

Herfort, Klaus. Antike und arabische Elemente in den Rezepten von Georg Bartisch's Augendienst. I. Mitteilung. Die Herkunft der Rezepte für pflanzliche Heilmittel. Graefes Arch. Ophthalm. 1962, Bd. 164, S. 303 bis 320.

Untersuchungen, inwieweit die Rezeptzutaten in Georg Bartisch's Augendienst antiken oder arabischen Ursprungs sind, betreffs der pflanzlichen Heilmittel. Pflanzliche Rezeptzutaten dienten den antiken und arabischen Ärzten als Augenheilmittel. Bartisch verarbeitete in seinen Rezepten hauptsächlich augenärztlichen Medikamentschatz der Antike und der Araber.
G. Th. Freytag, Leipzig

Bruce, Gordon M. Helmholtz the musician. (Helmholtz als Musiker.) Amer. J. Ophthalm. (USA) 1960, Bd. 50, Nr. 6, S. 1097—1099.

Helmholtz' Beziehungen zur Musik waren durchaus nicht nur intellektueller Natur. Er scheint einer der größten Musikkenner aller Zeiten gewesen zu sein. Aus zahlreichen Briefstellen werden enge künstlerische Beziehungen zur Musik zitiert. Er spielte selbst Klavier; seine Frau Olga hatte eine gute Stimme.
H. Starke, Schleswig

Jokl, A. The life of Oscar Fehr. (Das Leben von Oskar Fehr.) (Johannesburg, Südafrika.) Amer. J. Ophthalm. (USA) 1962, Bd. 54, Nr. 6, S. 1011—1019 (1 Photo).

Verf. bringt ein ausführliches Lebensbild von Oskar Fehr, dem bekannten, 1871 in Braunschweig geborenen Augenarzt, der von 1906 bis 1934 Leiter der Augenabteilung des Rudolf-Virchow-Krankenhauses in Berlin war und 1938 Deutschland verlassen mußte. Nach dem jahrzehntelangen segensreichen Wirken Fehrs in Berlin war er in England, anfänglich unter großen Schwierigkeiten, ärztlich tätig und starb 1959.

H. Hoehne, Hamburg

BUCHBESPRECHUNGEN

Nover, Prof. Dr. A.: Der Augenhintergrund. Untersuchungstechnik und typische Befunde. 1964. XII, 154 S., 92 mehrfarbige und 36 einfarbige Abb. F. K. Schattauer Verlag, Stuttgart. Leinen DM 36.—

Das vorliegende Buch von A. Nover ist in erster Linie für Studierende, praktische Ärzte und Fachärzte aller Richtungen gedacht, die nicht selten mit krankhaften Veränderungen am Augenhintergrund zu tun haben. Es behandelt zunächst in knapper und leicht verständlicher Form jene Untersuchungsmethoden, die auch der Nichtfacharzt beherrschen sollte und ohne größeren apparativen Aufwand bei einiger Übung mühelos durchführen kann. Anschließend werden nach kurzen anatomischen Bemerkungen der normale Fundus oculi und sodann die wichtigsten und typischen Krankheitsbilder des Augenhintergrundes abgehandelt, wobei besonders auch Fundusveränderungen bei Allgemeinerkrankungen Berücksichtigung finden. Von jedem Krankheitsbild werden nach allgemeinen Vorbemerkungen stichwortartig die kennzeichnenden ophthalmoskopischen Befunde erwähnt und daran differential-diagnostische Erörterungen angeschlossen. Die besprochenen typischen Fundusbefunde sind durch 87 ausgezeichnete Farbphotographien des Augenhintergrundes illustriert. Das mit viel Liebe und großer Sorgfalt gestaltete Buch kann jedem, der sich mit dem ebenso wichtigen wie interessanten Gebiet der Ophthalmoskopie näher befassen und diese schöne ärztliche Kunst erlernen und ausüben möchte, wärmstens empfohlen werden.
H. J. Kühle, Düsseldorf.

Berichtigung

Zur Arbeit D. Vörösmarthy, Höhlenplastik nach Csapody mit Intermediärlappen nach Kettesy (Klin. Mbl. Augenhk. 1964, Bd. 145, S. 577—590):

Auf S. 580 muß im 5. Absatz die 1. Zeile lauten:

„Die gestielten Lappen eignen sich vor allem nicht für die Auskleidung...“.

Verantwortlich für den Textteil: Prof. Dr. R. Thiel, Frankfurt a. M.-S 10, Ludwig-Rehn-Straße 14, Univ.-Augenklinik; für den Anzeigenteil: Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, Hasenbergsteige 3, Hoffmannsche Buchdruckerei Felix Kraus Stuttgart, Augustenstraße 32. — Printed in Germany.
Ausgabe März 1965. Preis dieses Heftes DM 14.—

ORIGINALIEN

Aus der II. Augenklinik der Universität Wien (Vorstand: Prof. Dr. J. Böck)

Zur Ultraschalldiagnostik der Tumoren des Auges*)

(Klinische und experimentelle Untersuchungen mit dem Zackschriftverfahren)

Von K. Ossoinig, Assistenzarzt der Klinik

Mit 7 Abbildungen und 2 Tabellen

Im Jahre 1956 führten Mundt und Hughes die auf anderen Gebieten der Medizin schon längst geübte Ultraschalldiagnostik in die Augenheilkunde ein. Seither machten zahlreiche Arbeiten Oksalas, Baums, Novers, Buschmanns und anderer Autoren diese Methode für die Klinik brauchbar und wertvoll.

In letzter Zeit treten vor allem 2 grundlegend verschiedene Indikationen für den Ultraschall hervor: das Messen intraokularer Distanzen und die Tumordiagnostik des Auges und der Orbita. Die Echographie ist wie kein anderes unblutiges Verfahren geeignet, organische Strukturen auch dann darzustellen, wenn optische Methoden versagen. Dies trifft bei Medienstörungen des Auges und bei Affektionen der Augenhöhle zu.

Für die Ultraschalluntersuchung des Auges wurden von mehreren Firmen spezielle Anlagen entwickelt. In der Regel wird das Impulsoverfahren angewendet. Über die Arbeitsweise dieser Anlagen existieren ausführliche Berichte. Trotzdem ist es zum Verständnis des folgenden notwendig, eine kurze Übersicht zu geben.

Eine Ultraschalldiagnostikanlage besteht im wesentlichen aus einem Ultraschallimpulsgerät und einem kleinen Schallkopf. Beide sind durch ein Hochfrequenzkabel verbunden. Das Impulsgerät erzeugt Hochfrequenzwechselspannungen in Impulsform. Die Impulse dauern nur Bruchteile von Mikrosekunden und bestehen aus wenigen Schwingungen. Über das Hochfrequenzkabel werden die Impulse dem Schallkopf zugeführt. Im Schallkopf ist eine kleine Schwingerplatte aus Bariumtitanat oder Quarz verankert. Diese Materialien besitzen piezoelektrische Eigenschaften: sie ändern beim Anlegen der Wechsellspannung ihre Dicke in der ihnen eigenen Frequenz. Die Oberfläche dieser hochfrequent schwingenden Platte sendet Ultraschallwellen in Form kurzer Impulse aus. Diese Impulse bilden das Schallfeld, dessen Form und Energieverteilung für die Untersuchung von größter Bedeutung sind. Form und Energieverteilung des Schallfeldes hängen von der Art des Gerätes und von den Eigentümlichkeiten des Schallkopfes ab.

*) Auszugsweise vorgetragen anlässlich des 1. Internationalen Symposiums für Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde (am 5. Juni 1964 in Berlin).

Menschliche Gewebe, ausgenommen Knochen, verhalten sich gegenüber Schall wie Flüssigkeiten: der Schall pflanzt sich in ihnen nur in Form von Longitudinalwellen fort. Treffen Ultraschallwellen auf die Grenzfläche zweier Medien mit verschiedenen akustischen Eigenschaften, so werden sie an der Grenzfläche reflektiert und gebrochen. Die akustische Eigenschaft eines Mediums heißt Schallimpedanz (= Schallgeschwindigkeit \times Dichte). Die Stärke der Reflexion (Reflexionsgrad) ist dem Unterschied der Schallimpedanzen beider Medien proportional und kann bis zur Totalreflexion steigen (z. B. an der Grenzfläche Wasser/Luft). Die Gesetze für Reflexion und Brechung gleichen jenen der Optik.

