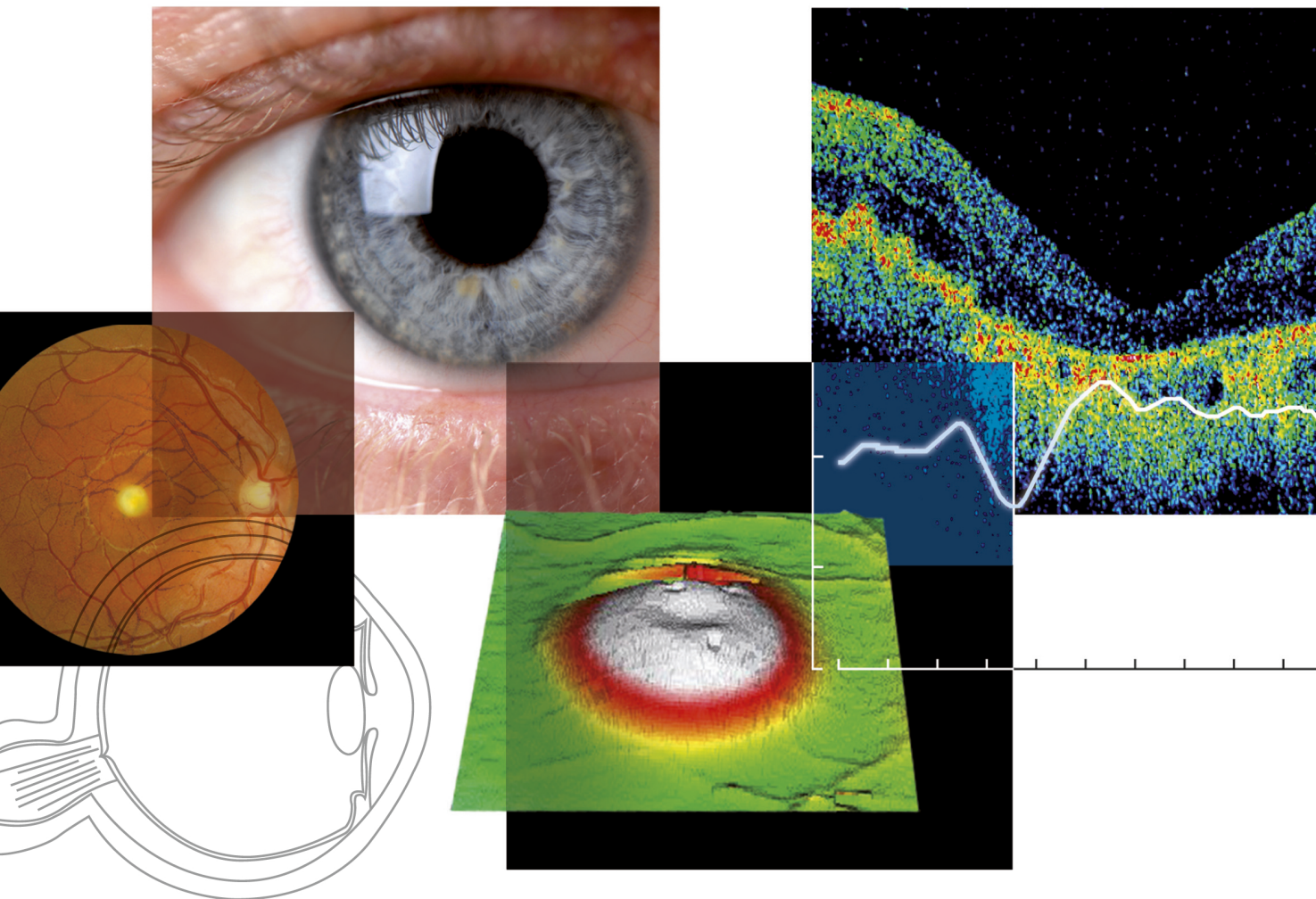


Claus Flittiger

Technische Diagnostik in der Augenheilkunde



HUBER



Flittiger
Technische Diagnostik in der Augenheilkunde

Verlag Hans Huber
Programmbereich Medizin



Claus Flittiger

Technische Diagnostik in der Augenheilkunde

Verlag Hans Huber

Anschrift des Autors:

