch, in kurzen zeitlichen Abständen wiederholt zu hyperphonographieren, womit wir hoffen können, Auskünfte über Wachstum, therapeutische Beeinflußbarkeit und Rückbildung von Hirnprozessen zu erhalten.

Die Zahl der bisher durchgeführten rund dreihundert Untersuchungen ist an sich noch klein, was durch die Tatsache bedingt ist, daß mit unserem derzeitigen Gerät jede Aufnahme noch mit großen Schwierigkeiten hinsichtlich der Einstellung des geeigneten Arbeitspunktes verbunden ist. Wir können daher auch noch nichts darüber sagen, inwieferne Beiträge zur Differentialdiagnose gewonnen werden können.

Für die weiteren Aussichten des Verfahrens ist die Frage des Auflösungsvermögens wichtig. Man wird immer ein Kompromiß eingehen müssen bezüglich Frequenz und Dicke des Schallstrahles. Es ist wegen des Öffnungswinkels nicht möglich, ein beliebig dünnes

Ultraschallbündel zu erzeugen bei einer Frequenz, bei der die Absorption eines menschlichen Schädels nicht zu groß wird. Mindestens das Anderthalbfache der Wellenlänge muß ein Detail messen, das erfassbar sein soll. Da die Wellenlänge etwas über 1 mm beträgt, können wir also noch Details zu erfassen hoffen, die etwas über Zündholzkopfgröße messen. Da es aber auch auf die ausreichende Kontrastbildung ankommt, werden so dünne Gestaltbildungen, wie z. B. der *Aquaeductus Sylvii* bei unserer Frequenz kaum hyperphonographisch erfassbar sein. Es kommt uns nur etwas zugute, was bekanntlich auch das Auflösungsvermögen des menschlichen Auges verbessert, vor allem bezüglich der durch die Größe der Netzhautelemente gegebenen Grenze (um zwei punktförmige Objekte getrennt wahrnehmen zu können, muß zwischen den beiden Netzhautelementen, auf die die Bilder der beiden Objekte zu liegen kommen, bekanntlich mindestens ein ungereiztes Netzhautelement sein), die Erfassbarkeit linear ausgedehnter Objekte durch den bildhaften Charakter.

Es erscheint uns daher berechtigt, an die Einführung der Hyperphonographie Hoffnungen auf Verbesserung unserer diagnostischen Möglichkeiten zu setzen, wenn wir uns auch der Grenzen des Verfahrens bewußt sind. Wir glauben auch, theoretische Fortschritte für die Neurologie damit zu fördern. Es erscheint uns für die Hirnpathologie wertvoll, Lage und Größe von Hirnherden schon während des Lebens beurteilen zu können, während wir heute doch erst am anatomischen Präparat diesbezüglich verlässliche Angaben gewinnen. Schließlich ist durch eine weitere Verfeinerung des Verfahrens auch die Abgrenzung anderer Anteile des Gehirns wahrscheinlich erreichbar, so der Stammganglien und des Rindengraus.

Es erscheint mir daher berechtigt, einzuladen, sich mit dieser Methode zu befassen, da die bisher erzielten Ergebnisse und die begründete Aussicht auf die Möglichkeit der Verbesserung der Apparatur dafür sprechen, daß die Methode geeignet sein wird, der Diagnostik und damit unseren Patienten zu helfen.

Summary.

The A's. report concerns the recent results of his studies on the brain by means of supersonic techniques, called hyperphonography. This method was discovered by the A. in 1937. It is based on the fact that the factors which bring about decrease in the intensity of a supersonic beam transmitted through a medium are entirely different from those of X-ray beams making X-ray pictures possible. The intensity of transmitted X-rays decreases more in the case of high atomic weight of the elements present in the medium, while their chemical combination and the structure of the medium do not influence it. In case of supersonics the attenuation of the beam depends chiefly on what might be called

micromechanics of the material. Supersonic waves are due to elastic forces, contrary to X-rays which are very short electromagnetic waves; therefore we are able to understand the importance of the physical state of the particles, their motion, size, weight, and their mutual relations, i. e. the micromechanic structure. Speaking from a general point of view the importance lies in stresses, in hydration, and in the effect of viscosity on compression waves.