Ist der Durchmesser einer reflektierenden Fläche kleiner als der Durchmesser des Schallbündels, treten zusätzliche Beugungserscheinungen auf. Ist er kleiner als die halbe Wellenlänge, kommt es praktisch zu keiner Reflexion mehr. Ist der Abstand zweier hintereinandergelegener Reflexionsflächen kleiner als die halbe Impulslänge ($= \frac{\text{Anzahl der Wellen} \times \text{Fortpflanzungsgeschwindigkeit}}{\text{Frequenz}}$) so erfolgt Interferenz, wobei die Amplituden entsprechend geändert werden. Die Pause zwischen den einzelnen Impulsen wird durch die Impulsfolgefrequenz bestimmt (durchschnittlich etwa 1000 Impulse pro Sekunde) und ist im Vergleich zur Dauer eines einzelnen Impulses außerordentlich lang. Diese Pause genügt daher zum Registrieren der Echowellen, die zum Schallkopf zurückkehren. Diese versetzen die Schwingerplatte des Schallkopfes in Schwingungen, welche — infolge des jetzt umgekehrten piezoelektrischen Effektes — hochfrequente Wechselspannungen hervorrufen. Die Wechselspannungen werden im Gerät verstärkt, einer Kathodenstrahlröhre zugeführt und auf einem Bildschirm als Echogramm aufgezeichnet. Die Schwingerplatte im Schallkopf sendet also kurze Ultraschallimpulse aus und empfängt dazwischen die Echos (Impulsehochverfahren). Die nicht reflektierte oder zerstreute Ultraschallenergie erschöpft sich schließlich infolge Absorption. Diese hängt von Eigenschaften des Mediums (Absorptionskoeffizient) und von der Frequenz der Schallwellen ab. Ultraschallimpulse niedriger Frequenz werden weniger rasch absorbiert als jene mit hoher Frequenz und besitzen daher ein größeres Eindringvermögen.

Zur Zeit sind für die Aufzeichnung der Echogramme 2 Methoden gebräuchlich:

1. Die eindimensionale Zackenschriftmethode, auch A-Bild genannt, bildet ein Echo als einfache Zacke ab (Abb. 1). Die Höhe dieser Zacke entspricht der Stärke des Echos, ihre Lage auf dem Bildschirm der Entfernung der reflektierenden Stelle vom Schwinger; je größer diese Entfernung, d. h. je länger die Laufzeit der Impulse ist, desto weiter nach rechts rückt die Echozacke auf dem Bildschirm. Dafür gilt folgende Beziehung: $t = \frac{2d}{v}$ (t = Laufzeit des Impulses, d = Entfernung Schwinger — Echoursprungsstelle, v = Schallgeschwindigkeit im betreffenden Medium).

2. Die zweidimensionale Bildanzeige, auch B-Bild genannt, wurde bisher vorwiegend von Baum benutzt. Ihr großer Vorteil ist eine übersichtliche Abbildung, die auch für in die Echographie nicht Eingeweihte leicht verständlich ist. Hinsichtlich einer quantitativen Aussage und des Tiefenauflosungsvermögens (s. S. 323, 333) ist sie derzeit der Zak-

kenschriftmethode noch unterlegen. Außerdem ist für die Aufzeichnung des B-Bildes ein größerer apparativer Aufwand notwendig.

Bisher arbeiteten wir ausschließlich mit der Zackenschriftmethode. Wir verwendeten hierzu vorwiegend ein Ultraschallimpulsgerät der Firma Kretztechnik (Österreich) der Serie 7000. Dieses Gerät ist den ophthalmologischen Bedürfnissen weitgehend angepaßt. Über dieses Gerät und die dazugehörigen Schallköpfe hat Buschmann ausführlich berichtet.

Für die Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde sind Frequenzen zwischen 4 und 18 MHz brauchbar (Oksala, Baum, Buschmann). Niedrigere Frequenzen besitzen ein zu schlechtes Auflösungsvermögen, höhere werden zu stark absorbiert. Uns standen Frequenzen zwischen 4 und 14 MHz zur Verfügung.

Das resultierende Echogramm hängt in qualitativer und quantitativer Hinsicht nicht nur von den akustischen Eigenschaften des untersuchten Objektes ab. Zahlreiche Faktoren des Gerätes und des Schallkopfes bestimmen das Aussehen des Echogrammes. Diese Faktoren sind derzeit nur zum Teil kontrollierbar. Verwendet man verschiedene Geräte und Schallköpfe, so sieht das Echogramm desselben Objektes jeweils verschieden aus. Die Untersuchungsergebnisse sind daher nur dann vergleichbar, wenn man eine ganz bestimmte Geräte-Schallkopf-Kombination — wir nennen sie im folgenden Untersuchungseinheit — beibehält oder wenn man sich auf einen geeigneten Testkörper bezieht. Wir haben in der letzten Zeit einen solchen Testkörper für die Tumordiagnostik entwickelt. Darüber wird gesondert berichtet (Ossoinig und Steiner). Jetzt wurden nur jene Echogramme ausgewertet, die von der gleichen Untersuchungseinheit stammen.

In der Tab. 1 sind einige Kennzahlen dieser Untersuchungseinheit wiedergegeben. Sie hat eine Frequenz von 8 MHz, was ein mittleres Eindringvermögen bei relativ gutem Auflösungsvermögen gewährleistet. Die Frequenz des Schwingers wurde nach der von Bernhardt angegebenen Methode bestimmt. Die tote Zone (s. S. 324) wurde in Wasser an einer reflektierenden Fläche (glatt polierte Plexiglasplatte) bei senkrechter Beschallung gemessen. Die tote Zone wird bei steigender Sendeleistung des Gerätes länger. Eine Fokussierung des Schallbündels wurde absichtlich vermieden, da sie infolge der größeren Empfindlichkeit die Verhältnisse wesentlich kompliziert hätte. Das Fokussieren des Schallbündels wurde in letzter Zeit von einigen Autoren besonders deshalb forciert, weil sie ein besseres Auflösungsvermögen gibt. Dabei können allerdings kleine Herde unter Umständen übersehen werden; außerdem muß die Entfernung des Schwingers von der untersuchten Stelle sehr genau eingestellt werden. Dagegen gibt das breite

Tabelle 1. Kennzahlen der verwendeten Untersuchungseinheit (Ultraschall-Impulsgerät Nr. 7009 der Kretztechnik, Schallkopf LB 8/5/2463 B 15)

Schwinger	8 MHz	ϕ 5 mm	Keine Fokussierung
	Kleinste Sender- und Empfängerleistung	Für die Tumordiagnostik notwendige Mindestleistung	Maximale Sender- und Empfängerleistung
Tote Zone	1 mm	3 mm	5 mm
Tiefenauflosungsvermögen	~ 0,75 mm	~ 1,0 mm	~ 2,0 mm

Schallbündel eine raschere und bessere Übersicht und erlaubt außerdem eine leichtere Beurteilung der kinetischen Eigenschaften des Echogrammes. Wir untersuchen daher stets zuerst im breiten Schallbündel und erst nachher einen etwaigen Herd im fokussierten Schallstrahl, wie man ja auch in der Mikroskopie zur Orientierung zuerst die schwache und erst dann zur detaillierten Untersuchung die starke Vergrößerung verwendet. Das Tiefenaufklärungsvermögen (s. S. 333) wurde mit Hilfe zweier planparalleler reflektierender Flächen bestimmt. Es wird mit steigender Sendeleistung geringer. Es ist nicht gleichgültig, an welchem Material man das Auflösungsvermögen prüft. Uns interessiert das Auflösungsvermögen bei der Untersuchung organischer Substanzen. Wir sind daher gezwungen, zu seiner Bestimmung Materialien mit ähnlichen akustischen Eigenschaften, wie sie jene besitzen, zu verwenden. Neben anorganischem Material wurde dazu in erster Linie die Hornhaut herangezogen. Sie besitzt aber den Nachteil, daß ihre Dicke nicht variabel ist und das Auflösungsvermögen mit ihrer Hilfe nur geschätzt werden kann. Experimentelle Untersuchungen mit sedimentiertem und zentrifugiertem Blut ermöglichten es uns, das Tiefenaufklärungsvermögen unserer Untersuchungseinheit an Zellschichten, deren Dicke beliebig variiert werden konnte, zu bestimmen.