Claus Detlev Flittiger
Leitung Technische Diagnostik
Wilhelminenhaus Kiel
Zentrum für Augenheilkunde
Wilhelminenstr. 43
D-24103 Kiel

Lektorat: Dr. Klaus Reinhardt

Herstellung: Jörg Kleine Büning

Bearbeitung: Ulrike Boos, Freiburg

Umschlaggestaltung: Claude Borer, Basel

Druckvorstufe: punktgenau gmbh, Bühl

Druck und buchbinderische Verarbeitung: AZ Druck und Datentechnik GmbH, Kempten

Printed in Germany

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.



Dieses Werk, einschließlich aller seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen sowie die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen. Die Verfasser haben größte Mühe darauf verwandt, dass die therapeutischen Angaben insbesondere von Medikamenten, ihre Dosierungen und Applikationen dem jeweiligen Wissensstand bei der Fertigstellung des Werkes entsprechen. Da jedoch die Medizin als Wissenschaft ständig im Fluss ist und menschliche Irrtümer und Druckfehler nie völlig auszuschließen sind, übernimmt der Verlag für derartige Angaben keine Gewähr. Jeder Anwender ist daher dringend aufgefordert, alle Angaben in eigener Verantwortung auf ihre Richtigkeit zu überprüfen.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen oder Warenbezeichnungen in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen-Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürfen.

Anregungen und Zuschriften an:

Verlag Hans Huber
Lektorat Medizin
Länggass-Strasse 76
CH-3000 Bern 9
Tel: 0041 (0)31 300 4500
Fax: 0041 (0)31 300 4593
verlag@hanshuber.com
www.verlag-hanshuber.com

1. Auflage 2012

© 2012 by Verlag Hans Huber, Hogrefe AG, Bern

(E-Book-ISBN 978-3-456-95133-1)

ISBN 978-3-456-85133-4

Inhalt

Vorwort	9
Teil 1: Ultraschall in der Ophthalmologie	11
1. Allgemeines.....	12
1.1 Historische Entwicklung	12
1.2 Physikalische Grundlagen	12
1.3 Ultraschallerzeugung	12
1.4 Wechselwirkung zwischen Ultraschall und Gewebe	14
1.5 Schädigende Ultraschallwirkung auf das Gewebe	15
2. Sonografische Untersuchungsverfahren	16
2.1 Das Amplituden-Echo (A-Echografie)	16
2.2 Die B-Echografie.....	17
2.3 Apparative Ausstattung	18
2.4 Praxis und Dokumentation	19
2.5 Untersuchungstechnik	21
3. Pathologien des Auges und der Orbita in der B-Echografie	24
3.1 Pathologien des Glaskörpers	24
3.2 Bulbushinterwanddeformation.....	28
3.3 Abhebungen von Netzhaut und Aderhaut.....	30
3.4 Tumore von Netzhaut und Aderhaut.....	39
3.5 Netzhaut und Aderhaut bei der Makuladegeneration.....	54
3.6 Pathologien von Papille und Nervus opticus.....	56
3.7 Gefäßanomalien	63
3.8 Raumforderungen in der Orbita	67
3.9 Pathologien der extraokulären Augenmuskulatur	72
3.10 Pathologien des vorderen Augenabschnitts.....	76
Teil 2: Bildgebende Verfahren der Netzhautdiagnostik	81
4. Anatomie und Physiologie der Retina	82
5. Die Fluoreszenzangiografie	85
5.1 Historische Entwicklung	85
5.2 Prinzip	85