Living cells are now colloidal systems, and most probably life and illness consist in a modification of these colloidal structures. Especially in the case of the brain by means of palpations on the operating-table, the neurosurgeon can explore the modifications of elasticity by touch and can make use of it in his surgical treatment.

Numerous results of fundamental researches of colloidal chemistry show that supersonic waves can interfere with these structural modifications. In this way *Schmid* has recently obtained a diminution of polymerization leading to changes in viscosity up to 90 points. According to *Grabar* and his school, these modifications of viscosity are brought about by supersonic waves only in case of "cavitation". *Schmid's* researches were made with an intensity of 10 Watt/sqcm; in therapy a maximum of 2 to 4 Watt/sqcm is used. Also in diagnostic application of supersonic waves their intensity must be kept below a safe limit, whereby cavitation is excluded. At the most we are now able to reach registrable results with the tenth part of the therapeutic dosis of ultrasounds. The A.'s fundamental idea was to use a bundle of ultrasounds in the same way as a ray of light or X-rays. In 1937 little was known of the application of ultrasounds on living individuals. For the not yet described diagnostic application, it was necessary for the author to test it on himself. This application is founded on a limited field of ultrasounds which, having penetrated through the object is recorded by means of a piezoelectric receiver (transformed into an electric current and then registered according to the known technical methods of high frequency) and can be photographed.

In the special case of the skull, the object must be put under water. The skull, together with its contents, has sound characteristics similar to those of a liquid but not of a gaseous medium, and so transmission of ultrasound from air to the skull would lead to almost total reflection. Therefore we should have to use an intensity too large if we wished to use air as the surrounding medium. As a frequency, we must choose one which has a wave-length short enough for narrow beam formation, but at the same time not too high, so as not to allow an excessive absorption, because, contrary to the X-rays, the absorption increases with the frequency of the ultrasounds.

Having obtained the fundamental possibility to realize with this method an image of ultrasounds which gave an idea of the structural arrangement in the interior of the object, and after these personal studies which confirmed that these results are obtainable and that they are under the limit of intensity regarding physiologic or even harmful consequences, it was possible to pass from experiments on models and corpses to the practical test on healthy and sick brains.

The first apparatus used for this purpose was constructed in 1946 by the A.'s brother, the physicist Dr. *F. Dussik*. Unfortunately, because obliged to work with their own means, necessarily limited, and notwithstanding the great sacrifices and renouncements of any profit, it has not yet been possible to construct a new apparatus as projected by the A.'s brother.

For this reason no progress has been achieved since the beginning. However, the A. believes that the diapositives shown at this Symposium will prove

in a satisfactory manner that good clinical results can be obtained in this way. As there are different structures in tumors, it is also possible to visualize tumors or also pathologic foci, as e. g. scars, directly on the negative. It is also possible to show tumors in their starting state.

In the practice there also exist vibrations which do not depend upon the quality of the object. Their suppression is exclusively a technic problem; it is right to presume that the technical development may lead to a more exact ascertainment of localization.

The value of the tests will be seen in the practice. The A. believes that a development of the diagnosis can be obtained above all in the first phase of cerebral tumors. Besides it is his opinion that important technical problems can be solved.

Until now 300 studies have been made on patients with favorable results. The clinico-pathologic statistics are still limited, but the A. can show that results obtained by his method in series of tumor cases were verified either by operation or by dissection. It has never been recorded that a cerebral tumor has a normal hyperphonogram, with the exception of those in the posterior cranial fossa, where only a ventricular hydrocephalus could be expected, but no positive image of a tumor.

The hyperphonography does not mean either a danger or an annoyance for the patient, as it only lasts about 10 minutes.

The hyperphonography can be repeated several times, so as to observe the development, and successively the results of therapy in the case of cerebral tumors.