Wir untersuchen stets am liegenden Patienten und verwenden zumeist das Kontaktverfahren:

Nach Oberflächenanästhesie mit 0,4proz. Novesin „Wander“ wird der Schallkopf direkt auf das Auge gesetzt. 1—2 Tropfen Methylzellulose gewährleisten einen guten Kontakt. Luftblasen zwischen Schallkopf und Auge sind wegen der oben erwähnten Totalreflexion unbedingt zu vermeiden. Auf diese Weise wird die gesamte erreichbare Bulbusoberfläche mit dem Schallkopf systematisch „abgetastet“. Durch senkrecht aufsetzen des Schallkopfes und Durchschallen der Bulbusmitte erreicht man klare und hohe Echos von der dem Schallkopf gegenüberliegenden Bulbuswand (Abb. 1). Das Echogramm ist dann eindeutig abgegrenzt und leicht zu beurteilen. Stallkamp und Nover (1962) gaben eine ausführliche Beschreibung dieser Methode und des Aussehens normaler Echogramme. Wird im Augenninneren eine pathologische Veränderung, z. B. ein Tumor, entdeckt, ist es wichtig, darüberhinaus in vielen anderen Richtungen zu untersuchen (Oksala). Nur so ist es möglich, vom Verlauf der Oberfläche und von der Struktur des Inneren einer pathologischen Veränderung eine richtige Vorstellung zu gewinnen. Freilich muß man beim Schwenken des Schallkopfes auf einen bleibend guten Kontakt achten; außerdem wird dabei das Rückwandecho entstellt. Es kann daher das Echogramm nur dann richtig beurteilt werden, wenn man die dazugehörige Schallkopfstellung berücksichtigt. Unmittelbar vor dem Schallkopf besteht eine sogenannte tote Zone, die mehrere Millimeter betragen kann. In ihrem Bereich ist eine Untersuchung nicht möglich. Sollen im Auge sehr oberflächliche Gebilde, z. B. ein Iristumor, untersucht werden, so muß man den Schallkopf vom Bulbus entsprechend abrücken. Dabei ist es schwierig, einen Kontakt zwischen Schallkopf und Auge herzustellen. Dafür wurden verschiedene Methoden angegeben. Wir verwenden ein Tauchverfahren: eine Tau-

cherbrille, deren Schutzglas entfernt wurde, wird so angelegt, daß Mund und Nase frei bleiben. Dann wird die Brille mit steriler, körperwarmer, blutisotoner NaCl-Lösung zu zwei Drittel gefüllt. Störende Luftblasen treten praktisch nie auf.

Die Vorteile dieses Tauchverfahrens sind:

1. Der Abstand Schallkopf—Auge kann beliebig variiert werden, ohne daß man auf den Kontakt achten muß. Dies ist besonders bei der Verwendung fokussierter Schallbündel wertvoll.
- Ferner ist es dann sehr einfach, Wiederholungsechos zu erkennen.

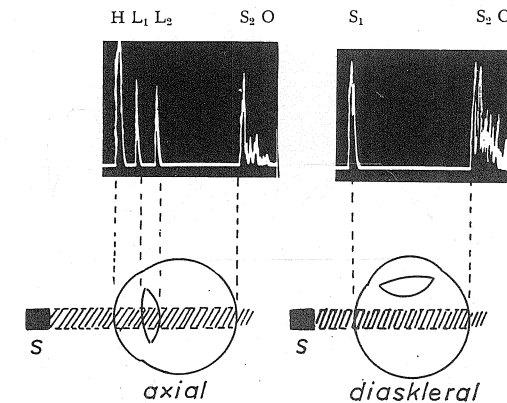


Abb. 1. Echogramme des normalen Auges bei Verwendung der Zackschriftmethode im Tauchverfahren: links: axiales Echogramm; rechts: diasklerales Echogramm. Die Echosacken stammen von der Hornhaut (H), der Linsenvorderfläche bzw. Iris (L₁), der Linsenhinterfläche (L₂), der vorderen (S₁) und der hinteren (S₂) Bulbuswand und von der Orbita (O)

2. Die Bewegungsart der Echogramme ist bedeutend leichter zu beurteilen.
3. Verletzte und druckempfindliche Augen müssen nicht berührt werden.
4. Die Bewegung des Tastkopfes für das B-Bild bereitet hinsichtlich des Kontaktes keine Schwierigkeiten mehr (s. S. 324).
5. Viele Patienten empfinden dieses Verfahren angenehmer als die Kontaktmethode.

Die Nachteile des Tauchverfahrens hingegen sind nur geringfügig:

Das Anlegen, Auffüllen und Entleeren der Maske benötigt Zeit, die aber bei einiger Übung 2 Minuten nicht überschreitet. Auch dürfen die Patienten während der Untersuchung mit dem Kopf keine allzugroßen Bewegungen ausführen oder sich gar aufsetzen. Schließlich ist eine derartige Untersuchung bei kleinen Kindern ohne Narkose kaum möglich, was jedoch auch weitgehend für das Kontaktverfahren gilt.

Am normalen Auge sind 2 Grundtypen von Echogrammen zu unterscheiden (Abb. 1):

1. Das axiale Echogramm: Hornhaut, Linsenvorderfläche bzw. Iris, Linsenhinterfläche und die Bulbusrückwand geben Echosacken. Kammerwasser, Linsensubstanz und Glaskörper sind normalerweise akustisch homogen und werden im Echo-

gramm durch eine Null-Linie angezeigt. Hornhautechos erhält man nur im Tauchverfahren; bei der Kontaktmethode liegt die Hornhaut in der „toten Zone“ (s. S. 324).

2. Das diasklerale Echogramm: Es ist einfacher als das axiale Echogramm und besteht nur aus den Echos der einander gegenüberliegenden Bulbuswände und aus der Null-Linie im Glaskörper. Die diaskleralen Echogramme werden wegen der Ausschaltung der Linse, die den Schall in variabler und schwer kontrollierbarer Weise abschwächt, bevorzugt. Die Echos der Bulbusrückwand stammen von der Sklerinnen- und -außenfläche und bei genügend großer Energie auch von der Netz-

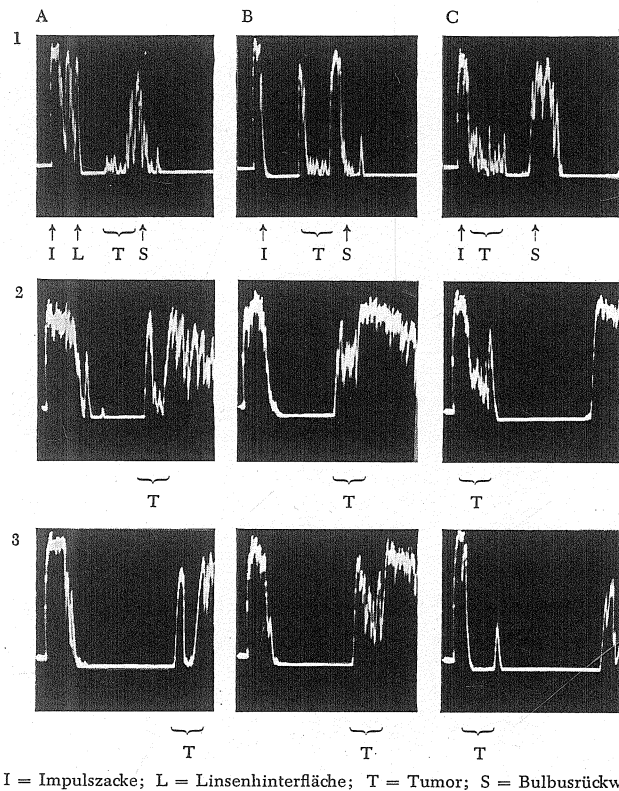


Abb. 2. Echogramme intraokularer Tumoren bei Verwendung unterschiedlicher Echogrammtypen und Schallenergien: A: axiale Echogramme; B: diasklerale Echogramme (Typ 1); C: diasklerale Echogramme (Typ 2)