5.3	Notfallmaßnahmen	88
5.4	Untersuchungsablauf	88
5.5	Interpretation der Fluoreszenzangiografie	89
6.	Die optische Kohärenztomografie	94
6.1	Prinzip	94
6.2	Zellschichten im OCT-Schnittbild	95
6.3	Aussagekraft des OCT-Bildes	96
6.4	Beeinträchtigung der Bilderstellung	96
6.5	Der Compare-Modus	105
6.6	Intraretinale Flüssigkeit im OCT	105
6.7	3D-OCT-Cropping und Vergrößerung	107
7.	Bildgebende Diagnostik retinaler und choroidaler Erkrankungen	109
8.	Pathologien der zentralen Netzhaut	111
8.1	Veränderungen der Netzhautoberfläche	111
8.2	Veränderungen der Fovea	120
8.3	Makulaforamen	120
8.4	Drusenpapille	127
8.5	Retinale Gefäßerkrankungen	132
8.6	Diabetische Retinopathie	146
8.7	Retinitis centralis serosa	152
8.8	Zystoides Makulaödem	155
8.9	Altersbedingte Makuladegeneration (AMD)	157
8.10	Angioid Streaks, PE-Defekt, Aderhautfalten und -ruptur	193
8.11	Hereditäre Netzhauterkrankungen	196
8.12	Toxische und entzündliche Pathologien der Netzhaut	206
8.13	Aderhautnävus	209
Teil 3: Funktionsprüfende Untersuchungsverfahren in der Ophthalmologie		213
9.	Elektrophysiologie	214
9.1	Vorbemerkung	214
9.2	Gerätetechnik	214
9.3	Informationsverarbeitung im visuellen System – die Umwandlung vom Lichtreiz zum Biopotenzial	216
9.4	Elektroretinogramm	217
9.5	Elektrookulogramm	219
9.6	Visuell evozierte Potenziale	221
10.	Farbsinn und Farbsinnprüfung	230
10.1	Physik und Physiologie	230
10.2	Der schmale Grat zwischen Physik und Biologie	230
10.3	Begriffserklärungen	232

10.4 Pseudoisochromatische Tafeltests nach Velhagen und Ishihara	233
10.5 Farbanordnungstest	234
10.6 Farbsinnprüfung mit dem Nagelanomaloskop bei angeborener Rot-Grün-Farbsinnstörung	234
10.7 Die Strategie zur Ermittlung des Anomalquotienten	236
11. Bestimmung des Netzhautvisus mit dem Interferometer	238
11.1 Vorbereitung	238
11.2 Probleme und Problembeseitigung	239
11.3 Interpretation bei sicherem Untersuchungsergebnis	240
Literaturhinweise	241
Sachregister	242

Vorwort

Ich wünsche mir, dass dieses Buch Anfängern in der Augenheilkunde, Assistenzärzten, dem Fachpersonal in der augenärztlichen Praxis sowie interessierten Ärzten angrenzender Fachgebiete hilfreich, erklärend, vorbereitend und begleitend den praxisnahen Einstieg in wichtige etablierte diagnostische Verfahren der Augenheilkunde erleichtert.

In Kliniken und vielen Praxen sämtlicher Fachgebiete steht heutzutage eine Vielzahl moderner messtechnischer und bildgebender Diagnostik zur Verfügung. Auch die Diagnose von Augenerkrankungen und die Einleitung therapeutischer Maßnahmen basieren zunehmend auf den unmittelbar zur Verfügung stehenden Ergebnissen und Bildern der technischen Diagnostik. Mit der zunehmenden Zahl diagnostischer Verfahren für jeden Abschnitt des Auges erhöht sich die Menge auszuwertender Bilder und Messergebnisse. Damit bestehen hohe Anforderungen insbesondere an Assistenzärzte in der Facharzt-ausbildung und augenärztliches Fachpersonal bei der Durchführung der Untersuchungen sowie der Auswertung der generierten Bilder und Daten. Auch viele Ärzte in Einzel- und Gemeinschaftspraxen, die ihre Patienten zur weiterführenden Diagnostik in die Fachabteilungen von Augenkliniken und augendiagnostischen Zentren überweisen, sind mit Fotos, Grafiken und Befunden moderner Diagnostik konfrontiert.