The A. believes it advisable to recommend the development of this method.

Résumé.

Chez 300 cas on a fait la hyperphonographie du crâne. A cause de ces expériences il est démontré, qu'il soit possible de distinguer les états normaux et pathologiques. Il y a encore des difficultés techniques, mais l'auteur espère que la méthode aurait complétée dans l'avenir. Les avantages de la hyperphonographie sont: aucun danger et aucune importance pour les patients. La hyperphonographie peut être répétée.

Riassunto.

L'A. riporta i recenti risultati dello studio del cervello per mezzo della tecnica degli ultrasuoni denominata iperfonografia. Questa tecnica fu dall'A. scoperta nel 1937. Essa si fonda sul fatto che l'indebolimento, a cui va soggetto l'ultrasuono in un mezzo, è completamente diverso da quello a cui va incontro un raggio Roentgen e che rappresenta il fondamento delle immagini nelle radiografie. Questo ultimo si fonda sul fatto che il raggio Roentgen si indebolisce più o meno quanto più è alto il peso molecolare degli elementi, mentre l'ordinamento strutturale della molecola non ha nessuna importanza. Nel caso dell'ultrasuono l'indebolimento dipende in primo luogo dalla struttura micromeccanica del materiale: si tratta in questo caso (a differenza delle ondulazioni elettromagnetiche dei raggi Roentgen) di ondulazioni elettromeccaniche, quindi si comprende come le modificazioni delle particelle, i movimenti delle particelle stesse, la grandezza, il peso e i rapporti delle particelle fra loro, cioè la struttura micromeccanica, abbiano una importanza decisiva. Parlando dal punto di vista generale, hanno importanza la tensione superficiale, le caratteristiche della superficie di confine, la idratazione, la viscosità di sfregamento come quella ammessa sotto il nome di viscosità di compressione.

Le cellule viventi sono ora dei sistemi colloidali, e molto probabilmente vita e malattia consistono in una modificazione di queste strutture colloidali. Specialmente nel caso del cervello per mezzo della palpazione a cielo scoperto, l'operatore può con il tasto riconoscere le modificazioni della elasticità e servirsene come indirizzo nel suo trattamento chirurgico. Numerosi risultati di ricerche fondamentali della chimica colloidale mostrano che gli ultrasuoni possono intervenire in queste modificazioni strutturali. Così ha recentemente *Schmid* ottenuto una diminuzione della polimerizzazione delle viscosità fino a 90 gradi. Secondo *Grabar* e la sua scuola, queste modificazioni della viscosità sono connesse per mezzo degli ultrasuoni che vengono indicati come „cavitazioni“. Le ricerche di *Schmid* sono state fatte con una intensità di 10 Watt/ccm.; in terapia si adopera al massimo 2 a 4 Watt/ccm. E' perciò decisiva la intensità degli ultrasuoni per ottenere la risonanza del cervello per applicazioni diagnostiche senza pericolo. Possiamo già raggiungere risultati registrabili con al massimo la decima parte della dose terapeutica degli ultrasuoni. L'alta frequenza degli ultrasuoni si può collegare alla lunghezza d'onda molto piccola. In questo modo si può raggiungere all'incirca un raggio sottile di ultrasuoni. La idea fondamentale dell'A. era di designare con un raggio di ultrasuoni come con un raggio di luce o con i raggi X. Nel 1937 si sapeva ancora poco della applicazione degli ultrasuoni sull'uomo vivente. Per l'applicazione diagnostica non ancora descritta, si è dovuto fare una esperienza personale per poter farne poi l'applicazione. Questa è basata su un campo limitato di ultrasuoni. Questi ultrasuoni dopo aver attraversato l'oggetto per mezzo di un ricevitore piezoelettrico, vengono trasformati in una tensione elettrica e possono essere registrati secondo i soliti metodi della tecnica dell'alta frequenza e possono essere fotografati.