haut. Diese Verhältnisse konnten Buschmann und Oksala experimentell klären. Die Echogramme der Abb. 1 wurden mit sehr geringer Energie hergestellt, so daß von der Netzhaut keine Echos registriert wurden. In der vorliegenden Arbeit wurden ausschließlich diasklerale Echogramme ausgewertet. Die diaskleralen Tumorechogramme unterteilen wir weiter: Typ 1: Der Schallkopf wurde auf der dem Tumor gegenüberliegenden Seite aufgesetzt. Die Echokette aus dem Tumorgewebe (s. oben) liegt am rechten Ende des Echogrammes. Typ 2: Der Schallkopf wurde im Bereich des Tumors dem Bulbus aufgesetzt. Die Echokette befindet sich nun am linken Ende des Echogrammes (s. Abb. 2).

Bei Vorliegen eines intraokularen Tumors entsteht ein wohl recht charakteristisches, jedoch leider nicht spezifisches Echogramm (Abb. 2). Dieses „Tumorechogramm“ enthält eine Kette dicht aufeinanderfolgender Echozacken, da das Tumorgewebe akustisch außerordentlich heterogen ist. Allerdings stellte Oksala gelegentlich schallhomogene Bezirke in Tumoren fest und führt sie auf Nekrosen zurück. Auch Baum und Greenwood fanden analoge „Vakuolen“ im B-Bild, für die jedoch histologisch niemals eine Ursache gefunden werden konnte. Buschmann hingegen wies auf das seltene Vorkommen von Nekrosen in Augentumoren hin und führt das Auftreten der Null-Linie im Tumorechogramm des A-Bildes bzw. der Vakuolen im Tumorechogramm des B-Bildes auf die Verwendung unzureichender Schallenergie zurück. Auch wir sind auf Grund der bisherigen Erfahrungen der Meinung, daß mit genügender Schallenergie und mit einer geeigneten Untersuchungseinheit ein Tumor praktisch immer das oben beschriebene Echogramm gibt. Eine Ausnahme bilden nach Buschmann bestrahlte Tumoren. Die Abb. 2 zeigt Echogramme intraokularer Tumoren bei Verwendung unterschiedlicher Echogrammtypen und Schallenergien: Die Tumoroberfläche gibt bei senkrechtem Einfall der Schallwellen ein besonders hohes Echo, da die Impedanzunterschiede zwischen Tumorgewebe und Glaskörper offenbar größer als jene im Tumorgewebe selbst sind (B 1). Wenn die Schallwellen die Tumoroberfläche schräg treffen (A 1), wird das Oberflächenecho aufgesplittert, niedrig und breit. Es überlagert dann teilweise die Echozacken aus dem Tumorrinneren, wodurch das Tumorechogramm unregelmäßig wird. Ist die verwendete Schallenergie zu gering, entstehen die oben geschilderten Null-Linien im Tumorechogramm. Im Extremfall wird eine seröse Ablatio vorgetäuscht (A 3 und C 3), da nur mehr das starke Oberflächenecho registriert wird.

Bisher wurde allgemein angenommen, daß Echos im Tumorgewebe ausschließlich an Bindegewebsstrukturen und Gefäßen entstünden und die entstehenden Echozacken deshalb sehr unregelmäßig seien. Dies trifft nur teilweise zu. Auch Lebermetastasen eines medullären Karzinoms z. B. geben quantitativ vollwertige Tumorechogramme, obwohl Bindegewebe und Gefäße fehlen. Desgleichen entsteht beim Beschallen von Zitratblut mit entsprechender Sendeleistung ein Tumorechogramm. Neben Bindegewebe und Gefäßen sind also im Tumor noch andere wesentliche Reflexionsquellen vorhanden. Wir konnten experimentell nachweisen, daß besonders die Grenzflächen zwischen den Zellmembranen und der Zwischensubstanz stark reflektieren. Daher sind auch die Echogramme vieler Tumoren ziemlich regelmäßig, wenn man nur folgende Untersuchungsbedingungen einhält (Abb. 3):

1. Die Beschallung soll senkrecht zur Oberfläche des Tumors erfolgen. Bei schrägem Einfall des Schallbündels kommt es infolge Interferenz zu starken Entstellungen und dann natürlich zu einem unregelmäßigen Tumorechogramm.
2. Die Oberfläche soll eben sein.
3. Das Schallbündel soll in seinem ganzen Durchmesser in das Tumorgewebe eindringen.

Diese Forderungen sind im Experiment immer, bei der Untersuchung des lebenden Auges häufig nur schwer erfüllbar. Bei kleinen Tumoren ist es daher sehr vorteilhaft, das Schallbündel zu fokussieren.

Die akustischen Eigenschaften der Tumoren entsprechen weitgehend ihrem histologischen Aufbau. Einheitlich strukturierte Tumoren, z. B. medul-

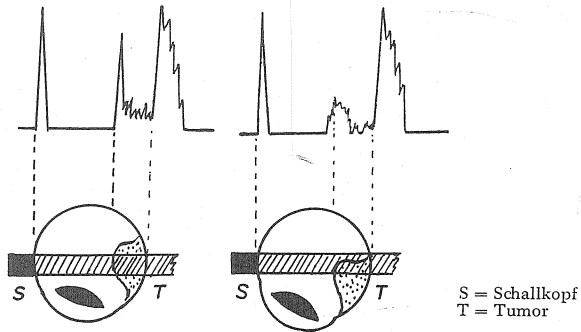
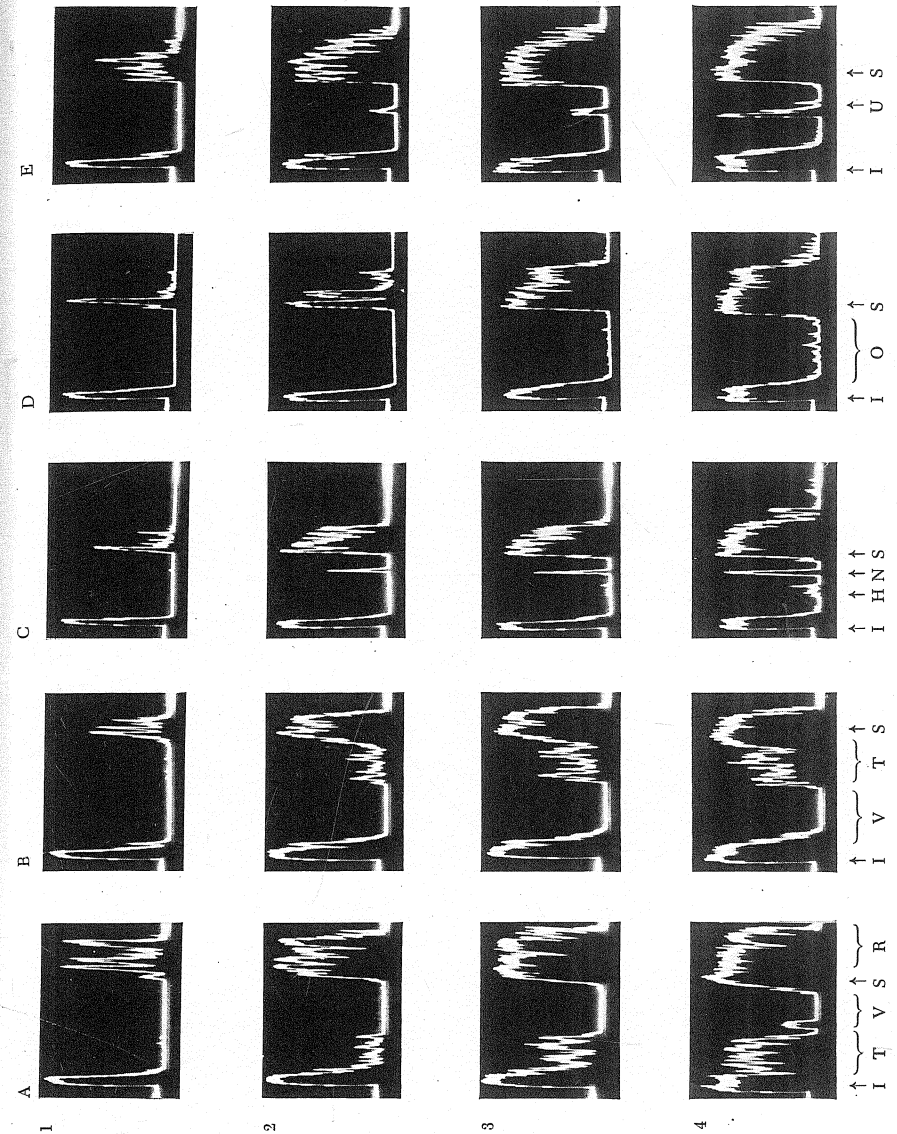