Ich habe den Fokus der in diesem Buch behandelten diagnostischen Verfahren weitgehend auf den hinteren Augenabschnitt und die nachfolgenden am Sehvorgang beteiligten Strukturen gerichtet. Die Erklärung der relevanten Aspekte der technischen Verfahren, die Vermittlung der erforderlichen Kenntnisse der Anatomie und Physiologie, die Beschreibung der Untersuchungsdurchführung sowie die Hilfestellung bei der Befunderstellung durch Analyse und Interpretation der generierten Bilder und Grafiken sind die bestimmenden Elemente dieses Konzepts. Fotos unterschiedlicher bildgebender Verfahren sollen helfen, einen einprägsamen Einblick in wichtige Krankheitsbilder der täglichen Arbeit in Klinik und Praxis zu erlangen.

Dieses Buch erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit und kann das vertiefende Studium der Anatomie, Physiologie und Krankheitslehre nicht ersetzen. Auch wenn ich wichtige, derzeit gängige Therapieformen beschreibe, möchte ich darauf hinweisen, dass der rasante Fortschritt in der Medizin in diesem Bereich einem stetigen Wandel unterliegt.

Sämtliche Fotografien, Bilder, Reproduktionen und Kurven habe ich im Rahmen meiner Tätigkeit in der technischen Diagnostik der Augenarztpraxis im Wilhelminenhaus in Kiel angefertigt. Ich danke allen Ärzten und Mitarbeitern des Wilhelminenhauses Kiel. Mein Dank geht auch an den Cheflektor des Huber-Verlags, Dr. Klaus Reinhardt. Ich danke ganz besonders meiner Frau Linda – ohne die es dieses Buchprojekt nicht geben würde – für ihre Unterstützung.

Kiel, im Juli 2012

Claus Flittiger



WILHELMINENHAUS KIEL
Zentrum für Augenheilkunde

Teil 1: Ultraschall in der Ophthalmologie

1. Allgemeines

1.1 Historische Entwicklung

Lazzaro Spallanzani (ital. Geistlicher und Naturwissenschaftler, 1729–1799) erforschte das Orientierungsvermögen von Fledermäusen: «Die unheimliche Fähigkeit der Fledermäuse, sich im Dunkeln zu orientieren, hängt mit dem Gehör zusammen.» Diese absolut korrekte Beobachtung, wegen der Spallanzani Zeit seines Lebens belächelt wurde, konnte erst 1940 von Donald R. Griffin und Robert Galambos nachgewiesen werden. Die Brüder Curie beschrieben 1880 den piezoelektrischen Effekt und lieferten damit die Grundlage für die Ultraschallanwendung: Druck auf einen Kristall verursacht eine elektrische Potenzialdifferenz. Umkehrschluss: Elektrische Spannung deformiert den Kristall.

Auf der Basis dieser Erkenntnisse entwickelte der Physiker Paul Langevin (frz. Physiker, 1872–1946) ein Unterwasserortungsgerät, das Ultraschallwellen aussenden und empfangen konnte. Diese Erfindung führte zur Entwicklung des Sonarsystems, welches im Zweiten Weltkrieg zum Einsatz kam. 1942 entwickelte Firestone eine Ultraschallapparatur zur zerstörungsfreien Materialprüfung. 1949 gelang es Ludwig, mit Ultraschallwellen Gallensteine darzustellen.

1956 erschien die erste Arbeit über ophthalmologische Ultraschalldiagnostik von Mundt und Hughes. 1957 publizierten Oksala und Lethinen Arbeiten zur A-Echografie. Baum und Greenwood führten 1958 das zweidimensionale B-Bild ein. Bronson entwickelte 1972 den B-Echo-Schallkopf mit Gel als Ankopplungsmedium.