Nel caso speciale riguardante il cranio, l'oggetto deve essere collocato sotto acqua. Il cranio col suo contenuto può essere paragonato ad un liquido di grande potere assorbente.

Il passaggio degli ultrasuoni da un medium gassoso ad un liquido conduce ad un assorbimento quasi totale. Perciò si dovrebbe applicare una intensità troppo grande se si volesse ottenere la registrazione per mezzo dell'aria. Come frequenza, si deve scegliere una, che da un lato abbia una lunghezza d'onde abbastanza corta per poter avere un ultrasuono piuttosto tenue, ma dall'altro lato che non sia troppo alta, onde non consentire un assorbimento eccessivo, poichè contrariamente ai raggi X, negli ultrasuoni l'assorbimento cresce con la frequenza.

Siccome risultava la possibilità fondamentale di realizzare con questo metodo immagini di ultrasuoni che dessero una idea della composizione di struttura nell'interno dell'oggetto, dopo queste ricerche personali che hanno confermato che questi risultati possono essere raggiunti, che sono sotto il limite di intensità per effetti fisiologici o persino dannosi, si poteva passare dagli esperimenti su modelli e su cadaveri, alla prova pratica sul cervello sano e ammalato.

Il primo apparecchio usato per questo scopo fu costruito nel 1946 dal fratello dell'A., il fisico Dr. *F. Dussik*. Purtroppo, essendo costretti a lavorare con mezzi propri e necessariamente ristretti, dovevano lavorare con metodi primitivi, e malgrado i grandi sacrifici di rinuncie a qualsiasi profitto, non è stato finora possibile costruire un apparecchio nuovo progettato dal fratello.

Per questa ragione, i risultati sono rimasti allo stato iniziali. L'A. crede tuttavia che le diapositive mostrati confermino soddisfacentemente che in questo modo si possono raggiungere buoni risultati clinici. Siccome nel campo di un tumore ci sono diverse strutture, è anche possibile rendere visibile direttamente

sulla negativa tumori od anche focolai patologici, come per esempio cicatrici. E' possibile rappresentare tumori anche allo stato iniziale.

In pratica esistono ancora vibrazioni dell'intensità dell'onde ultrasoniche che non dipendono dalla qualità dell'oggetto; la loro soppressione è unicamente un problema tecnico; è giusto presumere che il miglioramento tecnico può condurre al punto che si possa ottenere una localizzazione più esatta.

Il valore delle prove si vedrà nella pratica. L'A. crede anzitutto, che si possa raggiungere uno sviluppo soprattutto della diagnosi dei tumori cerebrali iniziali. Crede inoltre che si possa risolvere problemi importanti di natura tecnica.

Finora sono state fatte 300 ricerche su pazienti, con risultati favorevoli. La statistica clinico-patologica è ancora limitata, ma loro dispongono già di una serie di tumori verificati operativamente o al tavolo anatomico-patologico; non hanno mai potuto constatare che un tumore cerebrale avesse un iperfonogramma normale eccettuato quelli nella fossa cranica posteriore, dove ci si potrebbe aspettare unicamente un idrocefalo ventricolare, ma nessuna immagine effettiva del tumore.

La iperfonografia non significa nè un pericolo, nè una cosa fastidiosa per l'ammalato, dato che dura solamente 10 min. circa.

Si può senz'altro ripetere diverse volte la iperfonografia, così da poter osservare lo sviluppo e successivamente i risultati della terapia nel caso dei tumori del cervello.

L'A. crede sia raccomandabile ed opportuno sviluppare questo metodo.

Resumen.

La hiperfonografía nos permite en principio, sin acudir a medios de contraste, representar gráficamente e in vivo caracteres normales y patológicos del cerebro y en primer lugar el tamaño, forma gruesa y posición de los ventrículos. Los ventrículos laterales se representan bien, el tercero solamente parcialmente y el cuarto solamente en posiciones determinadas. La posibilidad de representar los ventrículos se basa en la mejor capacidad de conducción acústica del l. c. r., por su estructura homogénea en relación al tejido cerebral. Los tumores intracraneales se manifiestan en el hiperfonograma bien por su mejor capacidad de conducción, o sea (o probablemente) los tumores de una estructura micromecánica más simple (más duros?) o bien por una peor capacidad de conducción, lo que corresponde a una estructura micromecánica no tan homogénea y clínicamente a los tumores más blandos. Se requiere una mayor experiencia de la que disponemos sobre la posibilidad de extraer conclusiones acerca del diagnóstico del tipo de tumor. Los tumores de la fosa posterior no se podrán representar directamente por las desventajas acústicas del cráneo a este nivel y si acaso por las alteraciones secundarias que producen en los ventrículos. Nadie puede pensar en sustituir los medios de contraste en neurocirugía por la hiperfonografía, siendo solamente un medio auxiliar complementario. Pero sí hay que señalar la hiperfonografía para el diagnóstico precoz de los tumores pequeños, método que no ocasiona al enfermo ni peligros ni molestias. Prácticamente estamos en un punto que solamente se decide uno a hacer una replección de contraste más que cuando existen síntomas marcados. En cambio no ofrece ninguna dificultad practicar una hiperfonografía, carente de todo riesgo, aun en los casos en que consideremos improbable la existencia de un tumor pero sin tener la seguridad absoluta de excluirlo. Aun no se ha dado el caso que con un hiperfonograma se haya demostrado posteriormente la existencia de un tumor. La falta de peligros y molestias de la hiperfonografía nos permite acudir a este método en cortos inter-

valos de tiempo con lo que esperamos obtener datos sobre el crecimiento, influencia de la terapéutica y regresión de los procesos cerebrales. La cantidad de casos examinados hasta ahora es aún reducida, alrededor de 300, y es debida a que cada estudio gráfico con nuestro aparato nos ofrece aun grandes dificultades emanadas de la fijación adecuada de un punto. No podemos decir aun nada sobre las conclusiones que se pueden obtener para el diagnóstico diferencial. La capacidad de separación es de importancia para las posibilidades ulteriores de este proceder. Estaremos sujetos a los factores de frecuencia y grosor del haz sónico. No es posible por el ángulo de abertura producir un haz ultrasónico tan fino como uno quiere y con una frecuencia en la que no sea demasiado grande la capacidad de absorción del cráneo. Las estructuras para poder ser registradas tendrán por lo menos un tamaño del uno y medio de la longitud de onda. Como la longitud de onda sobrepasa en algo un milímetro podremos esporar registrar detalles cuyo tamaño sea algo mayor que una cabeza de cerilla. Como tiene importancia un registro de contraste marcado creemos que no será posible con la frecuencia que se emplea señalar estructuras tan finas como p. ej. el acueducto de Sylvio. Hay un factor que nos puede facilitar la capacidad de captación de objetos extensos lineales y que radica en la condición de imagen de los mismos. Es algo parecido a lo que ocurre en el ojo humano y que contribuye a mejorar la capacidad de separación del mismo, condicionada por el tamaño de los elementos retinianos y que marcan su límite (para poder percibir aislados dos objetos puntiformes tiene que haber una célula retiniana no excitada entre las dos sobre las que se proyectan las imágenes de ambos objetos).

Nos parece justificado al introducir la hiperfonografía concebir esperanzas de una mejora de nuestras posibilidades diagnósticas, aun cuando conozcamos los límites de este proceder. Creemos también poder estimular los progresos teóricos en neurología. Creemos también de importancia poder valorar en vida del enfermo acerca del tamaño y situación de los focos cerebrales, mientras que hasta ahora podíamos obtener solamente datos de valor en el examen anatómico. Podríamos también mejorando este proceder alcanzar otras estructuras del cerebro, tal como los ganglios basales y la corteza. Creemos indicado invitar a otros a ocuparse con este método ya que los resultados obtenidos y la posibilidad fundada de mejorar los aparatos, nos hacen pensar que este proceder es adecuado para ayudar al diagnóstico y con ello a nuestros enfermos.