Abb. 3. Links: Die Beschallung erfolgte senkrecht zur Oberfläche des Tumors, das Schallbündel verlief in seiner ganzen Breite durch den Tumor. Rechts: Das Schallbündel trifft die Tumoroberfläche sehr schräg und geht zum Teil am Tumor vorbei

läre Karzinome, konnten wir experimentell von faserreichen Geschwülsten, z. B. Myomen, differenzieren. Bei entsprechender Verfeinerung der Untersuchungsmethode und mit größerer Erfahrung müßte dies auch klinisch möglich sein. Gutartige und bösartige Geschwülste damit zu unterscheiden, erscheint jedoch derzeit nicht möglich. Das Echogramm wird bei Tumordverdacht in erster Linie quantitativ beurteilt. Eine ganze Reihe anderer, auch harmloser Erkrankungen können einen Tumor vortäuschen, oder ein Tumor kann übersehen werden, wenn man quantitative Vorgänge außer acht läßt. Wir unterscheiden aus praktischen Gründen 4 Stadien der Echozackenhöhe im Tumorechogramm:

1. kleinste Echospitzen sind gerade noch sichtbar (Abb. 4: A 1, B 1);
2. jedes Einzelecho ist durch einen 0-Punkt oder eine 0-Linie vom benachbarten Echo gerade noch getrennt (Abb. 4: A 2, B 2).
3. Die Fußpunkte der Echos sind überall knapp über die 0-Linie angehoben (Abb. 4: A 3, B 3).
4. Die Fußpunkte der Echos sind überall mindestens um ein Drittel der maximalen Echohöhe über die 0-Linie angehoben (Abb. 4: A 4, B 4).



H = Glaskörperblutung
I = Impulszacke
N = Abgehobene Netzhaut
O = Glaskörpertrübungen
R = Orbita
S = Bulbushinterwand
T = Tumor
U = Abgehobene Aderhaut
V = Glaskörper

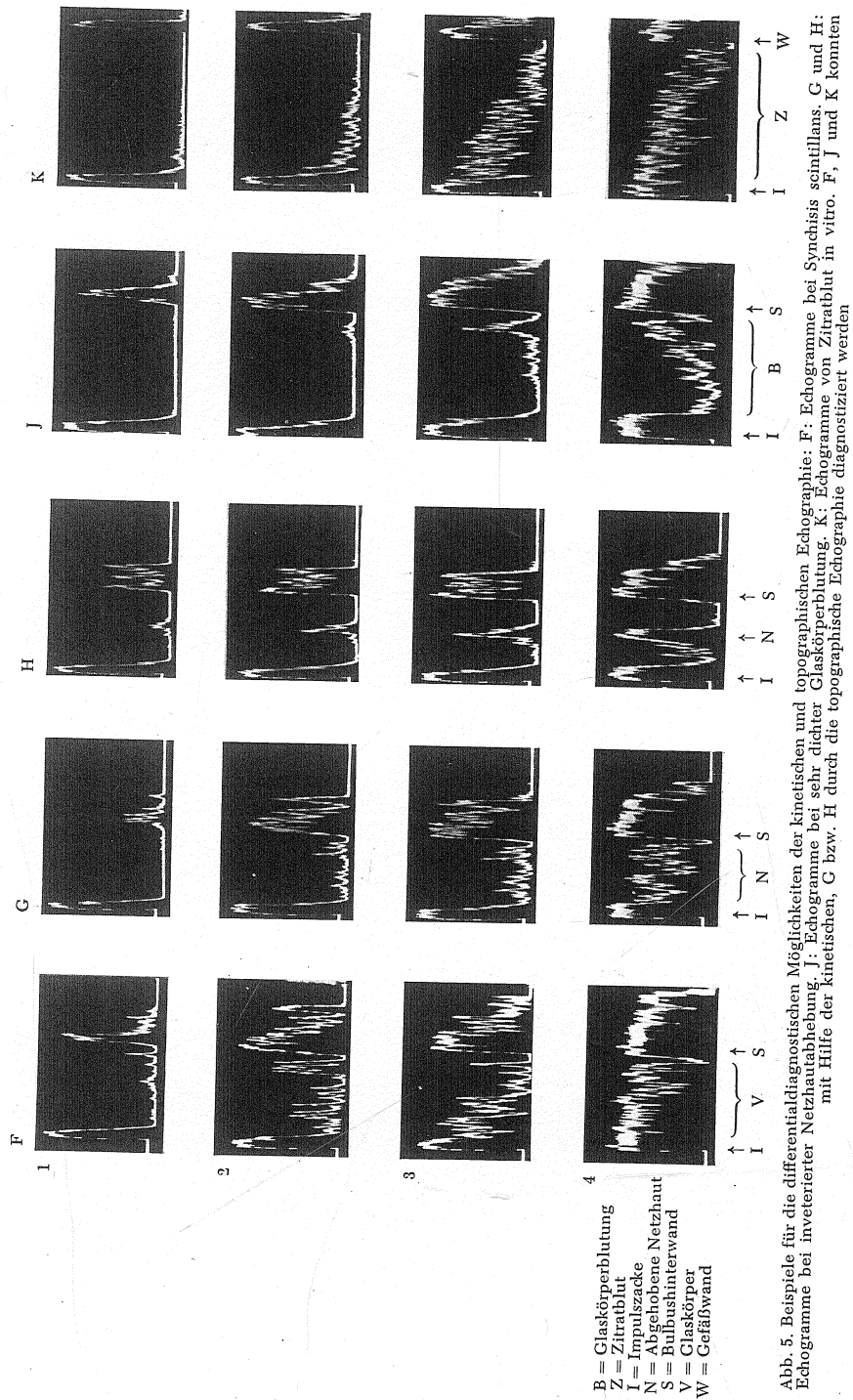
Abb. 4. Beispiele für die differentialdiagnostischen Möglichkeiten der quantitativen Echographie: A und B: Echogramme bei Retinoblastom. C: Echogramme bei seröser Netzhautablösung, hinterer Glaskörperhebung und Glaskörperblutung. D: Echogramme bei geringen Glaskörpertrübungen (Uveitis). E: Echogramme bei Aderhautablösung

Die einzelnen Stadien werden durch entsprechende Regulierung der Sendeleistung und Empfangsverstärkung des jeweiligen Gerätes mit einem geeigneten Schallkopf eingestellt.