1.2 Physikalische Grundlagen

Ultraschall ist die Bezeichnung für mechanische Schwingungen (periodische Bewegung von Masse) außerhalb der menschlichen Hörschwelle (Frequenz oberhalb 20 000 Hz). Die Frequenz in Hz/MHz bezeichnet die Anzahl der mechanischen Schwingungen pro Sekunde. Die Wellenlänge bezeichnet den Abstand zwischen zwei Schwingungsmaxima. Je geringer die Frequenz, umso größer die Wellenlänge, umso größer die Eindringtiefe und umso geringer die Auflösung. Je höher die Frequenz, umso kleiner die Wellenlänge, umso geringer die Eindringtiefe und umso höher die Auflösung. Die Abbildungen verdeutlichen den Einfluss von Frequenz und Wellenlänge auf die Bildentstehung (Abb. 1-1). Die Wellenlänge ist ein wichtiges Qualitätsmerkmal eines Ultraschallgeräts und errechnet sich aus der Frequenz und der Ultraschallgeschwindigkeit:

$$\text{Schallgeschwindigkeit/Sendefrequenz} \\ = \text{Wellenlänge}$$

Die Schallgeschwindigkeit beträgt 1500 m/sec bei 10^7 Hz. Da die Einheiten Millimeter (mm) und Megahertz (MHz) verwendet werden, wird aus 15 000 m/sec umgerechnet 1,5 mm/ μ sec und aus 10 Millionen Hertz 10 Megahertz. Für einen 10-Megahertz-Schallkopf, wie er in der Augenheilkunde überwiegend in der B-Bild-Echografie zur Anwendung kommt, ergibt sich bei 150 μ m Wellenlänge eine Auflösung von 0,75 mm. Die Schallgeschwindigkeit verändert sich je nach Gewebe, das durchschallt wird. Diese Tatsache ist insbesondere bei der Umrechnung von Laufzeit in Strecke im Rahmen der applanatorischen Biometrie zur Berechnung von Intraokularlinsen von Bedeutung.

1.3 Ultraschallerzeugung

Der Schallkopf heutiger Ultraschallgeräte besteht aus einer Keramikplatte mit aufgedampfter Leerschicht, einer Schutzschicht und einem Dämpfungskörper. Die Schallsonde kombiniert folgende Leistungen: Impulsherstellung, Impulsaussendung

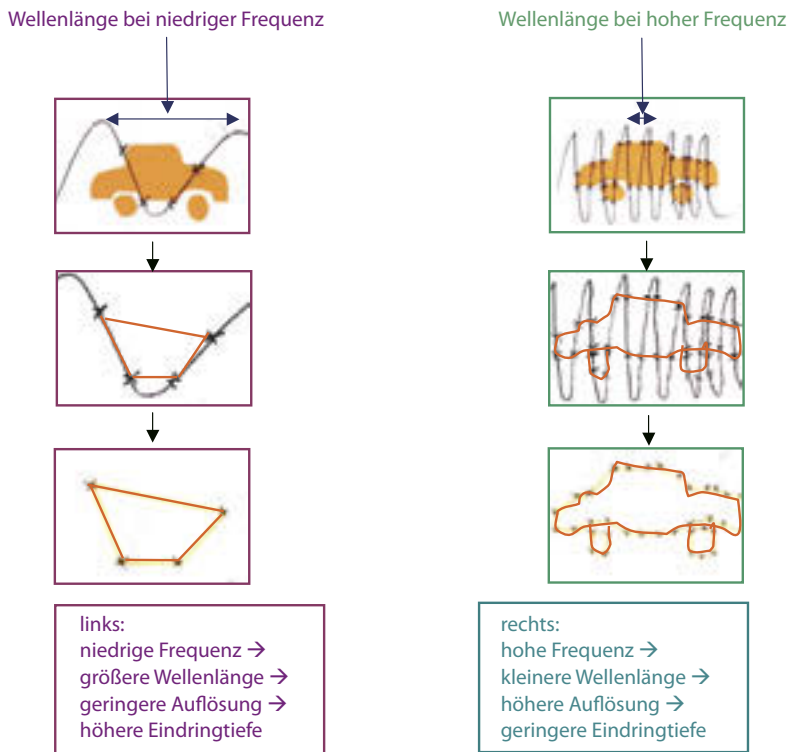


Abb. 1-1: Zusammenhang von Wellenlänge, Frequenz, Auflösung und Eindringtiefe

und Impulsendfang. Durch Anlegen einer Spannung verformt sich die Keramik. Die bei dieser Verformung entstehende Massebewegung wird in Form einer Welle auf das Gewebe übertragen. Die Druckwelle breitet sich im Gewebe aus. Der Dämpfungskörper verkürzt die Dauer des ausgesandten Signals. Das an Gewebegrenzflächen reflektierte Schallsignal wird vom Schallkopf empfangen. Zur Übertragung des Ultraschallsignals auf das Gewebe wird ein Ankopplungsgel zwischen die Schallsonde und der zu schallenden Struktur gebracht. Unterschieden werden transversale Wellen, Querwellen, die senkrecht zur Fortpflanzungsrichtung des Ultraschallsignals verlaufen, von longitudinalen Wellen, die sich längs der Fortpflanzungsrichtung ausbreiten. Zumeist kommt die Impuls-Echo-Technik zum Einsatz, die mit einer schnellen Folge von Einzelimpulsen arbeitet. Die hohe Frequenz bedingt eine kurze Impulsdauer. Die kleinere Wellenlänge bedingt eine hohe Auflösung. Je höher die Frequenz umso geringer ist die Eindringtiefe des Echoimpulses in

das Gewebe. In der Ultraschallbiomikroskopie kommen zur Beurteilung von Kammerwinkel und Ziliarkörper Geräte mit hoher Frequenz von 20 bis 50 MHz zum Einsatz. Dauerimpulse werden hauptsächlich in der Dopplersonografie zur Beurteilung des intravasalen Blutstroms und der Bestimmung von Blutfließgeschwindigkeiten (Kartis-Sonografie) verwendet.

Die gängige Ultraschallfrequenz für die Sonografie von intraokulären und retrobulbären Strukturen liegt zwischen 8 MHz–10 MHz. Die darstellbare Eindringtiefe liegt zwischen 30 bis 60 mm. Jeder Schallkopf hat seine eigene charakteristische Fokussierung (Bündelung). Die Ausdehnung des Schallfeldes wird in Nahfeld, Fokuszone und Fernfeld unterteilt. Zur besten Beurteilung sollte die Darstellung einer Struktur in der Fokuszone erfolgen. In der Augenheilkunde gibt es drei Einsatzbereiche bildgebender Ultraschallverfahren:

1. A-Echo: die Messung einzelner Teilabschnitte des Auges

2. B-Echo: die zweidimensionale Darstellung der anatomischen Strukturen des Bulbus und der Orbita (Abb. 1-2)
3. Ultraschallbiomikroskopie: Ziliarkörper- und Kammerwinkelbeurteilung mit hochfrequenten 20–50 MHz-Schallköpfen.

1.4 Wechselwirkung zwischen Ultraschall und Gewebe

Der Schallimpuls wird an Grenzflächen gebrochen und reflektiert. Die Snelliusschen Gesetze für das Licht gelten auch für Schallwellen. Grenzflächen entstehen durch aneinander grenzende Medien

unterschiedlichen Schallwiderstandes. Dieser Impedanzsprung von Gewebe zu Gewebe führt zu einer Teilreflektion der Schallwelle (Abb. 1-3). Der Schallwiderstand eines Gewebes bestimmt den Grad der Reflektion und der Transmission eines Ultraschallimpulses. Starke Schallwiderstände führen zu starken Reflektionen und zu ausgeprägten Amplituden. Die Schallgeschwindigkeit des Ultraschallsignals variiert je nach Gewebart, die durchlaufen wird. Beispiel: Kammerwasser 1500 m/sec, Linse 1640 m/sec. Dieser Einfluss auf biometrische Messungen ist insbesondere in die Formelforschung der Prä-Katarakt-Biometrie eingegangen. Bei schrägem Auftreffen des Schallsignals auf die Grenzfläche verringert sich die Ampli-

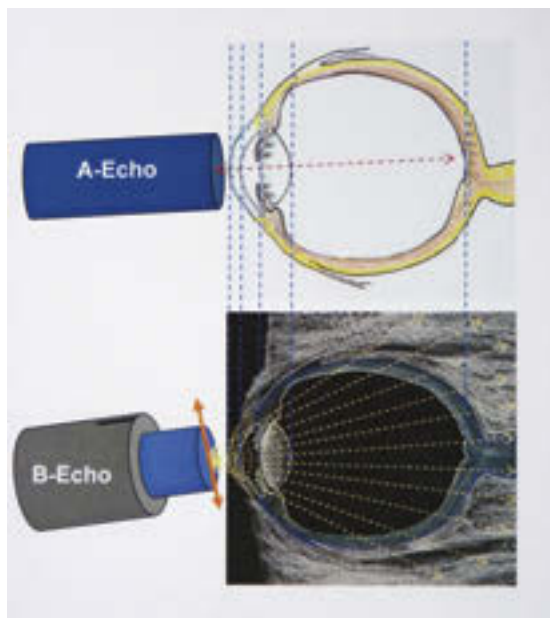


Abb. 1-2: Der A-Echoschallkopf (oben) sendet einen Ultraschallimpuls durch das Auge. Die einzelnen Grenzflächen werden als Amplituden dargestellt. Die Längenberechnung des Organs (Biometrie) erfolgt durch Umrechnung der Impulslaufzeit in Impulsstrecke. Der B-Echoschallkopf (unten) bewegt sich durch Motorantrieb in einer Ebene. Die Schallimpulse durchschneiden den Bulbus und die ihn umgebenden Strukturen. Schallwiderstände werden als Graustufenbild sichtbar. Es entsteht ein zweidimensionales Bild der geschallten Struktur auf dem Monitor. Der Amplitudenzacke eines Echosignals wird ein Lichtpunkt zugeordnet. Je stärker die Reflektion, desto heller der Lichtpunkt.

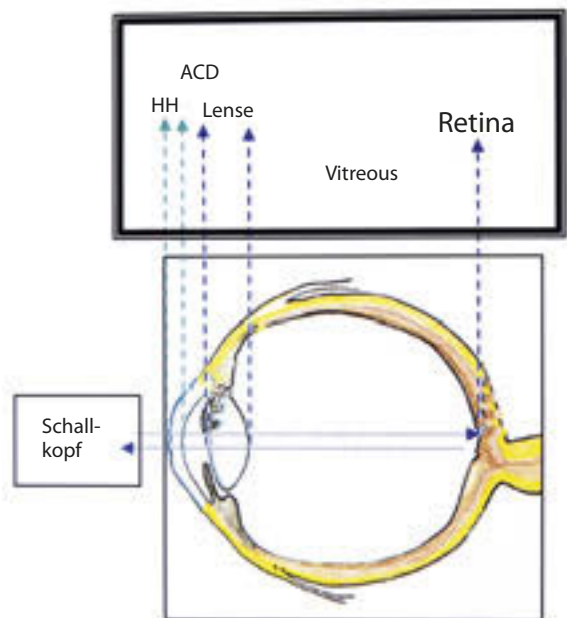


Abb. 1-3: Der Schallimpuls wird an Grenzflächen reflektiert. Sie erscheinen als Amplituden auf dem Monitor. Die Grenzflächen:

- Tränenfilm – Hornhaut
 - Hornhaurückseite – Kammerwasser
 - Kammerwasser – Linsenvorderfläche
 - Linsrückfläche – Glaskörper
 - Glaskörper – Retina
- Die ermittelten Distanzen:
- Hornhautdicke (Messung = Pachymetrie)
 - Vorderkammertiefe (Anterior Chamber Depth, ACD)
 - Linsendicke
 - Glaskörperraum (Vitreous)