Die Beurteilung der Echohöhe in einem beliebigen Echogramm bei einer definierten Leistung der jeweils verwendeten Untersuchungseinheit nennen wir *quantitative Echographie*. Um die Leistung zu definieren, verwenden wir in letzter Zeit den oben erwähnten Testkörper, welcher die akustische Struktur eines Tumors wiedergibt. Die Abb. 4 zeigt eindrucksvoll die Differenzierungsmöglichkeiten verschiedener Krankheitsbilder mit Hilfe der quantitativen Echographie: In den horizontalen Reihen sind Echogramme verschiedener Erkrankungen bei gleicher Schallenergie dargestellt. Diese wurde abgestuft und entspricht in der Reihe 1 dem ersten, in der Reihe 2 dem zweiten, in der Reihe 3 dem dritten und in der Reihe 4 dem vierten Stadium eines Tumorechogrammes (s. S. 329). Besonders instruktiv ist das Bild C4: Auf das Echo der vorderen Bulbuswand (im Echogramm ganz links) folgt eine Gruppe niedriger Echowacken (Glaskörperblutung). Die letzte Zacke dieser Gruppe entspricht der hinteren Glaskörpergrenzschicht. Darauf folgen eine kurze Null-Linie (retrovitreale Flüssigkeit), eine hohe Einzelzacke (abgehobene Netzhaut), wieder eine kurze Null-Linie (subretinale Flüssigkeit) sowie die hohen Echos der Bulbusrückwand und der Orbita; bei Berücksichtigung der verwendeten Schallenergie, z. B. mittels Testkörper, ist hier eine Verwechslung mit solidem Gewebe unmöglich. Bei der quantitativen Echographie muß unbedingt darauf geachtet werden, daß das Schallbündel in seiner ganzen Breite durch die pathologische Veränderung verläuft und möglichst senkrecht auf ihre Oberfläche auftrifft. Ansonsten kann es zu Fehldeutungen kommen. Bei der Untersuchung im fokussierten Schallstrahl ist diese Forderung leicht zu erfüllen. Da wir hier ein breites Schallbündel verwendeten, konnten wir zur quantitativen Beurteilung nur größere Tumoren heranziehen. Das Tumorgewebe ist stark schallschwächend, weshalb bei sehr großen Tumoren nur ein schwingerwärts gelegener Teil (bis etwa 5 mm Länge) beurteilt werden soll. Mit Hilfe der quantitativen Echographie sind wir häufig bereits in der Lage, einen intraokularen Tumor zu diagnostizieren. Es ist immer vorteilhaft und manchmal unbedingt notwendig, das Echogramm auch in anderen Richtungen zu beurteilen: Die Beurteilung der Bewegung im Echogramm bei kleinen kontrollierten Bewegungen des Schallkopfes oder des Auges nennen wir *kinetische Echographie*. Der Schallkopf kann zu diesem Zweck geschwenkt oder verschoben werden. Der Effekt hängt von der Größe der reflektierenden Fläche und von der Breite des Schallstrahles ab. Je größer der Durchmesser des Schallbündels und je größer die reflektierende Fläche ist, desto geringfügiger und langsamer erfolgt die Änderung

der Echos bei Bewegung des Auges bzw. des Schallkopfes. So ändert z. B. das Echo einer abgehobenen Netzhaut sein Aussehen nur träge. Trifft der bewegte Schallstrahl jedoch auf einen kleinen metallischen Fremdkörper, schnell ein Echo hoch auf und verschwindet genau so rasch wieder. Bereits eine kleine Bewegung des Schallkopfes ruft hier eine große Bewegung im Echogramm hervor. Zwischen diesen beiden Extremen liegt das Tumorechogramm: es ändert sein Aussehen zwar deutlich, die Bewegungen sind jedoch nicht sehr ausgiebig und rasch. Wohl als Ausdruck der intensiven Interferenzerscheinungen besitzen sie einen schaukelnden Charakter. Es gibt noch eine andere Möglichkeit, aus der Bewegung im Echogramm Rückschlüsse zu ziehen: Man läßt den Patienten das Auge wie bei der Prüfung auf Linsenschlottern einmal aus der Ruhelage und wieder zurück bewegen und beobachtet das Echogramm unmittelbar nach erfolgter Bewegung. Während ein Tumorechogramm bei Stillstand des Auges sofort wieder starr ist, bleiben Echos von Glaskörpertrübungen oder -blutungen oder von im Glaskörper schwebenden Fremdkörpern noch einige Zeit in Bewegung, das Echogramm bleibt unruhig. Eine Glaskörperverflüssigung läßt sich auf diese Weise echographisch darstellen. Auch das in Abb. 5 (F) gezeigte Echogramm bei Synchysis scintillans ließ sich durch die kinetische Echographie sofort von einem Tumorechogramm unterscheiden, was quantitativ nicht möglich war. Die einzelnen Echos zeigten dabei, ähnlich denen kleiner Fremdkörper, schnellende Bewegungen. Schließlich gehört zur vollständigen Beurteilung auch noch die *topographische Echographie*: Es ist wichtig, die Konturen einer tumorverdächtigen Veränderung echographisch zu verfolgen, indem man sie aus möglichst vielen Richtungen beschallt und versucht, ihre Oberfläche senkrecht zu treffen. Dies muß schon deshalb geschehen, weil es für einen Tumor geradezu typisch ist, daß bei der Beschallung aus allen Richtungen ein Tumorechogramm entsteht. Darauf hat Oksala wiederholt hingewiesen. Die Abb. 5 (G und H) gibt ein Beispiel dafür: Eine abgehobene, verdickte und geschrumpfte Netzhaut kann bei sehr schrägem Einfall des Schallbündels ein Tumorechogramm ergeben. Ändert man die Untersuchungsrichtung jedoch ausgiebig (nach Möglichkeit bis zu 90 Grad), schwindet sofort der Tumorverdacht. Auch die von Löpping und Nover beschriebene Gefahr, die Ansatzstelle einer abgehobenen Netzhaut mit einem Tumor zu verwechseln, wird bei Beachtung der topographischen Beziehungen geringer sein. Eine Fokussierung des Schallbündels ist in einem solchen Fall ebenfalls vorteilhaft.

Manchmal, z. B. beim gleichzeitigen Auftreten massiver Vitreal-, Prä- und Subretinalblutungen oder bei schweren proliferativen Veränderungen im Glaskörperraum kann eine akustische Tumordiagnostik trotz sorgfältigster quantitativer, kinetischer und topographischer Beurteilung unmöglich



sein. Immerhin besteht in solchen Fällen noch die Möglichkeit, durch Messen mit dem Ultraschall eine eventuelles Wachstum der Veränderung zu verfolgen.

Den diagnostischen Möglichkeiten der Echographie ist noch eine andere Grenze durch das Auflösungsvermögen gesetzt. Bei der Anwendung des A-Bildes spielt vor allem das Tiefenauflösungsvermögen eine Rolle; es ist durch den Abstand zweier im Schallstrahl hintereinander gelegener Reflexionsstellen definiert, die gerade noch getrennt dargestellt werden können. Die Echozacken dieser Reflexionsstellen sind dann durch einen Null-Punkt voneinander getrennt (Abb. 6).

I = Impulszacke
E₁, E₂ = Echozacken
S = Schallkopf
R₁, R₂ = Reflexionsflächen

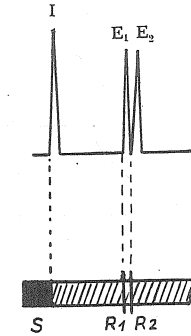


Abb. 6. Grenze des Auflösungsvermögens

Das Auflösungsvermögen hängt von mehreren Punkten ab:

1. Frequenz der Ultraschallschwingungen: höhere Frequenzen geben ein besseres Auflösungsvermögen als niedrige. Es liegt bei den in der Augenheilkunde üblichen Frequenzen zwischen 0,1 und 0,5 mm. Dies gilt jedoch nur für sehr geringe Geräteleistungen. Steigt die Sendeleistung an, wird die Impulslänge größer und beeinträchtigt dann das Auflösungsvermögen.
2. Impulslänge: zwei hintereinander liegende reflektierende Flächen sind bei senkrechtem Schalleinfall dann noch getrennt darstellbar, wenn ihr Abstand nicht kleiner als die halbe Impulslänge ist.
3. Rauhe Flächen: In der Praxis sind reflektierende Flächen nicht glatt, sondern rau. Die Größe der Unebenheiten darf $\frac{\lambda}{2}$ (λ = Wellenlänge) nicht überschreiten, soll das Auflösungsvermögen unbeeinflusst bleiben.
4. Einfallswinkel: Trifft das Schallbündel schräg auf eine reflektierende Fläche, wird das Auflösungsvermögen infolge Interferenz vermindert. Durch Fokussierung läßt sich dies weitgehend vermeiden.

Bei Leistungssteigerung der Untersuchungseinheit (und für die Tumordiagnostik ist eine solche unbedingt notwendig) wird die Impulslänge größer und es kann die Frequenz absinken. Beides vermindert das Auflösungsvermögen nicht unbedeutend (Tab. 1). Da außerdem zum Nachweis eines Tumors der Raum zwischen zwei Echozacken (von Vorder- und Hinterfläche des Tumors) beurteilt werden muß, ist das tatsächliche Auflösungs-

vermögen in der Tumordiagnostik noch geringer. Es beträgt bestenfalls 1 mm. Technische und methodische Verbesserungen sind vor allem in dieser Richtung notwendig.

Die Ultraschalldiagnostik ist derzeit wegen des relativ geringen Auflösungsvermögens manchen optischen Verfahren, besonders der Biomikroskopie, im allgemeinen unterlegen und stellt lediglich eine ergänzende Untersuchung dar. Ist eine optische Untersuchung infolge Medientrübung jedoch schwierig oder unmöglich, wird die Echographie zweifellos zur Methode der Wahl. Im folgenden seien dafür 2 typische Beispiele geschildert:

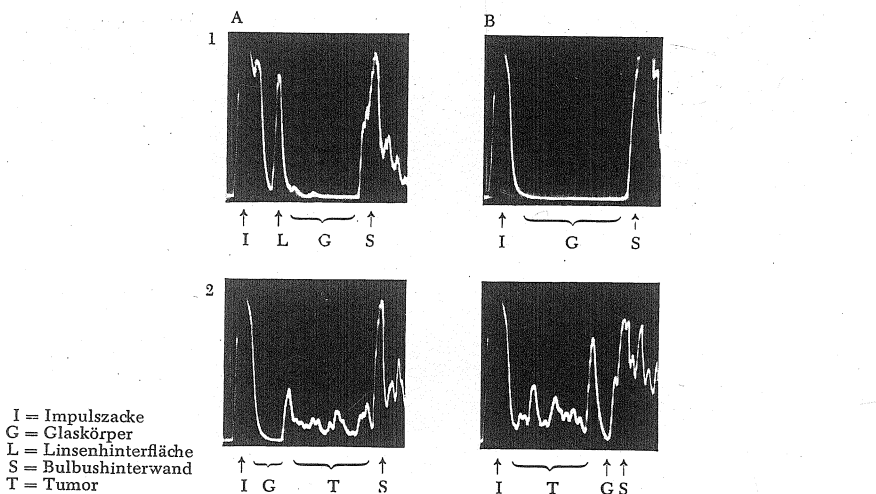


Abb. 7. Echogramme eines großen Melanosarkoms der Aderhaut (2) und Vergleichsechogramme eines gesunden Auges (1). A2: diasklerales Echogramm (Typ 1), B2: diasklerales Echogramm (Typ 2). A1: normales axiales Echogramm. B1: normales diasklerales Echogramm

- Ein 34-jähriger Mann (Tab. 2, Fall 2) kam mit der Diagnose Iridozyklitis und Sekundärglaukom des rechten Auges. Seit 3 Monaten war das Sehvermögen des rechten Auges allmählich schlechter geworden. Da der Patient vorerst keine Schmerzen verspürt hatte und das Auge nicht gerötet gewesen war, hatte er keinen Augenarzt aufgesucht. Vor 3 Tagen waren plötzlich heftige Schmerzen im rechten Auge aufgetreten; dieses war stark gerötet und trat deutlich vor. Bei der Aufnahme war eine optische Beurteilung des Glaskörpers und Fundus wegen fortgeschrittener Katarakta nicht mehr möglich. Der intraokulare Druck betrug 50 mm Hg, die Sehschärfe war auf Lichtempfindung herabgesetzt und die Projektion defekt. Die Echographie deckte einen großen intraokularen Tumor auf (Abb. 7): Die kurze Null-Linie im Echogramm (A.2) entspricht dem kleinen Glaskörperrest. Die darauffolgende Echokette stammt aus dem Tumorrinnen und setzt sich ohne Unterbrechung in die Echos der Bulbushinterwand und der Orbita fort. Die histologische Untersuchung ergab ein Melanosarkom.
- Ein 18-jähriger Mann wurde wegen einer einseitigen dichten Katarakta ungeklärter Genese in die Klinik aufgenommen. Glaskörper und Fundus waren optisch nicht beurteilbar. Die Sehschärfe war auf Lichtempfindung herabgesetzt, die Projektion

defekt. Das andere Auge war völlig normal. Die Echographie konnte einen Tumor eindeutig ausschließen und ergab den Verdacht auf eine hochblasige Netzhautabhebung und auf Glaskörpermembranen. Nach der Starextraktion wurde dieser Befund durch die optische Untersuchung bestätigt.

Die Tab. 2 gibt eine Zusammenstellung der im letzten Jahr echographisch untersuchten Fälle mit intraokularen Tumoren. Die Dicke dieser Tumoren

Tabelle 2. Klinische Fälle

				Klinische Verdachtsdiagnose	Histologischer Befund
1	Kg. 9512	RA	68 a	Aderhauttumor	Pigmentiertes, spindelzelliges Melanosarkom
2	Kg. 9618	RA	34 a	Panophthalmitis	Melanosarkom
3	Kg. 9677	RA	62 a	Aderhauttumor	Spindelzelliges Melanosarkom
4	Kg. 9795	LA	63 a	Aderhauttumor	Spindelzelliges Melanosarkom
5	Kg. 10062	RA	55 a	Aderhauttumor	Großzelliges Spindelzellsarkom
6	Kg. 10171	RA	60 a	Aderhauttumor	Spindelzelliges Sarkom (Schwannom)
7	Kg. 10261	RA	65 a	Aderhauttumor	Melanosarkom
8	Kg. 10298	RA	52 a	Aderhauttumor	Pleomorphzelliges Melanosarkom
9	Kg. 10434	RA	49 a	Aderhauttumor	Stark pigmentiertes Melanosarkom
10	Kg. 10437	RA	59 a	Aderhauttumor	Pigmentarmes Spindelzellsarkom
11	Sp. 59/64	RA	54 a	Aderhauttumor	Melanosarkom
12	Kg. 10482	RA	6 a	Retinoblastom	Retinoblastom *)

*) Es handelte sich in diesem Fall um das einzige Auge. Die Diagnose Retinoblastom wurde aus dem klinischen Bild und aus dem histologischen Befund des zweiten, 1 Jahr zuvor enukleierten Auges gestellt.

bewegte sich zwischen 1 und 15 mm. Alle ergaben ein typisches Tumorechogramm. Tumoren, deren Dicke weniger als 1 mm betrug — es handelte sich zumeist um Geschwülste der Iris —, konnten echographisch nicht diagnostiziert werden. In zahlreichen Fällen war es möglich, durch die akustische Untersuchung einen Tumorverdacht zu beseitigen.

Die Ultraschalldiagnostik intraokularer Tumoren kann und soll nicht andere Untersuchungsmethoden ersetzen. Sie ist in vielen Fällen eine wertvolle Ergänzung, manchmal jedoch auch die Methode der Wahl. Die Echographie steht noch in voller Entwicklung. Eine Verbesserung in methodischer und technischer Hinsicht ist möglich und notwendig. Vor allem ist eine Kombination des A- und B-Bildes wünschenswert.

Zusammenfassung: Die Tumordiagnostik ist eines der wichtigsten Anwendungsgebiete der Echographie in der Augenheilkunde. Das Aussehen eines Echogrammes hängt nicht nur vom untersuchten Medium, sondern auch vom Schallfeld ab. Untersuchungseinheiten (Geräte-Schallkopf-Kombinationen) unterscheiden sich bezüglich ihres Schallfeldes zum Teil beträchtlich voneinander. Untersuchungsergebnisse mehrerer Autoren sind daher nur dann vergleichbar, wenn man sich auf einen definierten Testkörper bezieht. Die Beurteilung eines Echogrammes erfolgt in quantitativer, kinetischer und topographischer Hinsicht und wird an Hand zahlreicher Echogrammbilder erläutert.

Die Möglichkeiten der akustischen Tumordiagnostik sind derzeit wegen des relativ geringen Auflösungsvermögens noch beschränkt. Tumoren des Auges sind akustisch derzeit nur dann nachweisbar, wenn ihre Dicke 1 mm überschreitet. Die Echographie ist

daher manchen optischen Untersuchungsmethoden, vor allem der Biomikroskopie, im allgemeinen unterlegen. Ist eine optische Beurteilung infolge Medientrübung jedoch erschwert oder unmöglich, stellt die Ultraschalldiagnostik zweifellos das Verfahren der Wahl dar.

On the diagnosis of ocular tumours by ultra-sound. (Clinical and experimental investigations with the saw-tooth recording).

Summary: The diagnosis of tumours constitutes one of the most important field of application of echography in ophthalmology. The aspect of an echogram does not only depend on the medium examined, but also on the sound-field. Examination units (apparatus and sound-head combinations) to some extent differ significantly from each other, as far as their sound-field is concerned. Results from investigations of different authors are therefore comparable only, if they can be related to a defined test element. The evaluation of an echogram is carried out with regard to quantitative, kinetic and topographic aspects and explained by the author with reference to numerous echogram tracings.

As of now, the possibilities of an acoustic tumour diagnosis are still limited because of the comparatively low resolving-power. At present, tumours of the eye can be verified by acoustic means only, if the thickness of the tumorous tissue exceeds 1 mm. In general, the echography is therefore inferior to some optical methods of examination, first of all to biomicroscopy. However, if an optical evaluation is complicated or rendered impossible by opacities of the media, the diagnosis by ultra-sound undoubtedly constitutes the method of choice.

A propos du diagnostic des tumeurs de l'oeil par les ultra-sons.

Résumé: Le diagnostic des tumeurs est l'un des domaines d'application les plus importants de l'échographie en ophtalmologie. L'aspect d'un échogramme dépend non seulement de milieu examiné mais aussi du champ sonore. Les unités d'examen (combinaison appareils-tête à ultra-sons) se différencient parfois considérablement en ce qui concerne leur champ sonore. On ne peut donc comparer entre eux les résultats de plusieurs auteurs que si l'on se réfère à un corps-test défini. On juge un échogramme sur le triple plan quantitatif, cinétique et topographique, et on l'explique en se basant sur de nombreux tracés échographiques.

Les possibilités du diagnostic acoustique des tumeurs sont encore limitées aujourd'hui à cause du pouvoir de dissolution relativement faible. Les tumeurs de l'oeil ne sont à présent décelables que si leur épaisseur dépasse 1 mm. L'échographie est donc inférieure à beaucoup de méthodes optiques d'examen, surtout la biomicroscopie. Si, pourtant, l'examen optique est rendu difficile ou impossible à cause d'une altération des milieux, le diagnostic par ultra-sons représente sans aucun doute le procédé de choix.

Diagnóstico de los tumores del ojo mediante el ultrasonido.

Resumen: El diagnóstico de los tumores constituye uno de los más importantes campos de aplicación de la ecografía en oftalmología. El aspecto de un ecograma depende no sólo del medio explorado sino también del campo sonoro. Las unidades de exploración (aparatos-resonadores-combinaciones) difieren, en parte, considerablemente unas de otras. Por este motivo, los resultados experimentales de diversos autores sólo pueden compararse entre sí, si se relacionan con un objeto de test definido. La

valoración de un ecograma se efectúa desde los puntos de vista cuantitativo, cinético y topográfico, ilustrándose por medio de numerosas imágenes de ecogramas.

En la actualidad, las posibilidades del diagnóstico acústico de los tumores todavía son relativamente limitadas, debido a la escasa capacidad de resolución. Actualmente, los tumores del ojo sólo son asequibles al diagnóstico acústico, cuando su grosor es superior a 1 mm. Por esta razón, la ecografía es en general inferior a otros métodos de exploración óptica, particularmente a la biomicroscopía. No obstante, si el examen óptico está dificultado o impedido por un enturbiamiento de los medios, el diagnóstico por ultrasonido constituye el procedimiento de elección.

Schrifttum

- Baum, G., und Greenwood, I.: Arch. Ophth. (USA) 1958, Bd. 60, S. 263. — Dies.: Am. J. Ophth. (USA) 1960, Bd. 49, S. 249. — Bergmann, L.: Der Ultraschall. Hirzel, Stuttgart 1954. — Bernhardt, H.: persönl. Mitteilung. — Buschmann, W.: Klin. Mbl. Augenhk. 1963, Bd. 142, S. 170. — Ders.: Klin. Mbl. Augenhk. 1964, Bd. 144, S. 321. — Ders.: Ann. J. Ophth. 1964, Bd. 57, S. 461. — Ders.: Klin. Mbl. Augenhk. 1964, Bd. 144, S. 147. — Löpping, B., und Nover, A.: Graefes Arch. Ophth. 1962, Bd. 165, S. 585. — Matauschek, J.: Einführung in die Ultraschalltechnik. Verlag Technik, Berlin 1957. — Mundt, G. H., und Hughes, W. F.: Am. J. Ophth. 1956, Bd. 41, S. 488. — Nover, A.: Klin. Mbl. Augenhk. 1963, Bd. 142, S. 176. — Nover, A., und Gerbaulet, K.: Fortschr. Med. 1960, Bd. 78, S. 285. — Oksala, A.: Brit. J. Ophthal. 1959, Bd. 43, S. 408. — Ders.: Acta ophthal. (Dän.) 1959, Bd. 37, S. 132. — Ders.: Klin. Mbl. Augenhk. 1960, Bd. 137, S. 72. — Ders.: Brit. J. Ophthal. 1961, Bd. 45, S. 218. — Ders.: Klin. Mbl. Augenhk. 1964, Bd. 144, S. 347. — Oksala, A., und Lehtinen, A.: Ophthalmologica (Schweiz) 1957, Bd. 134, S. 387. — Dies.: Am. J. Ophth. 1961, Bd. 51, S. 1203. — Ossoinig, K., und Steiner, H.: Graefes Arch. Ophth. (im Druck). — Stallkamp, H., und Nover, A.: Graefes Arch. Ophth. 1962, Bd. 164, S. 399. — Vanysek, J., Obraz, J., und Preisova, J.: Ophthalmologica (Schweiz) 1962, Bd. 144, S. 29.

Ansch. d. Verf.: Wien 9, Alserstraße 4

Aus der Univ.-Augenklinik Jena (damaliger Direktor: Prof. Dr. F. Hollwisch) und dem Isotopenlabor (Leiter: Oberarzt Dr. H.-J. Correns) der Med. Univ.-Poliklinik Jena (Direktor: Prof. Dr. G. Klumbies)

Über die Technik des Nachweises von Melanoblastomen am hinteren Bulbusabschnitt mit P³²

Von A. Jütte, Kommiss. Direktor d. Univ.-Augenklinik

Mit 5 Abbildungen

Der Hauptteil aller Melanoblastome in der Aderhaut ist am hinteren Bulbusabschnitt lokalisiert.

Bei einer statistischen Auswertung von 166 Patienten mit histologisch gesichertem Melanoblastom der Aderhaut, fanden Thiel, Otto und Topfel bezüglich der Lokalisation der Tumoren folgende prozentuale Verteilung: