

Aus dem Zentrum für klinische Tiermedizin der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

angefertigt unter der Leitung von Prof. Dr. R. Korbel

Okulare Sonographie am Fischauge

—

Eine Studie zur Sonoanatomie des vorderen Augensegmentes am Beispiel des Koikarpfens (*Cyprinus carpio*)

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Ranhild Pohl
aus Uelzen

München 2014

Gedruckt mit Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun
Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Rüdiger Korbel
Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Roberto Köstlin

Tag der Promotion: 08. Februar 2014

Les missions impossibles
sont les seules qui réussissent.

Jacques-Yves Cousteau

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	4
1. Einleitung	5
2. Literatur	6
2.1 Die Sonographie	6
2.1.1 Physikalische Grundlagen	6
2.1.2 Wirkungen von Ultraschall auf biologische Gewebe	10
2.1.3 Technische Grundlagen	12
2.1.4 Bildwiedergabeverfahren	17
2.1.5 Sonographische Gewebedarstellung	19
2.1.6 Sonographische Artefakte	20
2.1.7 Sonographische Untersuchungen an Fischen	22
2.2 Das Fischauge	24
2.2.1 Vergleichende Anatomie und Physiologie	24
2.2.2 Anatomie des vorderen Augensegmentes	28
2.2.3 Pathologie des vorderen Augensegmentes	33
2.3 Die ophthalmologische Sonographie	39
2.3.1 Indikationen	39
2.3.2 Untersuchungsmethoden und Untersuchungsebenen	40
2.3.3 Sonographische Normalbefunde des vorderen Augensegmentes	43
2.3.4 Darstellung pathologischer Veränderungen des vorderen Augensegmentes	45
2.3.5 Biometrie	47
2.3.6 Erste Erfahrungen in der ophthalmologischen B-Mode-Sonographie bei Fischen	50
2.4 Anästhesie bei Fischen	51
2.4.1 Möglichkeiten der Anästhesie bei Fischen	51
2.4.2 Die Tauchbadnarkose unter Verwendung von MS 222	52
2.4.3 Narkosestadien und Narkoseüberwachung	53
2.5 Die klinische und ophthalmologische Untersuchung von Fischen	55
2.5.1 Die klinische Untersuchung	55

2.5.2	Die ophthalmologische Untersuchung	56
2.6	Die pathologisch-anatomische Untersuchung des Auges	57
2.6.1	Enukleation	58
2.6.2	Fixation und Präparation	58
3.	Material und Methoden.....	60
3.1	Zielsetzung	60
3.2	Material	60
3.2.1	Versuchstiere	60
3.2.2	Material für das Narkosebad	61
3.2.3	Material für die ophthalmologische Untersuchung	62
3.2.4	Material für die sonographische Untersuchung.....	62
3.2.5	Material für die postklinische Dokumentation	65
3.3	Methoden	65
3.3.1	Versuchsdurchführung	65
3.3.2	Klinische Untersuchung.....	70
3.3.3	Ophthalmologische Untersuchung.....	71
3.3.4	Sonographische Untersuchung	72
3.3.5	Postklinische Dokumentation	81
3.3.6	Statistische Auswertung	83
4.	Ergebnisse	85
4.1	Durchführung	85
4.1.1	Dauer und Verlauf der Narkose.....	85
4.1.2	Dauer und Verlauf der sonographischen Untersuchung	87
4.2	Sonographische Darstellung des gesunden vorderen Augensegmentes.....	88
4.2.1	Darstellung physiologischer Strukturen des Bulbus.....	88
4.2.2	Kornea	90
4.2.3	Vordere Augenkammer	94
4.2.4	Linse	99
4.2.5	Iris, Pars ciliaris retinae und hintere Augenkammer.....	102
4.2.6	Kammerwinkel.....	105
4.2.7	Biometrische und statistische Auswertung	109

4.3 Sonographische Darstellung pathologischer Veränderungen.....	117
4.3.1 Veränderungen der Kornea.....	117
4.3.2 Veränderungen der vorderen Augenkammer	121
4.3.3 Veränderungen der Linse	121
4.3.4 Veränderungen von Iris, hinterer Augenkammer und Kammerwinkel	121
5. Diskussion	122
5.1 Bedeutung der Augengesundheit.....	122
5.2 Material und Methoden	122
5.2.1 Auswahl der Versuchstiere und Gruppeneinteilung	122
5.2.2 Material und Methodik der ophthalmologischen Untersuchung.....	123
5.2.3 Material und Methodik der sonographischen Untersuchung	125
5.3 Die sonographische Untersuchung	128
5.3.1 Untersuchungsdauer.....	128
5.3.2 Akzeptanz und Verträglichkeit.....	129
5.3.3 Darstellung der physiologischen Strukturen	130
5.3.4 Biometrie und Statistik.....	137
5.3.5 Reproduzierbarkeit und Reliabilität.....	141
5.4 Die postklinische Dokumentation	142
5.4.1 Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen.....	142
5.4.2 Übereinstimmung postklinischer und sonographischer Befunde.....	143
5.5 Möglichkeiten und Grenzen der Sonographie am Fischauge	144
6. Zusammenfassung.....	147
7. Summary.....	149
8. Literaturverzeichnis	151
9. Anhang	163
9.1 Abbildungsverzeichnis	163
9.2 Tabellenverzeichnis	168
9.3 Statistische Auswertung.....	169
9.4 Danksagung.....	183

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	=	Abbildung
A-Mode	=	Amplituden-Modulation
B-Mode	=	Brightness-Modulation
END	=	Korneaendothel
EPI	=	Korneaepithel
Fa.	=	Firma
HAK	=	hintere Augenkammer
IOD	=	Intraokularer Druck (Augeninnendruck)
K	=	Kornea
KW	=	Kammerwinkel
L	=	Vordere Linsenkapsel
M./Mm	=	Musculus/ Musculi (Muskel/Muskeln)
mmHg	=	Millimeter-Quecksilbersäule
MHz	=	Megahertz
Min.	=	Minute
M-Mode	=	Motion-Modulation
MS 222	=	Tricainmethansulfonat (Fischanästhetikum)
N/n	=	Anzahl
Nr.	=	Nummer
OD	=	Oculus dexter, rechtes Auge
OS	=	Oculus sinister, linkes Auge
p	=	Signifikanz
PC	=	personal computer
S	=	Korneastroma
Sek.	=	Sekunde
Tab.	=	Tabelle
TCG	=	time compensated gain (zeitabhängige Verstärkung)
VAK	=	Vordere Augenkammer
VKD	=	Vorderkammerdurchmesser (transversal)
VKT	=	Vorderkammertiefe (axial)
W/cm ²	=	Watt pro Quadratzentimeter
ZKD	=	Zentrale Korneadicke
ρ	=	Korrelationskoeffizient nach Pearson

1. Einleitung

Der innige Kontakt zwischen Fischauge und aquatischer Umwelt stellt hohe Ansprüche an die Widerstands- und Regenerationsfähigkeit okularer Strukturen. Gerade in Gefangenschaft gehaltene Zierfische sind häufig aufgrund inadäquater Filterleistung oder schlechtem Wassermanagement einem erhöhten Keim- und Parasitendruck ausgesetzt. Des Weiteren wirken sich pH-Wertschwankungen, überhöhte Ammonium- und Nitritwerte, mangelhafte oder exzessive Sauerstoffzufuhr oder fehlerhafte Temperierung des Wassers negativ auf die Fisch- und damit verbunden auch auf die Augengesundheit aus (WILLIAMS 2012a).

Pathologische Augenveränderungen kommen sehr häufig bei Fischen vor, sei es in Form eines primären okularen Leidens oder als Folgeerscheinung einer systemischen Erkrankung (JURK 2002). Viele systemische Erkrankungen gehen beim Fisch insbesondere mit Veränderungen von Kornea, Iris und Linse einher. Eine solche okulare Manifestation stellt oft das erste Anzeichen einer schwerwiegenden Erkrankung dar und kann in Hinsicht auf die Diagnosestellung sehr hilfreich sein. Eine gesicherte Evaluierung von Augenveränderungen ermöglicht dem Tierarzt die umgehende Einleitung einer geeigneten Therapie (WILLIAMS und WHITAKER 1997; WHITAKER 2001).

Die okulare Sonographie als nicht invasive Untersuchungsmethode stellt sowohl in der Human-, als auch Kleintier- und Pferdemedizin, eine wertvolle Ergänzung zu den bisher gebräuchlichen diagnostischen Untersuchungsverfahren dar (CRONAU 2004; KING 2006; GELATT et al. 2008). Ebenso liegen bei Vögeln bereits erste Untersuchungsergebnisse vor, die die Eignung der Sonographie als sichere Methode zur Diagnose von Augenerkrankungen belegen (KORBEL et al. 2009; STROBEL 2010; DOROBEK 2013; LIEPERT 2013). Um die sonographische Evaluierung der Augen auch bei Fischen zu etablieren, ist es erforderlich, die physiologische Sonoanatomie zu kennen und anhand gesicherter Referenzwerte das Vorliegen pathologischer Veränderungen zu verifizieren.

Im Rahmen dieser Arbeit soll die Methode der okularen Sonographie auf ihre Eignung zur Darstellung der anatomischen Strukturen des vorderen Augensegmentes des Fischauges überprüft und ihre Einsatzmöglichkeiten in Hinsicht auf die Evaluierung der Augengesundheit von Fischen aufgezeigt werden. Das Ziel soll die Etablierung der okularen Sonographie als eine Technik zur reproduzierbaren und routinemäßig durchführbaren Augenuntersuchung bei Zierfischen sein.

2. Literatur

2.1 Die Sonographie

Die Darstellung von biologischen Strukturen mit Hilfe hochfrequenter Schallwellen (Ultraschall) wird im deutschsprachigen Raum uneinheitlich als Ultraschalldiagnostik, (Ultra-) Sonographie oder Echographie bezeichnet und wurde erstmalig vom Neurologen und Militärarzt DUSSIK (1942) in einer Publikation als „Hyperphonographie“ beschrieben. Bis Ende der 50er Jahre wurde die Sonographie in vielen verschiedenen humanmedizinischen Bereichen eingeführt, Studien von MUNDT und HUGHES (1956) untersuchten erstmalig die Einsatzmöglichkeiten des Ultraschalls in der Ophthalmologie. Anfang der 60er Jahre erstellten erstmals HOLMES und HOWRY (1963) aussagekräftige Sonogramme von abdominalen Organen bei Hund und Katze, aber erst mit Entwicklung der zweidimensionalen Echtzeit-Sonographie Anfang der 80er Jahre hielt die abdominale Ultraschalldiagnostik Einzug in die Veterinärmedizin. Es sollte mindestens noch 10 Jahre dauern, bis sich die Sonographie zu einem Routineverfahren in tierärztlichen Praxen etablieren konnte (POULSEN NAUTRUP 1998a; KING 2006).

2.1.1 Physikalische Grundlagen

2.1.1.1 Definition des Ultraschalls

Als Ultraschall bezeichnet man hochfrequente Schallwellen oberhalb des menschlichen Hörbereiches, welcher bei ca. 20.000 Hertz endet. Schallwellen sind Schwingungen der Materie, beziehungsweise Verdichtungen und Verdünnungen der Materieteilchen, welche sich als elastische Wellen in einem Raum ausbreiten (siehe Abbildung 1). Sie pflanzen sich in biologischen Medien als periodische Schwankungen der Dichte in Form von longitudinalen Wellen mit charakteristischen Ausbreitungsgeschwindigkeiten fort (GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998a).

Die Schwingungszahl pro Zeiteinheit wird als Frequenz (f) bezeichnet und in Hertz (Hz, 1 Hz = 1 Schwingung pro Sekunde) ausgedrückt. In der medizinischen Diagnostik werden meist Frequenzen von 1 bis 10, in besonderen Fällen bis 20 Millionen Schwingungen pro Sekunde (1 bis 20 MHz) verwendet. Die Ausbreitungs- oder Schallgeschwindigkeit (c) hängt sowohl

von der Wellenlänge (λ) als auch der Frequenz (f) ab (GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998a).

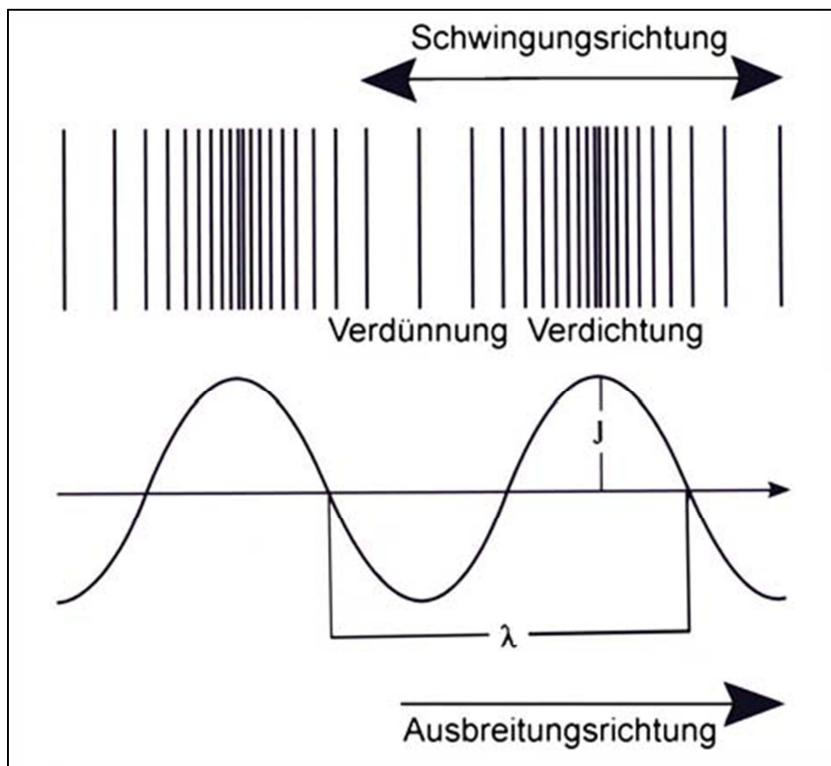


Abbildung 1: Schematisierte Darstellung der Ausbreitung einer longitudinalen Schallwelle (aus POULSEN NAUTRUP, 1998a)

Eine Wellenlänge besteht jeweils aus einer Verdichtung (Wellenberg) und einer Verdünnung (Wellental) und verhält sich umgekehrt proportional zur Schwingungsfrequenz: kurze Wellenlängen bedingen hohe Frequenzen und umgekehrt (GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998a).

Es gilt vereinfacht folgende Gleichung:

$$c = \lambda \cdot f$$

Darüber hinaus ist die Schallgeschwindigkeit aber auch von der Dichte des durchquerten Mediums abhängig. Sie beträgt in Luft ca. 330 m/s, in Wasser ca. 1500 m/s, in Weichgewebe im Mittel 1540 m/s und im Knochen ca. 4000 m/s (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998a).

2.1.1.2 Prinzip des diagnostischen Ultraschalls

Das Prinzip der Ultrasonographie beruht auf der Lotung sogenannter akustischer Grenzflächen, an denen zwei Medien unterschiedlichen Schallwiderstandes, welcher auch als akustische Impedanz bezeichnet wird, aneinandergrenzen. Akustische und anatomische Grenzen stimmen meist überein (GÖTZ 1983).

An akustischen Grenzflächen werden Ultraschallwellen in Abhängigkeit von der Materiedichte und der Schallwellengeschwindigkeit zum Teil reflektiert, während die nicht reflektierten Schallwellen ihren Weg im neuen Medium fortsetzen, also transmittieren. Das Verhältnis von reflektierter zu transmittierter Schallenergie ist abhängig von der Größe des akustischen Impedanzunterschiedes, je unterschiedlicher der Schallwiderstand der benachbarten Medien, desto mehr Schallwellen werden reflektiert. Die reflektierten Schallwellen, auch Echos genannt, können von einem Schallempfänger, welcher sich in modernen Ultraschallgeräten zusammen mit der Quelle der Schallwellen in einem Schallkopf befindet, detektiert und entsprechend der Schallintensität (Amplitude, J) in ein zweidimensionales Ultraschallbild umgewandelt werden (POULSEN NAUTRUP 1998a).

2.1.1.3 Verhalten von Ultraschallwellen im Gewebe

Nur senkrecht getroffene Grenzflächen können im Ultraschallbild sicher beurteilt werden, da die reflektierten Schallwellen (Echos) im 180° Winkel zu ihrer Quelle zurückgeworfen und hier vom Empfänger registriert werden. Treffen die Schallwellen jedoch nicht senkrecht auf die Grenzfläche (Winkel α zwischen Grenzfläche und auftreffenden Schallwellen ist $< 90^\circ$), so laufen die Echos nicht um 180° , sondern entsprechend ihres Einfallswinkels ($\alpha = \beta < 90^\circ$) zurück und erreichen demzufolge nicht in vollem Umfang den Empfänger. Die nicht reflektierten Schallwellen pflanzen sich im neuen Medium nach einer Richtungsänderung (Brechung) fort (POULSEN NAUTRUP 1998a). Der Brechungswinkel γ wird wiederum vom Schallwiderstand des neuen Mediums bestimmt, er vergrößert sich im Vergleich zu α und β beim Übertritt in ein Medium mit niedrigerer akustischer Impedanz und verkleinert sich entsprechend beim Übertritt in ein Medium mit höherem Schallwiderstand (BYRNE und GREEN 2002f) (siehe Abbildung 2).

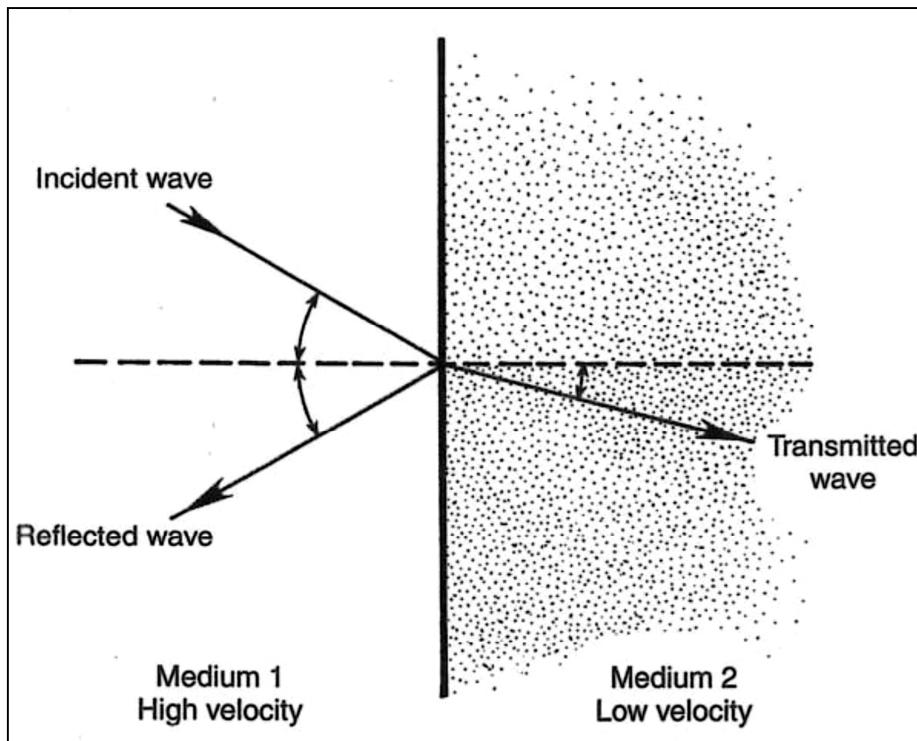


Abbildung 2: Einfallswinkel der Ultraschallwellen und deren Brechung (aus BYRNE und GREEN, 2002)

Treffen Ultraschallwellen auf unregelmäßige, sehr kleine oder geneigte Grenzflächen, die nicht im 90° Winkel zur Senkrechten stehen, werden sie in verschiedene Richtungen reflektiert, sie werden also gestreut (POULSEN NAUTRUP 1998a). Dieses Phänomen ist in biologischen Geweben größtenteils vorherrschend, wobei die Intensität der Streuung mit zunehmender Frequenz wächst (GÖTZ 1983).

Beim Durchtritt der Schallwellen durch die Materie wird zudem ein Teil der Schallenergie in Wärme umgewandelt. Diese Art der Absorption steigt ebenfalls mit zunehmender Frequenz und ist zudem stark von der Beschaffenheit des Gewebes abhängig. Die Absorption in Weichtalgeweben ist gering, die in Knochen oder Verkalkungen hingegen so hoch, dass nahezu die gesamte Schallenergie absorbiert wird und hinter dem genannten Gewebe ein sogenannter Schallschatten entsteht. Hohe Frequenzen führen zu vermehrter Absorption und somit zu einer geringeren Eindringtiefe der Schallwellen (POULSEN NAUTRUP 1998a).

Schallfrequenz	1 MHz	3,5 MHz	5 MHz	7,5 MHz	10 MHz	15 MHz
Eindringtiefe	500 mm	150 mm	100 mm	70 mm	50 mm	10 mm

Tabelle I: Frequenz und Eindringtiefe in Weichgeweben (POULSEN NAUTRUP, 1998a)

Die Absorption ist gemeinsam mit der Streuung für die Dämpfung des Ultraschalls im Gewebe verantwortlich. Mit steigender Frequenz und höherer Gewebedicke und -dichte

nimmt die Dämpfung zu. Schallreflektionen aus tieferen Gewebeschichten werden vermehrt abgeschwächt und werden somit weniger hell im Ultraschallbild dargestellt (GLADISCH 1993; BYRNE und GREEN 2002f).

Treffen Schallwellen auf die Randbereiche stark absorbierender Stoffe, so werden sie in den dahinterliegenden Schallschatten hineingebeugt, der Schallschatten divergiert. Mit steigender Frequenz (kürzerer Wellenlänge) schwächt sich dieses Phänomen ab. Eine Beugung der Schallwellen ist auch an abgerundeten Enden von Organen zu beobachten (POULSEN NAUTRUP 1998a).

2.1.2 Wirkungen von Ultraschall auf biologische Gewebe

Es kann, wie oben beschrieben, zwischen mechanischen und thermischen Wirkungen des Ultraschalls unterschieden werden. Daneben haben hohe Ultraschallfrequenzen auch chemische Auswirkungen auf biologische Gewebe im Sinne verschiedener Oxidations-, Reduktions- und Depolymerisationsvorgänge. Die Wirkungen des Ultraschalls sind abhängig von der verwendeten Frequenz, der Schallintensität (Schallenergie pro Fläche, Watt pro Quadratzentimeter, W/cm^2) und der Dauer der Einwirkung (POULSEN NAUTRUP 1998a).

Durch die Einwirkung von Ultraschall wird das biologische Gewebe zu mechanischen Schwingungen angeregt. Infolge der wellenförmigen Teilchenverdichtung (Druckphase) und Teilchenverdünnung (Sogphase) kommt es in Flüssigkeiten zur Ausbildung von kleinen Hohlräumen (Sogphase), die zum Teil gleich wieder zusammenfallen (Druckphase). Dieses Phänomen wird in gasfreien Flüssigkeiten als Kavitation bezeichnet und analog dazu in gashaltigen Flüssigkeiten als Pseudokavitation (POULSEN NAUTRUP 1998a). Die Hohlräume können bei hohen Schallintensitäten und langer Einwirkdauer zu Störungen der Mikrozirkulation mit anschließenden Permeabilitätsstörungen und Gewebszerreißen führen. Die dazu erforderlichen Schallintensitäten werden in der sonographischen Diagnostik jedoch nicht erreicht und schädigende Wirkungen sind als unwahrscheinlich anzusehen (KAUFMANN et al. 1977; ROTT 1981).

Verschiedene Studien befassten sich bereits mit den Auswirkungen von Ultraschall unter anderem an Geweben wie der Fischhaut und untersuchten hierbei zellschädigende Schallintensitäten, Frequenzen und Einwirkzeiten. So konnten FRENKEL et al. (1999) erste schädigende Effekte an der Haut von Goldfischen bei einer Schallintensität von $0,5 W/cm^2$ mit einer Frequenz von 1 MHz und einer Expositionszeit von 30 Sekunden nachweisen. MARTIN et al. (1983) wiesen bei Intensitäten von $0,4 W/cm^2$ und Frequenzen von 0,78 - 3

MHz Kavitationsschäden an der Schwanzflosse von Platys nach einer Expositionszeit von bis zu 20 Minuten nach. Zudem stellten sie eine Temperaturerhöhung um durchschnittlich 3 – 4 °C und eine damit verbundene Perfusionssteigerung des beschallten Gewebes fest. Die durch Absorption entstehende thermische Wirkung des Ultraschalls wird durch die gesteigerte Durchblutung des Gewebes und der damit gewährleisteten Wärmeabfuhr jedoch gut vom Körper ausgeglichen und so Schäden vermieden (FLÜCKIGER 1990; DELORME und DEBUS 1998; POULSEN NAUTRUP 1998a).

Den beschriebenen mechanischen und thermischen sowie chemischen Wirkungen (u.a. Depolymerisation von Polysacchariden und Proteinen) der im Rahmen der diagnostischen Sonographie eingesetzten Ultraschallfrequenzen konnten bisher keine schädigenden Auswirkungen auf biologische Gewebe nachgewiesen werden. Die Ultraschalldiagnostik mit den für die Humanmedizin zugelassenen Geräten, deren Intensitäten im Gewebe Durchschnittswerte von 10 mW/cm² nicht überschreiten, gilt als sichere und ungefährliche Untersuchungsmethode (ROTT 1981; FLÜCKIGER 1990; POULSEN NAUTRUP 1998a). Auch die hochfrequente ophthalmologische Sonographie arbeitet mit Frequenzen, die um einige Zehnerpotenzen niedriger liegen als diejenigen, die in der Literatur als gewebeschädigend beschrieben wurden (LIZZI et al. 1981). Irreversible Schädigungen der Augenstrukturen in Form von subkonjunktivalen Blutungen, Synechien, Katarakten, Glaskörperverflüssigungen und chorioretinale Läsionen wurden laut Literatur bei Intensitäten von mehr als 2,5 - 3 W/cm² und einer Bestrahlungsdauer von mindestens fünf Minuten beobachtet (BAUM 1956; PURNELL 1969). BAUM (1964) erkannte, dass die Linse in besonderem Maße anfällig gegenüber ultraschallinduzierter Schädigungen ist. Er wies jedoch auch nach, dass eine fokussiert einwirkende Schallintensität von 1 W/cm² über den Zeitraum von weniger als drei Minuten keine bleibenden Schäden am Auge hinterlässt.

Internationale Empfehlungen der Food and Drug Administration und des American Institute of Ultrasound in Medicine, sowie der Strahlenschutzkommission, legen eine maximale Schallintensität von 100 mW/cm² als medizinisch unbedenklichen Höchstwert fest, der von modernen Ultraschallgeräten bei weitem nicht erreicht wird (CRONAU 2004; STROBEL 2010). Die STRAHLENSCHUTZKOMMISSION (1998) empfiehlt jedoch, die Strahlungsintensität so gering wie möglich zu halten.

2.1.3 Technische Grundlagen

2.1.3.1 Erzeugung und Detektion der Schallwellen

Zur Erzeugung und Detektion oben beschriebener Ultraschallwellen bedient man sich des piezoelektrischen Effektes, welcher bereits im Jahr 1880 von den Gebrüdern Curie beobachtet wurde: Durch Deformation bestimmter Materie wird eine Oberflächenspannung erzeugt. Die entstehende Ladung ist direkt proportional zur mechanischen Deformation (GÖTZ 1983). Spezielle Kristalle (oder Keramiken, die Quarz, Zirkonate und/oder Titanate enthalten) mit den beschriebenen piezoelektrischen Eigenschaften bilden das Herzstück eines jeden Ultraschallkopfes. Sie werden durch hochfrequente elektrische Wechselspannung zu Schwingungen angeregt, die als Ultraschallwellen abgegeben werden. Umgekehrt erzeugen die vom untersuchten Gewebe reflektierten Schallwellen in den Kristallen eine messbare Wechselspannung (umgekehrter oder reziproker piezoelektrischer Effekt) (GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998c).

Heute arbeiten die meisten Ultraschallgeräte nach dem Impuls-Echo-Prinzip, der Schallkopf dient gleichzeitig als Sender und Empfänger der Ultraschallwellen. Es werden dabei ca. 300 – 3000 Sendeimpulse pro Sekunde von jeweils etwa 1 - 2 μ s Dauer abgegeben, dazwischen registriert der Kristall als Empfänger reflektierte Schallwellenechos. Das Ultraschallgerät misst die Dauer bis zum Eintreffen des von einer Grenzfläche reflektierten Echos und bestimmt über die Schallgeschwindigkeit die Entfernung der Grenzfläche (POULSEN NAUTRUP 1998c; STEIN 1999). Je nach Impedanzunterschied aufeinandertreffender Gewebe wird die Grenzfläche in unterschiedlicher Intensität dargestellt. Hohe Impedanzunterschiede und senkrecht getroffene Grenzflächen erhöhen den Reflexionsgrad und somit die vom Empfänger registrierte Schallintensität, was zu einer helleren Darstellung im Ultraschallbild führt (POULSEN NAUTRUP 1998a). Die Bildqualität ist durch die Auflösung begrenzt, welche definiert ist als der Mindestabstand zweier Punkte, die im sonographischen Bild gerade noch zu unterscheiden sind (GÖTZ 1983).

2.1.3.2 Schallfeldgeometrie

Nach Austritt aus dem Schallkopf verlaufen die Ultraschallimpulse, die jeweils aus mehreren Ultraschallwellen bestehen, in ihrer lateralen Ausdehnung zunächst parallel bzw. konvergierend (Nahfeld), dann divergierend (Fernfeld). Zwischen Nah- und Fernfeld befindet sich der sogenannte Fokusbereich, in dem die entstandene Schallkeule eingeschnürt wird (GÖTZ 1983) (siehe Abbildung 3, S. 17).

Die axiale Ausdehnung der Schallimpulse (in Richtung der Schallausbreitung) wird durch die Dauer und Länge des jeweiligen Impulses bestimmt und ist in jedem Abstand vom Schallkopf gleich (POULSEN NAUTRUP 1998c). Die laterale Ausdehnung variiert jedoch in Abhängigkeit von der Eindringtiefe und der Form der Ultraschallquelle. Im Nahfeld werden durch erhebliche Interferenz und gegenseitige Auslöschung der Schallwellen Grenzflächen mit gleicher Reflektionsqualität unterschiedlich echogen abgebildet, was zusammen mit einer schlechten lateralen Auflösung (aufgrund der relativ großen Breite des Nahfeldes) zu einer suboptimalen Bildgebung in diesem Bereich führt. Hohe Frequenzen und eine kleinere Ultraschallquelle verkürzen das wenig erwünschte Nahfeld.

Dem Nahfeld schließt sich die sog. Fokuszone (Fokusbereich) an, in der die Schallwellen gebündelt werden und die Intensität somit erhöht ist. In diesem relativ kurzen Bereich ergibt sich die beste laterale Auflösung. Je höher die Frequenz und je größer die Ultraschallquelle, umso stärker ist die Einschnürung in der Fokuszone.

Mit zunehmendem Abstand divergieren die Schallwellen im sogenannten Fernfeld, wodurch die laterale Auflösung verschlechtert wird. Je niedriger die Frequenz und je größer die Ultraschallquelle gewählt werden, umso geringer zeigt sich die nachteilige Divergenz. Durch Erhöhung der Frequenz wird also das Nahfeld verkürzt und die Fokuszone weiter eingeschnürt, was zu einer besseren Auflösung in schallkopfnahen Bereichen führt, das Fernfeld divergiert jedoch weiter und erschwert so die Beurteilung schallkopfferner Bereiche (POULSEN NAUTRUP 1998c).

Die Auflösung im Nahfeld befindlicher Strukturen lässt sich durch den Einsatz einer Vorlaufstrecke, welche den Abstand zwischen Schallkopf und abzubildendem Bereich vergrößert, erheblich verbessern. Zudem bietet die mechanische Fokussierung der Schallwellen mittels sogenannter akustischer Linsen oder einer sphärischen Krümmung der Oberfläche der Piezokeramik eine einfache Optimierung des Fokusbereiches. Eine elektronische Fokussierung setzt den Einsatz vieler kleiner Piezoelemente voraus, die zeitlich versetzt erregt werden und somit die Möglichkeit bieten, mehrere Fokuszonen hintereinander einzurichten (POULSEN NAUTRUP 1998c).

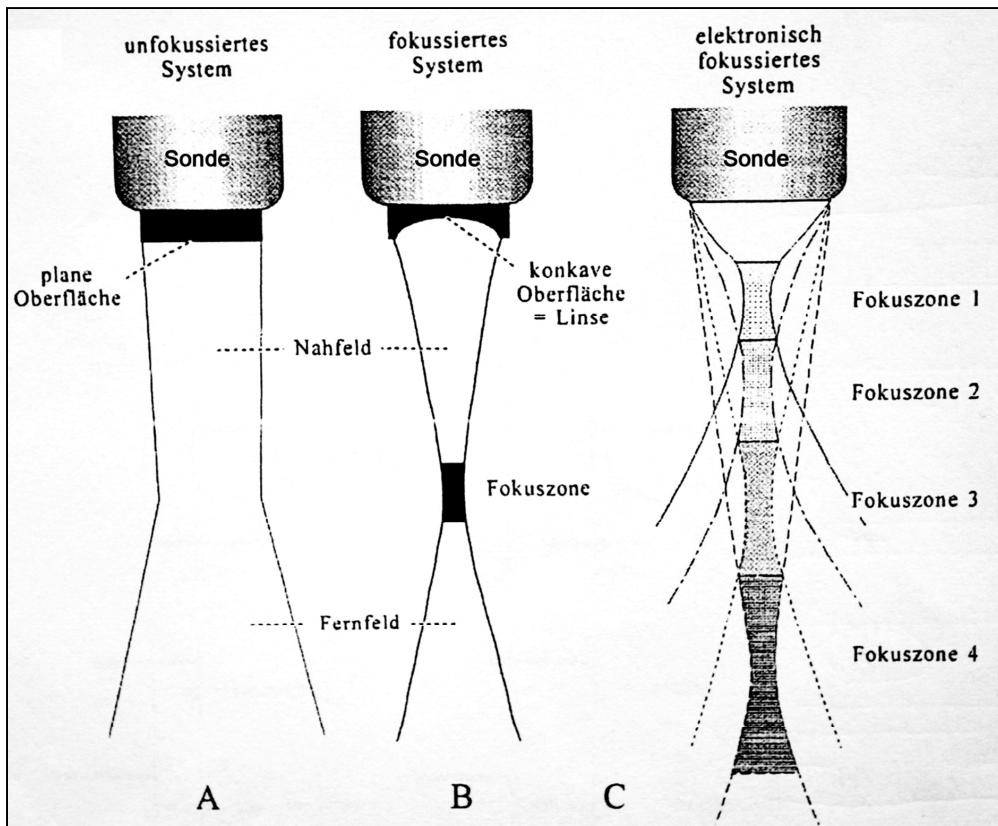


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Schallkeule, A) Ohne Fokussierung, B) mit mechanischer Fokussierung, C) mit elektronischer Fokussierung (aus POULSEN NAUTRUP, 1998b)

2.1.3.3 Auflösungsvermögen

Wie oben beschrieben, ist das Auflösungsvermögen im Nahfeld größer als im Fernfeld, während es im Fokusbereich am größten ist (GÖTZ 1983). Es ist hierbei jedoch noch zwischen lateraler und axialer Auflösung zu unterscheiden. Als Auflösungsvermögen eines Ultraschallgerätes wird die Fähigkeit verstanden, zwei dicht neben- bzw. hintereinander liegende Grenzflächen als deutlich voneinander unterscheidbare Echos auf dem Monitor darzustellen. Das axiale Auflösungsvermögen ist abhängig von Dauer und Länge des Ultraschallimpulses. Um zwei Grenzflächen noch voneinander unterscheiden zu können, müssen diese soweit hintereinander liegen, dass die Reflexionen der ersten Grenzfläche abgeschlossen sind, ehe jene der zweiten Grenzfläche die erste erreichen. Das laterale Auflösungsvermögen wird bestimmt durch die laterale Ausdehnung des Schallfeldes (Schallkeule), welche wiederum von der Schallfrequenz, der Geometrie der Schallquelle sowie der Eindringtiefe abhängig ist (POULSEN NAUTRUP 1998c). Die beste laterale Auflösung ergibt sich im Zentrum der Schallkeule und wenn diese schmäler als die zu untersuchende Struktur ist (GLADISCH 1993). Auch durch die oben beschriebene Optimierung der lateralen Auflösung erreicht das laterale Auflösungsvermögen nicht jenes

der axialen Auflösung, die im Allgemeinen zwei- bis dreimal so gut ist. Moderne 7,5- bis 15-MHz-Schallköpfe besitzen ein maximales axiales Auflösungsvermögen von 0,2 bis 0,1 mm bei einer maximalen lateralen Auflösung von 0,6 bis 0,3 mm im Fokusbereich (POULSEN NAUTRUP 1998c).

2.1.3.4 Bildbearbeitung (Processing)

Die vom Schallkopf (engl. Transducer) ausgesandten und empfangenen Ultraschallwellen können vor ihrer Umwandlung in analoge oder digitale Bilder je nach Indikation und Untersuchungsbedingungen noch auf verschiedene Weise manipuliert werden (engl. preprocessing). So kann beispielsweise die Schallintensität des ausgesandten Ultraschall-impulses angepasst werden, um die Stärke der Schallechos zu regulieren und so die Bildhelligkeit zu beeinflussen. Hierdurch kann eine Überstrahlung echoärmer Strukturen vermieden werden (BARR 1992). Zudem können die unvermeidbaren Intensitätsverluste bei der Untersuchung schallkopfferner Bereiche mithilfe rechnerischer Korrektur ausgeglichen werden. Dieses Verfahren der zeitabhängigen Verstärkung (engl. time compensated gain, TCG) verstärkt zeitlich später eintreffende Schallechos und berücksichtigt hierbei eine mittlere Schallgeschwindigkeit, Reflexion, Absorption und Streuung der gängigen Gewebe. Somit werden Grenzflächen mit identischer Reflexionsqualität unabhängig von ihrer Lage zum Schallkopf mit gleicher Helligkeit im Ultraschallbild dargestellt. Zur Untersuchung von speziellen Geweben und zur Fokussierung bestimmter Gewebetiefen kann die geräte-abhängig voreingestellte TCG manuell korrigiert werden. Darauf hinaus kann die Gesamtheit der Echos über die Gesamtverstärkung (engl. Gain) in ihrer Helligkeit auf dem Monitor korrigiert werden oder es können nur Echos einer bestimmten Reflexionsqualität verstärkt und somit interessante Details im Ultraschallbild hervorgehoben werden (POULSEN NAUTRUP 1998c). Durch Erhöhung der Gesamtverstärkung werden schwächere Echos besser dargestellt, was allerdings den Kontrastumfang mindert und zu Artefakten führen kann (BYRNE und GREEN 2002f). Schallintensität, zeitabhängige Verstärkung und Gesamtverstärkung sollten so gewählt werden, dass der gesamte Bildbereich unter Ausnutzung aller zur Verfügung stehender Graustufen, einschließlich schwarz und weiß, gleichmäßig hell dargestellt wird (POULSEN NAUTRUP 1998c). Über die Einstellung des Dynamikbereiches lässt sich die Spannbreite zwischen kleinstem und größtem registrierten Echo und somit die Anzahl der im Ultraschallbild abgebildeten Graustufen einstellen. Moderne Ultraschallgeräte sind in der Lage, Teile von Ultraschallbildern oder zwei ganze Bilder zu addieren und als gemeinsames Bild darzustellen (sog. Bildintegration), was die Darstellung kleiner und echoärmer Strukturen erleichtert und das Ultraschallbild insgesamt weicher (kontrastärmer) erscheinen lässt. Bildkontrast, Helligkeit und Graustufenskala können jedoch auch am

bereits auf dem Monitor dargestellten Bild nachträglich manuell verändert werden (engl. postprocessing) (POULSEN NAUTRUP 1998c).

2.1.3.5 Schallköpfe

Die Eigenschaften des verwendeten Schallkopfes spielen eine entscheidende Rolle bei der Darstellung aussagekräftiger Ultraschallbilder. Die Frequenz der ausgesandten Ultraschallwellen hängt vom Abstand der Piezoelemente ab und variiert je nach Verwendungszweck des Schallkopfes. Je größer der Durchmesser der Piezoelemente, umso besser lässt sich der Schallstrahl fokussieren, was zu einer besseren lateralen Auflösung führt, den Schallkopf und seine Auflagefläche aber unhandlicher werden lässt. Hochfrequente Schallköpfe erreichen eine bessere Auflösung, dringen jedoch durch vermehrte Dämpfung nicht tief ins Gewebe ein. Daher werden zur Darstellung oberflächlicher, schallkopfnaher Strukturen, beispielsweise bei der Augenuntersuchung, hochfrequente Schallköpfe verwendet und gegebenenfalls eine Vorlaufstrecke aus einem schalldurchlässigen Material eingesetzt, um die Strukturen von Interesse in der Fokuszone zu positionieren (BARR 1992).

Man unterscheidet zwei Typen von Schallköpfen (Sonden): Sogenannte Linear- oder Parallelschallköpfe mit vielen nebeneinander liegenden Piezoelementen, die in Gruppen zusammengefasst abwechselnd aktiviert werden und ein rechteckiges Bild erzeugen, und sogenannte Sektorschallköpfe, welche aus einem oder wenigen beweglichen Kristallen bestehen und ein fächerförmiges Blickfeld erzeugen. Linearschallköpfe liefern auch schallkopfnah ein detailliertes Blickfeld und haben durch eine gute Schallfeldgeometrie eine hohe laterale Auflösung, benötigen jedoch eine relativ große Auflagefläche (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998c). Die erzeugten rechteckigen Ultraschallbilder sind leicht zu beurteilen und durch eine abwechselnde Aktivierung der Kristalle wird eine gute elektronische Fokussierung möglich (POULSEN NAUTRUP 1998c). Einige Linearschallköpfe besitzen eine konvex gekrümmte Ankopplungsfläche mit bogenförmig angeordneten Piezoelementen (Konvex-Linearschallkopf), wodurch die Auflagefläche reduziert wird und das Blickfeld leicht divergiert, gleichzeitig jedoch das Nahfeld verkürzt und die laterale Auflösung schallkopffern herabgesetzt wird. Sektorschallköpfe, die zumeist ein bis acht bewegliche Piezoelemente besitzen, erzeugen ein stark divergierendes, trapezförmiges Blickfeld, in dem die schallkopfnahen Bildzeilen sehr eng beieinander liegen und das Nahfeld schwer beurteilbar wird („Schlüssellocheffekt“). Schallkopffern ergibt sich dagegen ein weites Blickfeld, das jedoch leicht verzerrt wirkt. Sektorschallköpfe überzeugen durch ihre kleine Auflagefläche und ermöglichen so den Einsatz an kleinen akustischen Fenstern, wie beispielsweise im Zwischenrippenbereich bei der Untersuchung des Herzens. Das dreieckige

Ultraschallbild ist jedoch schwieriger zu beurteilen und zur Darstellung schallkopfnaher Bereiche muss eine Vorlaufstrecke verwendet werden (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998c).

2.1.4 Bildwiedergabeverfahren

In der Ultrasonographie wird entsprechend der Aufzeichnungsform auf dem Monitor zwischen dem eindimensionalen A-Bild-Verfahren und dem ein- oder zweidimensionalen B-Bild-Verfahren unterschieden (GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998c).

Das A-Bild-Verfahren oder englisch A-Mode (A = Amplitude) gilt als einfachstes Wiedergabeverfahren und findet heute nur noch selten Anwendung, beispielsweise im Rahmen biometrischer Messungen in der Ophthalmologie (COLEMAN 1979). Es wird hierbei lediglich ein Ultraschallstrahl verwendet, dessen Echos als vertikale Ausschläge auf einer horizontalen Linie dargestellt werden (siehe Abbildung 4). Die Höhe eines Ausschlages (Amplitude) entspricht der reflektierten Schallintensität, der Abstand zweier Zacken auf der horizontalen Achse entspricht der Entfernung zweier akustischer Grenzflächen (GÖTZ 1983; BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998c).

Im klassischen B-Bild-Verfahren (B-Mode, B = engl. Brightness = Helligkeit) werden mehrere Schallstrahlen verwendet und die Echos von jedem einzelnen Strahl analysiert. Die Echos werden entsprechend der Lage der reflektierten Grenzflächen als Punkte an bestimmten Positionen auf dem Bildschirm sichtbar. Je stärker die Schallintensität eines Echos, umso heller stellt sich der Punkt dar. So entsteht ein zweidimensionales Bild mit unterschiedlichen Graustufen, welches sowohl Organgrenzen, als auch Binnenstrukturen detailliert wiedergibt. Heutige Ultraschallsysteme bieten bis zu 265 verschiedene Graustufen. Man unterscheidet beim B-Bild-Verfahren unter Berücksichtigung der Zeit bis zum Entstehen eines Bildes auf dem Monitor zwischen Aufzeichnungs- und Real-Time-Verfahren (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998c). Ein heute noch gebräuchliches eindimensionales B-Bild-Verfahren in real-time (engl. Echtzeit) stellt der TM- oder einfach M-Mode (T = engl. time, M = engl. Motion = Bewegung) dar (POULSEN NAUTRUP 1998c).

Beim M-Bild-Verfahren (M-Mode) wird analog zum A-Bild-Verfahren ein Ultraschallstrahl verwendet und seine Echos als Punkte entlang einer vertikalen Linie dargestellt. Die Position der Punkte entlang der Y-Achse entspricht der Tiefe der reflektierten Grenzfläche, die Helligkeit der jeweiligen Punkte entspricht der Schallintensität. Die Echos auf der Linie werden fortlaufend aktualisiert und gleichzeitig auf dem Bildschirm horizontal (auf der X-

Achse) verschoben, wodurch sich ganze Bewegungsabläufe darstellen lassen. Das Verfahren findet daher überwiegend in der Kardiologie Anwendung (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998c).

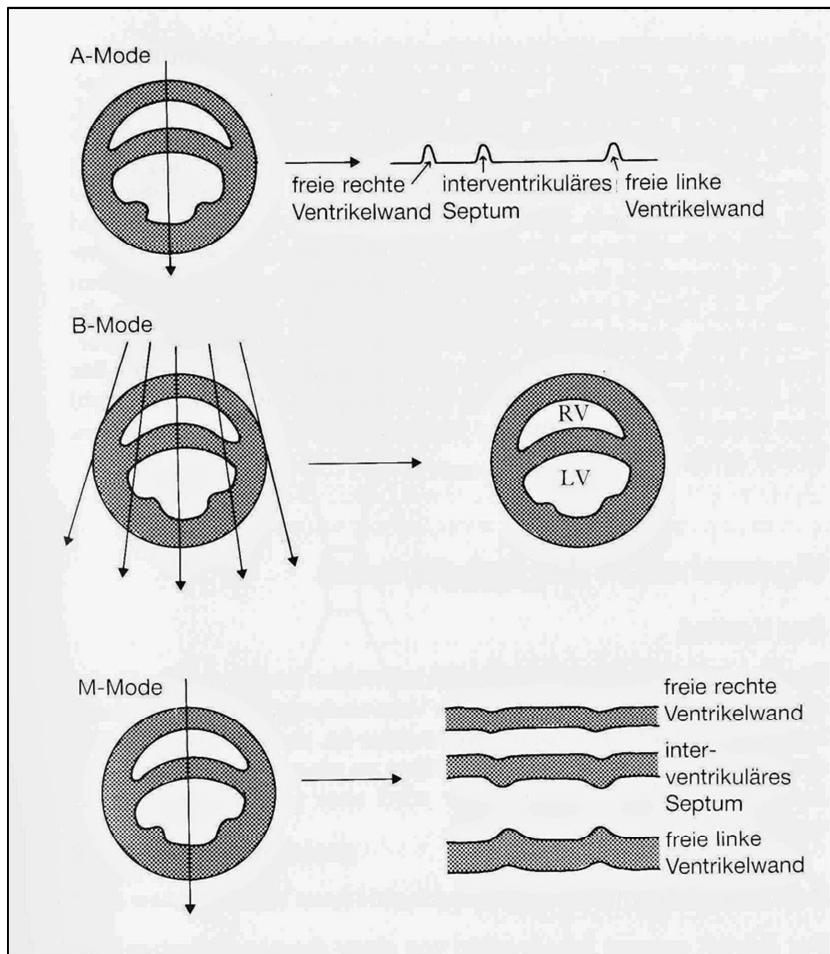


Abbildung 4: Schematische Darstellung von A-, B- und M-Mode Wiedergabe des Herzens (aus BARR, 1992)

Zu den zweidimensionalen B-Bild-Verfahren zählen das heute veraltete aufzeichnende Compound-Verfahren, sowie die Real-Time-Sonographie (POULSEN NAUTRUP 1998c).

Die Real-Time-Ultraschalluntersuchung stellt die Methode der Wahl der heutigen sonographischen Diagnostik dar. Sie erlaubt die Darstellung von 20 bis 50 und mehr Bildern pro Sekunde, wobei die benötigte Anzahl der Bilder (Bildrate) und die Bildaufbauzeit von den zu untersuchenden Organstrukturen abhängen. Strukturen ohne Eigenbewegung können mit einem langsameren Bildaufbau untersucht werden, welcher eine höhere Zeilendichte erlaubt (POULSEN NAUTRUP 1998c).

2.1.5 Sonographische Gewebedarstellung

Das zweidimensionale Sonogramm stellt ein Schnittbild dar, welches die Reflexionen von Gewebegrenzflächen wiedergibt und so große Grenzflächen naturgetreu darzustellen vermag, während kleine Strukturen in Form von Beugungsmustern auf dem Bildschirm erscheinen. Im Ultraschallbild können sowohl Oberfläche, Binnenstruktur, Begrenzung und Größe von Organen beurteilt werden, als auch deren topographische Lage und die Bewegungsabläufe. Die sonographische Bildgebung beruht auf dem Entstehen von Echos und Reflexen an Gewebegrenzen mit Impedanzunterschieden (POULSEN NAUTRUP 1998b).

2.1.5.1 Echogenität

Die Eigenschaft eines Gewebes, beziehungsweise seiner Grenzflächen, Ultraschallwellen zu reflektieren und zu streuen, wird als Echogenität bezeichnet. Die drei Parameter Echostärke, -größe und -dichte erlauben eine Differenzierung zwischen echofreien oder echoarmen (reflexarmen) und echoreichen (echogenen, reflexreichen) Bereichen und somit eine detaillierte Darstellung von Gewebestrukturen und Oberflächen (POULSEN NAUTRUP 1998b).

Echofreie oder anechogene Gewebe, also alle Gewebe ohne Impedanzsprünge, stellen sich im Ultraschallbild als gleichmäßig schwarze Fläche dar. In erster Linie zählen hierzu homogene Flüssigkeiten wie Blut, Harn, Galle und Liquor oder krankhafte Körperflüssigkeitsansammlungen wie Aszites, Zysten, Ergüsse und frische Hämatome (HOFER 2005).

Als echoarme oder hypoechogene Strukturen stellen sich Gewebe mit nur wenigen Impedanzsprüngen dar. Sie liefern nur schwache Echos oder werden als wenig echodicht dargestellt, wie beispielsweise das physiologische Nierenmark oder auch pathologische Stauungsödeme in Leber und Bauchspeicheldrüse (POULSEN NAUTRUP 1998b; HOFER 2005).

Echoreiche oder stark echogene (auch hyperechogene) Strukturen sind Grenzflächen mit hohen Impedanzunterschieden, so wie fibrinöse Arterien- und Organwände, starkes interstitielles Bindegewebe oder Grenzflächen zu Verkalkungen oder gas- und lufthaltigen Organen. Zudem stellen sich senkrecht getroffene Grenzflächen als sehr echogen dar, da nahezu alle reflektierten Echos den Schallkopf erreichen. Durch eine Totalreflexion können oben genannte Grenzflächen einen Schallschatten, also eine komplette Schallauslösung

in den Bereichen direkt hinter der hyperechogenen Struktur, bilden (POULSEN NAUTRUP 1998b; MANNION 2006).

Die Verteilung der Echos bestimmt die Homogenität eines Gewebes und führt zu einer charakteristischen Textur eines Organs. Gleichmäßig verteilte Echos und somit ein homogenes Bild liefert zum Beispiel ein physiologisches Parenchym von Leber oder Milz. Inhomogene Echoverteilungen können physiologischerweise von quergestreiften Muskeln oder Fett ausgehen, pathologischerweise von Entzündungen, Abszessen und Tumoren (POULSEN NAUTRUP 1998b).

2.1.6 Sonographische Artefakte

Sonographische Artefakte sind Kunstprodukte am Ultraschallmonitor, die die Interpretation eines Ultraschallbildes erheblich beeinträchtigen können (BOGNER 1992). Artefakte können zum Verlust von Echostrukturen führen oder gar Strukturen vortäuschen, sie in Helligkeit, Form und Größe verändert darstellen oder ihre Position falsch wiedergeben (MEIER 1989; FARROW 1996). Die Fehldeutung eines Artefakts ist potentiell an der Entstehung einer Fehldiagnose beteiligt. Eine wichtige Grundregel zur Vermeidung von Artefakten ist es, die untersuchte Struktur in zwei Ebenen darzustellen. Tritt in einer Ebene eine nicht klar zu diagnostizierende Struktur auf, die in der zweiten Ebene nicht reproduzierbar ist, so ist ein Artefakt wahrscheinlich (BOGNER 1992).

2.1.6.1 Rauschen

Beim störenden Phänomen des sogenannten Rauschens handelt es sich um das Auftreten einer Wolke von zahlreichen feinen, gleichmäßig verteilten, hellen Echos bevorzugt in oberflächennahen Abschnitten eigentlich echofreier Bereiche (BOGNER 1992). Dieses Artefakt tritt meist in Folge einer zu großen schallkopfnahen Verstärkung (Gain) auf und kann durch Verringerung der tiefenanhängigen Verstärkung (TCG) unterdrückt werden. In seltenen Fällen kommt es auch durch den Betrieb mehrerer Ultraschallgeräte in einem Raum oder durch den Einsatz mancher Elektrogeräte zum plötzlichen, oft auf die unteren Bildbereiche beschränkten Rauschen (POULSEN NAUTRUP 1998b; BRÜGMANN 1999).

2.1.6.2 Reverberationen

Die Entstehung von Wiederholungsechos (Reverberationen) erklärt sich durch die Reflexion von Ultraschallwellen zwischen zwei Grenzflächen mit hohen Impedanzunterschieden (BOGNER 1992). Wiederholungsechos zeigen sich am Bildschirm als regelmäßige Abfolge

streifenförmiger, mit zunehmendem Abstand von Schallkopf schwächer werdender Echos. Hierbei kehren besonders starke Echos zum Schallkopf zurück, werden erneut reflektiert und dringen wieder in den Körper ein, wodurch sich im Anschluss an die erste, echte Reflexion mehrere Echos im gleichen Abstand mit abnehmender Intensität darstellen (BOGNER 1992). Ein solches Phänomen tritt beispielsweise auf, wenn der Schallkopf keinen genügenden Kontakt zur Ankopplungsfläche hat und sich somit Restluft störend auswirken kann. Auch hinter gas- und luftgefüllten Organen wie Magen und Darm kann es statt zu erwarteten Schallauslösungen zu Wiederholungsechos in Form eines „Ring-Down-Phänomens“ kommen, indem dünne Membranen durch die Schallwellen in Eigenschwingung versetzt werden (BOGNER 1992; LANG 2006). Eine Sonderform stellt die akustische Spiegelung an den Grenzflächen Lunge/Zwerchfell und Lunge/Perikard dar, bei welcher sich die hyper-echogenen Grenzflächen im Bereich von Leber bzw. Herz spiegeln (BRÜGMANN 1999; LANG 2006). Die meisten Wiederholungsechos können durch Verringerung der Gesamtverstärkung und der TCG beseitigt werden (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998b). Eine weitere Sonderform des Wiederholungsartefaktes, das „Kometenschweifphänomen“, findet man hinter kugelförmigen Strukturen (zum Beispiel hinter der Augenlinse), Gasansammlungen und mehrschichtigen Fremdkörpern, innerhalb derer es zu Mehrfachreflexionen kommt, die sich hinter der Struktur als Band zahlreicher Echos mit abnehmender Intensität darstellen (BARR 1992; BOGNER 1992; GLADISCH 1993; BYRNE und GREEN 2002a).

2.1.6.3 Schallauslöschung und Schallverstärkung

Wie bereits beschrieben, treten hinter Grenzflächen mit besonders großen Impedanzunterschieden Schallauslösungen (Schallschatten) aufgrund der Totalreflexion der Schallstrahlen auf. Innerhalb dieses sich einheitlich schwarz darstellenden Schallschattens können keine weiteren Strukturen sonographisch differenziert werden (MANNION 2006). Das Phänomen tritt hinter Knochengewebe oder Verkalkungen, sowie luft- und gasgefüllten Strukturen auf (BOGNER 1992). Unvollständige Schallschatten mit leichten Echos finden sich auch hinter Konkrementen und Steinen und dienen so dem Nachweis von Gallen-, Nieren- und Blasensteinen. In Randbereichen von flüssigkeitsgefüllten Hohlräumen oder an abgerundeten Organoberflächen kann durch Brechung ein schmäler, divergierender Schallschatten entstehen (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998b).

Distal von flüssigkeitsgefüllten Organen und Strukturen tritt eine relative Schallverstärkung auf, da die Ultraschallwellen im zuvor durchlaufenen Gewebe weniger abgeschwächt wurden (MANNION 2006). Es kommt somit zu einer diagnostisch gut verwertbaren verstärkten Dar-

stellung der distalen Gewebestrukturen, die beispielsweise zur Untersuchung der Gebärmutter hinter einer gut gefüllten Harnblase genutzt wird (POULSEN NAUTRUP 1998b).

2.1.6.4 Schichtdickenartefakte

Am Rand von flüssigkeitsgefüllten Organen können sogenannte Schichtdickenartefakte auftreten, die sich als Saum von feinen, unscharf begrenzten Echos mittlerer Echogenität darstellen und zum Beispiel zu Fehlinterpretationen von Harn- oder Gallenblasenwand führen, da sie die Organwände breiter und unsauber erscheinen lassen (BOGNER 1992). Schichtdickenartefakte treten immer dann auf, wenn ein Schallimpuls mit großer lateraler Ausdehnung (im Nah- oder Fernfeld der Schallkeule) schräg auf eine Grenzfläche fällt und diese mit geringerer und unscharfer Echogenität darstellt. Das Artefakt lässt sich umgehen, indem die zu untersuchende Struktur in die Fokuszone gerückt und/oder senkrecht angeschallt wird (POULSEN NAUTRUP 1998b).

2.1.6.5 Verzeichnung

Für die ophthalmologische Sonographie bedeutsam ist das Phänomen der Verzeichnung, da es besonders im Bereich der Linse und des Bulbus auftritt. Durch die stark gekrümmte Linsenperipherie werden die Ultraschallwellen nach außen gebrochen (GUTHOFF 1988). Zudem kommt es durch die Änderung der Schallgeschwindigkeit, besonders in kataraktösen Linsen, zu einem Artefakt, welches sich als schattenhafte Vorwölbung im Bereich des Sehnervenaustrittes darstellt und so zu einer scheinbaren Verkürzung des Bulbus führt (SUSAL 1987; GUTHOFF 1988). Gerade bei der Verwendung von Sektorschallköpfen stellen sich konkave Strukturen durch das Phänomen der Verzeichnung konkaver dar, als sie es *in vivo* wirklich sind, konvexe Oberflächen wie die Linsenvorderfläche wirken dagegen flacher (BOGNER 1992).

2.1.7 Sonographische Untersuchungen an Fischen

2.1.7.1 Sonographie in der Aquakultur

Bereits in den 1980er Jahren wurde der praktische Nutzen der Ultraschalluntersuchung in der Aquakultur zur Bestimmung von Geschlecht und Reifezustand von norwegischen Lachsen beschrieben (REIMERS et al. 1986). Da bei den meisten kommerziell genutzten Farmfischen kein eindeutiger äußerlicher Geschlechtsdimorphismus besteht, stellt die Bestimmung des Geschlechts und des Reproduktionsstatus das Haupteinsatzgebiet der Ultrasonographie bei Fischen dar. Sie ermöglicht eine sichere Geschlechtsbestimmung

sowie die Festlegung des richtigen Zeitpunktes zur Milch- und Rogengewinnung und dient somit der Produktivitätssteigerung (GODDARD 1995). Zahlreiche Studien überprüften die Möglichkeiten und Grenzen der Sonographie und erfassten reproduzierbare Parameter bei der Geschlechtsdifferenzierung verschiedener Nutzfischarten, unter anderen beim Pazifischen Hering (BONAR et al. 1989), Atlantischen Lachs (MATTSON 1991) und der gestreiften Brasse (BLYTHE et al. 1994). Die Bestimmung der Schlachtreife und der Fleischqualität (Filetstärke) sowie das Auffinden vonenzystierten Parasitenstadien stellen weitere Anwendungsmöglichkeiten der kommerziellen Ultraschalldiagnostik dar (BOYCE 1985; BOSWORTH et al. 2001).

2.1.7.2 Sonographie in der Zierfischmedizin

Die Ultraschalluntersuchung wird heute auch gezielt in der Zierfischmedizin eingesetzt (FRANCIS-FLOYD 1999; GUMPENBERGER 2002; ROBERTS et al. 2009). Eine der ersten Studien über medizinisch-diagnostischen Ultraschall wurde von SANDE und POPPE (1995) veröffentlicht und befasste sich eingehend mit der Echokardiographie bei atlantischen Lachsen. Gegenüber dem Röntgen, welches auch heute noch die Methode der Wahl zur Darstellung knöcherner Strukturen und der Schwimmblase darstellt, ermöglicht die Sonographie die Darstellung von Bewegungsabläufen und die genauere Untersuchung der radiologisch nur schlecht darstellbaren Abdominalorgane (KRAUSE 2003). Der Fischpatient verbleibt für die Ultraschalluntersuchung üblicherweise im Wasser, das eine optimale Ankopplung an die Körperoberfläche garantiert und den Einsatz von Kontaktgel oder einer zusätzlichen Vorlaufstrecke überflüssig macht. In den meisten Fällen ist es nicht nötig, die Fischoberfläche mit dem Schallkopf zu berühren (GODDARD 1995; STETTER 2001a). Die Untersuchung kann bei ruhigen oder geschwächten Patienten ohne Anästhesie erfolgen, eine Sedation ist jedoch in Hinsicht auf ein möglichst stressfreies Handling anzuraten (ROBERTS et al. 2009). Je nach Fischgröße kommen Schallköpfe mit 2,5 MHz (Haie) bis 10 MHz (kleinere Zierfische) zum Einsatz, wobei nach STOSKOPF (1993a) 7- bis 10-MHz-Transducer die beste Auflösung bei der Untersuchung von 0,5 – 1 kg schweren Fischen erzielen. Mittels Ultraschall lassen sich beim Fisch besonders gut Herz, Muskulatur, Leber, Gallenblase, Gastrointestinaltrakt, Gonaden und Augen untersuchen (STETTER 2001a). Die Nieren hingegen können aufgrund der Schallauslöschung durch die Schwimmblase und das starke Axialskelett nur schwer eingesehen werden. Die Schwimmblase selbst kann nur beim Vorliegen pathologischer Füllungszustände evaluiert werden (STOSKOPF 1993a). Wichtige Indikationen für eine sonographische Untersuchung von Fischpatienten sind laut STETTER (2001a) Neoplasien, granulomatöse Erkrankungen und pathologische Veränderungen der Gonaden, aber auch die Evaluierung von Ausmaß und Ätiologie eines Exophthalmus.

Fast zeitgleich befassten sich verschiedene wissenschaftliche Arbeiten gezielt mit der Sonographie am Koikarpfen (*Cyprinus carpio*). HOEDT (2004) und KRAUSE (2003) stellten während ihrer Studien unter anderem die inneren Organe des Koi dar, darunter Herz, Leber, Gastrointestinaltrakt, Nieren, Milz und Gonaden. HOEDT (2004) untersuchte zudem das Koiauge mit Hilfe eines konvexen 7,5-MHz-Linearschallkopfes und konnte, wie auch zuvor STETTER (2001a) bei einem Riesenzackenbarsch, neben Kornea, Linse und Glaskörper vor allem die retrobulbären Strukturen darstellen. Für eine detailliertere Darstellung von Iris, vorderer Augenkammer und Linse empfiehlt HOEDT (2004) den Einsatz eines für die Ophthalmologie konzipierten Ultraschallgerätes mit mindestens einem 10-MHz-Schallkopf und die Verwendung einer Vorlaufstrecke.

2.2 Das Fischauge

2.2.1 Vergleichende Anatomie und Physiologie

Als „typisches“ Fischauge soll in diesem Kapitel das Auge der echten Knochenfische (Teleostei), zu denen auch der Koikarpfen (*Cyprinus carpio*) zählt, in seiner grundlegenden Anatomie und Physiologie beschrieben werden. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass innerhalb der Teilklasse der Teleostei mit ca. 27.000 rezenten Arten erhebliche anatomische Unterschiede je nach Habitat und Lebensweise bestehen. So unterscheiden sich die Augen von Süßwasserfischen von denen der Meerwasser- oder Brackwasserfische, Tiefseebewohner oder Vieraugen (*Anableps*) zeigen ganz spezielle Modifikationen in der Augen-anatomie und –physiologie (HARGIS 1991; KRÖGER 2012).

Das Auge der Knochenfische ist dem Auge aller anderen Vertebraten bemerkenswert ähnlich, gleichwohl es an die Verhältnisse ihres Lebensraumes unter Wasser angepasst ist (ROBERTS und ELLIS 2001; WILLIAMS 2012a). Es stellt nach DUKE-ELDER (1958) das am höchsten entwickelte Auge aller Fische dar.

Die paarigen Augen (*Organum visus*) liegen bei den meisten Knochenfischen seitlich am Schädel (Seitenaugen) und werden dort von verschiedenen Schädelknochen begrenzt, die keine eigentliche Augenhöhle bilden, sondern nur einen Raum, in dem der Augapfel (*Bulbus oculi*), in Fettgewebe eingebettet, zu liegen kommt (HARDER 1964). Grundsätzlich zeigen Teleostei eine große Divergenz der Augenachsen und sind größtenteils in der Lage, ihre Augen unabhängig voneinander zu bewegen und Objekte zu fokussieren (FERNALD 1985). Nach WILLIAMS und WHITAKER (1997) verfügen die meisten Fische über ein binokulares

Gesichtsfeld, über dessen Funktionsweise aber noch diskutiert wird. Aufgrund des unbeweglichen Nackens und der nur rudimentär angelegten Augenmuskeln müssen sie zur Vergrößerung ihres Blickfeldes früh die Körperposition verändern (DUKE-ELDER 1958; WILCOCK und DUKES 1989; MILLICHAMP 1991). Der Bulbus ist anterior-posterior abgeflacht und in seinem anteroposterioren Diameter kürzer als im transversalen Durchmesser (JURK 2002). Er wird von drei Paar Augenmuskeln bewegt, die vom dritten Gehirnnerven (Nervus oculomotorius) innerviert werden. Das Knochenfischauge besitzt weder echte Augenlider, noch Tränendrüsen (MILLICHAMP 1991; ROBERTS und ELLIS 2001; WILLIAMS 2012a). Neben Knorpelfischen (z.B. Haien), die echte Augenlider aufweisen, besitzen auch einige Knochenfische (z.B. Forellen) eine dünne, durchsichtige Membran über dem Auge (STOSKOPF 1993a), analog zur Brille der Schlangen.

Die fibrinöse weiße Lederhaut (Sklera) bildet zusammen mit der transparenten, gefäßlosen Hornhaut (Kornea) die äußerste Schicht des Bulbus (Äußere Augenhaut, Tunica externa bulbi). Die äußere Augenhaut ist zur Anpassung an verschiedene Druckverhältnisse unter Wasser sehr kräftig ausgeprägt, die Sklera ist mit Knorpel und bei manchen Fischarten sogar mit Knochenplatten verstärkt (DUKE-ELDER 1958). Darunter schließt sich die Aderhaut (Choroidea) an, deren zahlreiche Gefäße ein subsklerales Kapillarnetz zur Ernährung der aufliegenden Retina bilden. Die Choroidea bildet zusammen mit der unbeweglichen Regenbogenhaut (Iris) und den Rudimenten des Ziliarkörpers die mittlere Augenhaut, auch Uvea oder Tunica media bulbi genannt. Die meisten Knochenfische weisen um den Sehnerven (Nervus opticus) eine hufeisenförmige Anhäufung von Gefäßkapillaren auf, von denen, ähnlich wie in der Schwimmblase, aktiv Sauerstoff sezerniert wird (WILCOCK und DUKES 1989; ROBERTS und ELLIS 2001). Als Pendant zum Pecten oculi der Vögel und dem Conus papillaris der Reptilien findet sich ebenso bei den meisten Fischen ventral der Sehnervenpapille eine in den Glaskörper ragende, wallartige Ausstülpung der Choroidea, der Processus falciformis, welcher zahlreiche Gefäße zur Ernährung der Retina führt (JURK 2002; WILLEKE 2008). Er entsteht durch einen unvollständigen Schluss des Augenbechers während der Embryonalentwicklung und kann während der ophthalmologischen Untersuchung leicht mit einer Retinaschwellung oder anderen Erkrankungen verwechselt werden. Fische ohne deutlichen Processus falciformis, wie beispielsweise der Karpfen, zeigen in der gleichen Lokalisation eine Anhäufung von Gefäßkapillaren (NICOL 1989; HARGIS 1991). Die innere Augenhaut (Tunica interna bulbi) stellt die Netzhaut (Retina) an der hinteren Augenwand dar. Sie beherbergt das lichtempfindliche Nervengewebe, welches wie bei anderen Vertebraten aufgebaut ist: mit transparenten nervösen Bestandteilen im innersten

Teil, darüber die Stäbchen- und Zapfen-Rezeptorzellschicht mit einer schwarz pigmentierten Schicht an der Peripherie (ROBERTS und ELLIS 2001).

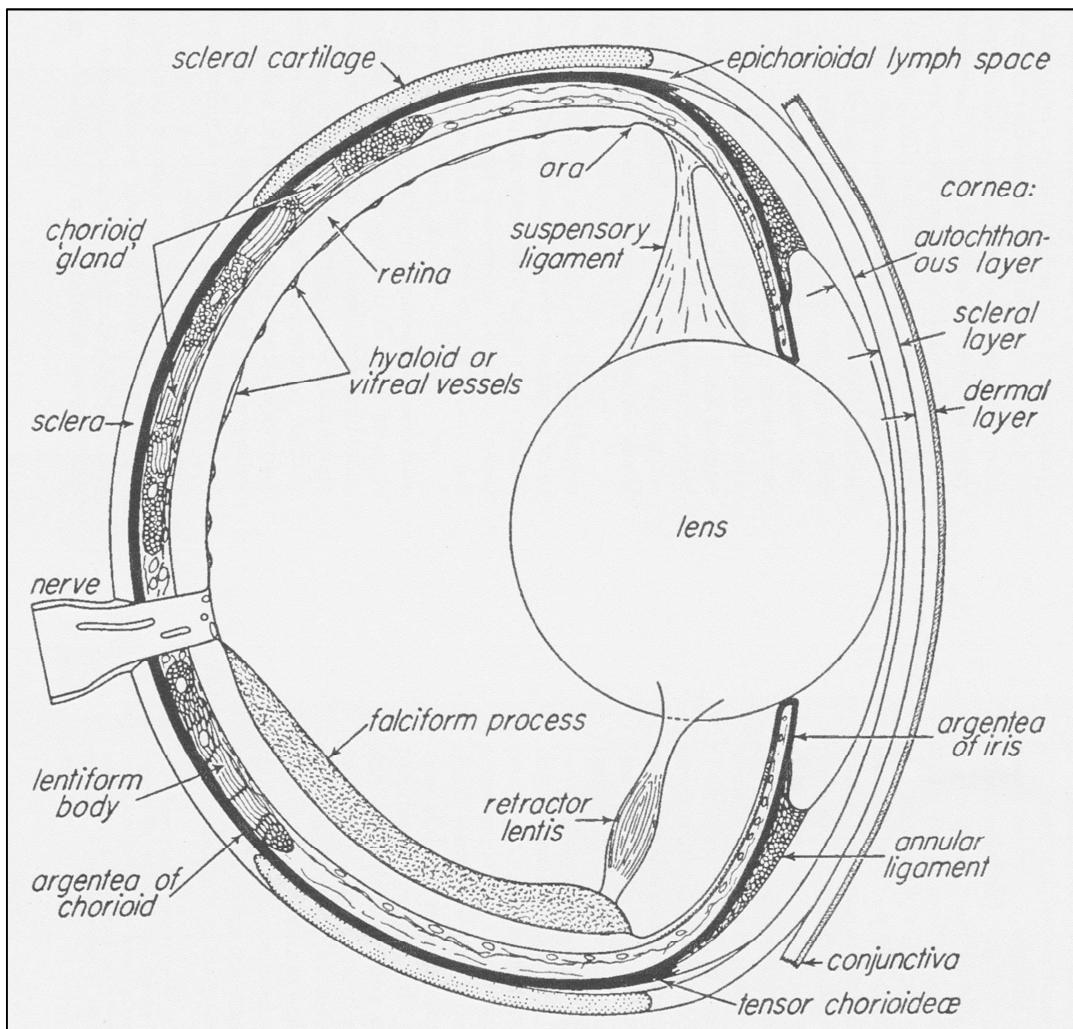


Abbildung 5: Vertikaler Schnitt durch ein typisches Teleostei-Auge (aus WALLS, 1967)

Eine Besonderheit des Teleosteiäuges stellt eine in der Retina vorkommende variable Pigmentschicht dar, die die sogenannten retinalen Melanosomen beherbergt und die Funktionen des bei Fischen fehlenden Pupillarreflexes, wenn auch um bis zu zwei Stunden verzögert, übernimmt (Retinomotorik). Die Melanosomen breiten sich bei vermehrtem Lichteinfall aus und schützen so die sensiblen Stäbchen vor dem Ausbleichen. Bei wenig Licht ziehen sie sich dagegen zurück (DUKE-ELDER 1958; MILLICHAMP 1991; WILLIAMS und WHITAKER 1997). Die Iris der Fische ist starr und mit einer weiten, unbeweglichen Pupille versehen, um möglichst viel Licht auf die Linse fallen zu lassen. Das Fehlen eines Pupillarreflexes wirkt sich kaum negativ aus, da Fische unter Wasser selten starken Spiegelungen und schädigenden Lichtreflexen ausgesetzt sind (KRÖGER 2012).

Der Innenraum des Augapfels enthält den flüssigkeitsgefüllten Glaskörper (Corpus vitreum), sowie die Linse (Lens) und die durch die Iris voneinander getrennte vordere und hintere Augenkammer (Camera anterior und posterior bulbi). Vordere und hintere Augenkammer sind mit dem Kammerwasser (Humor aquosus) gefüllt, welches nutritive Funktionen für Hornhaut und Linse übernimmt (AXENFELD et al. 1980). Nach HARGIS (1991) ist die Trennung zwischen vorderer und hinterer Augenkammer durch die Iris bei Knochenfischen unvollständig und es findet eine Vermischung von Kammer- und Glaskörperwasser statt. Bei Fischen wurde das Kammerwasser, wie die Glaskörperflüssigkeit (Humor vitreus), noch nicht im Detail untersucht. Obwohl es in der Viskosität zwischen den Fischarten beträchtliche Unterschiede gibt, kann die Flüssigkeit in der Regel mit der höheren Tiere verglichen werden (ROBERTS und ELLIS 2001).

Die sphärische Linse der Fische ragt im Vergleich zur bikonvexen Säuger- oder Vogellinse weit in die vordere Augenkammer hinein und berührt beinahe das Korneaendothel, um einen maximalen Lichteinfall zu gewährleisten (JURK 2002). Die radiär aufgebaute Linse ist das alleinige Brechungselement im Fischauge und ermöglicht ihnen durch zwei lichtbrechende Zonen (Cortex und Nucleus) innerhalb einer großen sphärischen Kugel den höchsten Brechungsindex (engl. refractive index, RI = 1,69) unter allen Vertebraten (DUKE-ELDER 1958; JURK 2002; WILLIAMS 2012a). Nach MURACHI et al. (1986) verfügt die Linse des Karpfens über einen Brechwert von 145 Dioptrien. Landlebenden Vertebraten stehen als lichtbrechende Medien neben der Linse auch die Kornea, das Kammerwasser und der Glaskörper zur Verfügung, weil die Luft mit RI = 1 einen niedrigeren Brechungsindex als die genannten Medien aufweist. Da jedoch Kammerwasser und Kornea der Fische ungefähr den gleichen Brechungsindex wie das umgebende Wasser (RI = 1,33) aufweisen, können diese keine lichtbrechende Funktion übernehmen (WILLEKE 2008; KRÖGER 2012). Anders als bei Landwirbeltieren wird die Linse nicht von radiär angeordneten Zonulafasern ausgehend vom Musculus ciliaris fixiert und zur Akkommodation in ihrer Form verändert, sondern ist durch ein starres Epithel in seiner runden Form konstant und wird von zwei kleinen Muskeln asymmetrisch dorsal und ventral gehalten (WILCOCK und DUKES 1989; MEYER et al. 2009). Die Scharfstellung von verschiedenen weit entfernten Objekten durch Veränderung der Brechkraft der Linse (Akkommodation) erfolgt bei Fischen durch eine Verschiebung der Linse (nicht durch Verformung wie bei Landwirbeltieren) über den Musculus retractor lentis, der kranial des Processus falciformis entspringt und distal des Linsenäquators ansetzt (HARDER 1964; WILCOCK und DUKES 1989; MILLICHAMP 1991; STORCH 2009). Knochenfische verfügen über einen posterior ansetzenden M. retractor lentis, der die Linse nach kaudal zieht, während der anteriore M. protractor lentis der Knorpelfische die Linse

nach kranial schiebt (WHITAKER 2001). Dorsal wird die Linse vom Ligamentum suspensorium lentis pendelartig gehalten. Der Akkommodationsgrad des Fischauges ist nach ROBERTS und ELLIS (2001) als gering anzusehen. Durch den aktiven Rückzug der Linse stellt der Knochenfisch von Nah- auf Fernakkommodation um. Die Fischlinse ist also im Gegensatz zur Sägerlinse im Ruhezustand auf Nahsicht eingestellt (DUKE-ELDER 1958; WALLS 1967; NICOL 1989; WILLEKE 2008).

2.2.2 Anatomie des vorderen Augensegmentes

Das vordere Augensegment setzt sich zusammen aus Hornhaut, vorderer und hinterer Augenkammer, Linse, Regenbogenhaut und Kammerwinkel (AXENFELD et al. 1980).

2.2.2.1 Kornea und Sklera

Das Fischauge wird von einer bindegewebigen Kapsel, der weißen Lederhaut (Sklera) umgeben, die dem Bulbus seine Festigkeit gibt. Die anteriore Sklera besitzt je nach Lebensweise der jeweiligen Fischart knöcherne oder knorpelige Stützelemente und geht im Bereich des Limbus in das kräftige Stroma der Hornhaut (Kornea) über. Die Kornea ist, insbesondere bei Süßwasserfischen, relativ dick und im anterioren Bereich im Gegensatz zur konvexen Kornea anderer Wirbeltiere leicht abgeflacht (NICOL 1989). Sie gleicht in ihrem Brechungsindex dem Wasser, besitzt also keine lichtbrechenden, fokussierenden Aufgaben wie die Hornhaut der Landwirbeltiere (NICOL 1989). Gegenüber Schwankungen des Sauerstoffgehaltes im Wasser ist sie sehr empfindlich (WALL 1998). Die Kornea der Knochenfische ist wie die terrestrische Vertebraten aus mehreren Schichten aufgebaut: Die äußerste, epidermale Schicht (Konjunktiva) besteht aus einem mehrschichtigen, unverhornten Korneaepithel und versorgt die Augenstrukturen mit Feuchtigkeit. Darunter liegt eine dicke äußere Basalmembran (Bowman'sche Kapsel), gefolgt von einer dermalen Substantia propria, die aus sehr regelmäßig angeordneten, jeweils rechtwinklig gegeneinander versetzten Kollagenfibrillen und Proteoglykanen besteht. Diesem in ein tiefes und oberflächliches Stroma unterteiltem Bindegewebe schließt sich als letzte Schicht eine dünne innere Basalmembran mit Endothelschicht (Descemet'sche Membran) an. Das Korneaendothel verdickt sich peripher zum Ligamentum annulare, welches zur vorderen Irisfläche zieht und den Kammerwinkel weitestgehend ausfüllt. Die Kornea der Knochenfische ist in ihrer Peripherie im Vergleich zur Hornhaut anderer Vertebraten deutlich stärker ausgeprägt als im Zentrum (DUKE-ELDER 1958; NICOL 1989; MILLICHAMP 1991; ROBERTS und ELLIS 2001; WHITAKER 2001; ZHAO et al. 2006; MEYER et al. 2009; STORCH 2009; WILLIAMS 2012a).

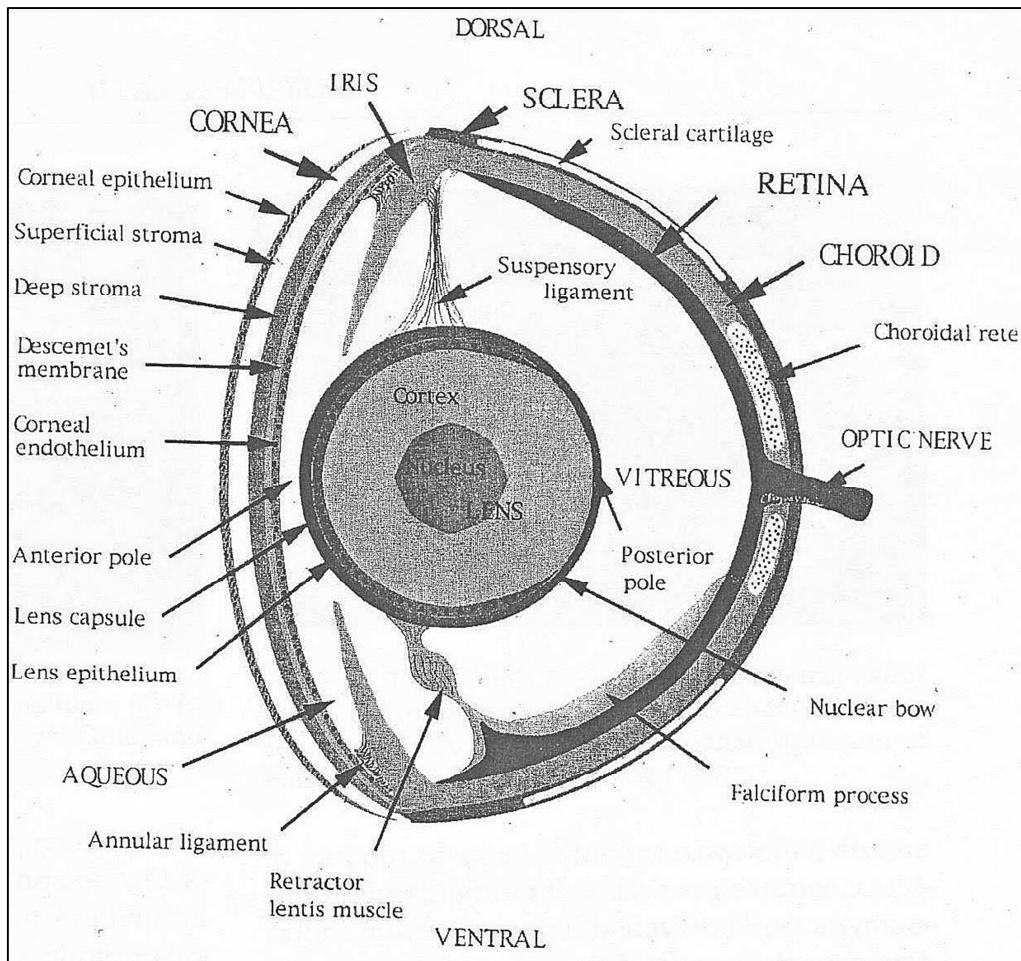


Abbildung 6: Typisches Teleostei-Auge im Sagittalschnitt (aus WILLIAMS und WHITAKER 1997)

2.2.2.2 Vordere Augenkammer

Die mit Kammerwasser (Humor aquosus) gefüllte, sehr flache vordere Augenkammer (Camera anterior bulbi) wird rostral vom Korneaendothel und kaudal von der kreisförmigen Iris begrenzt und steht über deren Öffnung (Pupille) mit der hinteren Augenkammer in Verbindung (STORCH 2009).

2.2.2.3 Linse

Die Linse (Lens) entsteht in ihrer Entwicklung aus einer blasenförmigen Einsenkung der Epidermis und besteht daher aus Epithelzellen, die jedoch besonders lang sind und Linsenfasern (Fibrae lentis) genannt werden. Eine größtenteils aus PAS-positivem hyalinen Kollagen bestehende, anterior verstärkte Linsenkapsel (Capsula lentis) gibt der relativ großen Linse der Knochenfische eine starre und kugelige Gestalt (HARGIS 1991). Die Linse ist dorsal über das Ligamentum suspensorium lentis aufgehängt und ragt durch die Iris hervor weit in die vordere Augenkammer hinein, was einen besonders großen Gesichts-

winkel (Prinzip der „Fischaugen-Linse“) ermöglicht (WILCOCK und DUKES 1989; ROBERTS und ELLIS 2001; STORCH 2009). Ventral des Linsenäquators inseriert der pigmentierte Musculus retractor lentis, der die Linse zur Akkommodation nach kaudal zieht. Er wird vom parasympathisch beeinflussten, kurzen Ziliarerven innerviert (NICOL 1989).

Die Linsensubstanz selbst (Substantia lentis) ist radiär aufgebaut und besteht aus einem zentralen Kern (Nucleus lentis) und einer umliegenden Rinde (Cortex lentis) (NICOL 1989). Diese wird umgeben von einem äußeren einfachen kubischen Linsenepithel (Epithelium lentis), welches mindestens die vorderen vier Fünftel der Linse bedeckt und den hinteren Pol ausspart (SCHMALBACH 2000). Vom posterioren Ende des Linsenepithels (engl. nuclear bow) ausgehend werden kontinuierlich neue Linsenfasern gebildet, die anterior ziehen und sich zwiebelschalenartig um die älteren Fasern des Linsenkerns legen (HARGIS 1991). Die Linse stellt einen unelastischen, kristallinen Körper dar, welcher weder Blut- noch Lymphgefäß führt und daher ausschließlich vom Kammerwasser ernährt wird. Sie wächst durch die Anlagerung sich neu bildender Faserzellen ein Leben lang, wenngleich sich das Wachstum mit zunehmendem Alter abschwächt (WILCOCK und DUKES 1989; BJERKÅS und BJERKÅS 1996; WHITAKER 2001; WILLEKE 2008).

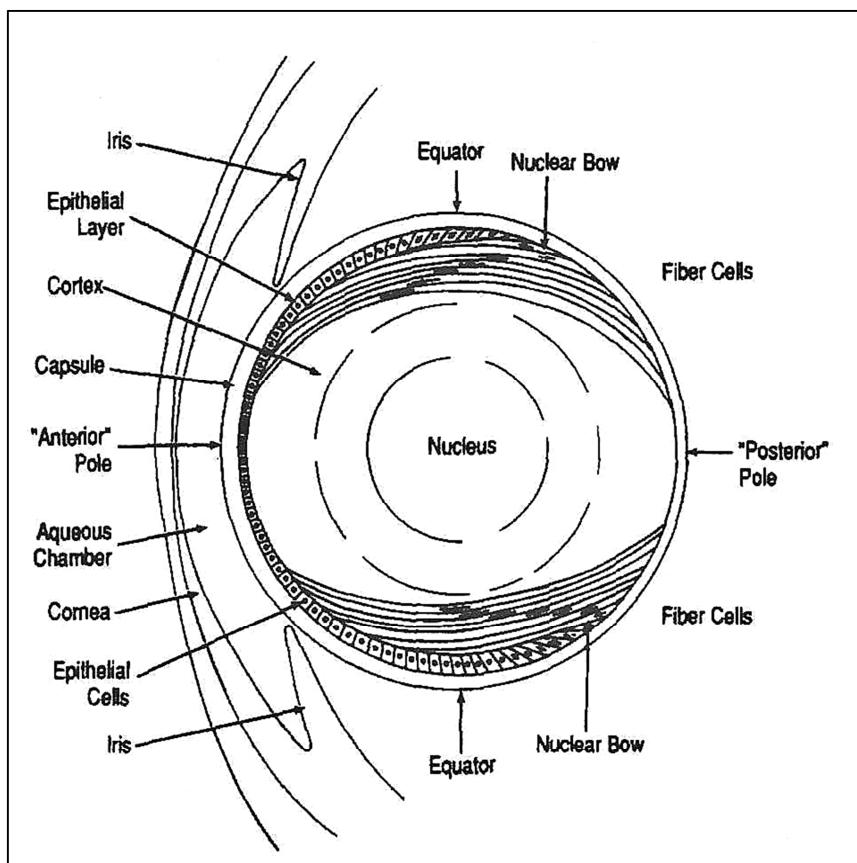


Abbildung 7: Typische Teleostei-Linse im Sagittalschnitt (aus HARGIS, 1991)

2.2.2.4 Iris, Ziliarkörper und hintere Augenkammer

Die Regenbogenhaut (Iris) besteht aus drei Schichten: eine anteriore, stark pigmentierte Ektodermeschicht, ein dünnes, stark vaskularisiertes Stroma mit Melaninpigmenten und Guanophoren als Teil der choroidalen Argentea (siehe unten) und eine posteriore, meist unpigmentierte Schicht (JURK 2002). Die Iris ist über das Ligamentum annulare mit der Kornea verbunden und meist unbeweglich. Sie besitzt auch bei hochentwickelten Knochenfischen nur spärlich ausgebildete oder gar keine Sphinkter- und Dilatatormuskeln (NICOL 1989). Die zentrale, rundliche oder asymmetrische Irisöffnung (Pupille) ist bei den meisten Teleostei nahezu starr und reagiert nicht wie die Pupille terrestrischer Vertebraten mit einem unmittelbaren Pupillarreflex auf einfallendes Licht (NICOL 1989; MILLICHAMP 1991). Somit ist es möglich, auch ohne Anwendung eines Mydriatikums die inneren Augenstrukturen intra vitam ophthalmologisch einzusehen (BJERKÅS und BJERKÅS 1996). Bei einigen Fischarten ist die Pupille in Hauptblickrichtung leicht ausgezogen, um das Blickfeld für den Beutefang zu erweitern (STOSKOPF 1993a). Auf der äußeren Schicht der Choroidea findet sich vor allem bei Jungfischen eine spiegelnde, silberne bis gelbliche guaninhaltige Zellschicht, die Argentea, die einfallende Lichtstrahlen reflektiert und gebündelt von hinten auf die Retina projiziert. Die Argentea reicht oft bis auf die Vorderseite der Iris und verleiht ihr eine typische schimmernde Färbung, die vermutlich auch der Tarnung dient (DUKE-ELDER 1958; WILCOCK und DUKES 1989; MILLICHAMP 1991; WHITAKER 2001).

Der Ziliarkörper (Corpus ciliare) ist nur rudimentär als doppelte Epithelschicht (Pars ciliaris retinae) auf Höhe des Limbus, zwischen Ora serrata und Iris, angelegt. Es finden sich bei den meisten Knochenfischen weder Ziliarfortsätze, noch ein Ziliarmuskel (NICOL 1989). Über die Kammerwasserproduktion und -drainage ist noch wenig bekannt. Vermutlich wird das Kammerwasser im Bereich der inneren Epithelschicht der dorsalen Pars ciliaris retinae an der Iriswurzel gebildet, wo sich eine Vielzahl mesenchymaler Zellen finden lassen (NICOL 1989; WHITAKER 2001; STORCH 2009).

Die hintere Augenkammer (Camera posterior bulbi) liegt zwischen Iris und vorderer Glaskörperbegrenzung (Ora serrata) und ist nach HARGIS (1991) bei Fischen nur unvollständig durch den Iridokornealwinkel von der vorderen Augenkammer abgegrenzt.

2.2.2.5 Kammerwinkel

Als Kammerwinkel oder Iridokornealwinkel (Angulus iridocornealis) wird der Winkel innerhalb der vorderen Augenkammer bezeichnet, in welchem Kornea und Iris aufeinandertreffen (AXENFELD et al. 1980). Hier findet bei landlebenden Vertebraten die Drainage des zuvor

vom Epithel des Ziliarkörpers gebildeten Kammerwassers statt. Ein wirklicher Ziliarkörper in Form eines Ringwulstes fehlt den Fischen. Das Kammerwasser wird wie oben beschrieben beim Fisch von epithelialen Zellen analog zum Ziliarepithel des Strahlenkörpers an der dorsalen Irisbasis innerhalb der hinteren Augenkammer gebildet. Von hier aus fließt es zur Ernährung der Linse und des Korneaendothels durch die Pupille in die vordere Augenkammer und wird im ventralen Kammerwinkel abgeführt (GRAY et al. 2009). Bei Landwirbeltieren wird das Kammerwasser im Kammerwinkel über ein Trabekelwerk und den darin liegenden Schlemm'schen Kanal ins Venensystem der Uvea und Sklera abgeführt. Der Kammerwinkel der Knochenfische ist dagegen mit einem hypertrophiert erscheinenden Ligamentum annulare ausgefüllt, welches Ähnlichkeiten mit dem Ligamentum pectinatum anderer Vertebraten aufweist und beim Karpfen aus einer breiten Masse vesikulärer Mesenchymzellen besteht (NICOL 1989). Die Bezeichnung Ligamentum (Band) ist jedoch laut JURK (2002) eher irreführend, da das Ligamentum annulare weder Kollagen, noch Elastin enthält.

Der genaue Mechanismus der Kammerwasserdrainage und die Funktion des Lig. annulare waren lange Zeit unbekannt (WALLS 1967). Nach jüngsten Studien von GRAY et al. (2009) am Zebrafisch ist der ventrale Kammerwinkel mit einem Maschenwerk aus endothelialen Zellen gefüllt. Dieses endothiale Maschenwerk lässt sich lichtmikroskopisch in einen anterioren Iridokornealkanal, der das Lig. annulare von der Irisbasis trennt, und einen posterioren Ziliakanal, zwischen Irisbasis und Ora serrata gelegen, unterteilen. Beide Abflüsse münden in einen Venenplexus in der kranialen Choroidea (siehe Abbildung 8 und 9). WILCOCK und DUKES (1989) gehen davon aus, dass es im Teleosteiauge aufgrund der vorliegenden anatomischen Verhältnisse nicht zur Ausbildung eines Glaukoms durch Störung der Kammerwasserdrainage kommen kann.

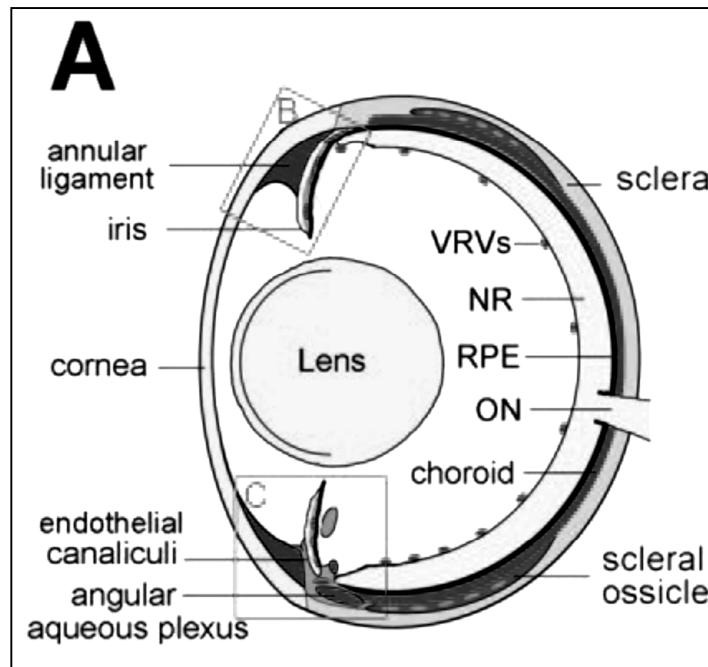


Abbildung 8: Auge des Zebrafisches (*Danio rerio*) mit Kammerwinkel (nach GRAY et al. 2009), Erläuterungen: VRVs = Retina- und Glaskörpergefäß; NR = Neurale Retina; RPE = retinales Pigmentepithel; ON = Nervus opticus; AL = Ligamentum annulare

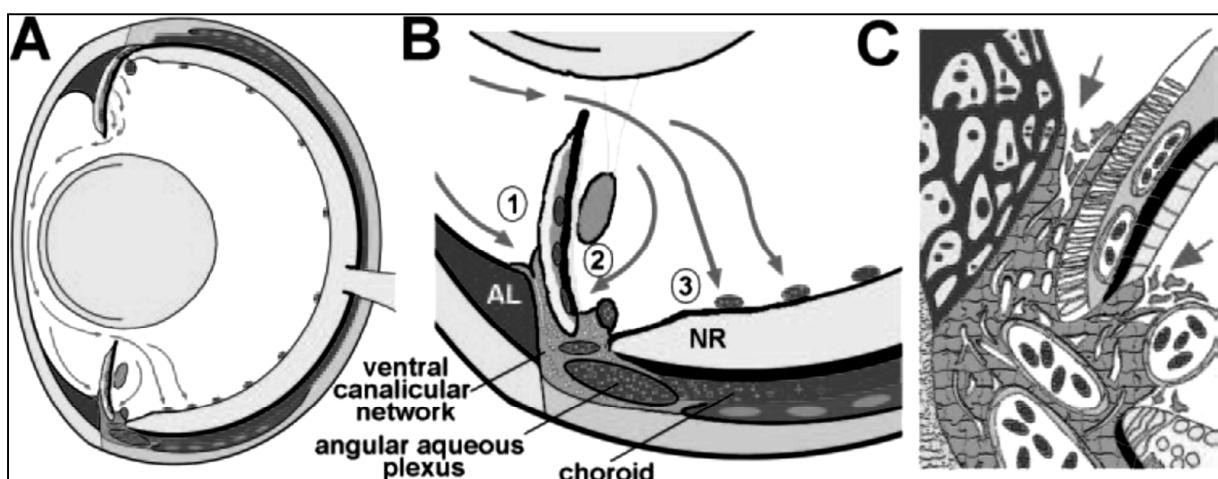


Abbildung 9: Auge des Zebrafisches (*Danio rerio*) mit Kammerwinkel und Kammerwasserfluss (nach GRAY et al. 2009), Erläuterungen: NR = Neurale Retina; AL = Ligamentum annulare; 1 = Vordere Augenkammer; 2 = Hintere Augenkammer; 3 = Glaskörper

2.2.3 Pathologie des vorderen Augensegmentes

Pathologische Augenveränderungen kommen sehr häufig bei Fischen vor, sei es in Form eines primären okularen Leidens oder als Folgeerscheinung einer systemischen Erkrankung (JURK 2002). Viele systemische Erkrankungen gehen beim Fisch insbesondere mit Veränderungen der Konjunktiva, Kornea, Iris oder Linse einher (WILLIAMS und WHITAKER 1997; WHITAKER 2001). Als häufige Ursachen pathologischer Augenveränderungen bei

Fischen werden Entwicklungsstörungen (z.B. durch Teratogene), Mangelernährung, umweltbedingter Stress mit Immunsuppression durch schlechte Wasserqualität, Toxine, Aggression, Überbesatz, sowie ein erhöhter Infektionsdruck (bakterielle, virale, mykotische, parasitäre Infektionen) beschrieben (HARGIS 1991). Während sich primäre Augenveränderungen oft auf ein Auge beschränken, manifestieren sich systemische Erkrankungen meist in beiden Augen und gehen nicht selten mit weiteren Veränderungen wie Haut- und Farbveränderungen oder Polypnoe und ähnlichem einher (WILLIAMS und WHITAKER 1997).

2.2.3.1 Erkrankungen der Kornea

Die genaue Pathophysiologie der Fischhornhaut lässt derzeit noch viele Fragen offen, es ist aber davon auszugehen, dass bei Fischen dieselben Reaktionen auf chronische Irritationen oder Verletzungen zu finden sind wie bei Säugetieren. Als häufig anzutreffende Veränderungen lassen sich Korneaödeme nach Schädigungen des Endo- oder Epithels der Hornhaut nachweisen. Daneben werden erhöhte Mitoseraten bei oberflächlichen Kornealäsionen und Pigmentation sowie Einsprossung von Gefäßen bei chronischen Irritationen beobachtet (JURK 2002).

Als nicht-ulcerative Keratitis wird eine oberflächliche Entzündung der Hornhaut bezeichnet, die mit einer Trübung der Kornea einhergeht, hervorgerufen durch ein Korneaödem (Ansammlung von Wasser mit Schwellung des Hornhautstromas) mit und ohne Neuvaskularisation der Hornhaut. Oberflächliche Abschürfungen (Erosionen) des Epithels und Schäden des Stromas, die nicht als Einsenkung in der Hornhaut mit bloßem Auge erkennbar sind, lassen sich mittels eines Farbstoffes (Fluoreszein oder Bengalrosa) unter Blaulicht darstellen (WILLIAMS und WHITAKER 1997). Eine interstitielle Keratitis (Entzündung des Stromas und des Endothels der Hornhaut) bei intaktem Epithel lässt sich auf diese Weise jedoch nicht darstellen. Sie äußert sich in Hornhauttrübung, Korneaödem, zellulärer Infiltration sowie Fibrose und ist oft mit einer Uveitis (Entzündung von Choroidea und Iris) assoziiert. Häufige Ursache einer Keratitis stellt die exzessive Einwirkung ultravioletter Strahlung auf das Fischauge dar (aktinische Keratopathie oder Photokeratitis), in deren Folge es zur Ausbildung tiefer Ulcerationen (Geschwürbildung) und sekundärer mikrobieller Infektion kommen kann. Des Weiteren kann ein Mangel an Vitamin A, Thiamin oder Riboflavin Keratitiden hervorrufen. Parasiten, hervorgerufen durch Hautparasiten wie Ichthyophthirius, Cryptocaryon, Tetrahymena, Henneguya, Glugea, Lernaea und Angulus lassen sich häufig im Zusammenhang mit Entzündungen und Läsionen der Hornhaut bei Zierfischen nachweisen (WILLIAMS und WHITAKER 1997; WHITAKER 2001; JURK 2002).

Oberflächliche Hornhautläsionen führen beim Fisch aufgrund fehlender Schutzmechanismen wie Augenlider und Tränenflüssigkeit und durch einen erhöhten Keimdruck der aquatischen Umwelt schnell zu klinisch relevanten Keratitiden und in Folge derer zu schwerwiegenderen Augenerkrankungen (WHITAKER 2001).

Die ulcerative Keratitis ist eine der am häufigsten vorkommenden Augenerkrankungen beim Zierfisch und tritt oft infolge physikalischer oder chemischer Schädigungen des Korneaepithels auf, beispielsweise nach Traumata durch unsachgemäßes Handling oder Transport, innerartliche Aggressionen, parasitäre Infektionen (z.B. durch Trematoden der Gattung *Neobenedenia*) oder toxinreiches Hälterungswasser. Die Hornhautulcera lassen sich wie beim Säuger nach Tiefe (oberflächlich oder tief) und Ätiologie einteilen (WILLIAMS und WHITAKER 1997; WHITAKER 2001). Klinische Anzeichen einer Hornhautschädigung sind das beim Fisch besonders früh auftretende Korneaödem (trübes Auge) sowie ein positiver Fluoreszeintest (WILLIAMS 2012a). Bei der sogenannten Descemetozole reicht die Kornealäsion so tief, dass es zur Freilegung der Descemet'schen Membran und des Korneaendothels kommt. Diese Schichten lassen sich nicht mit Fluoreszein anfärben, ihre Schädigung stellt jedoch einen absoluten medizinischen Notfall dar (WILLIAMS und WHITAKER 1997; JURK 2002). Aber auch oberflächliche Hornhautschäden bedürfen schneller und gezielter Behandlung, da sie das Stroma der Kornea empfänglich gegenüber opportunistischen bakteriellen und mykotischen Infektionen machen. Eine Infektion des Stromas kann innerhalb von 24 - 48 Stunden durch die Perforation der Kornea zur Ausbildung eines Enophthalmus (Einsinken des Bulbus) bzw. Phthisis bulbi (Schrumpfung des Bulbus) mit Panophthalmitis (Entzündung des gesamten Bulbus) und Verlust des Auges führen (JURK 2002).

Eine weitere Keratopathie stellt die Ausdünnung und Vorwölbung der zentralen Kornea (Keratokonus) oder der gesamten Kornea (Keratoglobus) dar, die mit einer Vergrößerung der vorderen Augenkammer einhergeht. Sie ist entweder traumatisch bedingt (chronische mechanische Irritationen, Parasiten) oder Auswirkung einer Mangelernährung und schlechter Wasserqualität, kommt aber auch sekundär in Folge von chronischen Entzündungen der inneren Augenstrukturen vor (HARGIS 1991).

YOSHIMIZU et al. (1988) beschrieben viral induzierte Tumoren des Korneaepithels bei verschiedenen Salmonidenarten, die jedoch nur sporadisch auftraten. Daneben wurde bereits das Vorkommen von Melanomen und Retinoblastomen bei Fischen nachgewiesen (HARGIS 1991).

2.2.3.2 Veränderungen in der vorderen und hinteren Augenkammer

Bei Fischen kommen gelegentlich Blutungen in die vordere Augenkammer (Hyphäma), hervorgerufen durch Gefäßrupturen der zahlreichen Irisgefäß, vor. Sie sind zumeist traumatisch bedingt oder entstehen im Rahmen von Infektionen bzw. Intoxikationen. Zudem werden übermäßige Ansammlungen von weißen (Hypopyon) und roten Blutkörperchen (Hyperämien) sowohl in der vorderen, als auch der hinteren Augenkammer, meist infolge verschiedener Intoxikationen oder Entzündungen, beobachtet (HARGIS 1991). Vordere und hintere Synechien (Verklebungen zwischen Hornhaut und Iris bzw. zwischen Iris und Linse) wurden infolge einer chronischen Keratitis oder Uveitis aufgrund anhaltender traumatischer Irritationen der Hornhaut, Entzündungen oder osmotischer Imbalanzen nachgewiesen (ROBERTS und RODGER 2001). Eine Druckerhöhung des Augeninneren mit Vergrößerung der vorderen Augenkammer durch Abflussstörungen des Kammerwassers (Glaukom) wurde bisher noch nicht beim Fisch beschrieben (HARGIS 1991).

2.2.3.3 Erkrankungen der Linse

Die Linsentrübung (Katarakt) ist nach HARGIS (1991) die häufigste Erkrankung der Fischlinse und wurde bei Nutzfischen aufgrund der weltweit steigenden Zahl von Erkrankungen bereits sehr genau, zumeist mit dem Ziel einer Ertragsoptimierung in der Aquakultur, untersucht. Betroffene Fische bleiben aufgrund ihres eingeschränkten Visus und der dadurch verminderten Futteraufnahme in ihrer Wachstumsrate zurück und die Mortalität nimmt zu (WILLIAMS und WHITAKER 1997; JURK 2002). Histologisch lassen sich in kataraktösen Fischlinsen die gleichen Veränderungen wie beim Säuger nachweisen: Ödematöse Schwellung und Lyse der Linsenfasern mit Hyperplasie sowie intralentikulärer Migration des Linsenepithels (JURK 2002). Klinisch äußern sich die genannten pathologischen Veränderungen in einer zunehmenden Trübung der Linse. Die Katarakt kann nach Lokalisation (Cataracta capsularis, C. subcapsularis, C. polaris anterior et posterior, C. nuclearis), Reifegrad (Cataracta incipiens, C. immatura, C. matura, C. hypermatura) und Ursache (kongenital, degenerativ, traumatisch) eingeteilt werden (OFRI 2008). Man unterscheidet zwischen der totalen, die ganze Linse betreffenden Katarakt und der partiellen Katarakt, die nur einen Teil von Kapsel, Cortex oder Nucleus betrifft (LIST 2002; CRONAU 2004). Eine Katarakt kann angeboren oder erworben sein. Als prädisponierende Faktoren und Ursachen einer Katarakt wurden bei verschiedenen Nutzfischen unter anderem Mangelernährung, wie ein Mangel an Methionin (COWEY et al. 1992), Zink (KETOLA 1979), Riboflavin, Vitamin A und C (COLLINS et al. 1993), exzessive Mineralstoffzufuhr (POSTON et al. 1977), osmotische Imbalanzen (SIEZEN 1988), Schwankungen der Wassertemperatur und Erfrie-

rungen (IWATA 1985), übermäßige Exposition mit UV-Licht (CULLEN et al. 1994) oder Toxinen, schlechte Wasserqualität (wie hohe Nitrit- und Ammoniumwerte) (HARGIS und ZWERNER 1988), intralentikuläre Parasiten (z.B. *Diplostomum Metacercarien*) (ASHTON et al. 1969), Panophthalmitis und genetische Veranlagung nachgewiesen (WILLIAMS und WHITAKER 1997; WALL 1998; JURK 2002). Es ist sehr wahrscheinlich, dass die genannten Faktoren auch Einfluss auf die Kataraktbildung bei Zierfischen haben, wenn auch die Auswirkungen eines eingeschränkten Visus im Aquarium oder Gartenteich mit ausreichender Fütterung und Pflege durch den Fischhalter weniger ins Gewicht fallen. Die Katarakt ist, mit Ausnahme der vorübergehenden osmotisch bedingten Linsenschwellung, in den meisten Fällen irreversibel (HARGIS 1991; WHITAKER 2001).

Durch das traumatische Herausreißen der Linse aus ihrer Befestigung (Linsenluxation) oder durch die Ruptur der Linsenkapsel (z.B. durch eine toxische Linsenschwellung oder durch die Penetration von Parasitenstadien) und dem damit verbundenen Austritt von Linsenprotein ins Kammer- und Glaskörperwasser kann es zur Ausbildung einer schweren Uveitis phakoaeanaphylactica (Entzündung der mittleren Augenhaut) mit Kornea- oder Skleraschädigung und anschließender Phthisis bulbi kommen (WHITAKER 2001).

Auch das Fehlen einer Linse (Aphakia) wird gelegentlich bei Fischen beobachtet und ist zumeist auf eine genetisch bedingte Agenesie zurückzuführen. Wurde dagegen während der Embryonalentwicklung eine Linse angelegt und diese beispielsweise aufgrund eines Traumas aus ihrer physiologischen Position gelöst und ins hintere Augensegment verlagert, spricht man von der sogenannten Pseudo-Aphakia (HARGIS 1991; WILLIAMS und WHITAKER 1997).

2.2.3.4 Erkrankungen der Uvea (Iris, Choroidea und Ziliarkörper)

Eine Vielzahl intraokularer und systemischer Erkrankungen kann zur Entzündung der mittleren Augenhaut (Uveitis) führen. Die Uvea ist aufgrund ihrer starken Durchblutung besonders empfänglich für entzündliche Veränderungen. Eine Uveitis entwickelt sich schnell zur End- oder Panophthalmitis und kann somit zum Verlust des Auges führen (JURK 2002). Klinische Anzeichen einer Uveitis sind meist in der vorderen Augenkammer in Form von Hyperämie, Hyphäma, Hypopyon, Korneaödem und Fremdmaterialansammlung im Kammerwasser (z.B. Fibrin), sowie in Form von anterioren und posterioren Synechien (entzündliche Verklebungen) zu finden. Irishämorrhagien können durch Traumata entstehen oder als Folge einer Septikämie auftreten (WILLIAMS et al. 1995a). Das feine Kapillarnetz der Choroidea stellt die Eingangspforte zum Augeninneren dar und ist besonders anfällig für vaskuläre

Veränderungen infolge Toxin- und Bakterämien (ROBERTS und RODGER 2001; JURK 2002). Verschiedene Infektionserreger zeigen eine hohe Affinität zu den Gefäßen der Choroidea und lösen häufig eine Uveitis beim Fisch aus (z.B. Myxosporidien wie *Myxobilatus gasterosteri*, *Myxobolus courseii* und *Sphaerospora elegans*, Rhabdoviren, Aspergillus species, *Aeromonas* species, *Vibrio* species., Mykobakterien und Trematoden). Des Weiteren werden Uveitiden nach Traumata und infolge schlechter Wasserqualität beobachtet (WILLIAMS und WHITAKER 1997; JURK 2002).

Zudem kommen Tumoren auch in Bereichen der Uvea vor. So wiesen LAHAV und ALBERT (1978) beim Goldfisch ein Medulloepitheliom im Bereich des Ziliarepithels nach. Daneben werden häufiger noduläre Zubildungen innerhalb der Uvea gefunden, die nach DUKES und LAWLER (1975) mit einer *Lymphocystis*-Infektion assoziiert zu sein scheinen.

2.2.3.5 Okulare Manifestation systemischer Erkrankungen

Ein sehr häufiger Vorstellungsgrund von Fischpatienten in der Tierarztpraxis ist der auch für Laien gut erkennbare Exophthalmus. Dieses sogenannte „Pop-Eye“ Syndrom stellt eine sehr unspezifische Augenveränderung dar, die, bilateral auftretend, meist auf das Vorliegen einer akuten, hochgradigen systemischen Erkrankung hindeutet. Häufigste Ursache stellt eine retrobulbäre Raumforderung infolge Gas- oder Flüssigkeitsansammlung (periorbitales Ödem) dar und nicht etwa eine Vergrößerung des Bulbus selbst. Oft ist das Pop-Eye-Syndrom assoziiert mit einer bakteriellen, viralen, mykotischen oder parasitären Infektion mit Septikämie (ROBERTS und RODGER 2001). Daneben kommen aber auch Neoplasien und andere retrobulbäre Raumforderungen, Traumata sowie Sauerstoff- und Stickstoffübersättigung (Gasblasenkrankheit) als Ursache in Frage (HARGIS 1991; WILLIAMS und WHITAKER 1997; WHITAKER 2001). Irreversible Schäden wie beispielsweise der Sehnervenabriß werden häufig beobachtet und haben den Verlust des Visus zur Folge (WHITAKER 2001).

Ein Enophthalmus hingegen kann bei schwer erkrankten, morbidem Fischen beobachtet werden (HARGIS 1991).

Bakterielle Septikämien führen oft zu schweren Augenveränderungen wie Korneatrübung, Uveitis oder Panophthalmitis bis hin zur Bulbusruptur. Häufig nachgewiesen werden hierbei Infektionen mit Staphylo- und Streptokokken, *Aeromonas*, *Pseudomonas* und *Vibrio* spezies. Mykobakterien und Nocardien, sowie Flavobakterien lösen oft typische noduläre Panophthalmitiden aus, während *Renibacterium salmoninarum* insbesondere oberflächliche

Keratitiden und entzündliche Bulbusverluste zur Folge hat (WILLIAMS und WHITAKER 1997).

Wie bereits beschrieben, führen auch parasitäre Infektionen (vor allem mit Protozoen, Myxosporen und Trematoden) zu Erkrankungen von Kornea, Linse und Choroidea in Form von Keratitiden, Linsentrübungen und Linsenrupturen sowie Uveitiden. Pilzinfektionen kommen meist sekundär nach Immunsuppression oder Hornhautverletzungen vor und lassen sich in der Regel gut an wattebauschartigen Auflagerungen auf der Kornea erkennen. Auch verschiedene Virusinfektionen, allen voran die Lymphocystis-Infektion, führen zu Augenveränderungen, die sich besonders im vorderen Augensegment (Keratitis, Iritis, Uveitis) bemerkbar machen (WILLIAMS und WHITAKER 1997).

2.3 Die ophthalmologische Sonographie

2.3.1 Indikationen

Die ophthalmologische Sonographie umfasst die Ultraschalluntersuchung des Augapfels (Bulbus) und der Augenhöhle (Orbita) und eignet sich besonders zur Darstellung der hinteren Augenstrukturen bei Trübungen des dioptrischen Apparates, die eine herkömmliche ophthalmologische Untersuchung einschränken oder gar verhindern. Zudem findet die Sonographie Anwendung bei der Evaluierung okularer Tumoren und zur biometrischen Ausmessung verschiedener Augenbinnenstrukturen (WILLIAMS et al. 1995c; POULSEN NAUTRUP et al. 1998; BYRNE und GREEN 2002c). WHITAKER (2001) und JURK (2002) empfehlen auch beim Fisch die okulare B-Mode-Sonographie zur Evaluierung von Augenerkrankungen. Wichtige Indikationen sind nach BYRNE und GREEN (2002c) Trübungen der intraokularen Medien, zum Beispiel Korneatrübung, Hyphäma, Hypopyon und Katarakt. Aber auch bei erhaltener Transparenz können Iris- und Ziliarkörperläsionen, Choroidea- und Retinaablösung, Erkrankungen des Nervus opticus oder Entzündungen und Vaskularisationsstörungen der Retina und Choroidea, sowie intraokulare Tumoren und Fremdkörper, idealerweise unter Zuhilfenahme der Ultrasonographie diagnostiziert werden (GUTHOFF und GUTHOFF 1987; WILLIAMS et al. 1995c; BYRNE und GREEN 2002c; SCOTTY et al. 2004). Auch zur Untersuchung des retrobulbären Raumes (PURNELL 1969; SCHMID 2006) und zur Darstellung lichtoptisch nicht zugänglicher Strukturen wie dem Ziliarkörper und dem Kammerwinkel (BERGMANN und GUTHOFF 1994) ist die ophthalmologische Sonographie hervorragend geeignet. Weitere Indikationen sind der Nachweis okularer Traumata mit und ohne Einblutungen, sowie Linsenluxationen und die Evaluation

eines Ex- oder Enophthalmus (WILLIAMS et al. 1995c). Die Biometrie der Augenbinnenstrukturen ist hilfreich zur Diagnosefindung, zum Beispiel bei Vorliegen einer Mikro- und Makrophthalmie, Phthisis bulbi oder eines Glaukoms (GONZALEZ et al. 2001).

2.3.2 Untersuchungsmethoden und Untersuchungsebenen

Für die Ultraschalluntersuchung des Auges eignen sich sehr gut spezielle, aus der Humanophthalmologie stammende, hochfrequente Ultraschallsysteme, die neben dem üblichen B-Bild auch ein gutes A-Bild liefern. Daneben können auch veterinärmedizinische, für die zweidimensionale kardiale oder abdominale Sonographie konzipierte Systeme mit hochfrequenten Schallköpfen mit mindestens 7,5 MHz (besser 10 - 12 und mehr MHz) zum Einsatz kommen. Es eignen sich besonders kleine Linearschallköpfe für die Untersuchung des Auges, aber auch Sektorsonden können unter Zuhilfenahme einer geeigneten Vorlaufstrecke verwendet werden (POULSEN NAUTRUP et al. 1998; SCHMID 2006). Um eine maximale laterale Auflösung zu erzielen, sind die zu untersuchenden Strukturen im Zentrum der Fokuszone darzustellen, welche idealerweise durch eine dynamische Fokussierung manuell ausgerichtet werden kann. Zudem sollte das Gain möglichst niedrig eingestellt sein, um eine optimale Auflösung der Augenbinnenstrukturen zu erzielen und das Auftreten von Artefakten zu minimieren (SCHMID 2006). Als Ankopplungsmedium dienen Methylcellulose oder für die ophthalmologische Sonographie bestimmtes Ultraschallgel (POULSEN NAUTRUP et al. 1998), welches großzügig auf dem Schallkopf aufgetragen, schon als Vorlaufstrecke zur Darstellung des vorderen Augensegmentes dienen kann (WILLIAMS et al. 1995c). Nach BARR (1992) und PLUMMER et al. (2003) ist es auch möglich, konventionelles Ultraschallgel am Auge anzuwenden, da die meisten handelsüblichen Gels wasserlöslich und nicht reizend sind. Bei einem direkten Kontakt zwischen Schallkopf und Kornea ist im Falle einer Untersuchung am wachen Tier eine Lokalanästhesie von Horn- und Bindegewebe, zum Beispiel mittels lokalanästhetischer Augensalbe oder -tropfen, erforderlich (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP et al. 1998; GONZALEZ et al. 2001). Es sollten immer beide Augen sonographisch untersucht werden, da das gesunde Auge als Referenz dienen kann (BARR 1992).

2.3.2.1 Sonographische Untersuchungsverfahren am Auge

Man unterscheidet prinzipiell drei verschiedene sonographische Untersuchungsverfahren am Auge: Die transpalpebrale Methode, bei welcher der Schallkopf auf dem geschlossenen Augenlid positioniert wird, die Kornea-Kontakt-Methode mit direktem Kontakt zwischen Schallkopf und Hornhaut und die Untersuchung unter Verwendung einer Vorlaufstrecke. Bei

der transpalpebralen Methode werden die Ultraschallwellen durch das Gewebe des Augenlides gedämpft, was zu einer schlechteren Auflösung insbesondere schallkopfferner Strukturen führt. Zudem lässt sich nicht genau bestimmen, in welcher Position sich der Bulbus befindet (WILLIAMS et al. 1995c; BYRNE und GREEN 2002b). Die Methode wird in Kombination mit steriles Ultraschallgel angewandt, wenn schwere Hornhautverletzungen das Aufsetzen des Schallkopfes auf die Kornea verbieten (SCHMID 2006).

Die Kornea-Kontakt-Methode stellt hingegen die Untersuchungsmethode der Wahl dar und ermöglicht eine optimale Darstellung des hinteren Augensegmentes und des Retrobulbärraumes. Unter Verwendung einer geeigneten Vorlaufstrecke, zum Beispiel in Form von reichlich aufgetragenem Ultraschallgel, können auch die Anteile des vorderen Augensegmentes hervorragend beurteilt werden (BARR 1992; WILLIAMS et al. 1995c; GONZALEZ et al. 2001; BYRNE und GREEN 2002b).

Da die sonographische Untersuchung von Fischen üblicherweise unter Wasser stattfindet, können die schallverstärkenden Eigenschaften des Wasser ausgenutzt und die Strecke zwischen Schallkopf und Auge beliebig variiert werden. Das Wasser selbst dient als Vorlaufstrecke und macht einen direkten Kontakt mit der Kornea und somit eine Lokalanästhesie des Fischauges und die Verwendung von Ultraschallgel überflüssig (STOSKOPF 1993a; GODDARD 1995; STETTER 2001a).

2.3.2.2 Sonographische Untersuchungsebenen am Auge

Nach BYRNE und GREEN (2002b) lassen sich zudem drei verschiedene sonographische Untersuchungsebenen am Auge unterscheiden: Die axiale, die transversale und die longitudinale Untersuchungsebene (siehe Abbildung 10).

Die am häufigsten in der Veterinärmedizin verwendete axiale Ebene ist leicht am wachen Tier zu realisieren und das abgebildete Sonogramm für den Untersucher einfach zu interpretieren (GONZALEZ et al. 2001).

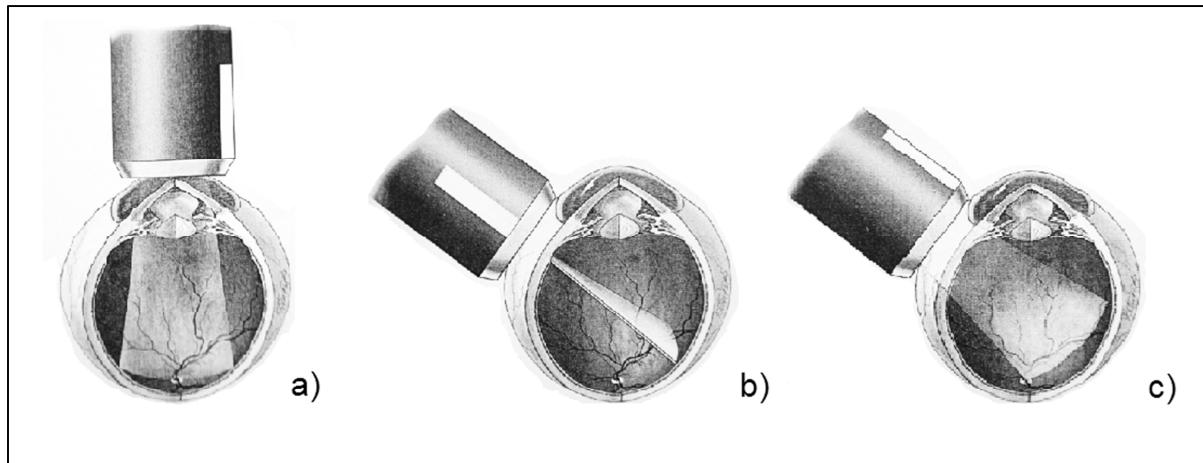


Abbildung 10: Sonographische Untersuchungsebenen am Auge; a) axiale, b) transversale und c) longitudinale Untersuchungsebene (aus BYRNE und GREEN, 2002b; modifiziert nach STROBEL 2010)

Der axiale Scan ist nach BARR (1992) und POULSEN NAUTRUP et al. (1998) die Methode der Wahl bei der sonographischen Augenuntersuchung am Tier. Der Schallkopf wird hierbei mittig auf der Kornea platziert und die Linse sowie der Nervus opticus zentral im unteren Bildbereich dargestellt. Weist die Markierung des Schallkopfes hierbei nach dorsal, handelt es sich um eine vertikale, axiale Schallebene. Wird der Schallkopf um 90° nach nasal gedreht, ergibt sich die horizontale, axiale Schallebene. Dazwischen kann eine oblique axiale Ebene (um 45° gedreht) eingefügt werden (BYRNE und GREEN 2002b). Darüber hinaus können durch leichtes Verschieben des Schallkopfes paraxiale Schnittbilder erstellt werden. Beim axialen Scan werden die Ultraschallwellen durch die Linse abgeschwächt und es kommt leichter zur Artefaktbildung, was die Evaluation des hinteren Augensegmentes erschweren kann (POULSEN NAUTRUP et al. 1998; GONZALEZ et al. 2001; BYRNE und GREEN 2002b).

Bei den in der Humanmedizin üblichen longitudinalen und transversalen Ebenen wird der Schallkopf nicht direkt auf der Kornea, sondern etwas seitlich auf der Sklera aufgesetzt, wodurch die hinteren Augenstrukturen unter Umgehung der Linse dargestellt werden können. Beim Transversalscan verläuft die Schnittebene parallel zur Pupille entlang des Limbus, sodass ein Bild quer zum Meridian entsteht. Es werden auch hier horizontale, vertikale und oblique Ebenen unterschieden. Die Bezeichnung der schrägen Ebenen erfolgt nach Uhrzeiten, wobei nicht der Ansatzpunkt des Schallkopfes, sondern der „gegenüberliegende“ abgebildete Bereich ausschlaggebend ist. Bei einem Auflegen des Schallkopfes auf 6 Uhr entsteht somit ein 12-Uhr-Bild. In der longitudinalen Ebene zeigt die Markierung des Schallkopfes in Richtung Kornea und der Schallstrahl läuft entlang des Meridians. Die Benennung erfolgt hier anhand des Meridians, entlang dessen der Schall-

strahl das Auge durchläuft, ein Ansatz auf 6 Uhr führt auch hier zu einem 12-Uhr-Bild (BYRNE und GREEN 2002b).

2.3.3 Sonographische Normalbefunde des vorderen Augensegmentes

Bisher wurden ultrasonographisch die inneren Augenstrukturen in ihrer Gesamtheit beim Menschen und bei verschiedenen Säugetieren sowie Vögeln und Reptilien, nicht jedoch bei Fischen dargestellt. Bisherige Studien am Fisch befassten sich mit spezifischen Fragestellungen, wie zum Beispiel dem Nachweis von Läsionen, die durch die Gasblasenkrankheit in Heilbutt-Augen hervorgerufen wurden (WILLIAMS et al. 2007) oder die Bestimmung der zentralen Korneadicke beim Koikarpfen (LYNCH et al. 2007).

HOEDT (2004) gab einen kurzen Überblick über die sonographische Darstellung des Fischauges, indem er Kornea, Linse und Glaskörper sowie retrobulbäres Fettgewebe darstellte, verwies jedoch aufgrund ungeeigneter technischer Möglichkeiten auf die Notwendigkeit weiterer Studien mit höherfrequenten Schallköpfen.

In der Literatur werden die einzelnen okularen Strukturen im Ultraschallbild sehr einheitlich beschrieben. Im Folgenden werden die bisherigen Erkenntnisse über die Darstellbarkeit innerer Strukturen des Auges zusammengefasst, die sich unter anderem auf Studien am Menschen (GUTHOFF et al. 1999), an Kleintieren wie Hunden und Katzen (COTTRILL et al. 1989; BARR 1992; POULSEN NAUTRUP et al. 1998; HOFFMANN und KÖSTLIN 2004), Pferden (METTENLEITER 1995; LIST 2002; CRONAU 2004; SCOTTY et al. 2004), an Nutztieren wie Rindern (POTTER et al. 2008) und Schweinen ((BARTHOLOMEW et al. 1997), Exoten wie Elefanten (BAPODRA et al. 2010) oder Kamelen (HAMIDZADA und OSUOBENI 1999) sowie auf Studien an Vögeln (GUMPENBERGER und KOLM 2006; KORBEL et al. 2009; STROBEL 2010; DOROBEK 2013; LIEPERT 2013) und Schlangen (HOLLINGSWORTH et al. 2007) beziehen.

Aufgrund der hohen Impedanzunterschiede der einzelnen Grenzflächen eignet sich das Auge hervorragend für die sonographische Untersuchung (DOWNEY et al. 1996). Das Ultraschallbild eines Auges gleicht laut CRONAU (2004) einem histologischen Schnitt. Von anterior nach posterior lassen sich folgende Strukturen regelmäßig darstellen: Kornea, vordere Augenkammer, Iris mit Ziliarkörper, Linse, Glaskörper, sowie die hintere Augenwand (wobei die einzelnen Schichten mittels konventioneller Sonographie nicht differenzierbar

sind) und der Retrobulbärraum inklusive der knöchernen Begrenzung der Orbita (METTENLEITER 1995; POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

2.3.3.1 Kornea

Innerhalb der leicht konvexen dreischichtigen Kornea präsentieren sich das Epithel mit der äußereren Basalmembran und das Endothel mit der Descemet'schen Membran als zwei hyperechogene Linien, zwischen denen ein hypo- bis anechogenes Band liegt, welches das Hornhautstroma darstellt (COTTRILL et al. 1989; PENNINCK et al. 2001).

2.3.3.2 Vordere und hintere Augenkammer

Die vordere Augenkammer stellt sich im physiologischen Zustand gleichmäßig anechogen dar. Sie beginnt hinter dem hyperechogenen Korneaendothel und wird posterior von der hyperechogenen vorderen Linsenfläche sowie lateral davon von der hyperechogenen Iris begrenzt (JURRAT 1994). Die hintere Augenkammer lässt sich nach ROGERS et al. (1986) und STROBEL (2010) *in vivo* nicht gesondert mittels konventioneller Sonographie darstellen. HOFFMANN und KÖSTLIN (2004) sowie CRONAU und GERHARDS (2004) beschrieben jedoch in ihren Veröffentlichungen auch die Darstellung der hinteren Augenkammer als anechogenen Raum zwischen den schwach echogenen Zonulafasern und der hochreflektiven Irisrückfläche.

2.3.3.3 Linse

Die vordere Linsenfläche stellt sich mit ihren mittleren Anteilen als schmale, konvexe hyperechogene Linie dar (JURRAT 1994). Auch die hintere Linsenfläche bildet sich bei Vögeln (STROBEL 2010) und Kleintieren (HOFFMANN und KÖSTLIN 2004) als stark hyperechogene, flachkonkave Linie ab. Beim Pferd hingegen ist die hintere Linsenfläche lediglich als echogener Fleck am höchsten Punkt der Linsenkrümmung zu finden (METTENLEITER 1995). Laterale Anteile der Linsenoberfläche bilden sich im axialen Sonogramm nicht ab, da sie die Schallwellen zu sehr streuen und beugen, als dass diese wieder vom Schallkopf detektiert werden könnten (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP et al. 1998; GUMPENBERGER und KOLM 2006). Das Linsenstroma selbst stellt sich im physiologischen Zustand völlig anechogen dar. Da die Ausbreitungsgeschwindigkeit innerhalb des Linsenstromas zunimmt, entstehen hinter der Linse im Glaskörperraum oft störende Reverberationsartefakte (BARR 1992; METTENLEITER 1995). Zudem kann durch die eher auftreffenden und reflektierten Schallwellen eine Vorwölbung der hinteren Bulbuswand vorgetäuscht werden (POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

2.3.3.4 Iris, Ziliarkörper und Kammerwinkel

Iris und Ziliarkörper sind oft nicht gegeneinander abzugrenzen und beim Kleintier als v-förmige, mittel bis stark echogene Struktur hinter der vorderen Augenkammer seitlich auf Höhe des Linsenaquators zu finden (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). SQUARZONI et al. (2010) konnten den Ziliarkörper bei Eulen, ebenso wie CRONAU und GERHARDS (2004) beim Pferd, sehr gut differenziert als Struktur von moderater Echogenität seitlich der Linse darstellen. Im Zentrum getroffen lässt die Iris im Axialschnitt die anechogene Pupille frei (JURRAT 1994), durch die beim Fisch die anterioren Linsenanteile ragen. Der Aufbau der Irisbasis inklusive Ziliarkörper, sowie die genaue Beschaffenheit des Kammerwinkels konnten durch REESE (1999) und LIST (2002), sowie nach einer neueren Studie von DOROBEK (2013) mittels dreidimensionaler Sonographie dargestellt werden.

2.3.4 Darstellung pathologischer Veränderungen des vorderen Augensegmentes

2.3.4.1 Erkrankungen der Kornea

Veränderungen der Hornhaut lassen sich im B-Bild unter Verwendung einer geeigneten Vorlaufstrecke gut differenzieren. Eine Dickenzunahme der Kornea infolge Funktionsstörungen des Hornhautepithels oder -endothels mit nachfolgendem Korneaödem kann sehr gut sonographisch erfasst werden (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Milde Keratitiden lassen sich nur schwer darstellen, während höhergradige entzündliche Veränderungen der Hornhaut mit entsprechender Ödembildung gut als hyperechogene Verdickung des Stomas zu sehen sind (METTENLEITER 1995; HOFFMANN 2002; LIST 2002; STROBEL 2010). Durch die Ödematisierung erscheint die Epithellinie unregelmäßig und es kommt durch die Flüssigkeitseinlagerungen und Separation der sonst regelmäßigen Kollagenfasern zu einem Reflexivitätsanstieg im Ultraschallbild (CRONAU 2004). Hornhautulcera lassen im Sonogramm das Korneaepithel punktuell dünner erscheinen, während umliegende Bereiche durch ein entzündliches Ödem verdickt wirken (CRONAU und GERHARDS 2004). Das Vorliegen eines Keratoglobus äußert sich in einer Erweiterung der Vorderkammertiefe und einer Verdünnung von Hornhautstroma und -epithel (BYRNE und GREEN 2002d).

2.3.4.2 Veränderungen in der vorderen und hinteren Augenkammer

Sonographisch darstellbare Veränderungen der vorderen Augenkammer betreffen eine veränderte Vorderkammertiefe oder den Nachweis eines pathologischen Inhaltes. Eine

verminderte Vorderkammertiefe kann als Folge einer Linsenschwellung bei der Kataraktreife (intumescente Katarakt) auftreten, eine Tiefenzunahme wird im Rahmen einer Größenzunahme des Bulbus (z.B. beim Glaukom) oder bei Mikro- und Aphakie (Verkleinerung oder vollständiges Fehlen der Linse) beobachtet (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Eine Blutung in die vordere Augenkammer zeigt sich im Sonogramm durch eine vermehrte Echogenität des physiologischerweise anechogenen Kammerwassers, in Einzelfällen können Bewegungen der echogenen Strukturen dargestellt werden. Geronnenes Blut stellt sich unter Umständen als Masse mittlerer Echogenität mit Verbindung zur Iris oder Kornea dar und kann leicht mit einer Tumormasse verwechselt werden (METTENLEITER 1995; GEVELHOFF 1996; POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Auch ein Hypopyon stellt sich als punktförmige, mittel- bis hyperechogene Masse innerhalb der vorderen Augenkammer im Ultraschallbild dar (JURRAT 1994). Im Gegensatz hierzu stellt sich Fibrin nicht als zusammenhängende Masse dar (WILKIE und GILGER 1997). Eine in die Vorderkammer luxierte Linse (Luxatio lentis anterior) bildet sich besonders gut ab, wenn sie kataraktös verändert und damit vermehrt echogen ist. Eine unveränderte Linse hingegen ist schwieriger darzustellen, da die Schallwellen diese nur punktuell senkrecht treffen und ein Echo hervorrufen. Oft ist jedoch eine posteriore Verdrängung von Irisanteilen nachweisbar (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Vordere und hintere Synechien stellen sich sonographisch in Form einer hyper-echogenen, verdickten Iris mit Kontakt zur Hornhaut oder zur Linse dar (METTENLEITER 1995; GEVELHOFF 1996; STROBEL 2010).

2.3.4.3 Veränderungen der Linse

Wie oben erwähnt kann der Linsendurchmesser als Folge vermehrter Wasseransammlung im Zusammenhang mit der Kataraktentwicklung vergrößert sein. Ein verminderter Linsendurchmesser findet sich gelegentlich bei einer Linsenschrumpfung infolge einer hypermaturen Katarakt oder bei fehlgebildeter, hypoplastischer Linse (Mikrophakie). Bei der Vermessung und Beurteilung des Linsendurchmessers muss die vermehrte Schallausbreitungsgeschwindigkeit innerhalb der Linsenfasern berücksichtigt werden, durch welche die Linse unter Umständen abgeflacht erscheinen kann. Dieser Effekt tritt besonders bei kataraktösen Linsen auf (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Optische Trübungen innerhalb der Linse stellen im Allgemeinen auch akustische Grenzflächen dar und können somit sehr gut mittels Sonographie erfasst werden. Isolierte Trübungen der Linsenrinde oder des Linsenkerns sind gut zu differenzieren. Eine unvollständige Trübung (Cataracta incipiens) führt unter Umständen nur zu einer geringgradigen Echogenitätszunahme der Linse. Durch entzündliche oder hämorrhagische Auflagerungen sowie durch Trübungen der Linsenkapsel oder der subkapsulären Cortex lässt sich die Linse im zweidimensionalen B-Bild sehr gut mit ihrer ganzen

Kontur darstellen (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Verlagerungen der Linse aus ihrer anatomischen Position, sei es in Form einer unvollständigen Subluxation oder als komplette Loslösung vom Aufhängeapparat, können ebenfalls gut sonographisch dargestellt werden. Bei der Subluxation lässt sich in den meisten Fällen im axialen Sonogramm eine Dezentrierung der Linse und gelegentlich eine Spaltbildung zwischen Irisrückfläche und Linse nachweisen. Die Linse ist bei der Subluxation oft leicht nach kaudal verlagert, wodurch das Irisdiaphragma auch im Sonogramm geringgradig trichterförmig erscheint. Man unterscheidet bei der vollständigen Linsenluxation zwischen einer Luxatio lentis anterior mit Verlagerung der Linse in die vordere Augenkammer und einer Luxatio lentis posterior mit Rückfall der Linse in den Glaskörper. Beides lässt sich besonders gut im Falle einer Kataraktös veränderten Linse darstellen (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Eine Linsenruptur mit Zerreißung der Linsenkapsel und Austritt von Linsenmaterial kann sonographisch in Form einer unterbrochenen echogenen Linsenkapsel und dem Austritt von echogenen Material aus der Linse dargestellt werden (CRONAU 2004; STROBEL 2010).

2.3.4.4 Erkrankungen der Uvea

Eine Iridozyklitis (Entzündung von Iris und Ziliarkörper) geht meist mit einer Volumenzunahme und eventuell auch mit einer veränderten Echogenität von Iris und Ziliarkörper einher. Ebenso kommt es im Rahmen von Traumata, Neoplasien und Iriszysten zu echogenen Veränderungen im Bereich der Iris und des Ziliarkörpers (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Während sich Tumoren als umschriebene Zubildungen geringer bis mittlerer Echogenität mit homogenem Inhalt darstellen, weisen Zysten meist eine echogene Hülle und eine hypo- bis anechogene Innenstruktur auf (WILKIE und GILGER 1997; BYRNE und GREEN 2002e). Auch im Rahmen einer vorderen Uveitis erscheinen Regenbogenhaut und Ziliarkörper verdickt und hyperechogen, wobei sich auch die Linsenkapsel verschwommen darstellen kann (WILLIAMS et al. 1995c; POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

2.3.5 Biometrie

Die Biometrie beschäftigt sich mit Messungen an Lebewesen und den dazu erforderlichen Mess- und Auswerteverfahren und stellt auch für die ophthalmologische Sonographie eine Bereicherung dar (HERNÁNDEZ-GUERRA et al. 2007). Am Auge angewendet dient die Biometrie der Erkennung und Evaluierung pathologischer Veränderungen wie beispielsweise der Linsenluxation, Mikrophthalmie, Makrophthalmie und Phthisis bulbi. Ebenso findet die Biometrie in der Human- und Kleintier-, sowie in der Pferdemedizin Anwendung im Vorfeld von Katarakt-Operationen mit Implantation künstlicher Linsen. Auch zur Kontrolle von

Therapieerfolgen an nicht einsehbaren Augen eignen sich biometrische Messungen sehr gut (COTTRILL et al. 1989; PAVLIN et al. 1991; GEVELHOFF 1996; GONZALEZ et al. 2001; HERNÁNDEZ-GUERRA et al. 2007).

2.3.5.1 Messverfahren und Messgenauigkeit

Verschiedene Autoren untersuchten in ihren biometrischen Studien unter anderem an Hunden (WILLIAMS 2004; BOROFFKA et al. 2006), Katzen (GILGER et al. 1998), Pferden (PLUMMER et al. 2003), Frettchen (HERNÁNDEZ-GUERRA et al. 2007), Kaninchen (TONI et al. 2010), Kamelen (OSUEBENI und HAMIDZADA 1999), Schlangen (HOLLINGSWORTH et al. 2007) und Vögeln (LEHMKUHL et al. 2010; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010) gesunde Augen mittels B-Mode-Sonographie im Sagittalschnitt. Alle Studien wurden mit sehr ähnlichen Methoden erstellt. Es wurden beide Augen zumeist in horizontaler und vertikaler Ebene via Kornea-Kontakt-Methode untersucht und die einzelnen Messungen mehrmals wiederholt. Eine Studie von LYNCH et al. (2007) ermittelte mit Hilfe der sonographischen Pachymetrie die zentrale Korneadicke von 33 Koikarpfen und stellte diese in Relation zu Körperlänge, Alter, Geschlecht und Korneadiameter der untersuchten Fische.

In der Literatur wird die Verwendung des A-Mode-Verfahrens zur Vermessung der Augenbinnenstrukturen gegenüber dem B-Mode-Verfahren zumeist als überlegen bewertet (COLEMAN 1979; HAMIDZADA und OSUOBENI 1999). So wiesen HAMIDZADA und OSUOBENI (1999) in ihrer Studie an frisch enukleierten Kamelaugen nach, dass im B-Mode der Durchmesser von Kornea und vorderer Augenkammer gegenüber dem A-Mode leicht überschätzt werden kann, während tiefer liegende Distanzen wie Linsen-, Glaskörper- und Bulbusdurchmesser zu niedrig angegeben werden. Hierfür machten sie Artefakte verantwortlich, die aufgrund unterschiedlicher Schallausbreitungsgeschwindigkeiten innerhalb der verschiedenen Medien des Auges sowie durch Brechung entstehen. Im Gegensatz hierzu existieren Studien, die bei der Durchführung biometrischer Messungen am Auge keine signifikanten Unterschiede zwischen A- und B-Mode-Verfahren feststellen konnten (WLEINSTEIN et al. 1966; COTTRILL et al. 1989; TONI et al. 2010). EL-MAGHRABY et al. (1995) empfehlen die Anwendung des B-Mode in der Tiermedizin im Rahmen von biometrischen Messungen am Auge, da der Tierarzt im Umgang mit dem zweidimensionalen B-Mode vertrauter ist und eine mangelnde Kooperation seitens des Patienten den Einsatz des A-Mode oft erschwert.

Zur Verifizierung der in vivo sonographisch bestimmten Distanzen wurden in einer Studie von ROGERS et al. (1986) Messungen auch an frisch enukleierten sowie eingefrorenen

Pferdeaugen durchgeführt. Diese Messungen erfolgten sowohl mittels B-Mode-Sonographie, als auch direkt mittels Schublehre. Die Studie konnte keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den genannten Verfahren nachweisen. Auch in der Arbeit von BARTHOLOMEW et al. (1997), in der enukleierte Schweineaugen untersucht wurden, stimmten die sonographischen Messungen mit den anatomischen Gegebenheiten überein.

Die Frage der Reproduzierbarkeit biometrischer Messungen am Auge untersuchten unter anderem BOROFFKA et al. (2006) in Studien am Hund. Hierbei wiederholte ein Untersucher mehrmals die gleichen Messungen, die dann auf ihre Varianz hin überprüft wurden. Die Streuung der Messergebnisse war besonders groß bei Messung des axialen Linsendurchmessers sowie bei Bestimmung des Bulbusdurchmessers.

BOROFFKA et al. (2007) vermaßen sechs okulare Distanzen, von denen vier das vordere Augensegment beschreiben und folgende Messpunkte enthalten:

1. Zentrale Korneadicke (D1): vorderes Korneaepithel bis hinteres Korneaendothel
2. Vorderkammertiefe (D2): vorderes Korneaendothel bis vordere Linsenkapsel
3. Linse axial (D3): vordere Linsenkapsel bis hintere Linsenkapsel
4. Linse transversal (D4): Maximaler Durchmesser des Linsenäquators

HOLLINGSWORTH et al. (2007) stellten die Sonoanatomie des Schlangenauges dar und vermaßen die intraokularen Distanzen im B-Mode bei vier verschiedenen Schlangenspezies (siehe Abbildung 11).

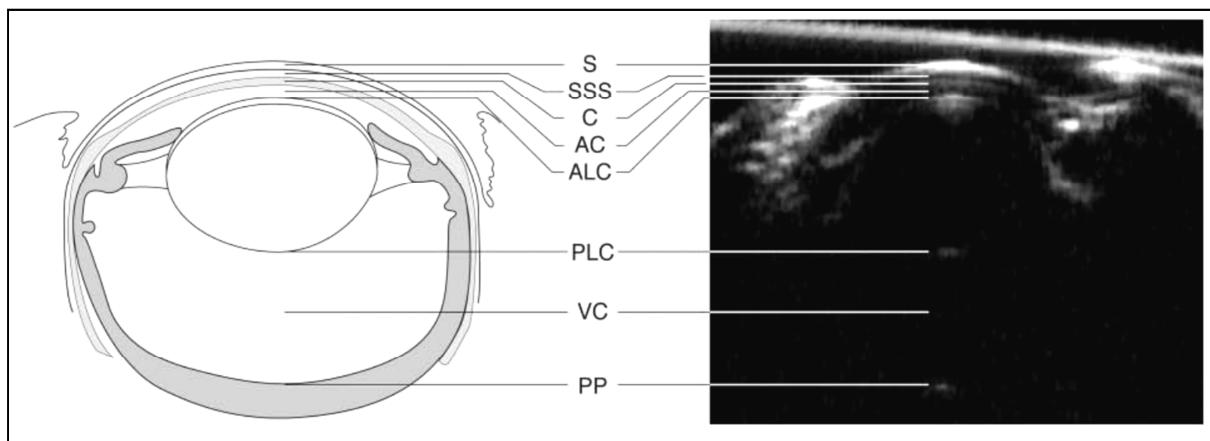


Abbildung 11: Sonoanatomie des Schlangenauges in der Ultraschallbiomikroskopie (aus HOLLINGSWORTH et al., 2007); Erklärungen: S = Brille, SSS = Subbrillärer Raum, C = Kornea, AC = Vordere Augenkammer, ALC = Vordere Linsenkapsel, PLC = Hintere Linsenkapsel, VC = Glaskörper, PP = Posteriorer Pol

2.3.6 Erste Erfahrungen in der ophthalmologischen B-Mode-Sonographie bei Fischen

In einer Studie am Heilbutt (*Hippoglossus hippoglossus*) untersuchten WILLIAMS et al. (2007) erstmals die Möglichkeiten und Grenzen der ophthalmologischen Sonographie an anästhesierten Fischen. Ihr Ziel war die Detektion von Gasblasen und choroidalen Zysten im hinteren Augensegment und Retrobulbärraum, welche oft bei dieser Fischart zu beobachten sind (WILLIAMS et al. 1995a). Sie nutzen hierfür einen 7,5-MHz-Linearschallkopf, der mit einer Eindringtiefe von 1 – 4 cm optimal geeignet war, um das hintere Augensegment und den Retrobulbärraum von größeren Fischen (> 24 cm Körperlänge) darzustellen. Als Vorlaufstrecke wurde großzügig aufgetragenes Ultraschallgel (ca. 0,5 cm) genutzt und die Fische wurden zur Untersuchung kurz aus dem Wasser gehoben. Um ihre sonographischen Befunde zu verifizieren, untersuchten die Autoren auch gesunde und erkrankte enukleierte Fischaugen und konnten dabei nachweisen, dass die ophthalmologische Sonographie hervorragend geeignet ist, um physiologische Strukturen und pathologische Veränderungen im hinteren Augensegment bei Fischen darzustellen.

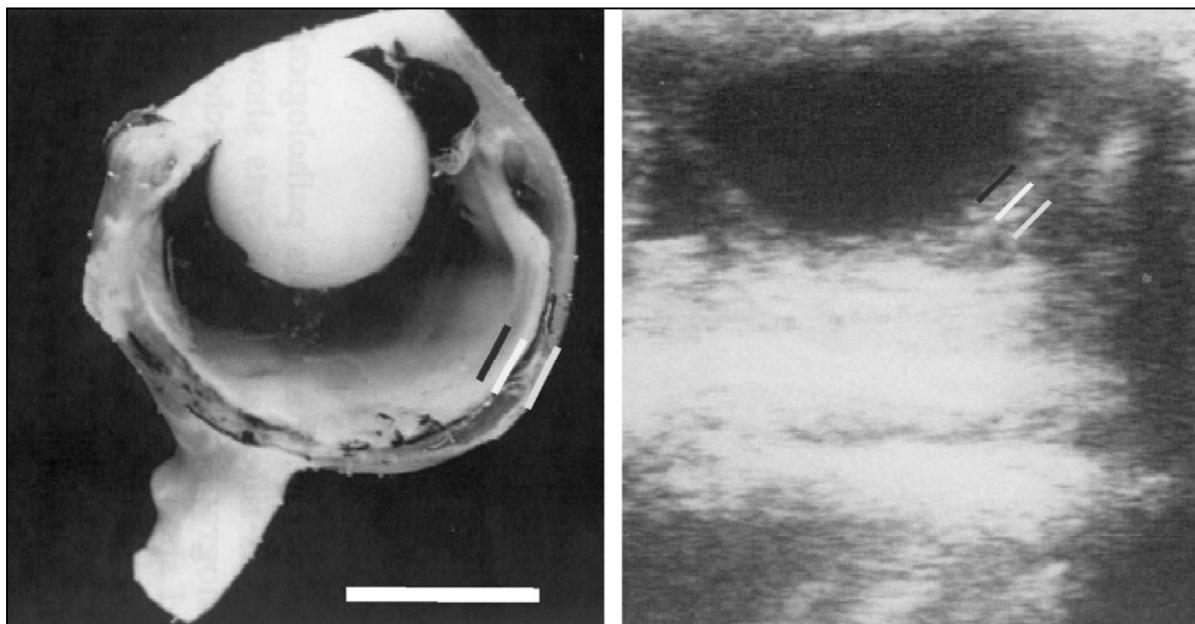


Abbildung 12: Links: Kallotiertes linkes Auge eines gesunden Heilbutt (*Hippoglossus hippoglossus*); Rechts: Das gleiche Auge *in vivo* in axialer Ebene (aus WILLIAMS et al. 2007), Erklärungen des Autors: innere schwarze Linie = Retina; mittlere weiße Linie = Choroidea; äußere graue Line = Sklera

Auch HOEDT (2004) untersuchte bereits im Rahmen seiner Arbeit über die Sonographie am Koikarpfen die Augen von anästhesierten Fischen mittels 7,5-MHz-Konvexschallkopf im B-Mode-Verfahren. Bei ihm verblieben die Fische während der gesamten Untersuchung im

Wasser und er verwendete keine zusätzliche Vorlaufstrecke. Er konnte mit seiner Technik Strukturen wie Kornea, Linse, Glaskörper und hintere Augenwand grob darstellen, verwies jedoch zur detaillierteren Abbildung der okularen Strukturen auf die Notwendigkeit weiterer Studien unter Zuhilfenahme höherfrequenter Schallsonden.

2.4 Anästhesie bei Fischen

Fast alle Fische neigen bei Annäherung unbekannter Gegenstände oder Personen zur Flucht. Die manuelle Fixation eines nicht sedierten Fisches führt zu heftigen Abwehrbewegungen seitens des Tieres und in Folge derer oft zu mechanischen Schädigungen der empfindlichen Körperoberfläche, sowie zu erheblichem Stress und damit verbunden zu Leiden des Tieres. Auch für einfachste diagnostische Maßnahmen ist es also häufig notwendig, Fische zu immobilisieren (ROSS 2001; KÖLLE und HENKE 2004; GEIGER 2007).

2.4.1 Möglichkeiten der Anästhesie bei Fischen

Bei den reversiblen chemischen Betäubungsmethoden von Fischen unterscheidet man wie bei anderen Tieren zwischen der oralen und parenteralen Applikation von Anästhetika. Daneben kann ein Anästhetikum auch über die Atemluft zugeführt werden (Inhalationsnarkose) und im Falle von Fischen analog über das Wasser, welches die Kiemen durchströmt (Narkosebad). Die orale Applikation eines Anästhetikums ist für Fische aufgrund der ungenauen Dosierungsmöglichkeit und der Verflüchtigung des Wirkstoffes ins Umgebungswasser, sowie aufgrund des verzögerten Wirkungseintritts und der oft mangelhaften Akzeptanz seitens des Fisches ungeeignet (KÖLLE und HENKE 2004; HOFFMANN 2005). Auch parenterale Applikationsformen in Form subkutaner, intramuskulärer, intraperitonealer oder intravenöser Injektionen hat sich bei Fischen nicht bewährt, da die Verletzungsgefahr während der Injektion zu groß ist und die Methoden meist nicht praktikabel sind (HARMS 1999). Eine intramuskuläre Injektion erachtet HOFFMANN (2005) sogar als Kunstfehler, da der Großteil der Fischmuskulatur aus weißen, wenig durchbluteten Muskelfasern besteht, in denen die Resorption insbesondere lipophiler Pharmaka verzögert stattfindet, wodurch das Erreichen erforderlicher Wirkstoffspiegel verhindert wird.

Die Applikation eines Narkotikums über die Kiemen innerhalb eines Narkosebades stellt die gebräuchlichste und praktikabelste Methode der Fischnarkose dar. Hierfür wird der Fisch in ein Becken mit narkosemittelhaltigem Wasser verbracht, welches er über die Kiemen, analog

zur Inhalationsnarkose anderer Heimtiere, aufnimmt. Das Verfahren ist nicht invasiv, die Wirkung tritt schnell ein und durch Zugabe von Frischwasser kann die Anästhesietiefe variiert werden (STOSKOPF 1993b; HARMS 1999; STETTER 2001b; KÖLLE und HENKE 2004). Die am häufigsten zur Tauchbadnarkose eingesetzte Substanz ist laut GEIGER (2007) das Tricain (auch als Tricainmethansulfonat, Tricainmesilat oder Metacain bezeichnet). Daneben kommen Lokalanästhetika wie Benzocain in Alkohol gelöst, Hypnotika wie Metomidat und Etomidat, verschiedene chemische Verbindungen wie Phenoxyethanol, Chloralhydrat, Quinaldinsulfat, Eugenol (Hauptbestandteil des Nelkenöls) und schließlich diverse Ketamin-Xylazin-Kombinationen (z.B. die „Hellabrunner Mischung“) zum Einsatz (HARMS 1999; GEIGER 2007). Für einen Überblick über die genauen Wirkungen und Nebenwirkungen der genannten Anästhetika, sowie für Möglichkeiten der Dosierung und Anwendung, sei an dieser Stelle auf die Arbeit von GEIGER (2007) verwiesen.

In Deutschland ist derzeit kein Tierarzneimittel zur Betäubung von Fischen zugelassen. Nach der internationalen VO (EWG) 2377/90 jedoch darf der Wirkstoff Tricainmesilat zur Betäubung von lebensmittelliefernden Fischen eingesetzt werden. Dieser Wirkstoff findet sich in einem in Großbritannien hergestellten Präparat namens MS 222, welches jedoch keine EU-weite Zulassung besitzt. Nach der Kaskadenregelung (§ 56a, Abs. 2) des deutschen Arzneimittelgesetzes ist es im Falle eines Therapienotstandes erlaubt, ein in einem anderen EU-Mitgliedsstaat zugelassenes Arzneimittel anzuwenden. Daher ist es möglich, das MS 222 zur Anwendung bei Fischen nach Deutschland zu importieren, die Einfuhr muss jedoch der zuständigen Behörde angezeigt werden (GEIGER 2007).

2.4.2 Die Tauchbadnarkose unter Verwendung von MS 222

MS 222 (Tricain, Tricainmethansulfonat, Tricainmesilat, Metacain, Ethyl-m-aminobenzoat) ist ein bei 20 °C vollständig wasserlösliches weißes Pulver und stellt ein Isomer des Lokalanästhetikums Benzocain dar. In Wasser gelöst wird es über die Kiemen rasch durch Diffusion aufgenommen, die Metabolisierung findet speziesspezifisch unterschiedlich schnell in Leber, Nieren, Blut und Muskulatur statt und die Ausscheidung der Metaboliten erfolgt über Nieren und Galle sowie in unveränderter Form über die Kiemen. Der Blutgehalt an ungebundenem Tricain erreicht etwa 75 % der Konzentration im Tauchbad und hat eine Halbwertszeit von ungefähr acht Stunden. Die Gewebekonzentration verringert sich innerhalb von 24 Stunden nach Exposition auf nicht messbare Werte (HUNN und ALLEN 1974; STOSKOPF 1993b; GEIGER 2007). Hohe nachweisbare Konzentrationen an ungebundenem Tricain im ZNS beim Übergang in die tiefe Anästhesiephase führen zum Verlust des Gleichgewichts und der lokomotorischen Koordination (GEIGER 2007).

Tricain besitzt eine hohe therapeutische Breite bei Fischen und ist in den für die Tauchbadnarkose verwendeten Konzentrationen ungiftig für den Menschen (KÖLLE und HENKE 2004). Um den chemischen Stress für die zu narkotisierenden Fische herabzusetzen, empfehlen verschiedene Autoren, das saure Tricain beispielsweise mit Natriumbikarbonat zu puffern. So lässt sich die Induktionszeit sowie die benötigte Dosis reduzieren (KÖLLE und HENKE 2004). Mit steigender Wassertemperatur und der damit verbundenen erhöhten Stoffwechselrate der Fische verkürzt sich die Einleitungsphase auf Kosten der therapeutischen Breite (SYLVESTER 1975; HARMS und BAKAL 1994; GEIGER 2007). Daneben haben auch andere Wasserparameter (pH-Wert, Wasserhärte, Leitfähigkeit, Sauerstoffgehalt) Einfluss auf den Verlauf der Narkose (KÖLLE und HENKE 2004). Durch einen verlängerten Aufenthalt im Narkosebad mit geringer Dosierung kann es zur Kumulation des Betäubungseffektes kommen und somit zum Erreichen tiefer Anästhesiestadien (KÖLLE und HENKE 2004). Verschiedene innere Faktoren beeinflussen den Verlauf und die Tiefe der Narkose beim Fisch. Hierzu zählen neben Spezies, Größe, Alter und Gewicht der Fische auch deren Kondition, Fettgehalt, Geschlecht, Stressfaktoren und nicht zuletzt die individuelle Empfindlichkeit gegenüber dem Wirkstoff (KÖLLE und HENKE 2004).

Trotz speziesspezifischer Unterschiede lässt sich die Dosierung für eine Sedation im Allgemeinen mit 20 – 50 mg/L Wasser angeben, eine chirurgische Toleranz wird mit 50 - 100 mg/L erreicht (BROWN 1988). In der Literatur findet man für die Anästhesie von Karpfen Dosierungsvorschläge in einer Spannbreite von 20 – 85 mg/L Wasser (ROSS 2001) bis 130 - 600 mg/L Wasser (BONATH 1982). Als Mittelwert aus den in der Literatur beschriebenen Dosierungen werden von GEIGER (2007) 70 mg/L Wasser zur Narkose von Koikarpfen empfohlen.

2.4.3 Narkosestadien und Narkoseüberwachung

Zur Beurteilung der Anästhesietiefe ist auch beim Fisch eine Einteilung in verschiedene Narkosestadien hilfreich (STETTER 2001b). Hierzu finden sich in der Literatur zahlreiche Protokolle, von denen eines modifiziert nach STOSKOPF (1993b) unten aufgeführt ist. BONATH (1982) gibt an, dass die Reaktionen des Gleichgewichtsorgans und die Atmung zuverlässige Parameter bei der Beurteilung der Narkosetiefe darstellen, während alle übrigen Reaktionen und ihre zeitliche Zuordnung nicht immer eindeutig sind, da sie vom Untersucher zum Teil subjektiv bewertet werden. Zusammenfassend wird zumeist von fünf Narkosestadien (0 – IV) ausgegangen, von denen die Stadien I und II nochmals unterteilt werden (GEIGER 2007). Die meisten Fischspezies durchlaufen die verschiedenen Stadien, es werden jedoch beträchtliche Unterschiede je nach Fischart, Narkosemittel und Initialdosis

beobachtet (BROWN 1993). Während der Aufwachphase werden die genannten Narkosestadien in umgekehrter Reihenfolge durchlaufen, auch wenn die verschiedenen Stadien oft nur undeutlich zu differenzieren sind (HARMS 1999).

Narkose-stadium	Ebene	Bezeichnung	Physiologische Anzeichen und Verhaltensäußerungen des Fisches
0		normal	aktives Schwimmen, Reaktion auf äußere Stimuli, Gleichgewicht und Muskeltonus physiologisch
I	1	leichte Sedation	R. auf Reize↓ (auf Vibration noch+), Gleichgewicht+, Atmung+, aktive Bewegung↓
	2	tiefe Sedation	Gleichgewicht+, Muskeltonus+, R. auf optische Reize-, Vibration↓↓, aktives Umherschwimmen-, AF↓
II	1	leichte Anästhesie	Gleichgewicht↓↓, Muskeltonus↓, AF↑, Exzitationen, ev. kurze Seitenlage
	2	tiefere Anästhesie	Gleichgewicht-, Muskeltonus-, AF↓↓, keine Positions korrektur, R. nur auf massive taktile Reize
III		chirurgische Anästhesie (Toleranzstadium)	Gleichgewicht-, Muskeltonus-, AF↓↓, keine Positions korrektur und keine R. auf Reize mehr
IV		medullärer Kollaps	irreversibler Kreislauf- und Atemstillstand

Tabelle II: Übersicht Narkosestadien (nach STOSKOPF, 1993b; modifiziert nach GEIGER 2007), Erklärungen: ↑ = erhöht, ↑↑ = stark erhöht, ↓ = vermindert, ↓↓ = stark vermindert, + = vorhanden, - = nicht vorhanden, AF = Atemfrequenz, R = Reaktion

Der Narkoseüberwachung bei Fischen kommt ebenso wie jener in anderen Bereichen der Tiermedizin große Bedeutung zu. Sie hilft die Anästhesietiefe einzuschätzen und ermöglicht ein rasches Eingreifen in den Verlauf der Narkose, wodurch Zwischenfälle vermieden werden können. Dabei unterscheidet sich die Beurteilung der Narkosetiefe bei Fischen anhand von Reflexen und des klinischen Zustandes erheblich von derjenigen bei höheren Wirbeltieren (BONATH 1982; GEIGER 2007). So liefert die Pulsoximetrie beim Fisch nur unbefriedigende Ergebnisse, zumal die physiologische Herzfrequenz der meisten Fische nicht bekannt ist und Hypoxie sowie Hypotension lediglich Indikatoren für ein tiefes Anästhesiestadium darstellen (HARMS 1999; STETTER 2001b; KÖLLE und HENKE 2004; GEIGER 2007). Überwachungsmethoden wie Elektrokardiogramm, Herzultraschall und Doppler finden nur selten bei wertvollen Einzeltieren oder zu experimentellen Zwecken Anwendung (KÖLLE und HENKE 2004).

KÖLLE und HENKE (2004) empfehlen zur Beurteilung der Narkosetiefe die folgenden Kriterien heranzuziehen: Kiemendeckelbewegungen, Schwimmvermögen, Gleichgewichts-

verlust, Seiten- oder Rückenlage, Antwort auf Berührungsreize und Augendrehreflex (Bulbi liegen im Toleranzstadium plan und ändern ihrer Lage nicht bei Drehbewegungen des Körpers).

In tiefen Narkosestadien sowie nach Herausheben des Fisches aus dem Narkosebecken verringert sich die Kiemendeckelbewegung oft extrem und kann sogar vollständig sistieren. Muss der Fisch nicht länger als 1 - 2 Minuten an der Außenluft verbleiben, braucht man deswegen keine Maßnahmen zu ergreifen und das Tier wird sich vollständig erholen, sobald es in ein Becken mit frischem Wasser überführt wird (BROWN 1993; GEIGER 2007). Setzen im Frischwasser nicht innerhalb von 30 - 45 Sekunden wieder Kiemendeckelbewegungen ein, kann der Fisch mit geöffneten Maul vorwärts durchs Wasser bewegt werden, um sauerstoffreiches Wasser an den Kiemen vorbeizuführen, was durch vermehrte Abgabe des Narkotikums meist zum Einsetzen der Spontanatmung führt. Sobald der Fisch selbstständig zu atmen beginnt, sollte er, gegen Verletzungen im Fall von Exzitationen geschützt, im gedämpftem Licht sich selbst überlassen werden, um äußere Stressfaktoren zu minimieren (BONATH 1982; STOSKOPF 1993b; HARMS 1999).

2.5 Die klinische und ophthalmologische Untersuchung von Fischen

2.5.1 Die klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung dient der Feststellung von physikalischen Abnormalitäten und Verhaltensänderungen und sollte immer im Zusammenhang mit der Anamnese der Haltungs- und Fütterungsbedingungen, sowie des Signalements des Fisches gesehen werden (LEWBART 2001).

2.5.1.1 Adspektion

Zunächst werden im Rahmen der klinischen Untersuchung die Position und das Verhalten des Fisches im Wasser beurteilt, danach folgt die Adspektion des Fisches in seiner Gesamtheit innerhalb des Wassers (LEWBART 2001). Eine für die Fischspezies untypische Position im Wasser, ein seitlich oder dorsal verkippter Fischkörper, verändertes Schwimmverhalten, sehr schnelle Kiemendeckelbewegungen und Farbveränderungen, sowie äußerlich erkennbare Läsionen von Haut oder Flossen und Umfangsvermehrungen des Abdomens, wie auch Kachexie deuten auf das Vorliegen einer Erkrankung hin (ROBERTS 2009). Auch sind

größere Veränderungen der Augen wie Ex- oder Enophthalmus und Hornhautträbungen bereits bei der Adspektion des Tieres im Wasser leicht erkennbar (ROBERTS 2009). Ein besonderes Augenmerk sollte auf Farb- und Texturveränderungen von Haut und Schuppen gelegt werden: Ödematöse, hämorrhagische, ulcerative sowie farbliche Veränderungen und eine vermehrte Schleimbildung der Haut können unter anderem auf eine parasitäre, mykotische, virale oder bakterielle Infektion hindeuten. Auch Veränderungen von Flossenform, -farbe und -stellung („Flossenklemmen“) zeigen oft das Vorliegen einer Erkrankung an (STOSKOPF 1993a; LEWBART 2001; ROBERTS 2009).

2.5.1.2 Physische Untersuchung und Palpation

Die direkte physische Untersuchung und Palpation der Fische sollte stets mit Handschuhen durchgeführt werden, um die verletzliche Schleimhautoberfläche der Tiere zu schützen (LEWBART 2001). Verschiedene Autoren empfehlen zur eingehenden Untersuchung eine Allgemeinanästhesie unter Verwendung einer MS-222-Tauchbadnarkose (LEWBART 2001; ROBERTS 2009). ROBERTS (2009) empfiehlt eine standardisierte Vorgehensweise bei der klinischen Untersuchung einzuhalten, wobei eine Begutachtung des Fisches vom Kopf beginnend bis zur Schwanzflosse durchgeführt werden sollte. Hierbei werden Maulhöhle, Augen, Nasenlöcher und Kiemen gegebenenfalls unter Zuhilfenahme eines Otoskops eingehend untersucht. Es folgt die genaue Untersuchung von Haut und Flossen, wobei insbesondere auf offensichtliche Läsionen, aber auch auf Veränderungen des Schleimhautfilms (z.B. vermehrte Rauigkeit durch mangelnde Schleimproduktion) und Farbveränderungen (z.B. Erytheme oder Trübungen) geachtet wird. Danach folgt die Untersuchung der Urogenital- und Afteröffnung, sowie die Palpation und Perkussion des Abdomens zum Auffinden intraabdominaler Umfangsvermehrungen und unphysiologischen Flüssigkeitsansammlungen (LEWBART 2001).

2.5.2 Die ophthalmologische Untersuchung

2.5.2.1 Allgemeine ophthalmologische Untersuchung

Eine Überprüfung der Visusfunktion erfolgt bei Fischen, gegenüber der einfachen Prüfung des Drogreflexes bei Säugetieren und Menschen, hauptsächlich durch Beurteilung von Verhalten und Habitus, da Fische mithilfe anderer, nichtvisueller Sensorien wie dem Seitenlinienorgan auf die Annäherung von Objekten reagieren (JURK 2002). Fische mit Visusverlust präsentieren sich oft dunkler als ihre Artgenossen, separieren sich von der Gruppe und wirken meist lethargisch (JURK 2002).

Im Rahmen der allgemeinen Augenuntersuchung werden zunächst die Augen unter Wasser mittels einer starken fokalen Lichtquelle auf jegliche Arten von Asymmetrien und auf das eventuelle Vorliegen eines periokularen Ödems oder eines Ex- bzw. Enophthalmus hin untersucht (WILLIAMS und WHITAKER 1997; LEWBART 2001; JURK 2002). Zudem sollte neben Trübungen von Kornea und Linse auch auf intraokulare Parasiten, Gasblasen, Eiter- und Blutansammlungen geachtet werden (ROBERTS 2009).

2.5.2.2 Spezielle ophthalmologische Untersuchung

Zur genauen Diagnose pathologischer Veränderungen von Kornea, Iris, Linse, vorderer Augenkammer und Glaskörper im Rahmen der speziellen ophthalmologischen Untersuchung werden von WHITAKER (2001) und JURK (2002) Distanzuntersuchungen am anästhesierten Fisch außerhalb des Wassers, unter Zuhilfenahme eines portablen Ophthalmoskops und einer Spaltlampe, empfohlen. Der Einsatz einer Spaltlampe zur systematischen Untersuchung des vorderen Augensegmentes ist laut WHITAKER (2001) beim Fisch gegenüber der direkten Ophthalmoskopie vorzuziehen. Zur Darstellung von Läsionen des Korneaepithels eignet sich der Einsatz eines Fluoreszeinfarbstoffes (WHITAKER 1993, 2001; ROBERTS 2009). Der Fundus sollte nach WHITAKER (2001) und JURK (2002) über die indirekte Ophthalmoskopie evaluiert werden. Das Fehlen eines Pupillarreflexes wirkt sich bei der Untersuchung des hinteren Augensegmentes positiv aus (JURK 2002). JURK (2002) weist jedoch darauf hin, dass wenig über die fundoskopische Anatomie bei Fischen bekannt ist. Bei größeren Fischen empfehlen WHITAKER (2001) und JURK (2002) eine sonographische Untersuchung des Auges im B-Mode mittels eines 10-MHz-Schallkopfes. Zur Messung des Augeninnendruckes wird von JURK (2002) die Applanationstonometrie (Tono-Pen®) angewandt. Eine Interpretation der Messergebnisse ist jedoch aufgrund des kleinen Bulbus bei Fischen schwierig (MCLAUGHLIN et al. 1996).

2.6 Die pathologisch-anatomische Untersuchung des Auges

Die pathologisch-anatomische Untersuchung dient der Absicherung klinischer Diagnosen und nimmt im Rahmen der Forensik eine zentrale Bedeutung ein. Die wichtigste Voraussetzung für eine sichere Beurteilung pathologischer Zustände ist die Darstellung anatomisch-physiologischer Verhältnisse (RAVELHOFER 1996).

2.6.1 Enukleation

Durch eine fachgerechte Enukleationstechnik werden zum einen vorhandene krankhafte Läsionen erhalten und zum anderen präparativ bedingte Artefakte vermieden (SAUNDERS und RUBIN 1975). Die Enukleation sollte zügig erfolgen, um autolytische Veränderungen an den Bulbi zu vermeiden (RAVELHOFER 1996). Zur Technik der Enukleation finden sich in der Literatur zahlreiche Anleitungen, sowohl an Säugetier- (SAUNDERS und RUBIN 1975; SLATTER 2008) und Vogelaugen (KORBEL 1994; RAVELHOFER 1996; KERN 2008), als auch an Reptilien- (BRETZINGER 1998) und Fischaugen (STOSKOPF 1993b). Im Wesentlichen ist bei der Entnahme von Augen für die postmortale Untersuchung darauf zu achten, dass die inneren Augenstrukturen möglichst nicht verletzt werden und kein Druck auf die Sklera ausgeübt wird, um beispielsweise artifizielle Netzhautablösungen zu vermeiden. Der Bulbus wird mittels einer stumpfen Pinzette vorsichtig aus der Orbita hervorgezogen und mit Hilfe einer gebogenen Schere werden die extraokularen Muskeln, Gefäße und schließlich der Nervus opticus durchtrennt. Für einen größeren Zugang empfiehlt sich hierfür eine laterale und temporale Kanthotomie. Das enukleierte Auge wird möglichst vollständig von anhaftenden Geweben freipräpariert, um eine fixationsbedingte Verkürzung der Augenmuskeln und die damit verbundene Schrumpfung des Bulbus zu vermeiden. Um die physiologische Krümmung der Hornhaut zu erhalten, wird zehnprozentiges Formalin mittels Parazentese im temporalen Limbusbereich in die vordere Augenkammer eingebracht (SAUNDERS und RUBIN 1975; KORBEL 1994; RAVELHOFER 1996; BRETZINGER 1998).

2.6.2 Fixation und Präparation

Die Fixierung der Augen erfolgt standardisiert in einer zehnprozentigen, gepufferten Formalinlösung in etwa zehnfacher Menge des Augengewichtes und nimmt je nach Größe der Bulbi maximal eine Dauer von 48 Stunden in Anspruch (RAVELHOFER 1996; WERTHER et al. 2011). Wie die Studie von WERTHER et al. (2011) am Vogelauge zeigt, sollten die Bulbi nicht zu lange im Formalin gelagert werden, da es nach ca. sechs Monaten zu einer vollständigen Retinaablösung kommt. WERTHER et al. (2011) empfehlen daher eine Kalottierung der Bulbi spätestens 14 Tage nach Beginn der Formalinfixation.

Die Kalottierung der Bulbi zur Verifizierung der Ergebnisse einer Ultraschalluntersuchung sollte sich in ihrer Schnittführung nach der jeweiligen sonographischen Untersuchungsebene richten (STROBEL 2010). KORBEL (1994) und RAVELHOFER (1996) empfehlen beim Vogel eine Schnittführung mittels Mikrotommesser von kaudal nach kranial mit Trennung des Bulbus in eine kleine dorsotemporale und eine größere ventronasale Hälfte, um eine

Verunreinigung des Glaskörpers durch Gewebereste auf der Klinge zu vermeiden und die Strukturen des Pecten zu schonen.

3. Material und Methoden

3.1 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist die Evaluierung der Anwendbarkeit der okularen Sonographie zur Darstellung physiologischer Strukturen des vorderen Augensegmentes bei Fischen. Um die sonographische Untersuchung der Augen auch bei Fischen zu etablieren, ist es erforderlich, die physiologische Sonoanatomie zu kennen und anhand gesicherter Referenzwerte das Vorliegen pathologischer Veränderungen zu verifizieren. Die vorliegende Arbeit soll am Beispiel des Koikarpfens die Möglichkeiten und Grenzen der Ultraschalluntersuchung an Fischaugen aufzeigen und einen Beitrag zur Etablierung der okularen Sonographie als eine ergänzende Technik zur reproduzierbaren und routinemäßig durchführbaren Augenuntersuchung bei Zierfischen leisten. Zur Verifizierung werden die erstellten B-Mode-Aufnahmen und die biometrischen Messergebnisse mit der zuvor durchgeführten klinischen Augenuntersuchung und in einigen Fällen auch mit postmortal erstellten Augenpräparaten verglichen.

3.2 Material

3.2.1 Versuchstiere

Für die vorliegende Arbeit wurden im Zeitraum vom 06.08.2012 bis 24.10.2012 die Augen von insgesamt 75 subadulten, klinisch gesunden Koikarpfen (*Cyprinus carpio*) verschiedenen Alters sonographisch untersucht. Die Tiere stammten alle aus demselben Händlerbetrieb (Koigarden Süd, Inhaber: Herbert Rafalzik, Am Rain 46, 82131 Unterbrunn) und wurden unter gleichen Bedingungen gehältert. Bei den untersuchten Fischen handelte es sich um zum gewerblichen Verkauf an Privatpersonen gezüchtete Koikarpfen aus Japan, die im Haltungsbetrieb bis zum Verkauf zwischengehältert wurden. Die Hälterung erfolgte ganzjährig in verschiedenen überdachten, mindestens 20.000 Liter fassenden Schaubecken, mit einer jahres- und tageszeitabhängigen Wassertemperatur von 16 – 24 °C, einem pH Wert von 7 - 8 und einer elektrischen Leitfähigkeit von 0,4 - 0,6 ms/cm. Die Qualität des Wassers entsprach Trinkwasserqualität, der Sauerstoffgehalt lag durchschnittlich bei 8 – 10 mg/L, die Ammonium- bzw. Nitritwerte stiegen nicht über 0,05 mg/L bzw. 0,5 mg/L. Das Hälterungswasser wurde über einen externen Filter erst mechanisch, dann biologisch und schließlich physikalisch mittels UV-C Strahlung gereinigt und es fand ein kontinuierlicher

Teilwasserwechsel von ca. 33 % pro Woche statt. Die Tiere wurden mit kommerziell erhältlichem Pelletfutter für Koikarpfen über einen automatischen Futterspender mehrmals täglich gefüttert. Durch tägliche Adspektion des Beckenbesatzes seitens des Besitzers und monatliche stichprobenartige mikrobiologische und parasitologische, sowie vierteljährige virologische Untersuchungen von Schleimhaut- und Kiemenabstrichen durch den zuständigen Bestandstierarzt Dr. Werner Hoedt, bzw. eines beauftragten Untersuchungsinstitutes, wurde der klinische Gesundheitszustand der Fische stetig überprüft.

Zur Ermittlung von Referenzwerten wurden die Fische je nach Körperlänge in drei Gruppen unterteilt: Gruppe I umfasste Koi mit einer Körperlänge von ca. 15 - 20 cm (15 - 19,5 cm), Gruppe II Koi mit einer Körperlänge von ca. 20 - 25 cm (20 - 24,5 cm) und Gruppe III Koi von ca. 25 - 30 cm Körperlänge (25 - 29,5 cm).

	Gruppe I	Gruppe II	Gruppe III
Körperlänge (ca.)	15 - 20 cm	20 - 25 cm	25 - 30 cm
Gewicht (ca.)	30 - 100 g	100 - 200 g	200 - 400 g
Alter (ca.)	2,5 Jahre	2,5 - 3 Jahre	3 - 4 Jahre

Tabelle III: Einteilung der Fischgruppen

Für die Darstellung physiologischer Strukturen und zur Erstellung vorläufiger biometrischer Referenzwerte wurden ausschließlich klinisch gesunde Koi herangezogen.

3.2.2 Material für das Narkosebad

Die Tauchbadnarkose wurde in Anlehnung an die Studie von GEIGER (2007) mit dem unter Punkt 2.4.2 beschriebenen Fischanästhetikum MS 222 (Tricainmethansulfonat) in einer Dosierung von 70 mg/L Wasser angesetzt. Zur Pufferung des sauren Narkosemittels wurde Natriumbikarbonat im gleichen Mengenverhältnis zugesetzt. Die Abmessung der Substanzen erfolgte mithilfe der Digitalwaage Sartorius Analytic A200S mit einer Messgenauigkeit von 0,0001 g. Die zum Ansetzen des Narkosebades verwendeten 20 L Wasser wurden kurz vor der Untersuchung frisch aus dem Hälterungsbecken der zu untersuchenden Fische entnommen. Das Narkosebad wurde in einem Glasbecken mit ca. 40 L Volumen eingerichtet, ein weiteres Becken mit Wasser aus der Koihälterung wurde als Vorbereitungs- bzw. Aufwachbecken bereitgestellt. Mittels elektronischer Messgeräte wurden permanent Wassertemperatur, pH-Wert und elektrische Leitfähigkeit des Narkosetauchbades überprüft. Das Aufwachbecken wurde über eine Membranpumpe ständig mit Sauerstoff angereichert.

3.2.3 Material für die ophthalmologische Untersuchung

Zur Ermittlung des intraokularen Druckes (IOD) wurde für diese Studie das Tonovet® (Fa. Acrivet, Heningsdorf, Deutschland) verwendet. Dieses Tonometer arbeitet nach dem Prinzip der Rebound-Tonometrie, welche auf der Erfassung der Bewegungsparameter eines elektromagnetisch beschleunigten Prüftipps beruht. Der Prüftipp ist ein 50 mm langer Stift mit 1 mm Durchmesser und abgerundeter Plastikspitze sowie einem magnetischen Ende, welcher in das Tonometer eingeführt wird und dort von zwei Magnetspulen umgeben ist. Bei Betätigung der Messtaste am Schaft des Tonometers wird durch Erzeugung eines Magnetfeldes eine Bewegung des Prüftipps in Richtung Korneaoberfläche ausgelöst, wo dieser abprallt und bei Rückkehr in die Ausgangsposition eine Spannung erzeugt, die in ihrer Größe abhängig von den Bewegungsparametern des Prüftipps ist. Die ermittelten Bewegungsparameter werden einem bestimmten IOD zugeordnet und in Millimeter Quecksilbersäule (mmHg) digital angegeben (GÜSE 2008).

Der verwendete Diaskleralkegel wurde zusammen mit dem Otoskop Heine Beta NT 3,5V (Fa. Heine, Herrsching, Deutschland) für die einfache, direkte monokulare Untersuchung des vorderen und hinteren Augensegmentes verwendet. Durch die hohe Brechkraft der Linse wurde dabei ein kleiner Abschnitt des Augenhintergrundes 5 - 7fach vergrößert dargestellt.

Zur eingehenden Untersuchung des Auges wurde die Handspaltlampe SL 15 (Fa. Kowa, Tokio, Japan) verwendet. Sie verfügt über eine spaltförmige bzw. punktförmige Lichtquelle mit drei Stufen zur Auswahl der Lichtintensität sowie über einen Blaufilter. Es kann zwischen drei verschiedenen Spaltbreiten (0,1 mm, 0,2 mm, 0,8 mm) und einer 12 mm punktförmigen Lichtquelle gewählt werden. Die Untersuchung des Auges erfolgte mit einer 10- oder 16fachen Vergrößerung.

Um eventuelle Verletzungen der Hornhaut aufzufinden, wurde der Farbstoff Fluoreszein (SE Thilo®, Fa. Alcon Pharma GmbH, Wien, Österreich) auf die Kornea aufgetragen. Er lagert sich an Hornhautbereichen mit Epitheldefekten an und ist im Blaulicht als neongrün fluoreszierende Substanz gut sichtbar.

3.2.4 Material für die sonographische Untersuchung

3.2.4.1 Ultraschallgerät

Das für die Veterinärmedizin entwickelte MyLab™Sat VET der Firma Esaote Biomedica Deutschland GmbH (Köln, Deutschland) ist im Laptopformat erhältlich und durch den

integriertem Akku unabhängig von äußereren Stromquellen flexibel einsetzbar. Das Gerät verfügt über einen 12'' LCD-Touchscreen-Monitor, einen internen Speicher, sowie zwei USB-Anschlüsse. Es erlaubt Untersuchungen im B-Mode-Verfahren, sowie den Einsatz eines CFM- bzw. PW-Dopplers. Im B-Mode stellt das Gerät bis zu 256 Graustufenwerte dar. Es kann zwischen verschiedenen Eindringtiefen gewählt werden und es besteht die Möglichkeit, ein bis drei Foci in variabler Tiefe zu setzen. Dem Untersucher stehen alle gängigen Möglichkeiten des modernen Preprocessing (Gain, TGC, Dynamik, TEITTM, XView etc.) zur Verfügung.

Die Bildbearbeitung erfolgte mithilfe des Bildbearbeitungsprogrammes MyLabTMDesk, welches vollständig in die MyLab Plattform von Esaote integriert ist und auch auf externen Computern installiert werden kann. Es ermöglicht das Archivieren, Editieren und Nachbearbeiten (Postprocessing) von Untersuchungsergebnissen, die mit MyLab Systemen erstellt wurden.



Abbildung 13: Verwendetes Ultraschallgerät MyLabTMSat VET der Fa. Esaote (Köln, Deutschland), Aufnahme: R. Korbel

3.2.4.2 Ultraschallsonde

Für die vorliegende Arbeit kam der hochfrequente 22 – 15 MHz Linear-Array-Schallkopf SL3116 der Firma Esaote zum Einsatz. Mit einer Auflagefläche von 16 x 4 mm und einer geringen Eindringtiefe eignet er sich besonders für den Einsatz im Rahmen ophthalmologischer und vaskulärer Untersuchungen sowie für Forschungszwecke. Der Schallkopf ist spritzwassergeschützt und kann bis 60 mm tief ins Wasser eingetaucht werden. Er eignet sich daher hervorragend zur Untersuchung von Fischaugen innerhalb des Wassers, sofern der Kopf des Tieres knapp unter der Wasseroberfläche gehalten wird. Die Verwendung einer Vorlaufstrecke wird bei dieser Art der Untersuchung überflüssig, da das Wasser eine perfekte Ankopplung an die zu untersuchenden Strukturen ermöglicht.



Abbildung 14: Verwendeter 22 – 15 MHz Linear-Array-Schallkopf Typ SL3116 der Fa. Esaote, Aufnahme: R. Korbel

Für die Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit wurde der Schallkopf immer mit der höchsten Frequenzstufe (22 MHz) betrieben, bei welcher eine maximale Eindringtiefe von 20 mm erreicht wird.

3.2.4.3 Verbrauchsmaterialien

Als Verbrauchsmaterialien wurden Baumwollhandtücher und Einmalhandschuhe für das Handling der Fische verwendet, um die Tiere einerseits sicher zu fixieren und andererseits die empfindliche Schleimhautschicht bestmöglich zu schützen. Zum Umsetzen der Tiere wurde ein Umsetzschlauch für Koi bzw. ein großer Kescher (AB Aqua Medic GmbH, Bissendorf, Deutschland) verwendet.

3.2.5 Material für die postklinische Dokumentation

Die fotografische Dokumentation wurde mithilfe der Digitalkamera Nikon 80D (Fa. Nikon, Tokio, Japan) und dem Makroobjektiv Nikon AF-S Mikro NIKKOR 60 mm 1:2.8 G ED (Fa. Nikon, Tokio, Japan) durchgeführt. Die Kamera wurde, an einem Stativ fixiert, senkrecht über dem abzubildenden Präparat positioniert. Zur optimalen Ausleuchtung wurden, wie durch KORBEL (1994) beschrieben, zwei Makroblitze an bewegliche Arme montiert und zangenförmig auf Höhe des Kameraobjektives auf das Präparat ausgerichtet. Der erste Blitz wurde mit der Kamera zusammen ausgelöst, der zweite reagierte mittels Lichtsensor auf den ersten Blitz und löste somit leicht zeitverzögert aus. Zur Freistellung des Präparates wurde der Bulbus, in einer schwarzen Knetmasse eingebettet, zehn Zentimeter erhöht über einem einfarbigen Hintergrund positioniert. Um eine möglichst große Tiefenschärfe zur Darstellung der gesamten Ausdehnungstiefe des abzubildenden Objektes zu erreichen, wurde eine möglichst kleine Blendenweite gewählt. Die kallotierten Bulbi wurden zur Vermeidung von Lichtreflexionen mit Wasser aufgefüllt. Die Durchführung der ophthalmologischen Präparatfotografie richtete sich nach Vorlagen aus der Literatur (KORBEL 1990; BENGEL 1994; RAVELHOFER 1996).

3.3 Methoden

3.3.1 Versuchsdurchführung

Das Versuchsvorhaben wurde mit Genehmigung der Regierung von Oberbayern durchgeführt, es wird dort unter dem Aktenzeichen 55.2.1.54-2532-108-11 geführt. Die Untersuchungen am lebenden Tier wurden innerhalb des Händlerbetriebes durchgeführt, so dass es keine Notwendigkeit bestand, die Fische zu transportieren oder zwischenzuhältern.

Für die Durchführung der verschiedenen Untersuchungen wurden zwei rechteckige Glasbecken mit ca. 40 L Volumen verwendet. Beide Becken wurden kurz vor Beginn der Untersuchungen mit jeweils 20 L Wasser aus dem Hälterungsbecken der zu untersuchenden Koi gefüllt. Ein Becken diente als Vorbereitungs- und Aufwachbecken, das andere als Narkosebad. Das Wasser des Aufwachbeckens wurde nach jeder Untersuchung frisch angesetzt, das Narkosebad wurde bei Veränderung der Wasserparameter oder bei Nachlassen der Narkosewirkung, spätestens jedoch nach jeder fünften Narkose, erneuert.

Kurz vor der jeweiligen Untersuchung wurden die Fische einzeln aus den oben beschriebenen Hälterungsbecken entnommen und mittels eines Umsetzschlauches in das Vorbereitungsbecken umgesetzt. In diesem Becken schwamm der jeweils zu untersuchende Fisch während der klinischen und allgemeinen ophthalmologischen Untersuchung und wurde nur minimalen Zwangsmäßignahmen, wie etwa das sanfte Heranführen des Körpers an die Beckenwand zur Abschätzung der Körperlänge oder das leichte Anheben des Kopfes zur genaueren Augenuntersuchung, ausgesetzt. Nach Feststellung eines einwandfreien klinischen Gesundheitszustandes durch die Autorin wurde das Tier in das vorbereitete Narkosebad überführt (siehe Abbildung 15).

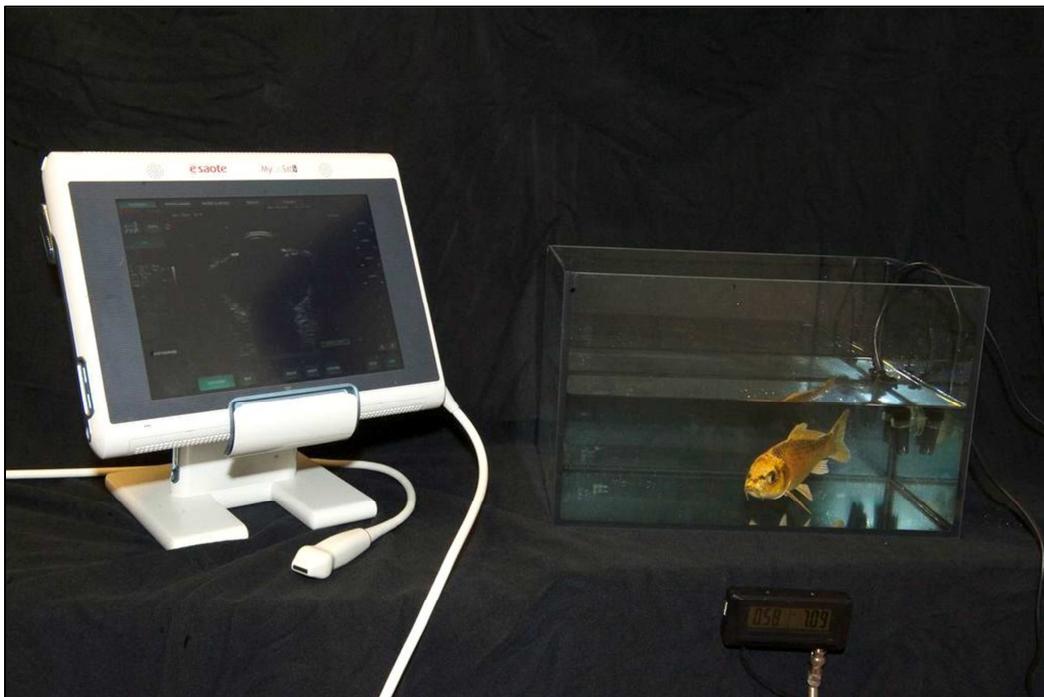


Abbildung 15: Versuchsaufbau zur sonographischen Augenuntersuchung, Koi unmittelbar nach dem Umsetzen ins Narkosebad, Aufnahme: R. Korbel

Während der Einleitungsphase der Narkose wurde der bereits leicht sedierte Fisch ca. 30 Sekunden mit dem Kopf aus dem Wasser gehoben, um den Augeninnendruck mittels Rückstoßtonometer (Tonovet®) und die Augenbinnenstrukturen mit Hilfe der Spaltlampe zu untersuchen. Dieses Vorgehen war nötig, da die Untersuchungen nach eigenen Erfahrungen schwer am wachen Tier durchgeführt werden konnten. Nach Eintritt in die tiefe Sedationsphase (Stadium I. 2.) wurde mit der sonographischen Untersuchung begonnen, für die der Fisch nicht aus dem Wasser des Narkosebades entnommen werden musste. Nach Abschluss der Untersuchung wurde der sedierte Koi mittels einer Digitalwaage gewogen und seine Körperlänge genau vermessen. Danach wurde er unverzüglich in das kleine Becken mit Frischwasser (aus dem Hälterungsbecken) zurückgesetzt, welches über eine Membran-

pumpe mit zusätzlichem Sauerstoff versorgt wurde. Das Becken wurde abgedunkelt und gegen ein eventuelles Auskommen des Fisches während der Exzitationsphase mit einem Deckel verschlossen. Nach dem vollständigen Erwachen des Fisches aus der Narkose, erkennbar an einer ungestörten Lokomotion und physiologischer Haltung im Wasser, sowie einer gleichmäßigen Kiemendeckelbewegung (vergleiche Tabelle II, Punkt 2.4.3), wurde der Koi in einen separaten Schwimmkäfig innerhalb seines ursprünglichen Hälterungsbeckens überführt, wo er noch über 24 Stunden beobachtet werden konnte. Tabelle IV zeigt eine Übersicht über das verwendete Versuchsprotokoll.

Ergaben sich während der sonographischen Untersuchung Narkosezwischenfälle oder wurde ein zu tiefes Narkosestadium erreicht (über das Stadium III hinaus), wurde die Untersuchung umgehend abgebrochen und der Fisch in das bereitgestellte Frischwasserbecken umgesetzt. Zeigten sich innerhalb von zwei Minuten keine eigenständigen Kiemendeckelbewegungen, wurde der Koi oberhalb des Sauerstoffausströmers mit schnellen Bewegungen vorwärts durch das Wasser geschoben, um die Abgabe von Narkosemittel über die Kiemen zu beschleunigen und sauerstoffreiches Frischwasser über die Maulöffnung an den Kiemen vorbeizuführen. Zudem wurde versucht durch orale Stimulation mit dem Zeigefinger den Schluckreflex auszulösen und so die Atmung zu stimulieren. Nach Stabilisierung des klinischen Zustandes wurde die Ultraschalluntersuchung zügig innerhalb des Frischwasserbeckens zu Ende geführt. Im Falle eines bevorstehenden Erwachens aus der Sedation wurde der Fisch wieder in das Narkosebad umgesetzt.

Um die im Rahmen der Ultraschalluntersuchung ermittelten Ergebnisse zu verifizieren, wurden fünf Fische nach der sonographischen Untersuchung mittels einer Überdosis Anästhetikum euthanasiert und die Augen nach Enukleation in zehnprozentigem Formalin über mindestens 48 Stunden fixiert. Danach wurden die Bulbi analog der verschiedenen Schallebenen kalottiert und fotografiert, um später am Computer vergrößert dargestellt und vermessen zu werden.

Versuchsprotokoll

Datum:

Fisch Nr.: **Gruppe:**

Wasser

Temperatur:.....

pH:.....

Leitwert:.....

Signalement

Farbe:.....

Länge:.....

Gewicht:.....

Alter:.....

Geschlecht:.....

Klinische Untersuchung

Körperhaltung u. Position im Wasser:.....

Verhalten:.....

Habitus:.....

Kondition:.....

Atemfrequenz:.....

Augen:.....

Kiemen:.....

Haut und Schleimhaut:.....

Abdome:.....

Flossen:.....

Maulhöhle und andere Körperöffnungen:.....

Augenuntersuchung

Augenumgebung:.....

Kornea:.....Fluoreszeinprobe:.....

Linse:.....

Pupille:.....

Iris:.....Irisfarbe:.....

Vordere Augenkammer:.....

Glaskörper:.....

Fundus:.....

IOD wach:

Rechtes Auge (OD): Wert 1:..... Wert 2:..... Wert 3:..... Ø:.....

Linkes Auge (OS): Wert 1:..... Wert 2:..... Wert 3:..... Ø:.....

IOD in Narkose:

Rechtes Auge (OD): Wert 1:..... Wert 2:..... Wert 3:..... Ø:.....

Linkes Auge (OS): Wert 1:..... Wert 2:..... Wert 3:..... Ø:.....

Narkose

Zeit Überfuhr ins Narkosebecken:.....

Zeit des Eintritts in tiefe Sedationsphase:.....

Dauer und Verlauf der Aufwachphase:.....

Dauer der Narkose insgesamt:.....

Besonderheiten Verlauf Narkose:.....

Sonographische Untersuchung

Bild 1

Bild 2

Bild 3

Rechtes Auge (OD) – axial vertikal.....

Rechtes Auge (OD) – axial horizontal.....

Linkes Auge (OS) – axial vertikal.....

Linkes Auge (OS) – axial horizontal.....

Tabelle IV: Versuchsprotokoll der vorliegenden Arbeit

3.3.2 Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung fand am wachen Fisch innerhalb des Wassers, nach Umsetzen in das dafür vorgesehene 40 L Aquarium statt. Der Untersuchungsgang orientierte sich an der unter Punkt 2.5.1 beschriebenen Vorgehensweise und wurde immer nach demselben Schema durchgeführt. Zunächst wurde der Fisch ohne Manipulation seitens des Untersuchers adspektorisch begutachtet, danach folgte eine eingehende physische Untersuchung und Palpation mit behandschuhten Händen von kranial nach kaudal.

3.3.2.1 Adspektion

Zu Beginn der klinischen Untersuchung wurden folgende Punkte routinemäßig adspektorisch untersucht, um den Gesundheitszustand des Koi zu beurteilen:

- Verhalten des Fisches (arttypisch, aufmerksam, gestresst, lethargisch etc.)
- Körperhaltung und Position im Wasser (Ablegen am Boden, an der Wasseroberfläche stehend, ventral oder seitlich verkippter Körper, Orientierung etc.)
- Habitus, generelles Erscheinungsbild (arttypisch, akut oder chronisch krank etc.)
- Kondition (Adipositas, Kachexie)
- Atemfrequenz (Kiemendeckelbewegungen)
- Haut (Farbe, Textur, Schleimfilm, Verletzungen, Rötungen, Schuppenbild)
- Flossen (Rötungen, Flossenläsionen, Flossenränder, Flossenstellung)
- Augen (Exophthalmus, periorbitales Ödem, Enophthalmus)
- Körperöffnungen (Maul, Nares, After- und Urogenitalpapille)

3.3.2.2 Physische Untersuchung und Palpation

Im Anschluss an die augenscheinliche Untersuchung wurde der Fisch mit behandschuhten Händen und unter Zuhilfenahme eines feuchten Baumwollhandtuches leicht unter Wasser fixiert und palpatorisch untersucht. Hierbei wurden folgende Körperstrukturen in der aufgelisteten Reihenfolge eingehend inspiziert:

- Maulhöhle (Schleimhaut, Farbe, Läsionen)
- Augen (Trübungen, Fremdinhalte, Läsionen)
- Kiemen (Farbe, Textur, Läsionen)
- Haut- und Schleimhaut (Schleimschicht, Schuppen, Färbung, Textur, Läsionen)
- Flossen (Färbung, Flossenränder, Läsionen)
- Abdomen (Umfangsvermehrungen, Konsistenz, Perkussion)

- Urogenital- und Afterpapille (Rötungen, Schwellungen, Kotkonsistenz)

Sofern sich durch die klinische Untersuchung kein besonderer Befund erheben ließ, wurde eine genaue ophthalmologische Untersuchung durchgeführt. Klinisch auffällige Koi wurden nicht in die statistische Auswertung mit einbezogen.

3.3.3 Ophthalmologische Untersuchung

Die ophthalmologische Untersuchung wurde in einem abgedunkelten Raum durchgeführt, wobei darauf geachtet wurde, den Fisch nach Abschluss der Untersuchungen nicht sofort wieder in grelles Licht zu überführen und so der aufgrund des fehlenden Pupillarreflexes sehr lichtsensiblen Kornea keinen Schaden zuzufügen.

3.3.3.1 Allgemeine ophthalmologische Untersuchung

Zunächst wurden die Augen des Koi unter Wasser auf jegliche Art von Asymmetrien und auf das Vorliegen eines periokularen Ödems oder eines Ex- bzw. Enophthalmus hin untersucht. Danach schlossen sich unter Zuhilfenahme der fokalen Lichtquelle eines Diaskleralkegels Distanzuntersuchungen im seitlich auffallenden, durchfallenden und reflektierten Licht an, um die Strukturen von Kornea, vorderer Augenkammer, Iris und Linse zu beurteilen. Hierbei wurde besonders auf Trübungen und Fremdinhalte geachtet (vergleiche Punkt 2.5.2.1).

3.3.3.2 Spezielle ophthalmologische Untersuchung

Im Anschluss an die allgemeine Augenuntersuchung wurde der Fisch, sofern die vorherigen Untersuchungen keinen besonderen Befund ergaben, in das vorbereitete Narkosebad überführt. Nach Erreichen des flachen Sedationsstadiums (vergleiche Punkt 2.4.3) wurde der Koi vorsichtig mit dem Kopf aus dem Wasser gehoben, um eine spezielle ophthalmologische Untersuchung sowohl des vorderen, als auch des hinteren Augensegmentes, sowie eine Messung des Augennendruckes durchführen zu können. Die Untersuchung des vorderen Augensegmentes erfolgte in zehn- bis sechszehnfacher Vergrößerung mittels Spaltlampe. Durch Darstellung der Purkinje-Sansonschen Spiegelbilder konnten Lageveränderungen und Trübungen der Linse ausgeschlossen werden.

Das hintere Augensegment (Glaskörper und hintere Bulbuswand) wurde direkt monokular mittels Diaskleralkegel dargestellt, wobei sich durch die Brechkraft der Linse ein kleiner Ausschnitt des Augenhintergrundes fünf- bis siebenfach vergrößert abbilden ließ. Wie unter

Punkt 2.5.2.2 beschrieben, wurde die Untersuchung des Augenhintergrundes ohne Zuhilfenahme eines Mydriatikums durchgeführt.

Im Anschluss an die Untersuchung mit Spaltlampe und Diaskleralkegel wurde der Augeninnendruck (IOD = intraokularer Druck) des linken und rechten Auges mit Hilfe des unter Punkt 3.2.3 beschriebenen Rückstoßtonometers Tonovet® bestimmt. Es wurden jeweils drei Messungen an beiden Augen durchgeführt und der Mittelwert aus den Messergebnissen gebildet. Die Messungen wurden nach Abschluss der sonographischen Untersuchung nach ca. fünfzehn Minuten am tief sedierten Fisch wiederholt, um eventuelle narkosebedingte IOD-Schwankungen nachzuweisen.



Abbildung 16: Bestimmung des Augeninnendruckes (IOD) am sedierten Koi mittels Tonovet®, Aufnahme: R. Korbel

Zum Ende der ophthalmologischen Untersuchung wurde jeweils ein Tropfen Fluoreszein-Farbstoff auf die Kornea aufgetragen und durch kurzes Eintauchen des Fischauges ins Wasser des Narkosebades überschüssiges Fluoreszein abgewaschen. Unter Zuhilfenahme des Blaufilters der Spaltlampe wurden die Augen anschließend genau betrachtet, um Anlagerungen des Farbstoffes und somit Läsionen der Hornhaut aufzufinden.

3.3.4 Sonographische Untersuchung

3.3.4.1 Vorbereitung und Fixation

Nach Feststellung eines einwandfreien klinischen Gesundheitsstatus und nach Abschluss der ophthalmologischen Untersuchung wurde der zu untersuchende Fisch unter Verwendung der unter Punkt 3.2.2 beschriebenen MS-222-Tauchbadnarkose tief sediert. Nach Erreichen

des tiefen Sedationsstadiums (I.2.), wurde mit der sonographischen Untersuchung begonnen. Hierzu wurde der Fisch von immer derselben untersuchenden Person mit behandschuhten Händen und gegebenenfalls unter Zuhilfenahme eines Baumwollhandtuches unter Wasser so fixiert, dass der Kopf des Tieres ungefähr zwei Zentimeter unterhalb der Wasseroberfläche in aufrechter oder leicht gekippter Position gehalten wurde. Der Fischkörper wurde immer mit der linken Hand kaudal der Kiemendeckel fixiert, egal ob das linke oder rechte Auge untersucht wurde. Der Kopf des Fisches zeigte somit bei der Untersuchung des rechten Auges vom Untersucher weg, bei der des linken Auges zum Untersucher hin. Es wurde immer mit der Untersuchung des rechten Auges begonnen. Die schallkopfführende rechte Hand der untersuchenden Person stützte sich gegebenenfalls zur Stabilisierung der Sondenführung an einer knapp unter die Wasseroberfläche reichenden Stütze (ein herkömmliches 250 ml Gefäß) ab. Der Schallkopf wurde je nach Untersuchungsebene auf 0,5 – 1 cm Entfernung durch Eintauchen in das Narkosebadwasser an das zu untersuchende Auge herangeführt und berührte zu keinem Zeitpunkt die Hornhaut des Fisches. Das Wasser des Narkosebades diente somit als alleinige Vorlaufstrecke.

3.3.4.2 Geräteeinstellungen

Vor Beginn der jeweiligen Untersuchung wurden die Daten des zu untersuchenden Fisches in das Ultraschallsystem eingegeben: Zugehörigkeit zur Untersuchungsgruppe (I - III), Fischnummer (1 - 25), Alter und Geschlecht (sofern bekannt). Datum und Uhrzeit der Untersuchung wurden automatisch vom Gerät erfasst und dokumentiert. Vor Beginn einer Untersuchungsreihe wurde die jeweilige Schnittebene (axial-vertikal, axial-horizontal, oblique-vertikal, oblique-horizontal) und das jeweils zu untersuchende Auge (OD = Oculus dexter für das rechte Auge, OS = Oculus sinister für das linke Auge) in einem leeren B-Bild notiert und dieses gespeichert, um die nachfolgenden Bilder zuordnen zu können.

Es wurden im Rahmen des Preprocessing unabhängig vom jeweils untersuchten Fisch bei jeder Untersuchung dieselben grundlegenden Geräteeinstellungen verwendet. Sie konnten im Gerät gespeichert und so für jede neue Untersuchung aufgerufen werden. Variiert wurden je nach untersuchtem Augensegment die Fokustiefe und der Zoom, sowie die zeitabhängige Verstärkung (engl. time compensated gain, TCG). Die Gesamtverstärkung (Gain) wurde je nach untersuchtem Gewebe zwischen 50 - 60 % eingestellt, so dass sich die einzelnen Augenstrukturen deutlich darstellten und leicht voneinander abgrenzbar waren. Anschließend wurde das Gain kurzzeitig erhöht, um auch kleinste pathologische Veränderungen nicht zu übersehen. Die Eindringtiefe wurde zwischen 5 und 20 mm eingestellt und der Fokus auf Höhe der interessierenden Region verschoben.

Die Bedienung des Gerätes wurde von immer derselben zweiten untersuchenden Person durchgeführt. Durch Absprache mit der den Schallkopf führenden Person war es möglich, ohne Unterbrechung der Untersuchung und ohne Lösen der Fixation des Fisches oder Absetzen des Schallkopfes die optimalen Geräteeinstellungen für die jeweils untersuchten Augenstrukturen zu finden. Zudem bestand keine Gefahr, das Ultraschallgerät durch Spritzwasser oder die Bedienung mit nassen Händen zu beschädigen.

3.3.4.3 Untersuchungsgang und Untersuchungsebenen

Die sonographische Untersuchung wurde stets am rechten Auge mit der axial-vertikalen Schnittebene begonnen. Hierzu wurde der Schallkopf mit der rechten Hand senkrecht bis auf wenige Millimeter zentral an die Hornhautoberfläche geführt, ohne diese jedoch direkt zu berühren (siehe Abbildung 17). Die Markierung des Schallkopfes zeigte in der vertikalen Schnittebene nach dorsal, so dass ein Longitudinalschnitt von dorsal nach ventral durch das Auge entstand. Um ein biometrisch aussagekräftiges B-Bild zu erhalten, wurde der Bulbus zunächst in seiner Gesamtheit, nahezu den gesamten Bildbereich ausfüllend, im Longitudinalschnitt bei einer Eindringtiefe von 15 mm dargestellt, wobei darauf geachtet wurde, die Pupille möglichst in ihrer maximalen Breite und Kornea- bzw. Linsenvorderfläche in ihrer Krümmung parallel verlaufend darzustellen. Die TCG wurde so eingestellt, dass sich die Korneaschichten, sowie die vordere Linsenkapsel, klar und deutlich, aber nicht zu breit überstrahlend darstellten und das Linsenstroma, sowie die vordere Augenkammer und der Glaskörper, mit Ausnahme pathologischer Veränderungen, anechogen dargestellt wurden.

Nach Beendigung der Bildeinstellungen wurde die Eindringtiefe auf 5 - 10 mm verringert und gegebenenfalls zusätzlich mit der Zoom-Funktion gearbeitet, um speziell das vordere Augensegment zu untersuchen. Es wurden hierbei jeweils mindestens drei Bilder zur späteren biometrischen Vermessung gespeichert. Danach wurde die Eindringtiefe auf 15 mm vergrößert, um den gesamten Bulbus im Bild darzustellen und wiederum mindestens drei Bilder zu speichern. Zuletzt wurde zur Darstellung der hinteren Augenwand und der retrobulbären Strukturen inklusive des Blutflusses die Eindringtiefe auf 20 mm erweitert und drei weitere Bilder gespeichert.

Gleicher Vorgehen wurde anschließend in der axial–horizontalen Schnittebene wiederholt, bei welcher die Markierung des Schallkopfes nach nasal ausgerichtet wurde, um einen Longitudinalschnitt von nasal nach temporal zu erhalten (siehe Abbildung 18).



Abbildung 17: Sonographische Untersuchung des rechten Auges, axial-vertikale Schnittebene,
Aufnahme: R. Korbel



Abbildung 18: Sonographische Untersuchung des rechten Auges, axial-horizontale Schnittebene,
Aufnahme: R. Korbel

Zur Vermessung der hinteren Augenwand und zur Darstellung des Blutflusses kaudal des Bulbus war es nötig, den durch die runde Fischlinse gebildeten Schallschatten (siehe Punkt 2.1.6.2) zu umgehen. Hierzu wurde das Bild aus der axial-horizontalen Schnittebene heraus durch Kippen des Schallkopfes nach dorsal und temporal in die transversal-oblique bzw. durch seitliches Verschieben entlang der Schallachse in die paraxiale Schnittebene bewegt.

Analog zum beschriebenen Untersuchungsgang wurde im Anschluss das linke Auge des Koi untersucht und dokumentiert. Hierzu wurde der Fisch so gedreht, dass der Kopf zum Untersucher hin zeigte und zur Führung des Schallkopfes wieder die rechte Hand zur Verfügung stand.

3.3.4.4 Nachsorge

Nach Abschluss der sonographischen Untersuchung wurde der untersuchte Koi aus dem Narkosebad in das bereitgestellte Frischwasserbecken überführt, welches abgedunkelt und gegen ein mögliches Auskommen des Fisches durch Exzitationen während der Aufwachphase abgedeckt wurde. Eine spezielle ophthalmologische Nachsorge war nicht nötig, da die Untersuchungen ohne direkten Kontakt mit der Hornhaut durchgeführt wurden. Der Fisch wurde jedoch vorsichtshalber zur Kontrolle noch 24 Stunden innerhalb seines Hälterungsbeckens separiert, um mögliche Folgeschäden durch die Narkose, das Handling oder die Untersuchung selbst auszuschließen.

3.3.4.5 Biometrie

Das Vermessen der Augenbinnenstrukturen erfolgte anhand gespeicherter Standbilder unabhängig von der sonographischen Untersuchung, möglichst zeitnah nach Abschluss der Datensammlung, am Computer. Die Auswahl der Bilder erfolgte analog zur Studie von STOLZENBERG (2006) nach folgenden Kriterien: Der Ultraschallkopf musste sich in der Pupillarebene, das heißt senkrecht zur weitesten Öffnung der Pupille mit Darstellung der Reflexschatten der Linse, befinden und die Iris sollte möglichst parallel zur Horizontalen liegen. Um die gesammelten Bilder betrachten, bearbeiten und vermessen zu können, wurde das von Esaote bereitgestellte Bildbearbeitungsprogramm MyLab™Desk verwendet. Dieses Programm bot dem Untersucher neben allen gängigen Möglichkeiten des Postprocessing auch sämtliche Funktionen zur Vermessung von B-Mode-Sonogrammen. Die Messungen konnten direkt am Bildschirm vorgenommen und innerhalb der Bilder gespeichert werden.

Folgende Augenbinnenstrukturen wurden im Rahmen dieser Arbeit biometrisch im B-Mode-Sonogramm untersucht:

-
- Zentrale Korneadicke (ZKD)
 - Axiale Vorderkammertiefe (VKT)
 - Transversaler Vorderkammerdurchmesser (VKD bzw. KW-KW-Abstand)
 - Nasaler, temporaler, dorsaler und ventraler Kammerwinkel

Die Auswahl der Messparameter, sowie die Platzierung der Messpunkte, erfolgte in Anlehnung an verschiedene Studien aus der Humanmedizin, die sich mit der Biometrie des vorderen Augensegmentes bzw. der Kammerwinkelmessung beschäftigen (STOLZENBERG 2006; VIESTENZ et al. 2009; KIRALY und DUNCKER 2012).

Alle Distanzmessungen wurden sowohl in der axial-vertikalen, als auch in der axial-horizontalen Schnittebene durchgeführt. Die Ausmessung des nasalen und temporalen Kammerwinkels erfolgte im Horizontalschnitt, jene des dorsalen und ventralen Kammerwinkels im Vertikalschnitt. Die ausgewählten Distanzen und Winkel wurden an jeweils drei verschiedenen vertikalen und horizontalen Schnittbildern des rechten und linken Auges vermessen. Zudem wurden jeweils drei Messungen des intraokularen Drucks (IOD) beider Augen vor und während der Narkose erfasst und statistisch ausgewertet.

Die Messung der zentralen Korneadicke erfolgte von der äußeren Oberfläche des Hornhautepithels, im Sonogramm als äußere Begrenzung der ersten schallkopfnahen hyperechogenen Linie der Kornea sichtbar, bis zur inneren Oberfläche des Hornhautendothels, im Sonogramm als äußere Begrenzung der zweiten hyperechogenen Linie der Kornea definiert.

Die axiale Vorderkammertiefe wurde in der Bulbusmedianen, senkrecht zur Kornea und Linsenvorderfläche bestimmt und reichte von der inneren Oberfläche des Hornhautendothels bis zur vorderen Linsenkapsel (endothiale Vorderkammertiefe).

Der transversale Vorderkammerdurchmesser wurde definiert als Abstand zwischen nasalen bzw. dorsalen und temporalen bzw. ventralen Kammerwinkel (KW-KW-Distanz). Er wurde auf Höhe des Überganges zwischen Kornea und Sklera (Limbus) als horizontale Gerade zwischen dem Korneaendothel am Übergang zur Iris gemessen.

Der Kammerwinkel (Iridokornealwinkel) wurde durch die sich nähernden Grenzflächen der inneren Begrenzung des Korneaendothels und der äußeren Begrenzung der Irisvorderfläche definiert. Im axial-horizontalen Schnitt stellten sich links im Bild der nasale Kammerwinkel und dementsprechend rechts der temporale Kammerwinkel dar. In der axial-vertikalen Schnittebene erschienen links der dorsale und rechts der ventrale Kammerwinkel. Tabelle V

und Abbildung 19 bis 23 geben die vermessenen Strukturen des vorderen Augensegmentes und deren Messpunkte wieder.

	Messpunkt 1	Messpunkt 2
Zentrale Korneadicke (ZKD, 1)	Vorderes Korneaepithel	Hinteres Korneaendothel
Vorderkammertiefe (VKT, 2)	Hinteres Korneaendothel	Vordere Linsenkapsel
Vorderkammerdurchmesser (VKD oder KW-KW, 3)	Nasaler bzw. dorsaler Kammerwinkel	Temporaler bzw. ventraler Kammerwinkel
Kammerwinkel (α = nasal bzw. dorsal, β = temporal bzw. ventral)	Winkel des Schnittpunktes von hinterem Korneaendothel und Irisvorderfläche	

Tabelle V: Zusammenfassung der in dieser Arbeit biometrisch erfassten Strukturen des vorderen Augensegmentes und deren Messpunkte

Abbildung 19 zeigt die okularen Messpunkte zur Bestimmung der zentralen Korneadicke (ZKD), der Vorderkammertiefe (VKT), sowie des Vorderkammerdurchmessers (VKD).

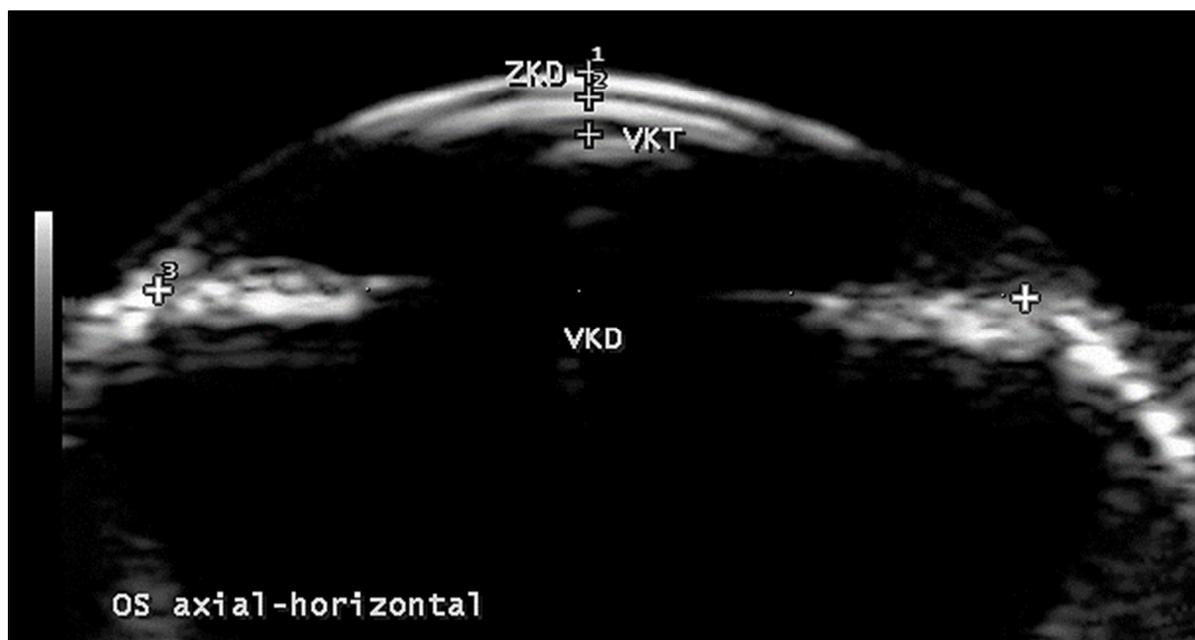


Abbildung 19: Platzierung der okularen Messpunkte zur Biometrie des vorderen Augensegmentes; Koi (*Cyprinus carpio*), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD)

Abbildung 20 verdeutlicht noch einmal speziell die Messung der zentralen Korneadicke und der Vorderkammertiefe bei einer Eindringtiefe von 5 mm.

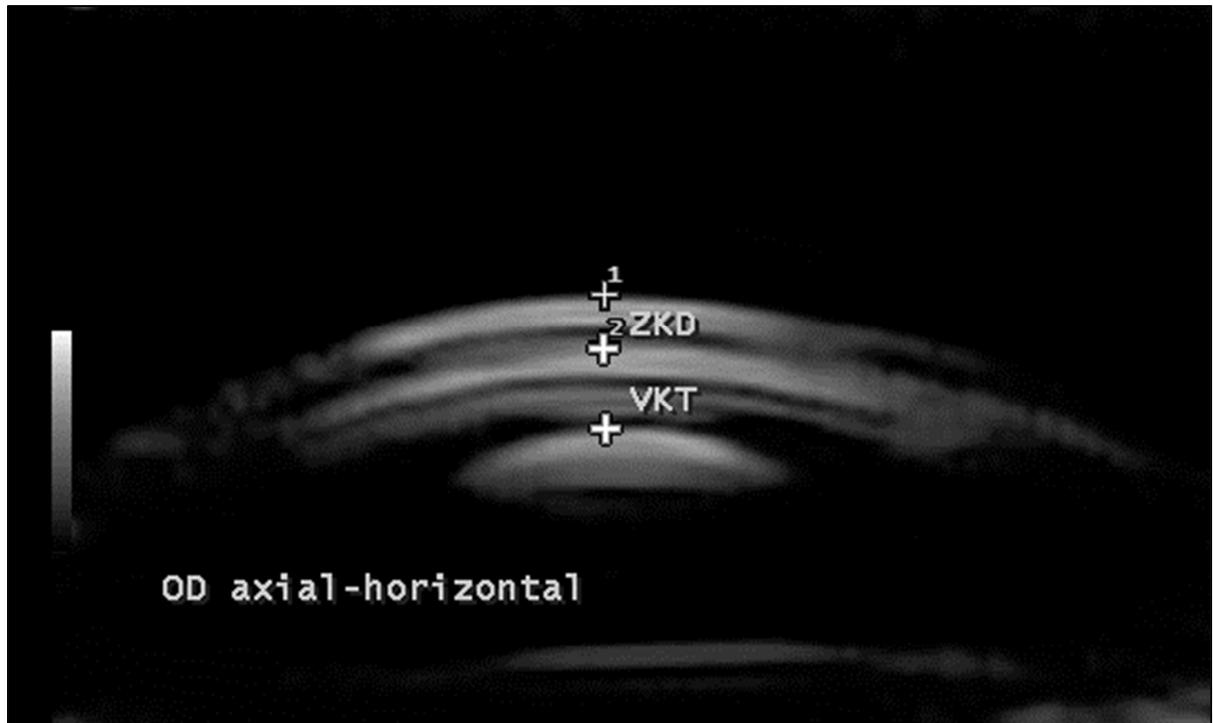


Abbildung 20: Platzierung der okularen Messpunkte zur Biometrie von Kornea und vorderer Augenkammertiefe; Koi (Cyprinus carpio), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 5 mm; Erklärungen: 1 = zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT)

Die zur biometrischen und statistischen Auswertung heranzuziehenden Messparameter wurden in einer hohen Auflösung, kontrastreich und den Bildschirm ausfüllend dargestellt, um eine große Messgenauigkeit zu erzielen. War dies im Rahmen der Ultraschalluntersuchung nicht im zufriedenstellenden Umfang möglich, wurde das zu evaluierende Sonogramm im Nachhinein am Computer durch Veränderung von Helligkeit und Kontrast, sowie durch eine entsprechende Vergrößerung der interessanten Bilddetails über die Zoom-Funktion optimiert.

Abbildung 21 und 22 verdeutlichen das Vorgehen bei der Kammerwinkelmessung. Die Messung des nasalen und temporalen Kammerwinkels war entsprechend der Ausrichtung des Schallkopfes nur im axial-horizontalen Schnitt möglich, jene des dorsalen und ventralen Kammerwinkels nur im axial-vertikalen Schnitt. Der Kammerwinkel wurde gemessen, indem der Winkel des Schnittpunktes einer parallel zur Irisvorderfläche geführten Geraden und einer dem Korneaendothel anliegenden Geraden bestimmt wurde.

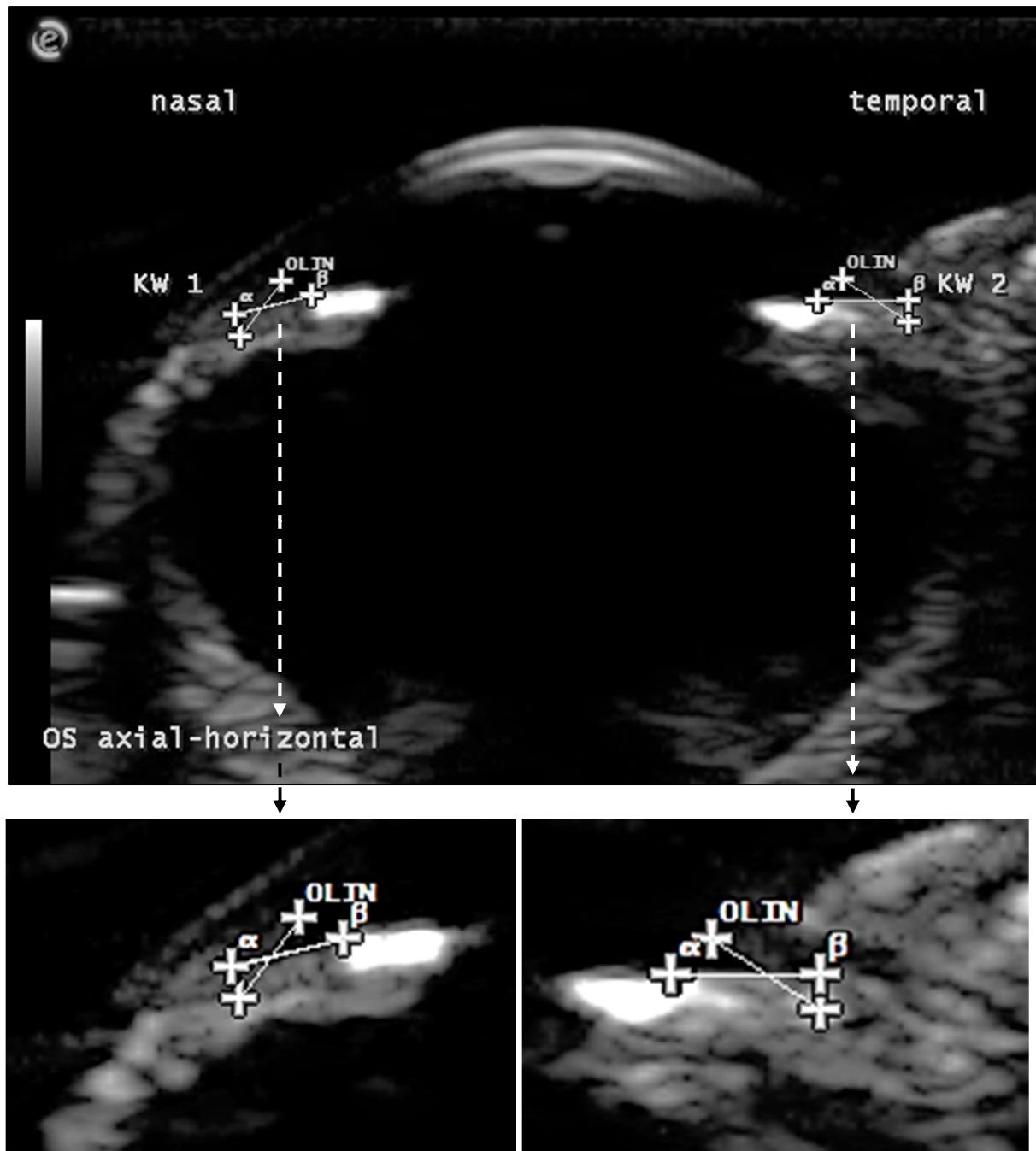


Abbildung 21 + Abbildung 22: Platzierung der Messpunkte zur Biometrie des Kammerwinkels; Koi (Cyprinus carpio), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Linkes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm (Abb.21) bzw. vergrößerte und kontrastierte Darstellung (Abb.22); Erklärungen: KW 1 = nasaler Kammerwinkel, KW 2 = temporaler Kammerwinkel, α/β = erste Gerade entlang der Irisvorderfläche, OLIN = zweite Gerade entlang des Kornea-endothels

Abbildung 23 zeigt abschließend noch einmal alle okularen Messpunkte des in axial-horizontaler Schnittebene untersuchten vorderen Augensegmentes im Überblick.

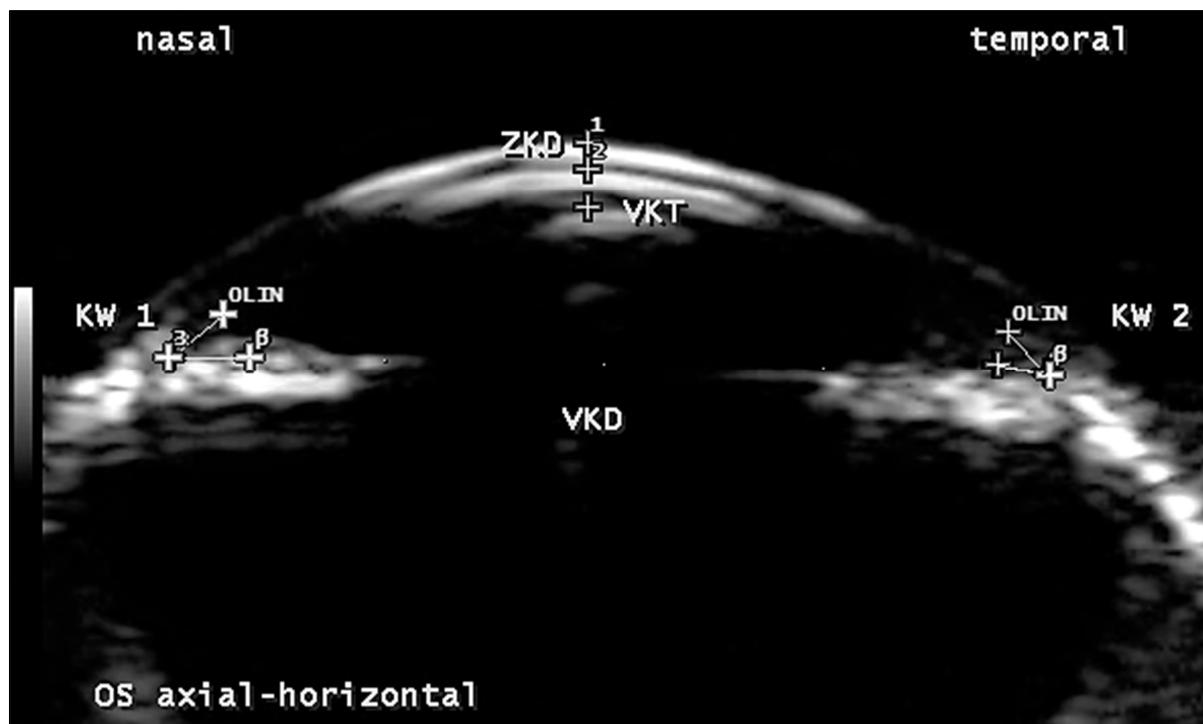


Abbildung 23: Platzierung der okularen Messpunkte zur Biometrie des vorderen Augensegmentes; Koi (Cyprinus carpio), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre, gleiches Tier wie Abbildung 18; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD), KW 1 = nasaler Kammerwinkel, KW 2 = temporaler Kammerwinkel

3.3.5 Postklinische Dokumentation

Zur Verifizierung der sonographischen Untersuchungsergebnisse wurden die Augen von insgesamt fünf gesunden Koi und die krankhaft veränderten Augen von fünf klinisch auffälligen Koi, die nicht zu biometrischen Studien, wohl aber zur sonographischen Darstellung pathologischer Augenveränderungen herangezogen wurden, auch postmortal untersucht. Hierzu wurden die Tiere nach erfolgter sonographischer Untersuchung durch eine Überdosis des Anästhetikums MS 222 innerhalb des Narkosetauchbades euthanasiert. Nach Feststellung des Todes (Sistieren der sonographisch nachweisbaren Herzaktivität) wurden die Bulbi entnommen. Der Augapfel wurde hierzu mittels einer stumpfen Pinzette vorsichtig aus der Orbita vorverlagert und mit Hilfe einer gebogenen Schere die extraokularen Muskeln, Gefäße und schließlich der Nervus opticus durchtrennt. Das enukleierte Auge wurde anschließend möglichst vollständig von anhaftenden Geweben freipräpariert, um eine fixationsbedingte Verkürzung der Augenmuskeln und die damit verbundene Schrumpfung des Bulbus zu vermeiden. Um die physiologische Krümmung der Hornhaut zu erhalten, wurden ca. 0,1 ml zehnprozentiges Formalin mittels Parazentese im temporalen Limbusbereich in die vordere Augenkammer eingebracht. Die Fixierung der Augen erfolgte in einer zehnprozentigen,

gepufferten Formalinlösung in der zehnfachen Menge des Augengewichtes und nahm je nach Größe der Bulbi eine Mindestdauer von 48 Stunden in Anspruch. Im Anschluss wurden die Bulbi aus dem Formalin entnommen, mit destilliertem Wasser gespült und analog zu den verschiedenen sonographischen Schnittebenen mittels Mikrotommesser von kaudal nach kranial kalottiert. Das rechte Auge wurde hierbei mit einer axial-horizontalen Schnittführung entlang der Medianen geteilt, das linke Auge in axial-vertikaler Ebene. Da es nach RAVELHOFER (1996) durch die Formalinfixierung zu Volumenveränderungen der feinen bindegewebigen Augenstrukturen kommen kann, wurden lediglich die Durchmesser von Linse, Kornea und Bulbus mittels Rechenschieber vermessen und auf einen genauen Vergleich zwischen sonographisch ermittelten Distanzwerten und physikalisch am Präparat gemessenen Parametern verzichtet. Nach der Kalottierung wurden die Bulbushälften mit isotonischer Kochsalzlösung aufgefüllt und zur fotografischen Dokumentation ca. 10 cm erhöht auf einem Plastikstab vor einem einheitlichen Hintergrund positioniert. Senkrecht über dem Präparat wurde die Digitalkamera an einem Stativ fixiert und zur Ausleuchtung links und rechts auf Höhe des Kameraobjektives zwei Blitzlichter installiert. Der Fokus wurde so gewählt, dass sich Kornea und Linse scharf darstellten. Bei der Belichtung wurde darauf geachtet, keine störenden Lichtreflexe auf der Wasseroberfläche entstehen zu lassen und gleichzeitig alle anatomischen Strukturen gut sichtbar abzubilden. Es wurde versucht, die Bulbushälften möglichst formatfüllend darzustellen, ohne dabei die Bildschärfe zu vernachlässigen. Abbildung 24 zeigt ein Beispiel-Präparat mit Vergleich zum B-Mode-Sonogramm.



Abbildung 24: Ophthalmologisches Präparat im Vergleich zum B-Mode-Sonogramm, Koi (Cyprinus carpio), 23 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre, Rechtes Auge (OD), axial-vertikale Schnittebene

3.3.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte zum einen in Zusammenarbeit mit dem statistischen Beratungslabor des Institutes für Statistik der Ludwig-Maximilians-Universität München (Stablab) und zum anderen unter Verwendung der Statistiksoftware IBM SPSS 21.0.0, sowie der Statistikfunktionen von Microsoft Excel 2013.

Zur Bestimmung der biometrischen Kennwerte für die wichtigsten okularen Strukturen sowie zur Einschätzung der Schwankungsbreite und Aussagekraft der Ergebnisse wurden folgende Werte bestimmt und entsprechende statistische Tests angewandt:

- Mittelwert (arithmetisches Mittel)
- Standardabweichung (σ)
- Kleinster und größter Wert
- Konfidenzintervall
- Variationskoeffizient
- T- Test für abhängige Variablen
- Korrelationskoeffizient nach Pearson (ρ)

Der Mittelwert wurde jeweils aus drei Messungen desselben Messparameters, welcher durch einen Untersucher unmittelbar hintereinander an drei verschiedenen Ultraschallbildern gemessen wurde, bestimmt. Aus den so gebildeten Mittelwerten wurde wiederum sowohl der Mittelwert einer Untersuchungsgruppe ($n = 25$), als auch der Mittelwert aus allen untersuchten Fischen ($n = 75$) ermittelt. Für die drei Wiederholungsmessungen und alle errechneten Mittelwerte einer Gruppe wurden jeweils die Standardabweichung, der kleinste und größte Wert, der Variationskoeffizient und das Konfidenzintervall ermittelt, um die Streuung der Variablen zu beurteilen. Da alle Messungen vom selben Untersucher durchgeführt wurden, können im Rahmen dieser Arbeit nur Aussagen über die Intraobserver-Variabilität getroffen werden. Alle Parameter wurden durch die Erstellung eines Histogramms visuell auf das Vorliegen einer Normalverteilung hin überprüft.

Unterschiede zwischen den jeweiligen Messwerten des rechten und linken Auges wurden aus anatomischen Gründen nicht angenommen und die Aussage mit Hilfe des T-Tests für abhängige Variablen auf die statistische Signifikanz hin überprüft. Der Zusammenhang zwischen Körperlänge und okularen Distanzen wurde mithilfe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson berechnet. Ebenso wurde so der Zusammenhang zwischen intraokularem Druck (IOD) und den Messparametern des vorderen Augensegmentes evaluiert.

Insgesamt flossen die Werte von 150 Augen in die statistische Untersuchung zur Ermittlung von vorläufigen Referenzwerten für die anatomischen Strukturen des vorderen Augensegmentes beim Koikarpfen ein. Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % festgelegt. Die in ca. 5 % der Fälle aufgetretenen, offensichtlichen Fehlmessungen wurden an einem anderen Bild der Untersuchungsreihe wiederholt und bei ausbleibender Wiederholbarkeit gestrichen.

Um die verschiedenen Messergebnisse auf ihre Präzision bzw. Reproduzierbarkeit hin zu überprüfen, wurden jeweils drei Wiederholungsmessungen eines Parameters an unterschiedlichen Ultraschallbildern durchgeführt und von diesen Werten jeweils die Summe und das Mittel der Quadrate innerhalb und zwischen den Gruppen mittels dem statistischen Verfahren der einfaktoriellen ANOVA ermittelt. Die Wurzel der Mittel der Quadrate innerhalb der Gruppen (also innerhalb der drei Wiederholungsmessungen) wurde durch den jeweiligen Mittelwert der Parameter dividiert. Das Ergebnis ergab multipliziert mit 100 den jeweiligen (intraindividuellen) Variationskoeffizienten eines Parameters während der insgesamt 225 Wiederholungsmessungen (3 Wiederholungsmessungen bei 75 Fischen). Variationskoeffizienten unter 3 % zeigten eine sehr gute Reproduzierbarkeit an, Messergebnisse mit Koeffizienten unter 5 % waren gut reproduzierbar und Variationskoeffizienten über 10 % sprachen für eine schlechte Reproduzierbarkeit.

Um zu überprüfen, ob die Varianz der Ergebnisse durch einen systematischen, also durch die Messmethode oder das Messgerät verursachten Fehler oder durch eine zufällige, also durch das individuelle Untersuchungsobjekt bedingte Abweichung verursacht wird, kann folgende Formel angewandt werden, die angibt, dass sich die Messgrößen mit einer Wahrscheinlichkeit von 95 % tatsächlich unterscheiden, wenn die Differenz der Messwerte beträchtlich größer ist, als der Mindestabstand zwischen zwei Messungen:

$$|x_1 - x_2| > \Delta V$$

$$\text{mit } \Delta V = 1,96 \times \sqrt{2} \times \sigma = 2,77 \times \sigma$$

$$\text{d.h. } |x_1 - x_2| > 2,77 \times \text{Streuung (x)}$$

x_1 = 1. Messwert, x_2 = 2. Messwert

ΔV = Mindestabstand zwischen zwei Messwerten, um mit 95%iger Sicherheit unabhängig von der Messgenauigkeit zu sein

σ = Standardabweichung bzw. Streuung der Wiederholungsmessungen

1,96 = Gaußsche Summenfunktion

4. Ergebnisse

4.1 Durchführung

4.1.1 Dauer und Verlauf der Narkose

Die Dauer der Narkose war hauptsächlich abhängig von dem für die sonographische Untersuchung erforderlichen Zeitaufwand. Die Ultraschalluntersuchung gelang nur während des tiefen Sedationsstadiums der Koi, da hier keinerlei Abwehr- und Augenbewegungen gezeigt wurden (vergleiche Punkt 2.4.3).

In das für die sonographischen Untersuchungen erforderliche Sedationsstadium gelangten die Tiere nach einer durchschnittlichen Einleitungsphase von $3,5 \pm 1,2$ Minuten. Während der Einleitungsphase wurden die Fische nach kurzer, leichter bis mäßiger Exzitation, meist in Form von einer vorübergehenden Tachypnoe und ungerichteten Abwehrbewegungen, schnell ruhig und konnten der speziellen ophthalmologischen Untersuchung unterzogen werden. Das kurze Herausheben der Tiere aus dem Wasser zur Messung des Augeninnendruckes mithilfe des Tonovet® hatte keinen erkennbaren negativen Einfluss auf die Narkoseeinleitung. Die Einleitungsphase dauerte bei den in Gruppe III untersuchten Koi mit 3,84 Minuten am längsten, die Dauer der Einleitungsphase von Fischen der Gruppe I und II unterschieden sich mit 3,4 Minuten (Gruppe I) bzw. 3,32 Minuten (Gruppe II) nicht bedeutend. Es ergaben sich während dieser ersten Phase der Narkose keine medizinischen Zwischenfälle oder Komplikationen.

Die tiefe Sedationsphase musste im Durchschnitt $24,4 \pm 6,8$ Minuten aufrechterhalten werden, um die gesamte sonographische Untersuchung des vorderen und hinteren Augensegmentes beider Augen in den verschiedenen Schnittebenen und die im Rahmen einer anderen Arbeit untersuchte Dopplersonographie des retrobulbären Blutflusses (BRANDSTETTER 2014) durchzuführen. Die Sedationsphase der in Gruppe I untersuchten Koi dauerte mit durchschnittlich $28,7 \pm 6,5$ Minuten am längsten, Koi der Gruppe II verblieben ca. $23,2 \pm 5,6$ Minuten in tiefer Sedation und jene der Gruppe III im Mittel $21,2 \pm 6,0$ Minuten. Während der tiefen Sedationsphase zeigten die Tiere keine aktive Lokomotion und reagierten weder auf taktile, noch optische Reize. Muskeltonus und Gleichgewicht blieben unbeeinflusst, die Atemfrequenz war gegenüber jener im Wachzustand leicht reduziert, aber gleichmäßig. In einem Fall musste die sonographische Untersuchung gegen

Ende aufgrund von Exzitationen, Würgereiz und Tachypnoe abgebrochen werden. Der Fisch erholte sich innerhalb des Aufwachbeckens jedoch rasch wieder. In wenigen Fällen ($n = 6$) wurde ein zu tiefes Narkosestadium erreicht, was sich durch eine stark herabgesetzte oder sistierende Atemtätigkeit über einen Zeitraum von mehr als 60 Sekunden äußerte. Die Atemfrequenz entsprechender Koi stabilisierte sich nach unverzüglicher Überfuhr der Tiere in das bereitgestellte, belüftete Aufwachbecken schnell wieder und die Untersuchung konnte zügig innerhalb des Aufwachbeckens zu Ende geführt werden.

Die Aufwachphase dauerte im Durchschnitt $4,2 \pm 1,8$ Minuten, wobei kein nennenswerter Unterschied zwischen den drei Untersuchungsgruppen festgestellt werden konnte. Tiere, die zum Ende der sonographischen Untersuchung bereits einen beginnenden Verlust des Gleichgewichtssinnes (unkoordiniertes Drehen des Fischkörpers) zeigten, benötigten die längsten Aufwachzeiten. Ebenso hatte die Wassertemperatur Einfluss auf die Aufwachphase. Kältere Temperaturen führten zu geringgradig längeren Aufwachzeiten. Exzitationen wurden während der Aufwachphase kaum beobachtet. Die Narkose galt als beendet, wenn die Tiere wieder zielgerichtete Schwimmbewegungen und eine normale Atemtätigkeit zeigten.

Insgesamt verlief die Tauchbadnarkose mit MS-222 bis auf die oben genannten Fälle komplikationslos, alle Tiere erwachten vollständig aus der Narkose, ohne unmittelbar erkennbare negative klinische Auswirkungen und ohne, dass innerhalb von 24 Stunden Spätschäden festgestellt werden konnten. Tabelle VI gibt noch einmal einen Überblick über die durchschnittliche Dauer der einzelnen Narkosephasen.

	Dauer der Einleitungsphase	Dauer der tiefen Sedationsphase	Dauer der Aufwachphase
Gruppe I ($n = 25$)	$3,40 \pm 1,33$	$28,72 \pm 6,48$	$4,60 \pm 2,02$
Gruppe II ($n = 25$)	$3,32 \pm 1,12$	$23,24 \pm 5,56$	$3,04 \pm 1,00$
Gruppe III ($n = 25$)	$3,84 \pm 0,97$	$21,20 \pm 5,98$	$5,04 \pm 1,71$
Gesamtheit ($n = 75$)	$3,50 \pm 1,20$	$24,40 \pm 6,80$	$4,20 \pm 1,80$

Tabelle VI: Durchschnittliche Dauer der Narkosephasen in Minuten (arithmetisches Mittel mit Standardabweichung), n = Anzahl der untersuchten Koi

4.1.2 Dauer und Verlauf der sonographischen Untersuchung

Die durchschnittliche Dauer der sonographischen Untersuchung beider Augen betrug 24,4 Minuten bei einer Standardabweichung von \pm 6,8 Minuten und einem daraus resultierenden Variationskoeffizienten von 28 Prozent. Die Untersuchung schloss sowohl die B-Mode-Darstellung des gesamten Auges in der axial-vertikalen, axial-horizontalen und obliquen Schnittebene, als auch die Dopplersonographie des retrobulbären Blutflusses ein, welche zusammen mit der Untersuchung des hinteren Augensegmentes in der Arbeit von BRANDSTETTER (2014) beschrieben wird. Die Ultraschalluntersuchung dauerte in der ersten Untersuchungsgruppe mit durchschnittlich 28,7 Minuten (\pm 6,5 Minuten) am längsten, die Untersuchung von Koi der Gruppe III dauerte dagegen im Mittel nur 21,2 Minuten (\pm 6 Minuten). Individuelle Schwankungen der Untersuchungsdauer waren in Gruppe III mit 28 % Abweichung, im Vergleich zu 23 % bzw. 24 % der Gruppen II und III, am größten (siehe Tabelle VII).

	Durchschnittliche Dauer (min)	Standardabweichung (in Minuten)	Minimale Dauer (min)	Maximale Dauer (min)	Variationskoeffizient (Prozent)
Gruppe I (n = 25)	28,72	6,48	20	42	23
Gruppe II (n = 25)	23,24	5,56	15	37	24
Gruppe III (n = 25)	21,20	5,98	13	36	28
Gesamtheit (n = 75)	24,40	6,80	13	42	28

Tabelle VII: Durchschnittliche Dauer der gesamten sonographischen Untersuchung beider Augen in Minuten (arithmetisches Mittel), deren Standardabweichung und der daraus resultierende Variationskoeffizient, sowie die minimale und maximale Dauer; n = Anzahl der untersuchten Koi

Die zu Beginn durchgeführte B-Mode-Untersuchung des rechten Auges dauerte im Durchschnitt gruppenunabhängig wie die des linken Auges zwischen 6 - 12 Minuten und war somit starken individuellen Schwankungen unterworfen. Dauer und Verlauf waren abhängig von den Reaktionen des untersuchten Tieres während der Narkose. So hatte die Atemtätigkeit den größten negativen Einfluss auf die Darstellbarkeit der okularen Strukturen. Auch ein verbleibender Augendrehreflex zu Beginn der Narkose erschwerte die sonographische Untersuchung.

4.2 Sonographische Darstellung des gesunden vorderen Augensegmentes

4.2.1 Darstellung physiologischer Strukturen des Bulbus

Der Bulbus präsentierte sich als klar umschriebener, anterior-posterior abgeflachter Hohlraum mit überwiegend anechogenem Inhalt. Die Strukturen von Kornea, Linsenvorderfläche und Iris waren als hyperechogene, horizontal verlaufende Linien sichtbar. Die Abbildung des Augenhintergrundes ließ eine genaue Differenzierung der einzelnen Schichten, insbesondere von Retina und Chorioidea, nicht zu. Zudem beeinträchtigte eine starke Schallauslöschung distal der vorderen Linsenkapsel die Darstellung des zentralen hinteren Augensegmentes im Axialschnitt.

Abbildung 25 zeigt eine Übersicht über die sonographische Darstellung des gesamten Bulbus. Das B-Mode-Sonogramm des vorderen Augensegmentes stellte sich bei allen 150 untersuchten Koiaugen in seiner Struktur grundsätzlich gleich dar, es zeigten sich lediglich geringe individuelle Abweichungen in der Konvexität der Kornea sowie eine mittelgradige Varianz in der Tiefe der vorderen Augenkammer (siehe Punkt 4.2.2 und 4.2.3).

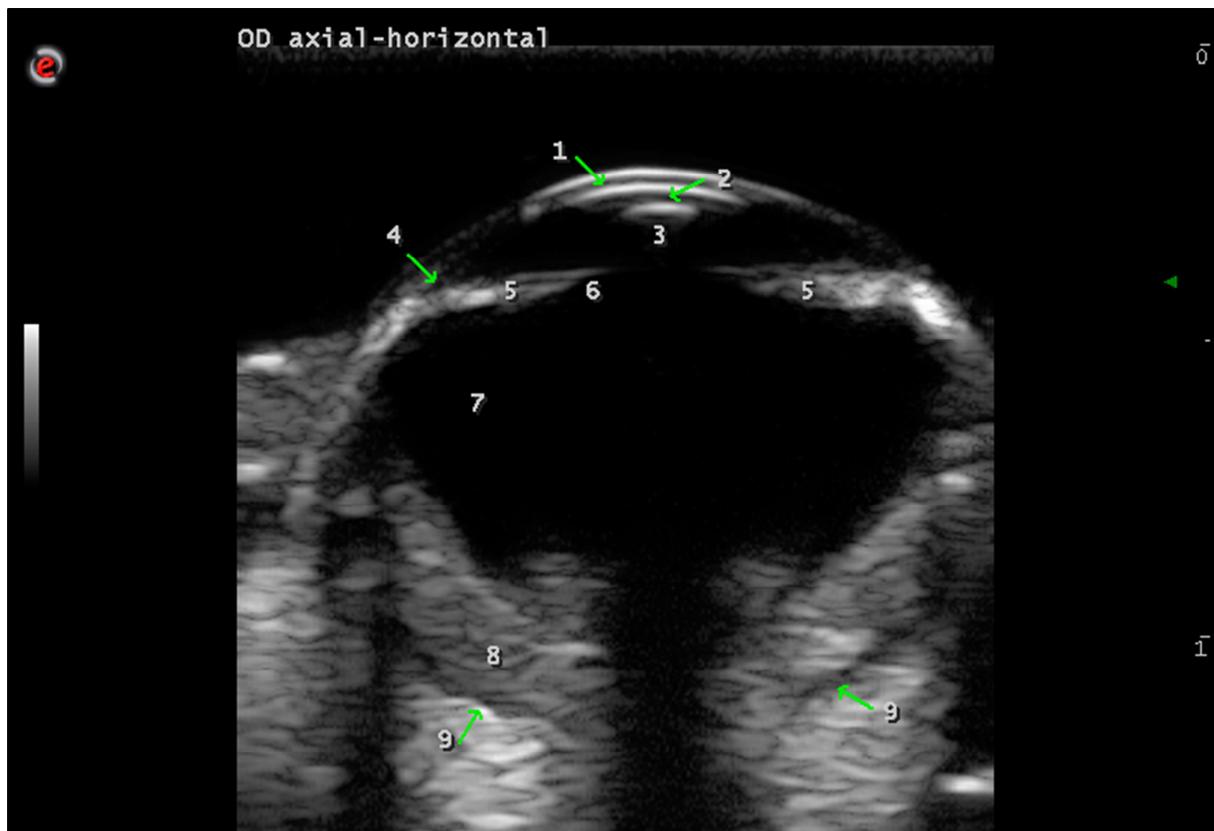


Abbildung 25: Sonographischer Normalbefund, Übersicht über den gesamten Bulbus; Koi (Cyprinus carpio), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = Korneastroma, 2= Vordere Augenkammer, 3 = Linse, 4 = Kammerwinkel, 5 = Iris, 6 = Pupille, 7 = Glaskörper, 8 = Choroidea mit Retina, 9 = hintere Bulbuswand

Der Bulbus konnte mit einer Eindringtiefe von 15 mm bei allen untersuchten Fischen in seiner Gesamtheit dargestellt werden. Zur detaillierten Darstellung des vorderen Augensegmentes wurde meist eine Eindringtiefe von 10 mm gewählt (siehe Abbildung 26). Die Bulbi von Koi mit einer Körperlänge von über 30 cm konnten aufgrund der lateralen Darstellungsgrenze des verwendeten Schallkopfes (13 mm) nicht in ihrer Gesamtheit auf dem Ultraschallmonitor dargestellt werden.



Abbildung 26: Sonographischer Normalbefund, Vorderes Augensegment; Koi (Cyprinus carpio), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Korneaepithel, 2 = Korneastroma, 3 = Korneaendothel, 4 = vordere Augenkammer, 5 = vordere Linsenkapsel, 6 = nasaler Kammerwinkel, 7 = temporaler Kammerwinkel, 8= Irisvorderfläche

4.2.2 Kornea

Die Kornea präsentierte sich als konvex gebogene Struktur mit einer inneren und einer äußereren echogenen Linie, welche sich besonders im zentralen Schallfeld als stark hyper-echogen darstellten. Die äußere Linie wurde vom Korneaepithel, die innere vom Hornhautendothel gebildet. Dazwischen ließ sich das Hornhautstroma besonders im Zentrum als anechogene bis hypoechoogene konvexe Linie darstellen. Das Hornhautepithel bildete sich im Gegensatz zum Endothel als dünne, mäßig echogene Linie auch in der Peripherie sehr gut ab. Das Korneaendothel hingegen war in seinen peripheren Anteilen bis auf den Bereich am Übergang zur Sklera nicht darstellbar (siehe Abbildung 27 und 28).

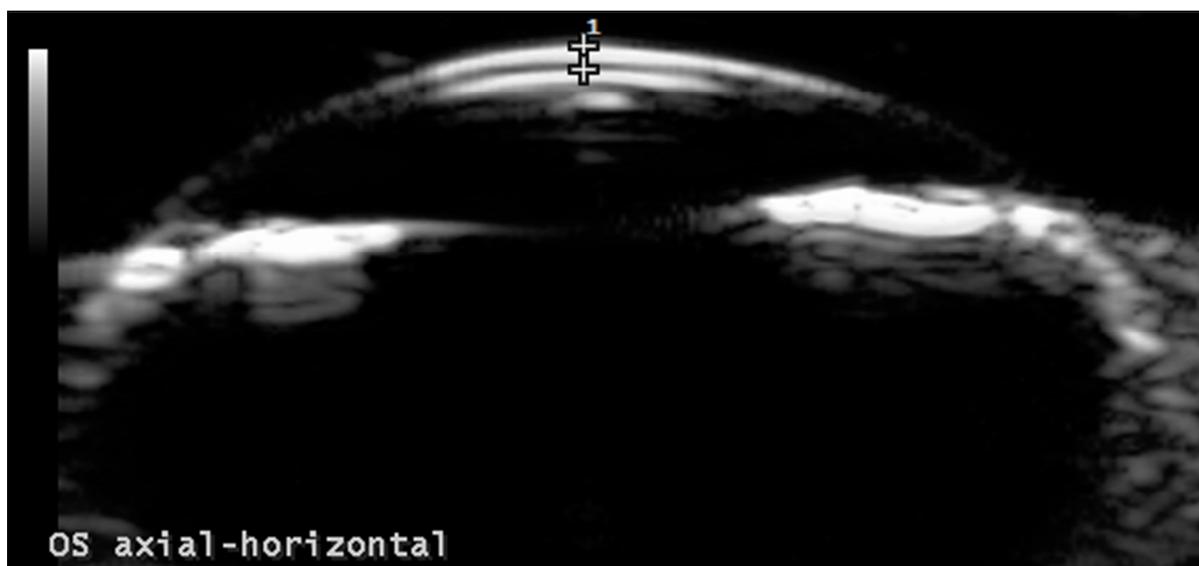


Abbildung 27: Sonographischer Normalbefund der Kornea; Koi (Cyprinus carpio), 21 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD = 0,20 mm)

Durch Schallreflexionen innerhalb der Kornea kam es oft zum Auftreten mehrerer mäßig echogener Wiederholungsartefakte (Reverberationen) innerhalb der vorderen Augenkammer. Zur biometrischen Erfassung der zentralen Korneadicke (ZKD) wurden die Messpunkte jeweils in der Medianen am äußeren Rand der beiden hyperechogenen Linien von Korneaendo- und Korneaepithel gesetzt. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (Mittelwert der Differenzen = 0,0016 mm, $p = 0,3889$) zwischen der vertikalen und horizontalen Schnittebene. Auch zwischen rechtem und linkem Auge wurde kein signifikanter Unterschied ermittelt ($p > 0,7$) (vergleiche Punkt 4.2.7, Abb. 27 und 28 sowie Tabelle VIII und Anhang).

	ZKD vertikal OD (mm)	ZKD horizontal OD (mm)	ZKD vertikal OS (mm)	ZKD horizontal OS (mm)
Gruppe I (n = 25)	0,18 ± 0,01	0,18 ± 0,01	0,18 ± 0,02	0,18 ± 0,02
Gruppe II (n = 25)	0,20 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02
Gruppe III (n = 25)	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02
Gesamtheit (n = 75)	0,20 ± 0,02	0,20 ± 0,02	0,20 ± 0,02	0,20 ± 0,02

Tabelle VIII: Durchschnittliche zentrale Korneadicke (ZKD) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Millimetern im axial-vertikalen und axial-horizontalen Schnitt mit Standardabweichung

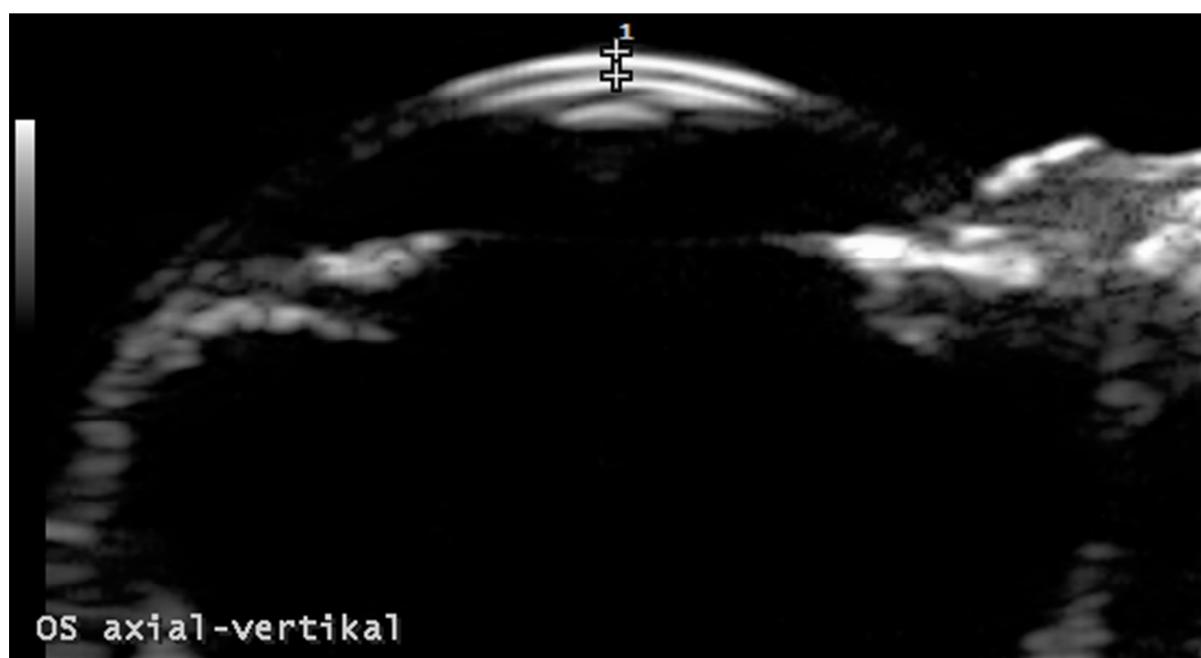


Abbildung 28: Sonographischer Normalbefund der Kornea; Koi (Cyprinus carpio), 21 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre, gleiches Tier wie Abb. 27; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD = 0,20 mm)

Die ZKD fiel bei den in Gruppe I zusammengefassten Koi mit einer Körperlänge von 15 – 20 cm mit durchschnittlich 0,18 mm signifikant kleiner aus als bei Fischen der Gruppe II (20 – 25 cm Körperlänge) und Gruppe III (20 – 30 cm Körperlänge) mit 0,21 mm. Insgesamt betrug die ZKD durchschnittlich im Vertikalschnitt $0,2001 \pm 0,0210$ mm und im Horizontalschnitt $0,1985 \pm 0,0195$ mm, wodurch sich ein Variationskoeffizient von ca. ± 10 % ergibt (vergleiche Punkt 4.2.7 und Anhang).

Abbildung 29 stellt die genaue Schichtung der Kornea im Sonogramm dar und zeigt gleichzeitig die Auflösungsgrenzen des verwendeten Schallkopfes bei einer Eindringtiefe von 5 mm auf. Die Konturen des Epi- und Endothels wirken leicht verschwommen. Es sind paramedian deutlich Wiederholungsartefakte distal der Strukturen des Epi- und Endothels der Kornea, sowie distal der vorderen Linsenkapsel zu erkennen, welche durch die starken Impedanzsprünge zwischen den genannten Strukturen und dem Hornhautstroma bzw. dem Kammerwasser zustande kamen.

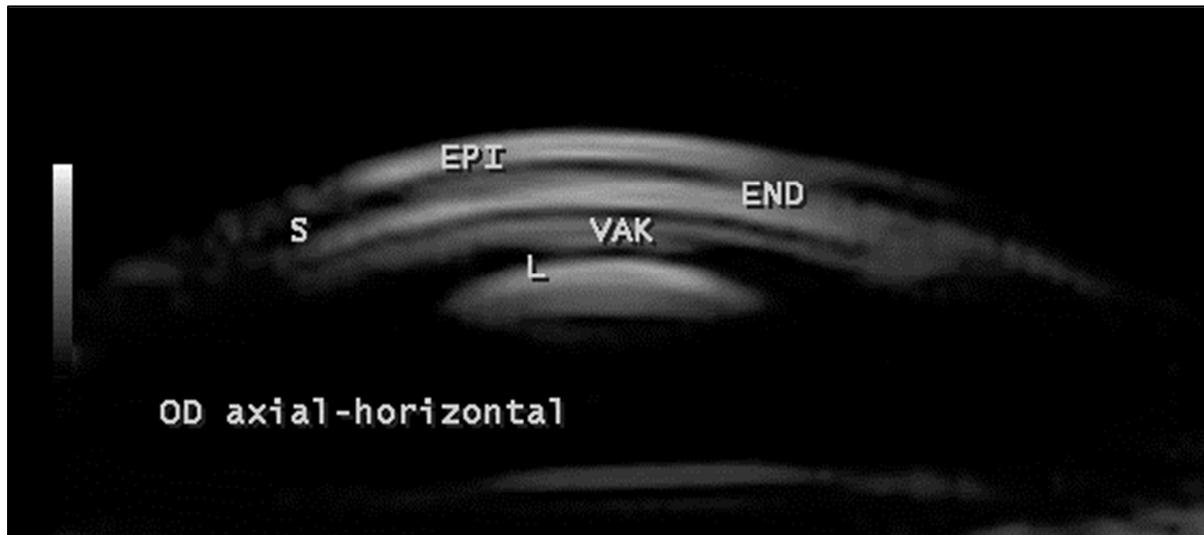


Abbildung 29: Sonographischer Normalbefund der Kornea; Koi (Cyprinus carpio), 25 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 5 mm; Erklärungen: EPI = Korneaepithel, S = Korneastroma, END = Korneaendothel, VAK = vordere Augenkammer, L = vordere Linsenkapsel

Die konvexe Krümmung der Kornea fiel bei den meisten untersuchten Fischen gleich flach aus. Einige klinisch augengesunde Tiere (20,7 %) wiesen jedoch beidseits eine reproduzierbar stärkere Krümmung der Hornhaut in horizontaler und vertikaler Schnittebene auf (vergleiche Abbildung 30 und 31). Eine Assoziation mit der Gruppenzugehörigkeit konnte hierbei nicht festgestellt werden.

Die Symmetrie des Krümmungsverlaufes der Kornea war zudem stark abhängig von der genauen Position des Schallkopfes und der Stellung des Bulbus innerhalb seiner knöchernen Umgebung. Bei der überwiegenden Zahl der untersuchten Fische (61,3 %) stellten sich im axial-horizontalen Schnitt die temporalen Bulbusanteile einschließlich der Kornea gegenüber den nasalen Anteilen augenscheinlich leicht abgeflacht dar (siehe Abbildung 32), während in der axial-vertikalen Schnittebene dieses Phänomen der einseitigen Abflachung nicht zu beobachten war.

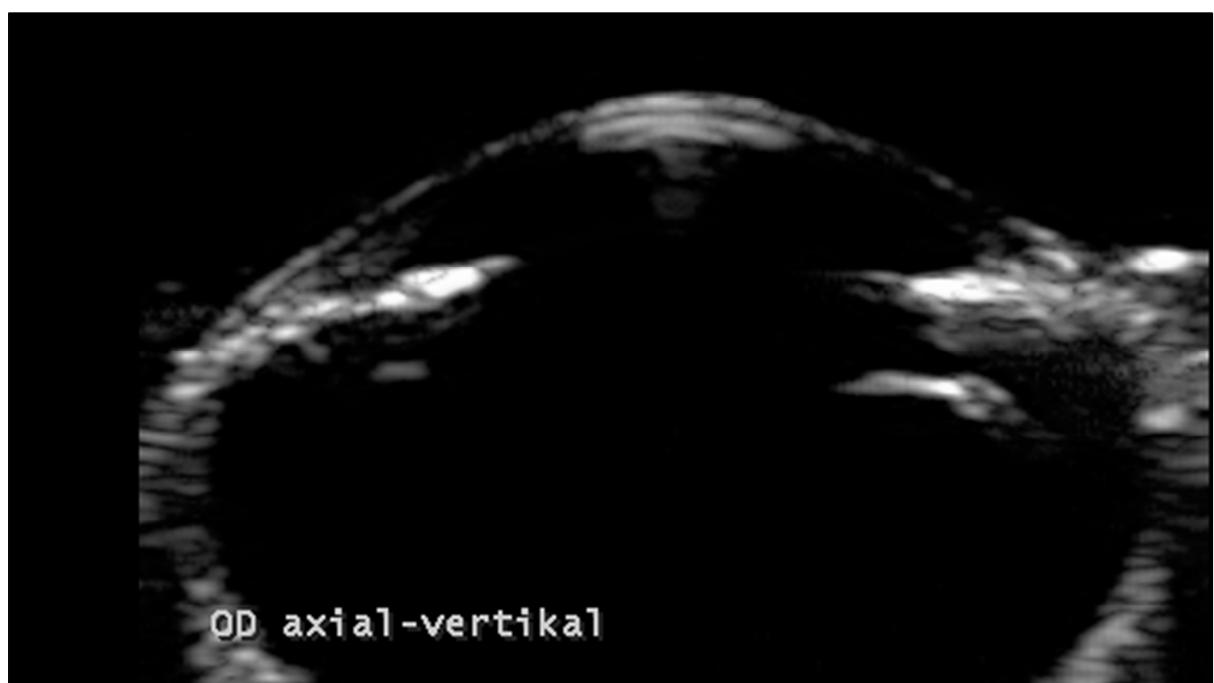
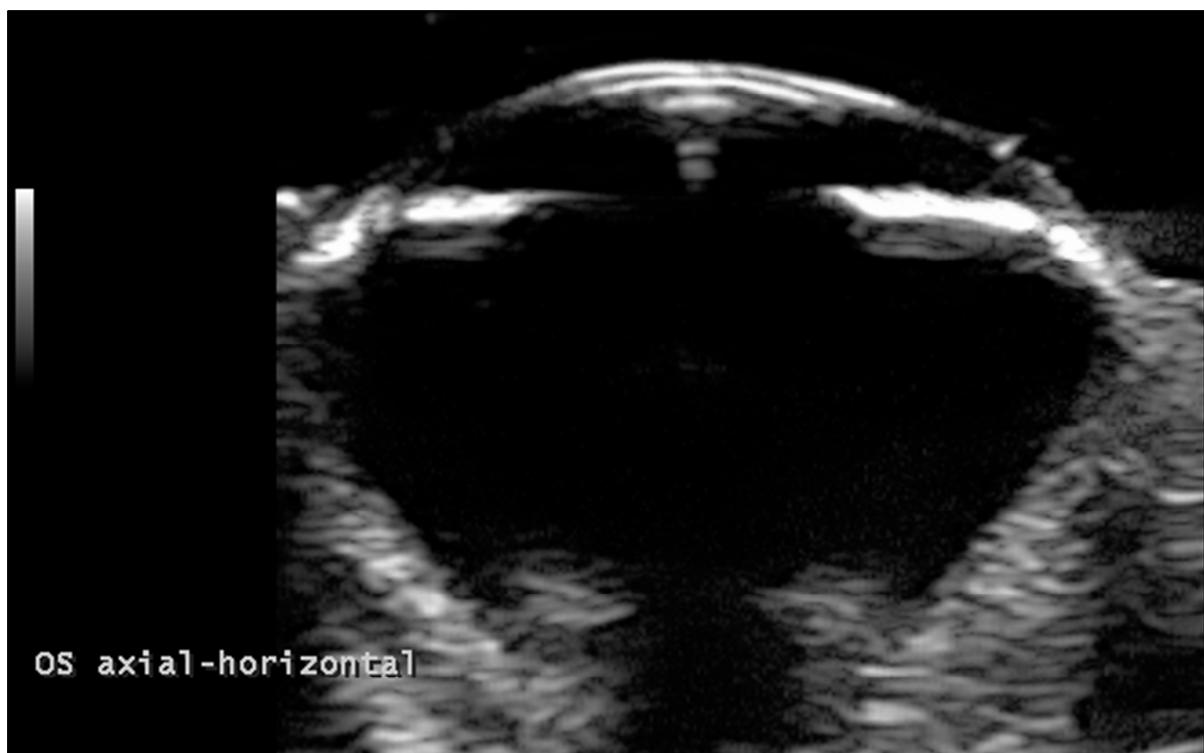


Abbildung 30 + Abbildung 31: Verschiedene Krümmungsradien der Kornea, physiologischer Befund; Koi (*Cyprinus carpio*), 26 cm Körperlänge (Abb.30) bzw. 21 cm (Abb.31); B-Mode-Sonogramm, OS axial-horizontale Schnittebene (Abb. 30) bzw. OD axial-vertikale Schnittebene (Abb. 31) Eindringtiefe von 15 mm

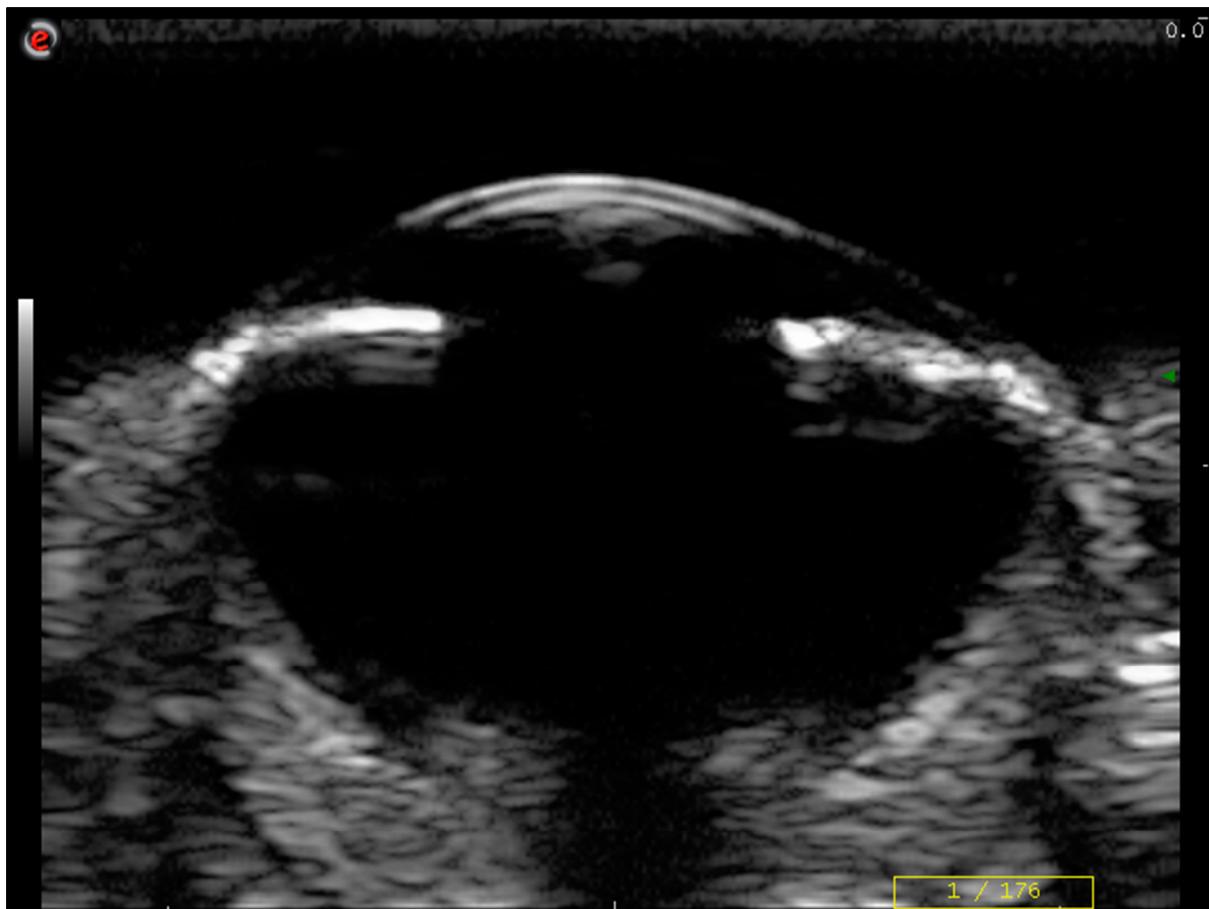


Abbildung 32: Unsymmetrischer Krümmungsverlauf der Kornea, physiologischer Befund; Koi (Cyprinus carpio), 23,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Temporale Anteile der Kornea (rechts im Bild) wirken in ihrem Krümmungsverlauf abgeflacht, bzw. die temporale Bulbushälfte leicht ausgezogen

4.2.3 Vordere Augenkammer

Die axiale Tiefe der vorderen Augenkammer wurde definiert als der Raum zwischen dem zentralen Korneaendothel und der Linsenvorderfläche (endotheliale Vorderkammertiefe) und war im Gegensatz zur zentralen Korneadicke mit Variationskoeffizienten von 22 % - 28 % deutlich variabel. Eine offensichtliche Korrelation zwischen der Tiefe der vorderen Augenkammer und der Gruppenzugehörigkeit bestand nicht (siehe Tabelle IX, Punkt 4.2.7 und Anhang).

Die vordere Augenkammer stellte sich im physiologischen Zustand völlig anechogen dar und die Vorderkammertiefe war im Durchschnitt mit $0,2827 \pm 0,08$ mm im Vertikalschnitt und $0,2709 \pm 0,065$ mm im Horizontalschnitt rund 29 % größer als der Durchmesser der zentralen Kornea. Aufgrund ihres geringen Durchmessers wurde die axiale Vorderkammer

von Reverberationsartefakten, von der aufliegenden Kornea ausgehend, gerade in den paramedianen, anterioren Bereichen, überdeckt (siehe Abbildung 33).

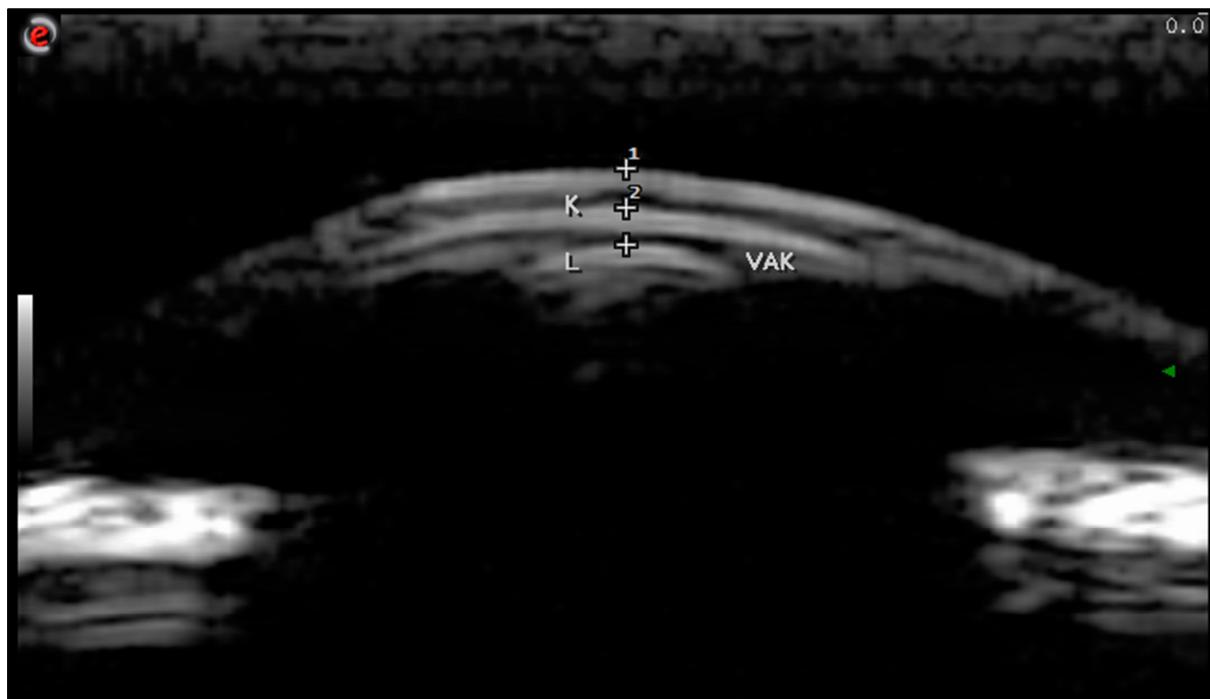


Abbildung 33: Sonographischer Normalbefund, Korneadicke und Vorderkammertiefe; Koi (*Cyprinus carpio*), 25cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 5 mm; Erklärungen: K = Korneaendothel, VAK = Vordere Augenkammer, L = vordere Linsenkapsel, 1 = zentrale Korneadicke, 2 = Vorderkammertiefe

Die VKT war bei der zu Beginn einer jeden Untersuchung durchgeföhrten Ausmessung des rechten Auges im axial-vertikalen Schnitt durchschnittlich um 9 % größer als bei den übrigen Messungen (siehe Tabelle IX).

	VKT vertikal OD (mm)	VKT horizontal OD (mm)	VKT vertikal OS (mm)	VKT horizontal OS (mm)
Gruppe I (n = 25)	0,29 ± 0,09	0,25 ± 0,04	0,27 ± 0,06	0,26 ± 0,08
Gruppe II (n = 25)	0,28 ± 0,06	0,26 ± 0,06	0,22 ± 0,03	0,24 ± 0,04
Gruppe III (n = 25)	0,33 ± 0,08	0,31 ± 0,07	0,30 ± 0,10	0,31 ± 0,06
Gesamtheit (n = 75)	0,30 ± 0,08	0,27 ± 0,06	0,27 ± 0,07	0,27 ± 0,07

Tabelle IX: Durchschnittliche Vorderkammertiefe (VKT) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Millimetern im axial-vertikalen und axial-horizontalen Schnitt mit Standardabweichung

Periphere Bereiche der vorderen Augenkammer waren nicht von den umliegenden Strukturen zu differenzieren. Ebenso gelang die sonographische Abgrenzung des Ligamentum annulare, welches bei Fischen den Kammerwinkel ausfüllt, nicht. Es war nicht eindeutig von den Strukturen des Korneaendothels und der Iris zu unterscheiden.

Zur Ausmessung des transversalen Vorderkammerdurchmessers war eine Eindringtiefe von 10 mm nötig und das Irisdiaphragma musste möglichst horizontal verlaufen. Der Vorderkammerdurchmesser (VKD) wurde definiert als Abstand zwischen dem dorsalen bzw. nasalen und ventralen bzw. temporalen Kammerwinkel (KW-KW-Abstand). Mit zunehmender Fisch- und somit Bulbusgröße wurde der VKD größer gemessen (vergleiche Tabelle X und Punkt 4.2.7).

Der VKD war im axial-horizontalen Schnitt anatomisch bedingt, aufgrund des anterior-posterior leicht abgeflachten Bulbus, mit durchschnittlich $7,6240 \pm 1,0327$ mm um 6,9 % größer als mit $7,0998 \pm 0,9684$ mm in der axial-vertikalen Schnittebene (vergleiche Abbildung 34 und 35 sowie Tabelle X, Punkt 4.2.7 und Anhang).

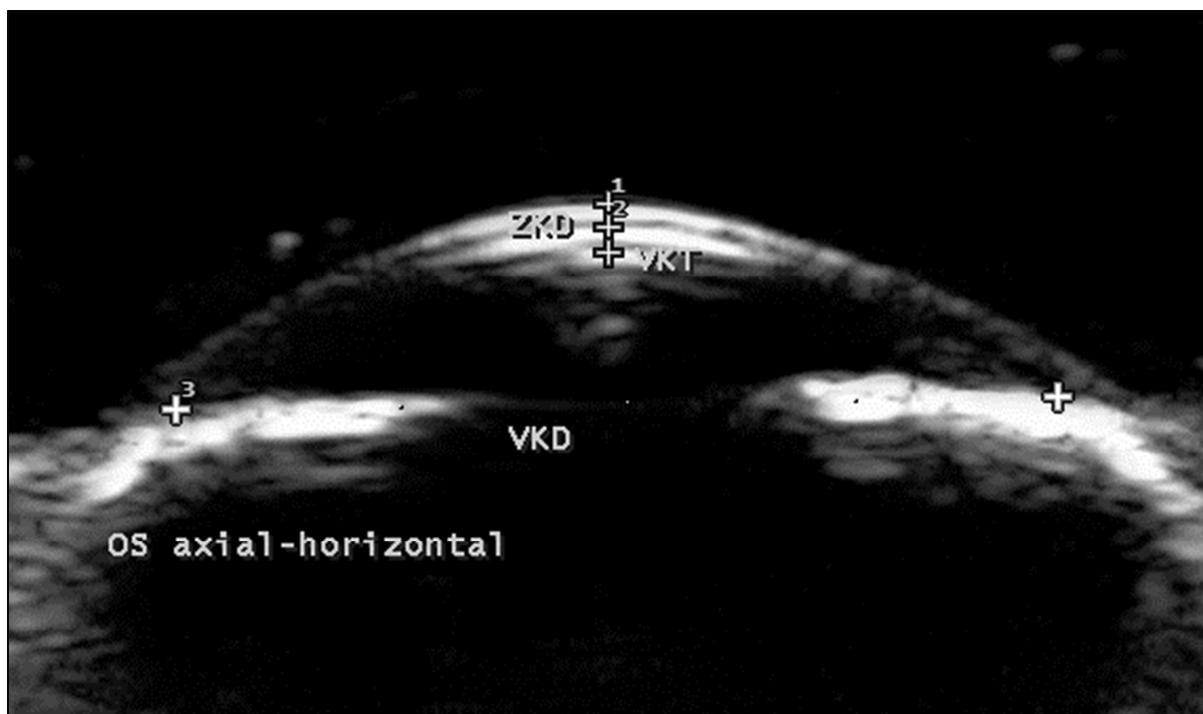


Abbildung 34: Sonographischer Normalbefund, Okulare Distanzen des vorderen Augensegmentes; Koi (*Cyprinus carpio*), 23,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD)

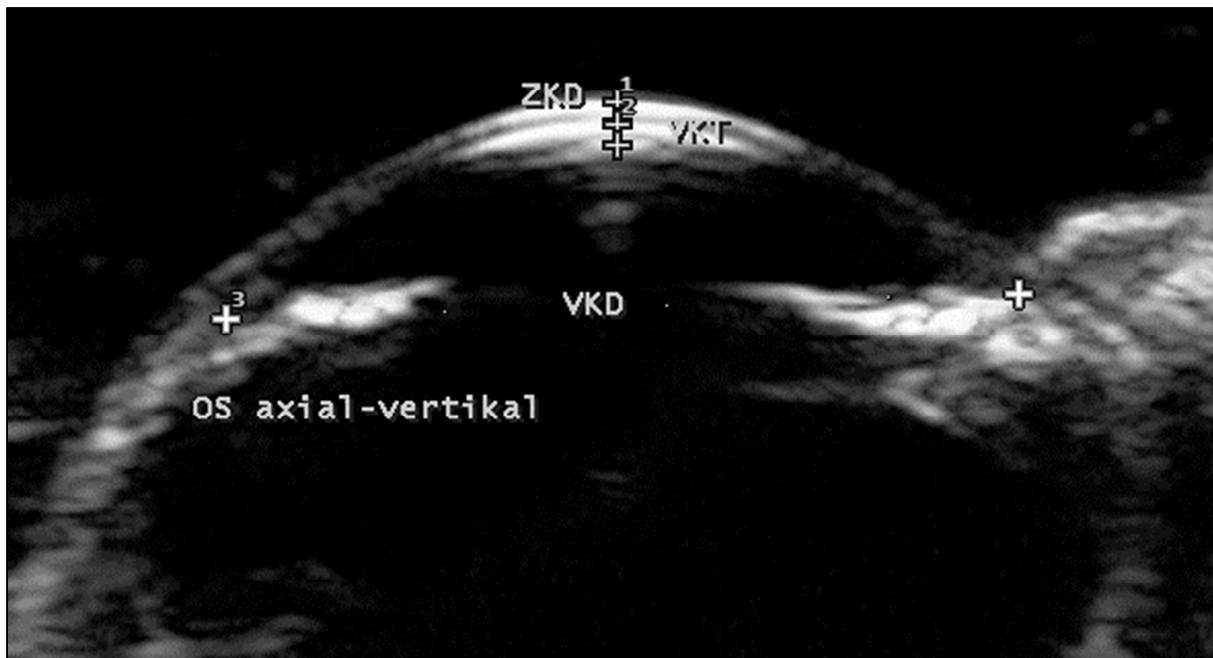


Abbildung 35: Sonographischer Normalbefund, Okulare Distanzen des vorderen Augensegmentes; Koi (*Cyprinus carpio*), 23,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre (gleiches Tier wie Abb. 34); Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD)

	VKD vertikal OD (mm)	VKD horizontal OD (mm)	VKD vertikal OS (mm)	VKD horizontal OS (mm)
Gruppe I (n = 25)	6,44 ± 0,76	7,01 ± 0,74	6,43 ± 0,69	6,77 ± 0,68
Gruppe II (n = 25)	6,69 ± 0,55	7,20 ± 0,53	6,76 ± 0,57	7,19 ± 0,45
Gruppe III (n = 25)	8,13 ± 0,57	8,78 ± 0,68	8,16 ± 0,57	8,79 ± 0,57
Gesamtheit (n = 75)	7,08 ± 0,98	7,66 ± 1,03	7,11 ± 0,97	7,59 ± 1,04

Tabelle X: Durchschnittlicher Vorderkammerdurchmesser (VKD) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Millimetern im axial-vertikalen und axial-horizontalen Schnitt mit Standardabweichung

Bei 8 % der untersuchten, klinisch augengesunden Fische stellte sich die Vorderkammertiefe beider Augen unabhängig von der Schnittebene signifikant größer als durchschnittlich gemessen dar. Dabei präsentierte sich die Vorderkammer als anechogener Raum ohne pathologischen Inhalt (vergleiche Abbildung 36 und 37). Alle anderen Messparameter waren unauffällig.

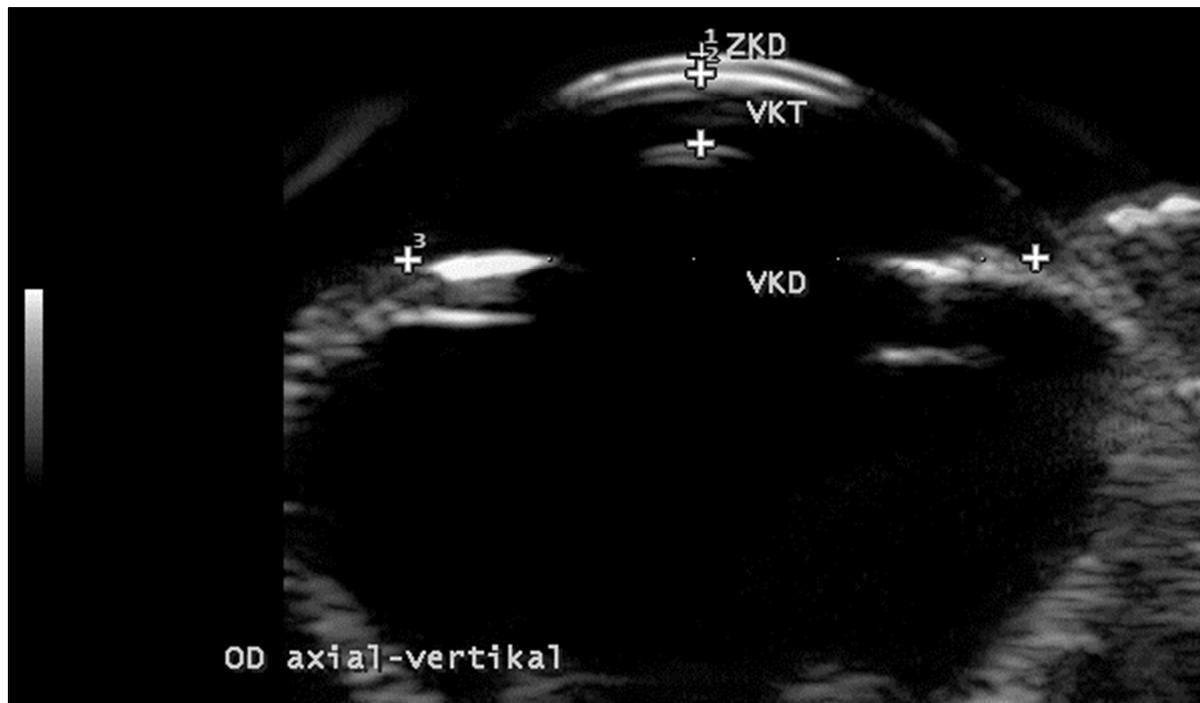


Abbildung 36: Abweichende Vorderkammertiefe; Koi (*Cyprinus carpio*), 29 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD)

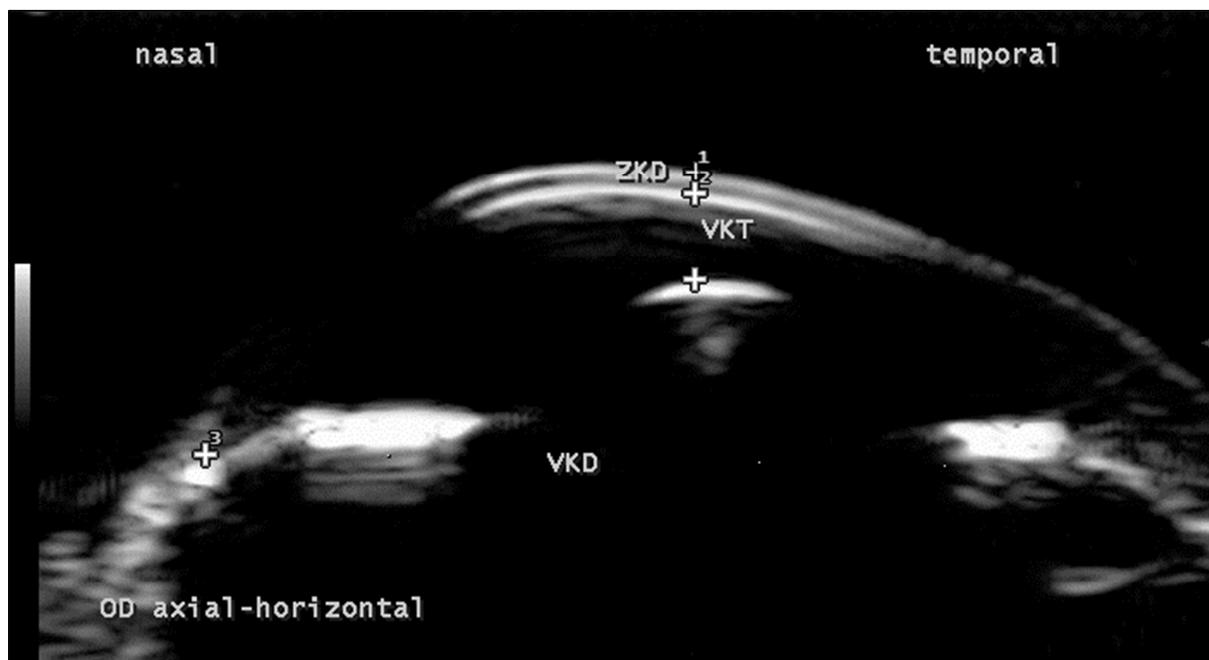


Abbildung 37: Abweichende Vorderkammertiefe; Koi (*Cyprinus carpio*), 29 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), gleiches Tier wie Abb. 36, B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD)

4.2.4 Linse

Die Linse konnte im B-Mode-Sonogramm in Form ihrer vorderen Linsenkapsel und des anechogenen Stromas dargestellt werden. Die vordere Linsenkapsel präsentierte sich in der Bulbusmedianen als stark hyperechogene, leicht konvex gebogene Linie hinter dem ebenfalls hyperechogenen Korneaendothel und der anechogenen vorderen Augenkammer. Dieser stark hyperechogenen Linie folgten zumeist mehrere Wiederholungsartefakte.

Es konnten weder die laterale Begrenzung der Linse, noch der hintere Linsenpol mit seiner hinteren Linsenkapsel im zweidimensionalen B-Bild dargestellt werden. Somit konnten weder der transversale, noch der axiale Linsendurchmesser biometrisch erfasst werden. Die transversale Ausdehnung der Linse ließ sich lediglich aufgrund der Ausdehnung des anecho- genen Stromas auf Höhe der Iris abschätzen (siehe Abbildung 38).



Abbildung 38: Sonographischer Normalbefund der Linse; Koi (Cyprinus carpio), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = vordere Linsenkapsel, 2 = Reverberationsartefakt, 3 = Pupillenrand, 4 = Iris, 5 = distale Schallauslösung

Die Fischlinse führte aufgrund ihrer starken radiären Schichtung (siehe Abbildung 40) sowie der hohen Refraktivität und dem damit verbundenen hohen Impedanzunterschied zum umliegenden Gewebe bzw. Kammerwasser zu auffällig starker Artefaktbildung, die die Interpretation des B-Mode-Sonogramms stark beeinflusste. Die vordere Linsenkapsel wirkte im B-Bild gegenüber dem anatomischen Präparat leicht abgeflacht. Ein auffälliges, durch die Linse hervorgerufenes Artefakt stellte die schattenhafte Vorwölbung paramedianer Anteile der hinteren Augenwand in den Glaskörper dar (Laufzeitartefakt oder sog. Verzeichnung), wodurch der Glaskörper leicht verkürzt wirkte (siehe Abbildung 39). Dieses Phänomen ließ sich dadurch erklären, dass sich die Schallstrahlen innerhalb der Linse schneller fortpflanzten, als im umliegenden Kammerwasser.

Distal der vorderen Linsenkapsel zeigte sich in jedem Fall eine starke Schallauslösung, die jegliche Beurteilung darin liegender Strukturen, einschließlich der hinteren Linsenfläche, verhinderte (vergleiche Abbildung 38 - 40).

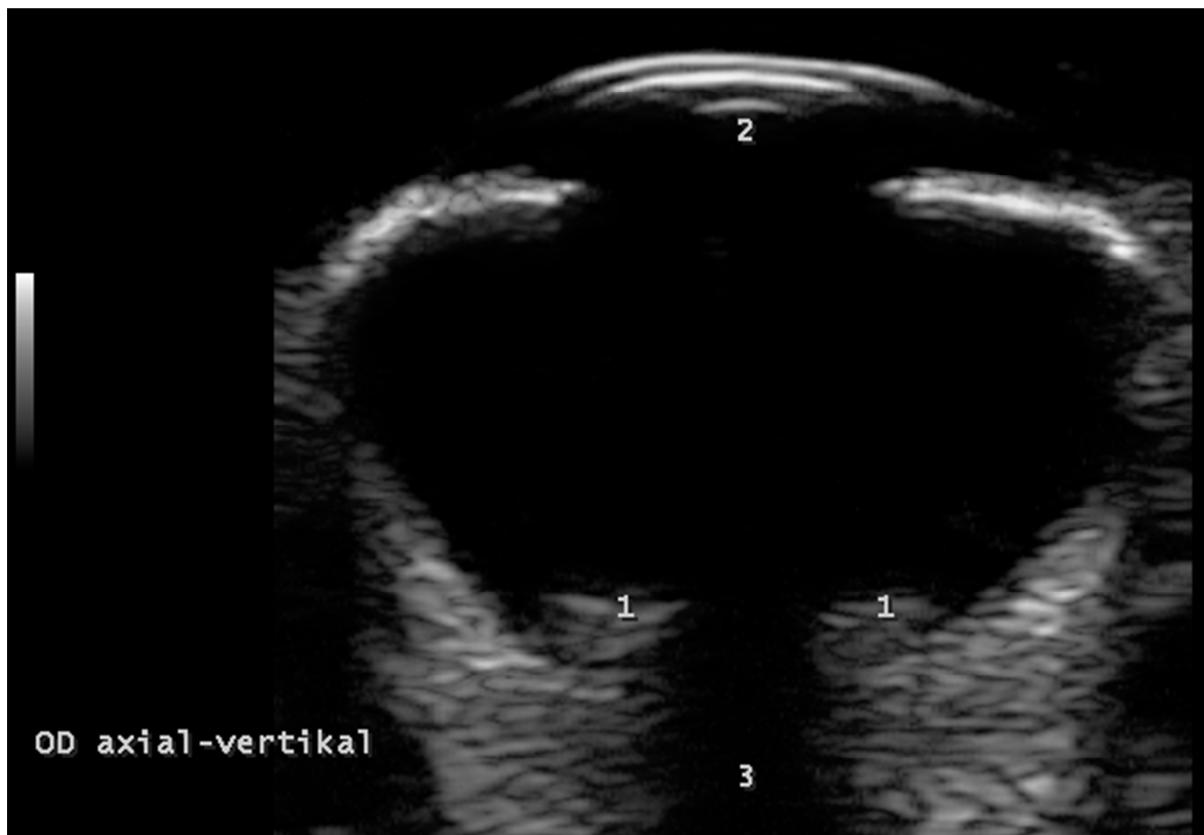


Abbildung 39: Sonographischer Normalbefund mit Artefaktbildung; Koi (Cyprinus carpio), 27 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = scheinbare Vorwölbung der hinteren Augenwand (Laufzeitartefakt bzw. Verzeichnung), 2 = Vordere Linsenkapsel, 3 = linsenbedingte distale Schallauslösung

Im anatomischen Präparat stellte sich die kristalline Linse vollständig rund und absolut starr dar. Die Linsensubstanz wies eine deutliche radiäre Schichtung auf (siehe Abbildung 40).

Das in Abbildung 41 gezeigte Schema beruht auf der physikalischen Ausmessung der Linse direkt post mortem nach Entnahme des zuvor sonographisch untersuchten Bulbus. Die Linse wies in diesem Fall eines vierjährigen, augengesunden Koi mit einer Körperlänge von 27 cm einen axialen, sowie transversalen Durchmesser von 4,8 mm auf.

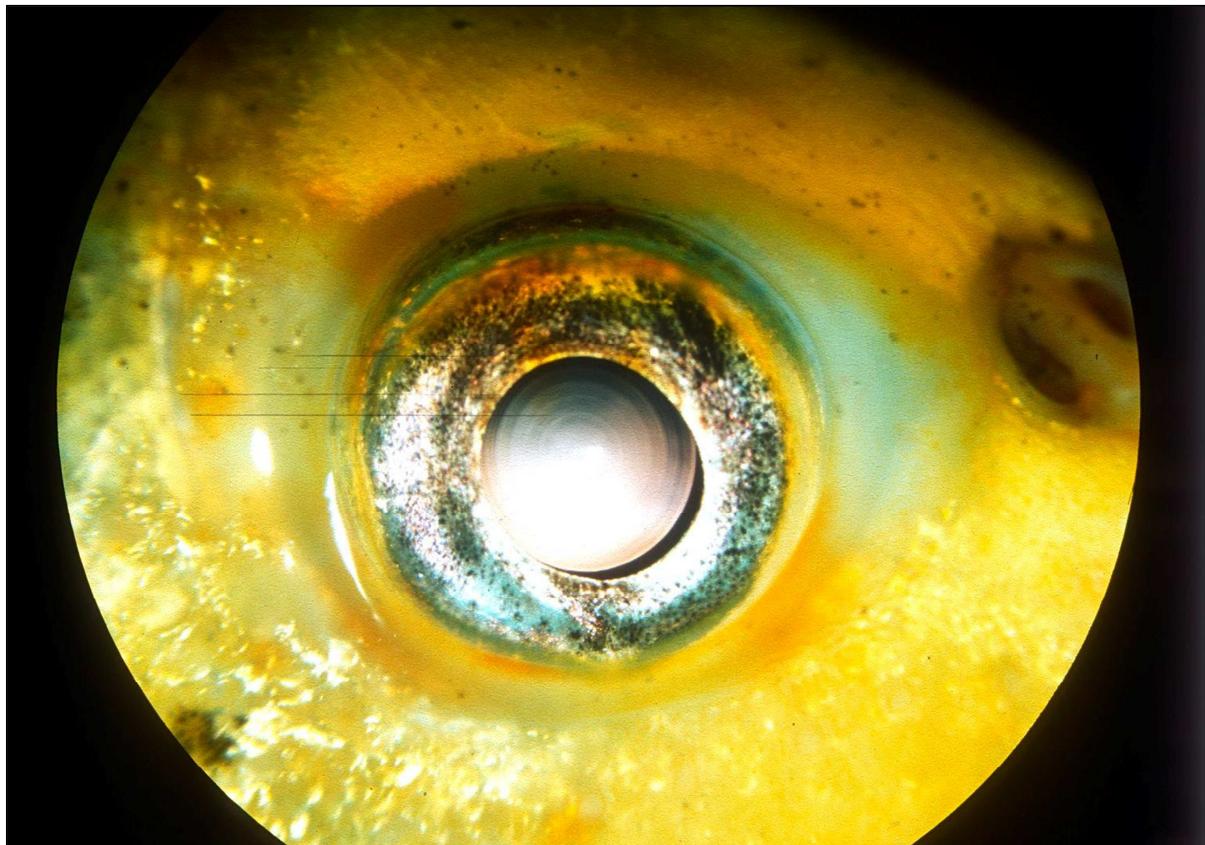


Abbildung 40: Makrofotografie des rechten Auges eines vierjährigen, augengesunden Koi (*Cyprinus carpio*), 27 cm Körperlänge, Darstellung der radiären Fischlinse; Aufnahme: R. Korbel



Abbildung 41: Schema zur Ausdehnung und Lage der Linse; Koi (*Cyprinus carpio*), 27 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: A1/1 = Fläche in mm², VOL = Volumen in cm³, D2/2= axialer Linsendurchmesser, D3/3 = transversaler Linsendurchmesser

4.2.5 Iris, Pars ciliaris retinae und hintere Augenkammer

Die Iris präsentierte sich als mäßig bis hyperechogene, relativ breite Struktur beidseits des anechogenen Linsenstromas. Im B-Bild stellte sie sich im Axialschnitt in Form zweier horizontaler Linien dar, die auf Höhe des Übergangs zwischen Kornea und Sklera (Limbus) in den anterioren Bulbus hineinragten und in ihrer Mitte die Pupillenöffnung freigaben, in welcher ein Großteil der Linse zum Liegen kam. Die Iris wurde oft aufgrund von Schichtdickenartefakten verbreitert dargestellt (siehe Abbildung 42).

Die Irisvorderfläche erschien nie ganz glatt, sondern wies eine wellenartige, unregelmäßige Oberfläche auf. Die dorsal bzw. nasal und ventral bzw. temporal gebildeten Winkel der Schnittpunkte von Irisvorderfläche und Korneaendothel stellten die Kammerwinkel und somit die laterale Begrenzung der vorderen Augenkammer dar.

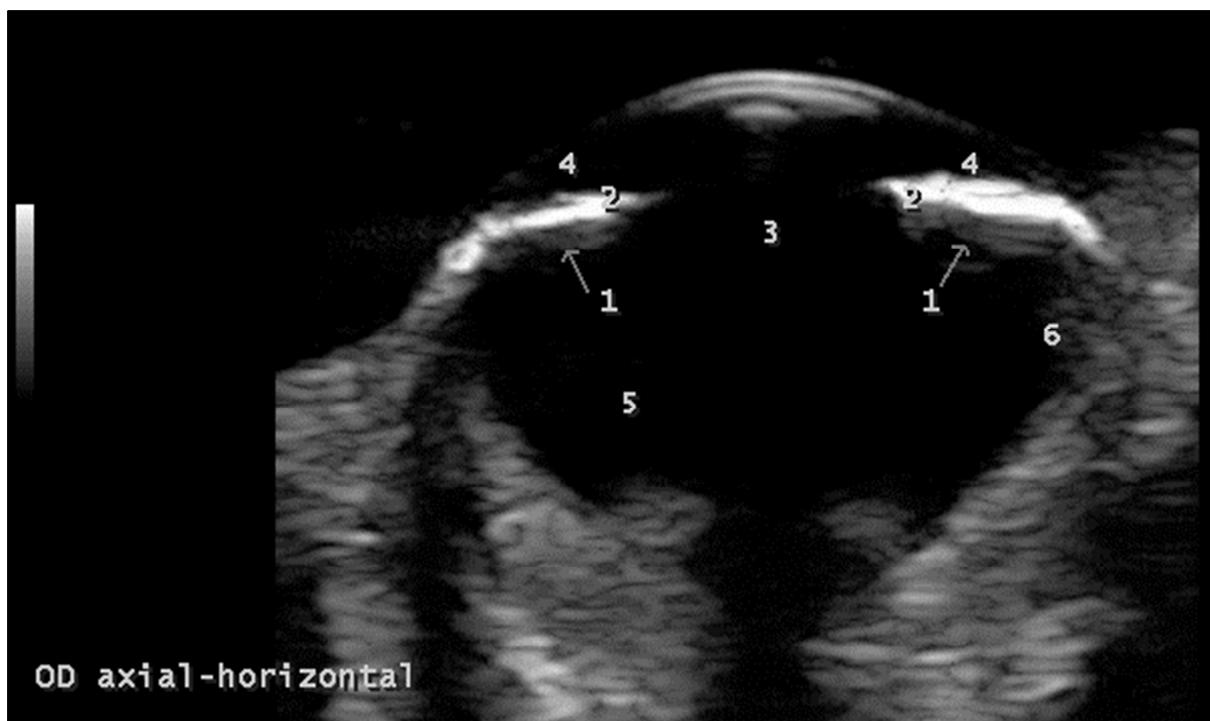


Abbildung 42: Sonographischer Normalbefund der Iris; Koi (*Cyprinus carpio*), 21 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = Schichtdickenartefakt, 2 = Iris, 3 = Pupille bzw. Linsenstroma, 4 = vordere Augenkammer, 5 = Glaskörper, 6 = Schichtdickenartefakt

Eine Differenzierung zwischen dem Ziliarepithel der Pars ciliaris retinae und der Aderhaut gelang sonographisch nicht.

Die hintere Augenkammer wurde definiert als anechogener Raum zwischen der Irisrückfläche und den linsenfixierenden Strukturen des *Musculus retractor lentis* (ventral) und des *Ligamentum suspensorium lentis* (dorsal). Die sonographische Darstellung der hinteren Augenkammer konnte lediglich bei ca. 65 % der Untersuchungen in der axial-vertikalen Schnittebene reproduzierbar erreicht werden, in der axial-horizontaler Schnittebene gelang die Darstellung überhaupt nicht.

Abbildung 43 zeigt in der axial-vertikalen Schnittebene eine hinter der Irisrückfläche von der ventralen Bulbusperipherie ausgehende und Richtung Linse verlaufende, breite echogene Struktur, die als der zur Akkommodation dienende *Musculus retractor lentis* angesprochen werden konnte. Die Struktur war in der axial-horizontalen Schnittebene nicht aufzufinden. Sie konnte nur in ca. 65 % der Fälle im axial-vertikalen Untersuchungsgang dargestellt werden.

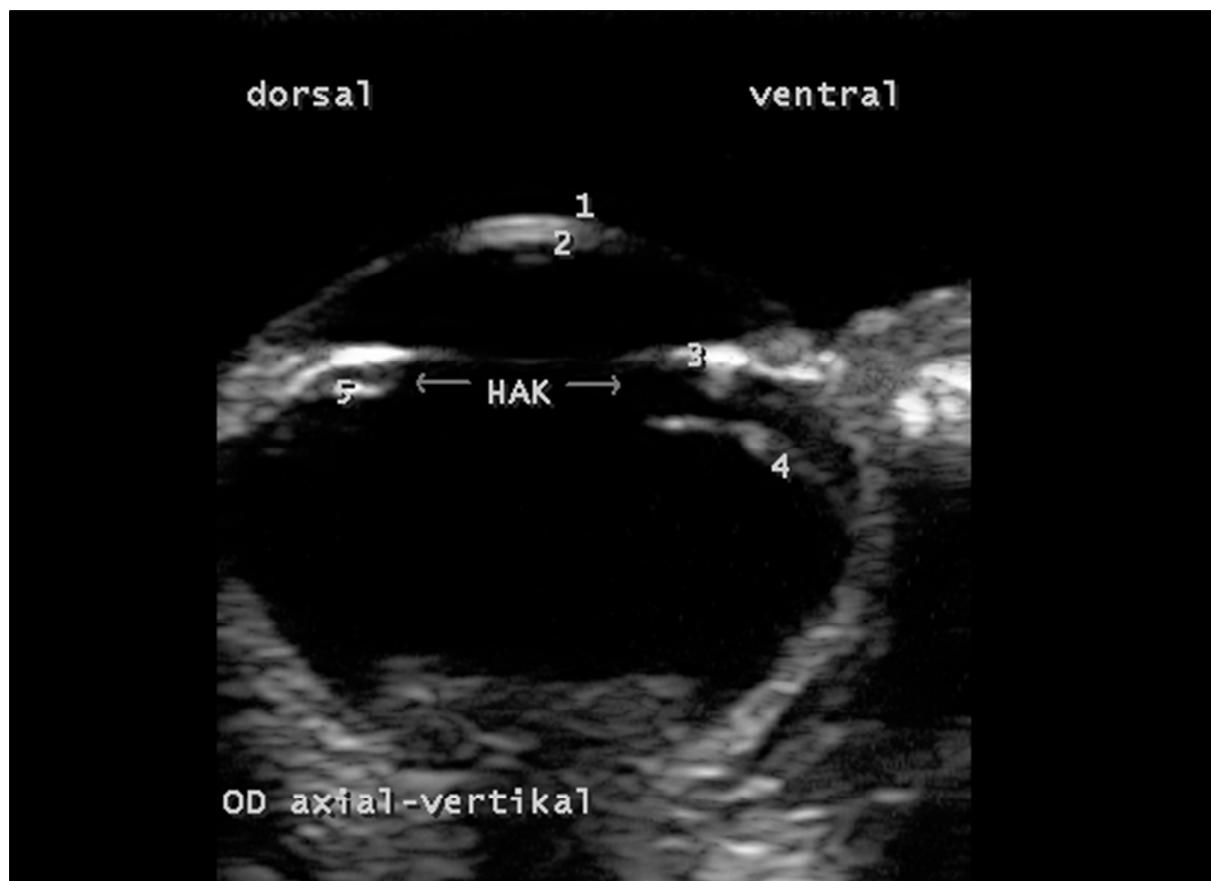


Abbildung 43: Sonographischer Normalbefund: M. retractor lentis und Darstellung der hinteren Augenkammer; Koi (*Cyprinus carpio*), 29 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 20 mm; Erklärungen: 1 = Kornea, 2 = vordere Linsenkapsel, 3 = Iris 4 = Musculus retractor lentis, 5 = Ligamentum suspensorium lentis, Pfeile = HAK = hintere Augenkammer

Noch seltener, in nur ca. 30 % der Untersuchungen, konnte an der gegenüberliegenden, dorsalen Bulbusperipherie (links im Bild) ein schmales echogenes Band sonographisch dargestellt werden, welches ebenso zur Linse zog und dementsprechend dem Ligamentum suspensorium lentis zugeordnet wurde (vergleiche Abbildung 44). Auch diese Struktur zeigte sich nur in axial-vertikalen Schnittebenen und war nicht immer bei den Wiederholungsmessungen reproduzierbar.

Zwischen den beschriebenen linsenfixierenden Strukturen und der Irisrückfläche war bei Auffinden derselben immer die hintere Augenkammer als anechogener Raum darstellbar.

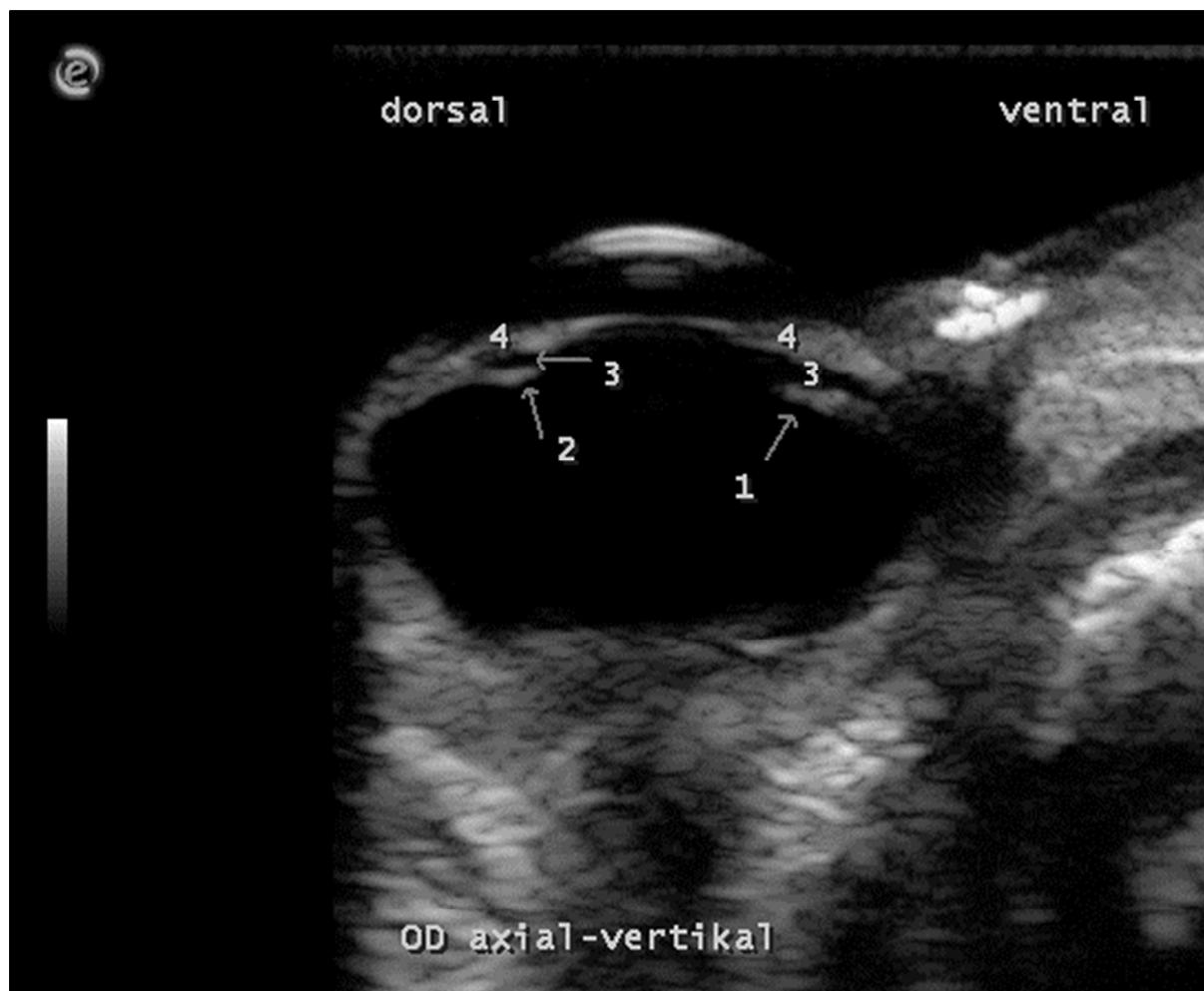


Abbildung 44: Sonographischer Normalbefund: M. retractor lentis, Lig. suspensorium lentis, hintere Augenkammer; Koi (*Cyprinus carpio*), 15 cm Körperlänge, Alter 2 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: Pfeil 1 = Anteile des ventralen Musculus retractor lentis, Pfeil 2 = Anteile des dorsalen Ligamentum suspensorium lentis, Pfeil 3 = hintere Augenkammer, 4 = Iris

4.2.6 Kammerwinkel

Der Kammerwinkel als Übergang zwischen Korneaendothel und Irisvorderfläche auf Höhe des Limbus konnte sonographisch jeweils als nasaler, dorsaler, temporaler und ventraler Winkel dargestellt und ausgemessen werden. Der nasale sowie der temporale Winkel ließen sich im axial-horizontalen Schnitt jeweils als linke (nasal) und rechte (temporal), mäßig echoogene, spitzwinklige laterale Begrenzung der vorderen Augenkammer darstellen. Bei dorsaler Ausrichtung der Markierung des Schallkopfes ließen sich entsprechend im Vertikalschnitt der dorsale (links) und ventrale Winkel (rechts) abbilden (siehe Abbildung 45).

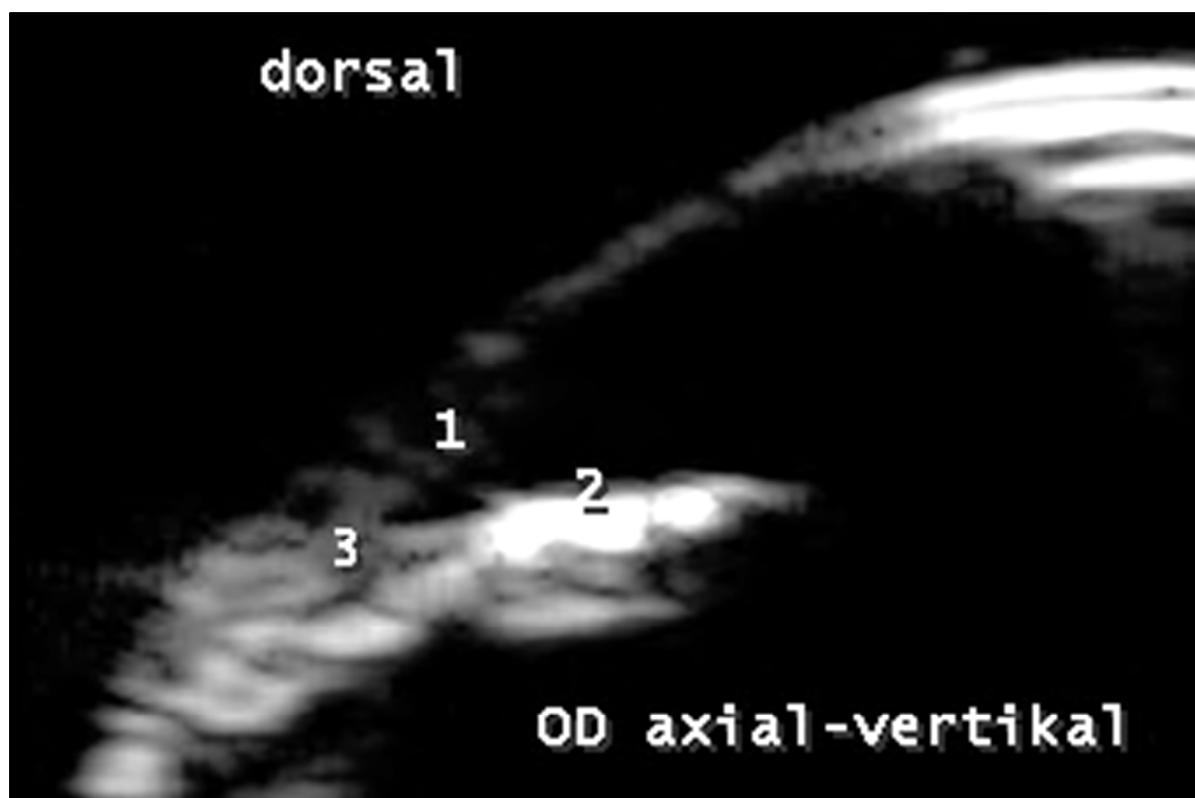


Abbildung 45: Sonographischer Normalbefund des Kammerwinkels; Koi (*Cyprinus carpio*), 26,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm (vergrößert dargestellt); Erklärungen: 1 = Korneaendothel, 2 = Irisvorderfläche, 3 = dorsaler Kammerwinkel

Die Winkelmessung erfolgte durch die Platzierung einer ersten Geraden parallel zur horizontal verlaufenden Irisvorderfläche und einer zweiten Geraden parallel zum Korneaendothel. Der Schnittpunkt beider Geraden bildete den Kammerwinkel und wurde vom Computerprogramm als α bzw. β in Grad angegeben. Es war eine exakte Positionierung des Schallkopfes innerhalb der Pupillarebene mit einer nahezu horizontal verlaufenden Iris zur Winkelmessung nötig. Da die echogene Struktur des Korneaendothels in ihrer Peripherie schwer sonographisch zu erfassen war, gelang die Messung des Kammerwinkels nicht an jedem B-Bild, sondern lediglich in ca. 70 % der Fälle. Abbildung 46 veranschaulicht die Winkelmessung in der axial-vertikalen Schnittebene, Abbildung 47 zeigt den nasalen und temporalen Kammerwinkel im Horizontalschnitt.

Die verschiedenen Kammerwinkel stellten sich im Sonogramm mit durchschnittlich rund 34,3 bis 37,3 Grad ähnlich dar, der dorsale bzw. nasale Winkel war gruppenunabhängig im Durchschnitt um 3,5 % bzw. 8 % größer als der ventrale bzw. temporale Winkel. Die Winkelmaße wurden mit Abweichungen von ± 6 - 9 % in Bezug auf alle untersuchten Fische gemessen.

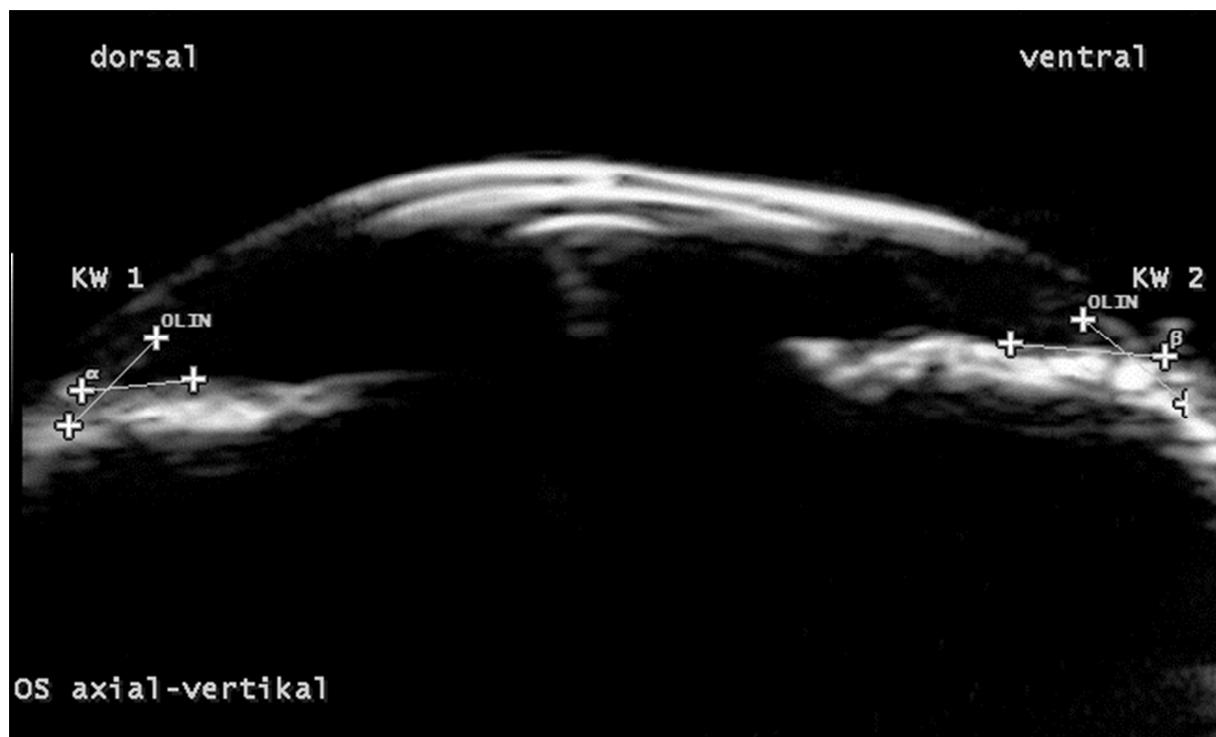


Abbildung 46: Winkelmessung des dorsalen und ventralen Kammerwinkels; Koi (*Cyprinus carpio*), 24 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: KW 1 (α) = dorsaler Kammerwinkel ($39,3^\circ$), KW 2 (β) = ventraler Kammerwinkel ($34,0^\circ$)



Abbildung 47: Winkelmessung des nasalen und temporalen Kammerwinkels; Koi (*Cyprinus carpio*), 23,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: KW 1 (α) = nasaler Kammerwinkel ($37,3^\circ$), KW 2 (β) = temporaler Kammerwinkel ($30,5^\circ$)

Tabelle XI und XII zeigen die durchschnittlichen Messwerte des dorsalen und ventralen bzw. ventralen und temporalen Kammerwinkels des rechten und linken Auges. Die Schwankungen der Messergebnisse innerhalb der einzelnen Gruppen waren nicht signifikant. Es war jedoch eine negative Korrelation zwischen der Winkelgröße des ventralen und temporalen Kammerwinkels und der Fischgröße erkennbar: Koi mit einer größeren Körperlänge zeigten einen flacheren ventralen und temporalen Kammerwinkel als jene mit geringerer Körperlänge. Es ergaben sich zwischen dem rechten und linken Auge keine statistisch relevanten Unterschiede. Weitere Angaben finden sich unter Punkt 4.2.7 und im Anhang.

	Dorsaler KW vertikal OD	Ventraler KW vertikal OD	Dorsaler KW vertikal OS	Ventraler KW vertikal OS
Gruppe I (n = 25)	35,85 ± 1,98	35,90 ± 2,14	35,71 ± 2,68	35,99 ± 2,36
Gruppe II (n = 25)	35,95 ± 2,33	34,58 ± 2,09	37,05 ± 1,81	34,85 ± 2,35
Gruppe III (n = 25)	36,08 ± 2,32	33,66 ± 1,96	35,84 ± 2,57	33,87 ± 1,49
Gesamtheit (n = 75)	35,96 ± 2,19	34,71 ± 2,24	36,20 ± 2,43	34,90 ± 2,25

Tabelle XI: Durchschnittliche dorsale und ventrale Kammerwinkel (KW) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Grad im axial-vertikalen Schnitt mit Standardabweichung

	Nasaler KW horizontal OD	Temporaler KW horizontal OD	Nasaler KW horizontal OS	Temporaler KW horizontal OS
Gruppe I (n = 25)	37,31 ± 2,33	35,47 ± 1,77	37,37 ± 2,49	36,17 ± 2,57
Gruppe II (n = 25)	36,94 ± 1,72	34,26 ± 2,20	37,17 ± 2,42	34,30 ± 2,55
Gruppe III (n = 25)	37,60 ± 2,37	33,63 ± 1,82	37,65 ± 2,73	32,42 ± 2,50
Gesamtheit (n = 75)	37,28 ± 2,15	34,45 ± 2,06	37,40 ± 2,52	34,30 ± 2,94

Tabelle XII: Durchschnittliche nasale und temporale Kammerwinkel (KW) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Grad im axial-horizontalen Schnitt mit Standardabweichung

4.2.7 Biometrische und statistische Auswertung

Im Rahmen dieser Arbeit wurden alle sonographischen Untersuchungsgänge vom selben Untersucher durchgeführt, so dass nur Aussagen über die Intraobserver-Variabilität getroffen werden konnten. Die unten aufgeführten Messergebnisse, die als vorläufige Referenzwerte angesehen werden können, wurden nicht für das linke und rechte Auge separat angegeben, sondern aus 150 untersuchten Augen ermittelt, da nicht anzunehmen war, dass sich das linke und rechte Auge anatomisch unterscheiden und diese Vermutung auch statistisch bestätigt werden konnte (siehe Punkt 4.2.7.3). Da die Schnittebene zum Teil erhebliche Auswirkungen auf die gemessenen Distanzen hatte, wurden die Messwerte sowohl für die axial-vertikale, als auch die axial-horizontale Untersuchungsebene ermittelt. Zudem wurde zwischen drei Fischgruppen mit verschiedenen Körperlängen unterschieden.

4.2.7.1 Ergebnisse der biometrischen Messungen

Die ermittelten Messergebnisse zeigten für alle intraokularen Strukturen des vorderen Augensegmentes bei den untersuchten 150 Fischaugen eine hohe Genauigkeit durch gute Replizierbarkeit während der Wiederholungsmessungen (vergleiche Punkt 4.2.7.2). Zudem gab es eine gute Übereinstimmung zwischen rechten und linken Augen (vergleiche Punkt 4.2.7.3). Alle Parameter wiesen nach Erstellung eines Histogramms visuell eine Normalverteilung auf, wie Abbildung 48 beispielhaft an der ZKD des rechten Auges in der vertikalen Schnittebene zeigt.

Die Variationskoeffizienten lagen, auf alle Parameter mit Ausnahme der VKT bezogen, innerhalb der drei Untersuchungsgruppen bei ca. 7 %. Die VKT erwies sich mit bis zu $\pm 28\%$ Abweichung weit über den Durchschnitt variabel. Die Höhe der Abweichungen und das Ausmaß der Streuungen unterschieden sich zwischen den drei Fischgruppen nicht.

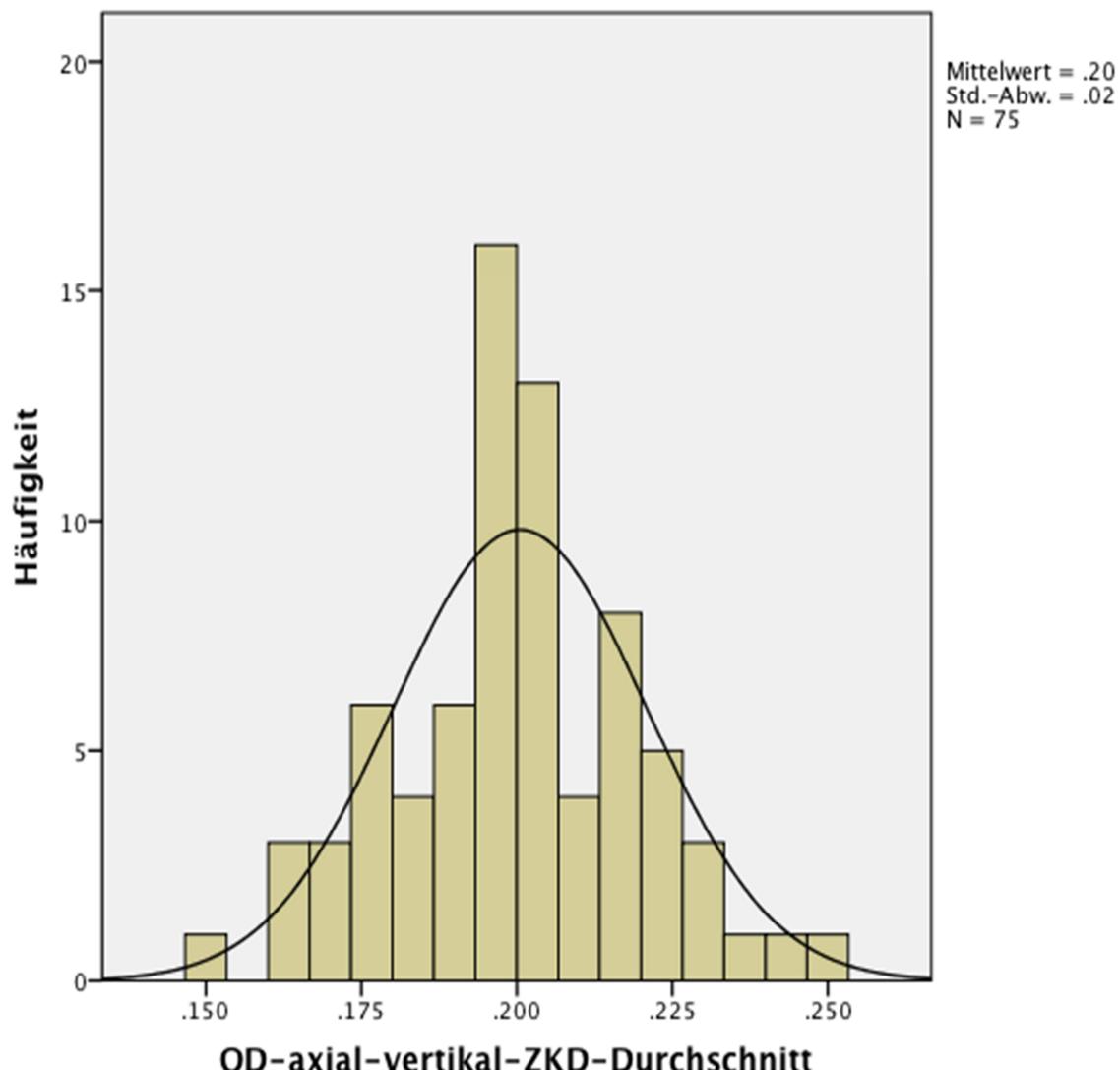


Abbildung 48: Histogramm: Normalverteilung der Messwerte für die zentrale Korneadicke (ZKD) des rechten Auges (OD) in axial-vertikaler Schnittebene, n = 75 Koi, Mittelwert = 0,20 mm \pm 0,02 mm

Die unten aufgeführten durchschnittlichen Messwerte des vorderen Augensegmentes für Koi mit einer Körperlänge von 15 - 20 cm (Gruppe I), 20 - 25 cm (Gruppe II) und 25 - 30 cm (Gruppe III) gelten für mit MS-222 narkotisierte Tiere, unter Verwendung des Narkosebadwassers als alleinige Vorlaufstrecke und bei Wassertemperaturen von 16 – 24 °C, einem Wasser-pH von 7 - 8 und einer elektrischen Leitfähigkeit des Wassers von ca. 0,3 bis 0,6 ms/cm. Sie wurden aus 150 klinisch gesunden Koiaugen ermittelt, wobei nicht zwischen rechtem und linkem Auge differenziert wurde. Weitere Angaben (Standardfehler, Konfidenzintervall, Minimum und Maximum) finden sich im Anhang.

	Gruppe I Körperlänge 15-20 cm		Gruppe II Körperlänge 20-25 cm		Gruppe III Körperlänge 25-30 cm	
	vertikal	horizontal	vertikal	horizontal	vertikal	horizontal
ZKD (mm)	0,18 ± 0,02	0,18 ± 0,01	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02
VKT (mm)	0,27 ± 0,08	0,25 ± 0,05	0,25 ± 0,05	0,25 ± 0,05	0,31 ± 0,09	0,31 ± 0,06
VKD (mm)	6,48 ± 0,72	6,85 ± 0,71	6,72 ± 0,56	7,20 ± 0,49	8,14 ± 0,56	8,79 ± 0,62
KW dorsal (Grad)	35,78 ± 2,33		36,5 ± 2,14		35,96 ± 2,43	
KW ventral (Grad)	35,94 ± 2,23		34,72 ± 2,20		33,76 ± 1,73	
KW nasal (Grad)	37,34 ± 2,38		37,06 ± 2,08		37,62 ± 2,53	
KW tem- poral (Grad)	35,82 ± 2,22		34,28 ± 2,36		33,02 ± 2,25	

Tabelle XIII: Durchschnittliche Messwerte für die intraokularen Strukturen des vorderen Augensegmentes in Abhängigkeit der Körperlänge in axial-vertikaler und axial-horizontaler Schnittebene (nicht bei Kammerwinkeln) mit Standardabweichung, n = 150 Augen (OD und OS zusammengefasst)

4.2.7.2 Reproduzierbarkeit und Reliabilität

Um die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse und somit die Reliabilität (Zuverlässigkeit) der angewandten Messmethode zu überprüfen, wurden jeweils drei Wiederholungsmessungen desselben Parameters an drei unterschiedlichen Ultraschallbildern durchgeführt und hiervon das Mittel und die Summe der Quadrate innerhalb und zwischen den Wiederholungsmessungen sowie sich daraus errechnende Variationskoeffizienten ermittelt, welche Aussagen über die Intraobserver-Variabilität geben (siehe Punkt 3.3.6 und Anhang).

Da die Ergebnisse der Wiederholungsmessungen einer Normalverteilung unterlagen, konnten die Berechnungen mit dem statistischen Verfahren der einfaktoriellen ANOVA erfolgen. Wie in Tabelle XIV ersichtlich, ergaben sich für die überwiegende Zahl der ermittelten Parameter gute bis zufriedenstellende Reproduzierbarkeiten. Der Vorderkammerdurchmesser war mit Variationskoeffizienten von ca. ± 2 – 3 % sogar sehr gut reproduzierbar. Eine deutliche Ausnahme stellten die Wiederholungsmessungen der VKT dar, die

mit intraindividuellen Variationskoeffizienten von ca. $\pm 11 - 15\%$ über den Durchschnitt variabel und somit schlecht reproduzierbar waren.

	Variationskoeffizient der Wiederholungsmessungen (n = 225)
OD_axial_vertikal_ZKD	$\pm 6,98\%$
OD_axial_vertikal_VKT	$\pm 15,66\%$
OD_axial_vertikal_VKD	$\pm 3,01\%$
OD_axial_vertikal_KW_dorsal	$\pm 5,21\%$
OD_axial_vertikal_KW_ventral	$\pm 6,19\%$
OD_axial_horizontal_ZKD	$\pm 7,09\%$
OD_axial_horizontal_VKT	$\pm 11,24\%$
OD_axial_horizontal_VKD	$\pm 2,05\%$
OD_axial_horizontal_KW_nasal	$\pm 4,39\%$
OD_axial_horizontal_KW_temporal	$\pm 5,63\%$
OS_axial_vertikal_ZKD	$\pm 8,86\%$
OS_axial_vertikal_VKT	$\pm 12,78\%$
OS_axial_vertikal_VKD	$\pm 3,07\%$
OS_axial_vertikal_KW_dorsal	$\pm 5,00\%$
OS_axial_vertikal_KW_ventral	$\pm 5,71\%$
OS_axial_horizontal_ZKD	$\pm 6,56\%$
OS_axial_horizontal_VKT	$\pm 13,26\%$
OS_axial_horizontal_VKD	$\pm 2,44\%$
OS_axial_horizontal_KW_nasal	$\pm 4,87\%$
OS_axial_horizontal_KW_temporal	$\pm 6,03\%$

Tabelle XIV: Variationskoeffizient innerhalb der Wiederholungsmessungen (Intraobserver-Variabilität), n = Anzahl der Wiederholungsmessungen insgesamt, bezogen auf 75 Fische

4.2.7.3 Vergleich der Messergebnisse von linken und rechten Augen

Zum Vergleich der Messergebnisse von rechten und linken Augen und zum Beweis der Annahme, dass sich keine anatomischen Abweichungen zwischen beiden Augen eines Fisches ergeben, konnte aufgrund der Normalverteilung aller Werte der T-Test herangezogen werden. Die Mittelwerte der Differenzen zwischen OD- und OS-Messungen lagen bei den okularen Distanzen zwischen 0,0008 mm (ZKD) – 0,076 mm (VKD) und bei den Kammerwinkeln zwischen 0,11° (KW nasal) – 0,24° (KW dorsal) und sind somit in Bezug auf

die Praxisrelevanz zu vernachlässigen. Die Signifikanz bei der Aussage OD = OS lag bei allen Parametern mit Ausnahme der VKT und dem VKD im Horizontalschnitt nahe 1, wodurch die Hypothese der Gleichheit beider Augen vorzugsweise nicht verworfen wird. Die VKT und der VKD(hor) variierten dagegen so stark zwischen linkem und rechtem Auge, dass die Hypothese mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,001$ (VKT) bzw. $p < 0,053$ (VKDhor) verworfen werden musste (siehe Tabelle XV). Im Falle des VKDhor ergaben sich Messwerte von durchschnittlich 7,66 mm (OD) und 7,59 mm (OS), was auf die größere Streuungsbreite der Messergebnisse (hohe Variationskoeffizienten) zurückzuführen und daher zu vernachlässigen ist.

	n	Mittelwert der Differenzen (mm bzw. Grad)	Signifikanz
OD-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt & OS-axial-vertikal-ZKD Durchschnitt	75	0,0008	0,7073
OD-axial-vertikal-VKT Durchschnitt & OS-axial-vertikal-VKT Durchschnitt	75	0,0344	0,0005
OD-axial-vertikal-VKD Durchschnitt & OS-axial-vertikal-VKD Durchschnitt	75	-0,0298	0,4814
OD-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt & OS-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	75	0,0008	0,6773
OD-axial-horizontal-VKT Durchschnitt & OS-axial-horizontal-VKT Durchschnitt	75	0,0006	0,9310
OD-axial-horizontal-VKD Durchschnitt & OS-axial-horizontal-VKD Durchschnitt	75	0,0756	0,0526
OD Kammerwinkel dorsal Durchschnitt & OS Kammerwinkel dorsal Durchschnitt	75	-0,2369	0,4364
OD Kammerwinkel ventral Durchschnitt & OS Kammerwinkel ventral Durchschnitt	75	-0,1902	0,5105
OD Kammerwinkel nasal Durchschnitt & OS Kammerwinkel nasal Durchschnitt	75	-0,1133	0,7262
OD Kammerwinkel temporal Durchschnitt & OS Kammerwinkel temporal Durchschnitt	75	0,1578	0,6422

Tabelle XV: T-Test: Korrelationen zwischen rechten (OD) und linken Augen (OS), n = Anzahl der untersuchten Koi

4.2.7.4 Vergleich zwischen vertikaler und horizontaler Schnittebene

Während sich die ZKD beider Augen und die VKT des linken Auges kaum in den Messungen in axial-vertikaler und axial-horizontaler Schnittebene unterschieden (Mittelwert der Differenzen zwischen 0,002 mm - 0,005 mm), war eine deutliche Abweichung zwischen vertikaler und horizontaler Messung des VKD erkennbar. Der Mittelwert der Differenzen lag hier bei rund 0,6 mm, wobei die horizontale Messung hochsignifikant ($p < 0,001$) größere Werte lieferte, als die vertikale Messung. Eine Ausnahme stellte wieder die VKT des rechten Auges dar, die mit einer mittleren Differenz von 0,03 mm signifikant zwischen vertikaler und horizontaler Messung variierte. Erklärungen hierzu werden unter Punkt 5.3.4 diskutiert.

	n	Mittelwert der Differenzen (mm)	Signifikanz
OD-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt & OD-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	75	0,0016	0,3889
OD-axial-vertikal-VKT Durchschnitt & OD-axial-horizontal-VKT Durchschnitt	75	0,0287	0,0017
OD-axial-vertikal-VKD Durchschnitt & OD-axial-horizontal-VKD Durchschnitt	75	-0,5769	0,0000
OS-axial-vertikal-ZKD Durchschnitt & OS-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	75	0,0016	0,5064
OS-axial-vertikal-VKT Durchschnitt & OS-axial-horizontal-VKT Durchschnitt	75	-0,0050	0,4770
OS-axial-vertikal-VKD Durchschnitt & OS-axial-horizontal-VKD Durchschnitt	75	-0,4716	0,0000

Tabelle XVI: T-Test: Korrelationen zwischen vertikaler und horizontaler Schnittebene, n = Anzahl der untersuchten Koi

4.2.7.5 Korrelation zwischen Fischgröße und intraokularen Strukturen des vorderen Augensegmentes

Es zeigte sich durch Berechnung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson bei den meisten untersuchten okularen Strukturen des vorderen Augensegmentes ein Zusammenhang zwischen der Körperlänge des Fisches und der Größe des Messwertes. Während die okularen Distanzen ZKD und VKD mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,001$ hochsignifikant positiv mit der Körperlänge der untersuchten Fische korrelierten, war bei der

VKT ($p > 0,1$) sowie dem dorsalen ($p = 0,3$) und nasalen ($p = 0,4$) Kammerwinkel keine signifikante Korrelation mit der Fischgröße erkennbar. Der ventrale und temporale Kammerwinkel hingegen wurden mit zunehmender Fischgröße sehr signifikant kleiner ($p < 0,002$) (vergleiche Abbildung 49 und 50).

Die VKT war interindividuell sehr variabel. Zwar war sie bei den in Gruppe III zusammengefassten Tieren größer als bei den beiden anderen Gruppen, jedoch zeigte sich zwischen Gruppe I und II, sowie innerhalb der einzelnen Gruppen keine deutliche Verteilung.

Am auffälligsten war der Zusammenhang zwischen ausgemessener intraokularer Distanz und Fischgröße bei dem Parameter VKD: je größer die Körperlänge eines Fisches war, desto größer war auch der VKD in axial-vertikaler und axial-horizontaler Schnittebene (Korrelationskoeffizient $p = 0,755$ vertikal bzw. $0,787$ horizontal).

Die ZKD schwankte vor allem interindividuell, aber auch zwischen den Gruppen, wenn gleich sich die hochsignifikante Größenabhängigkeit ($p < 0,001$) im Bereich weniger Zehntel Millimeter bewegte (vergleiche Abbildung 49).

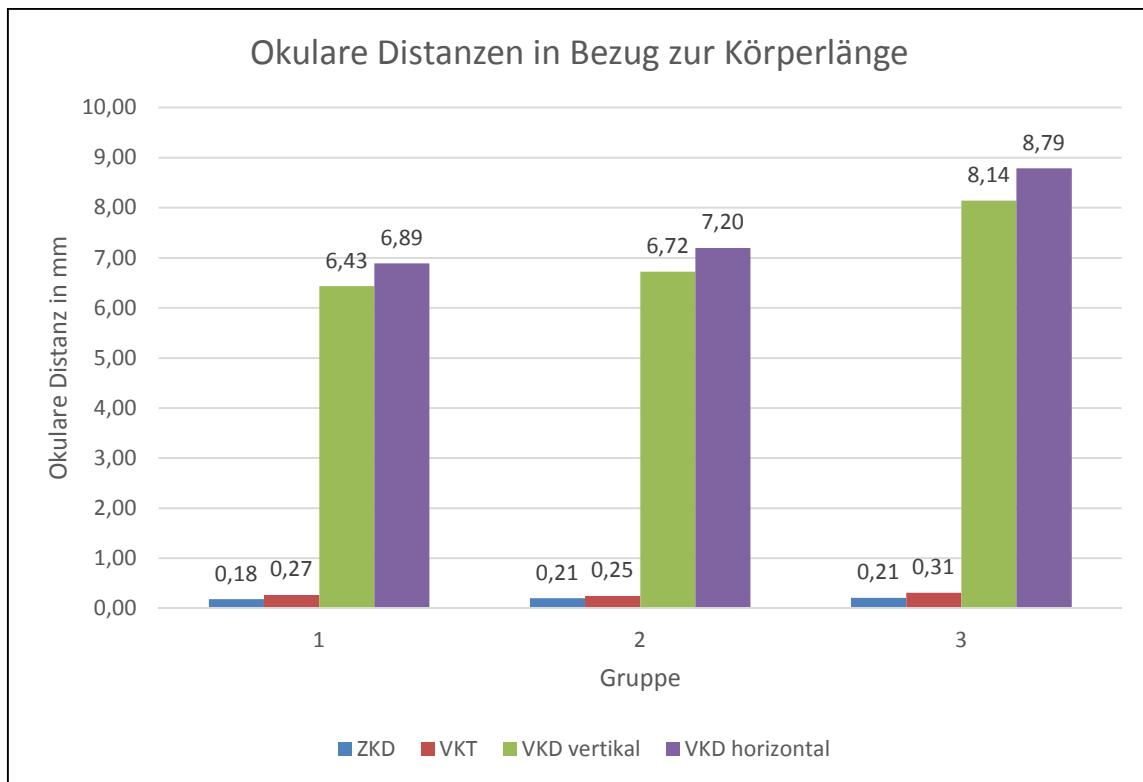


Abbildung 49: Durchschnittliche okulare Distanzen in Bezug zur Körperlänge; x-Achse: Gruppe 1 (15-20 cm Körperlänge), Gruppe 2 (20-25 cm Körperlänge), Gruppe 3 (25-30 cm Körperlänge); y-Achse: Okulare Distanz in mm

Abbildung 50 zeigt graphisch auf, dass die Kammerwinkel bei den kleineren Fischen der Gruppe I mit Ausnahme des nasalen Kammerwinkels in ihrer Größe ähnlich ausfielen. Mit zunehmender Fischgröße zeigte sich eine deutliche Variabilität zwischen den vier Kammerwinkelgrößen, wobei auffiel, dass der temporale und ventrale Kammerwinkel mit zunehmender Körperlänge der Koi in ihrer Größe sehr signifikant abnahmen ($p < 0,002$). Im Gegensatz hierzu ließ sich zwischen dem dorsalen und nasalen Kammerwinkel und der Fischgröße kein Zusammenhang erkennen ($p > 0,34$). Der nasale Kammerwinkel fiel in allen drei Gruppen größer aus als die übrigen Winkel.

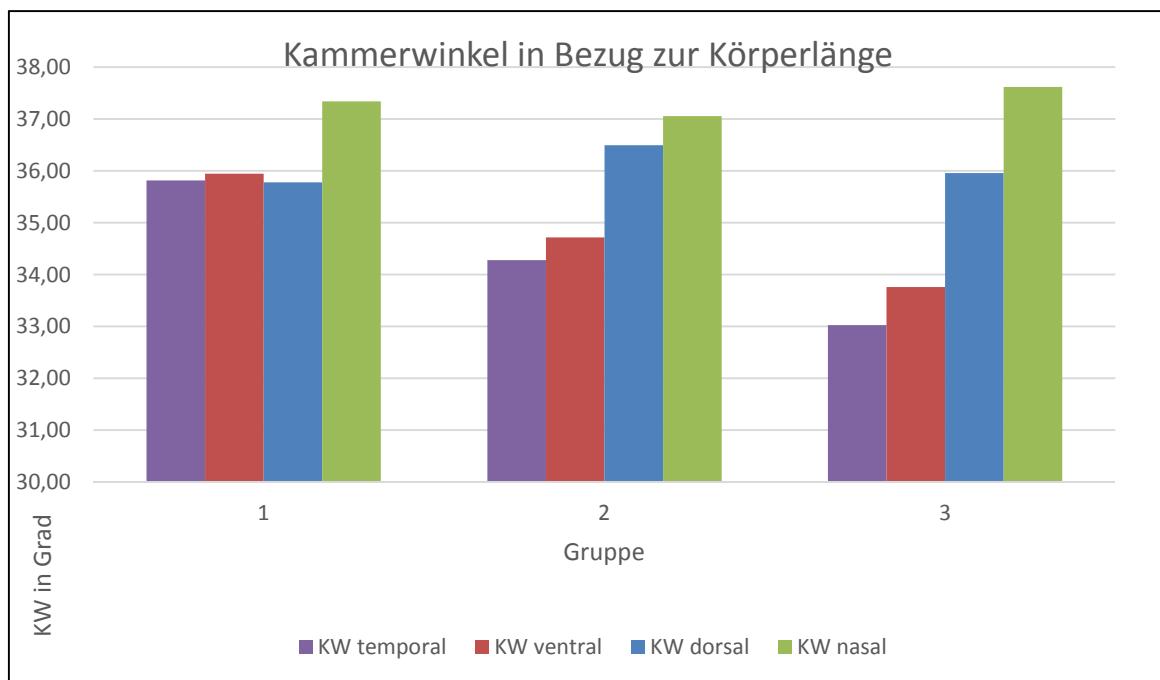


Abbildung 50: Durchschnittliche Kammerwinkelgröße in Bezug zur Körperlänge; x-Achse: Gruppe 1 (15-20 cm Körperlänge), Gruppe 2 (20-25 cm Körperlänge), Gruppe 3 (25-30 cm Körperlänge); y-Achse: Durchschnittlicher Kammerwinkel in Grad

4.2.7.6 Korrelation zwischen intraokularem Druck (IOD) und intraokularen Strukturen des vorderen Augensegmentes

Der via Tonovet® gemessene intraokulare Druck (IOD) unterschied sich nicht zwischen linkem und rechtem Auge ($p < 0,001$) und korrelierte zumeist leicht negativ mit der Körperlänge der Koi (Korrelationskoeffizient $p = -0,2$), obgleich das Signifikanzniveau hier bei 6 % und somit über dem festgelegten 5% - Niveau lag.

Während der Einleitungsphase der Narkose betrug der IOD durchschnittlich $9 \pm 2,07$ mmHg, in tiefer Sedation hingegen nur durchschnittlich $8,17 \pm 2,26$ mmHg, was einem gemessenen Druckabfall von rund 9 % entspricht (Diskussion siehe Punkt 5.2.2).

Eine signifikante, leichte negative Korrelation mit dem IOD konnte bei der zentralen Korneadicke ($\rho = -0,211$ bei $p = 0,01$) über alle Messungen hinweg nachgewiesen werden. Auch die Vorderkammertiefe zeigte mit $\rho = -0,191$ eine leichte negative Korrelation, welche mit $p = 0,019$ ebenso signifikant war. Eine Ausnahme stellten hier die jeweils ersten Messungen des IOD am rechten Auge zu Beginn der Sedationsphase dar, bei denen die negative Korrelation nicht signifikant ausgeprägt war ($p < 0,37$). Alle anderen Parameter standen nicht mit dem IOD in Zusammenhang.

4.3 Sonographische Darstellung pathologischer Veränderungen

Im Rahmen dieser Studie wurden die Augen von insgesamt fünf klinisch auffälligen Koi sonographisch untersucht, wobei drei Fälle hiervon das vordere Augensegment betrafen. Während der klinischen Untersuchungen wurden neben den ophthalmologischen Befunden keine weiteren krankhaften Veränderungen festgestellt. Eine manifeste Katarakt konnte im Rahmen dieser Arbeit nicht beobachtet werden, ebenso wenig wie Fremdinhalte in der vorderen Augenkammer oder eine klinisch manifeste Uveitis.

4.3.1 Veränderungen der Kornea

4.3.1.1 Interstitielle Keratitis

Bei einem adulten, ca. 15 jährigen Koi fiel während der Allgemeinuntersuchung eine beidseitig getrübte Hornhaut auf. Während der ophthalmologischen Untersuchung wurde eine ausgeprägte, bilaterale Korneatrübung mit beginnender Fibrosierung und Neovaskularisation festgestellt. Der Fluoreszeintest fiel bei beiden Augen negativ aus und es konnten keine weiteren okularen Veränderungen festgestellt werden.

Durch die sonographische Untersuchung konnte eine interstitielle Keratitis mit ausgeprägter Dickenzunahme der Kornea diagnostiziert werden. Hierbei stellte sich das Hornhautstroma stark verbreitert und hyperechogen dar und konnte auch in seiner Peripherie bis zum Übergang in die Sklera dargestellt werden. Dorsal waren die fibrotischen und ödematösen Veränderungen am stärksten ausgeprägt (siehe Abbildung 51).

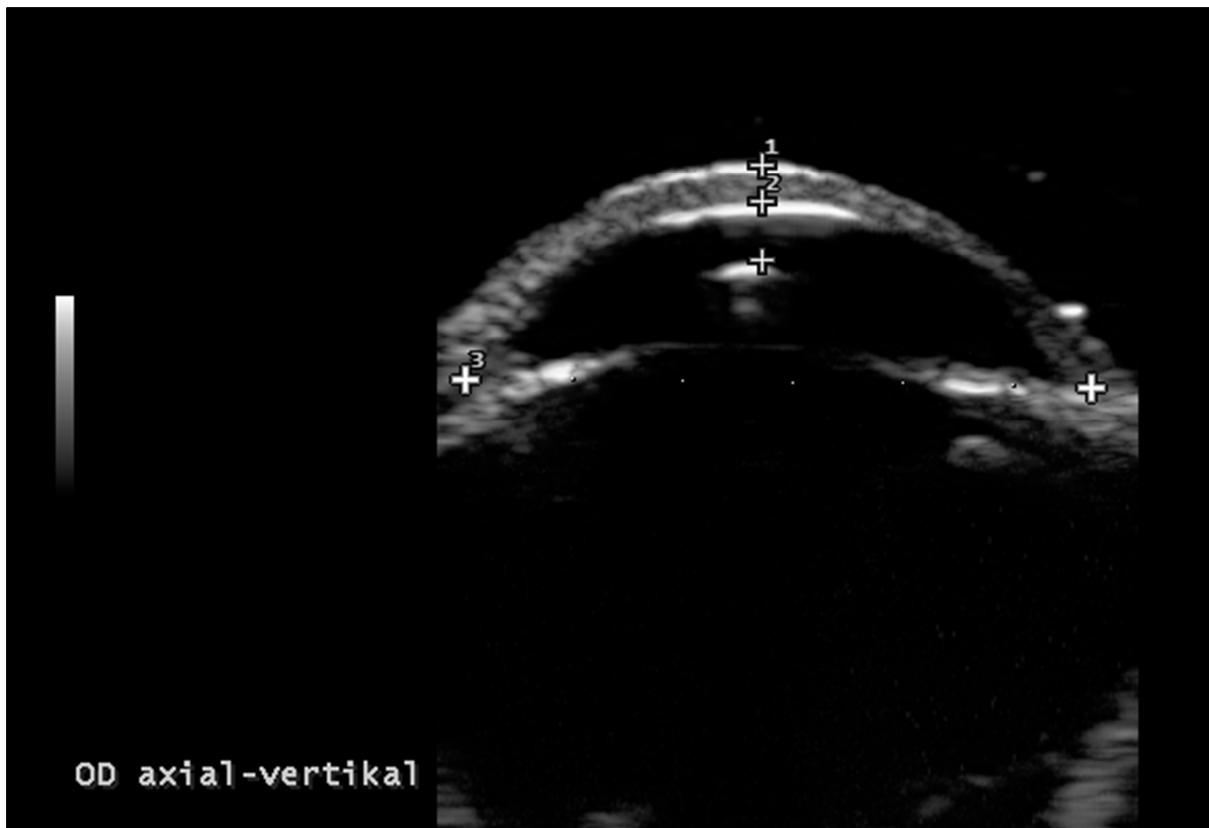


Abbildung 51: Nicht-ulcerative, interstitielle Keratitis; Koi (*Cyprinus carpio*), 54 cm Körperlänge, Alter ca.15 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD = 0,67 mm), 2 = Vorderkammertiefe (VKT = 1,1 mm), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD = 11,4 mm)

Als Ursache der Keratitis wurden chronische mechanische und/oder toxische Irritationen mit sekundärer mikrobieller Infektion angenommen. Differentialdiagnostisch kam ein Mangel an Vitamin A, Thiamin oder Riboflavin, sowie exzessive Einwirkung ultravioletter Strahlung in Frage.

Abbildung 52 zeigt das linke Auge des beschriebenen Koi. Dorsal sind deutlich fibrotisch-verdickte Veränderungen der gesamten Kornea erkennbar, die zu einer unregelmäßigen Hornhautoberfläche und einer starken Dickenzunahme mit Transparenzverlust der Kornea führten.

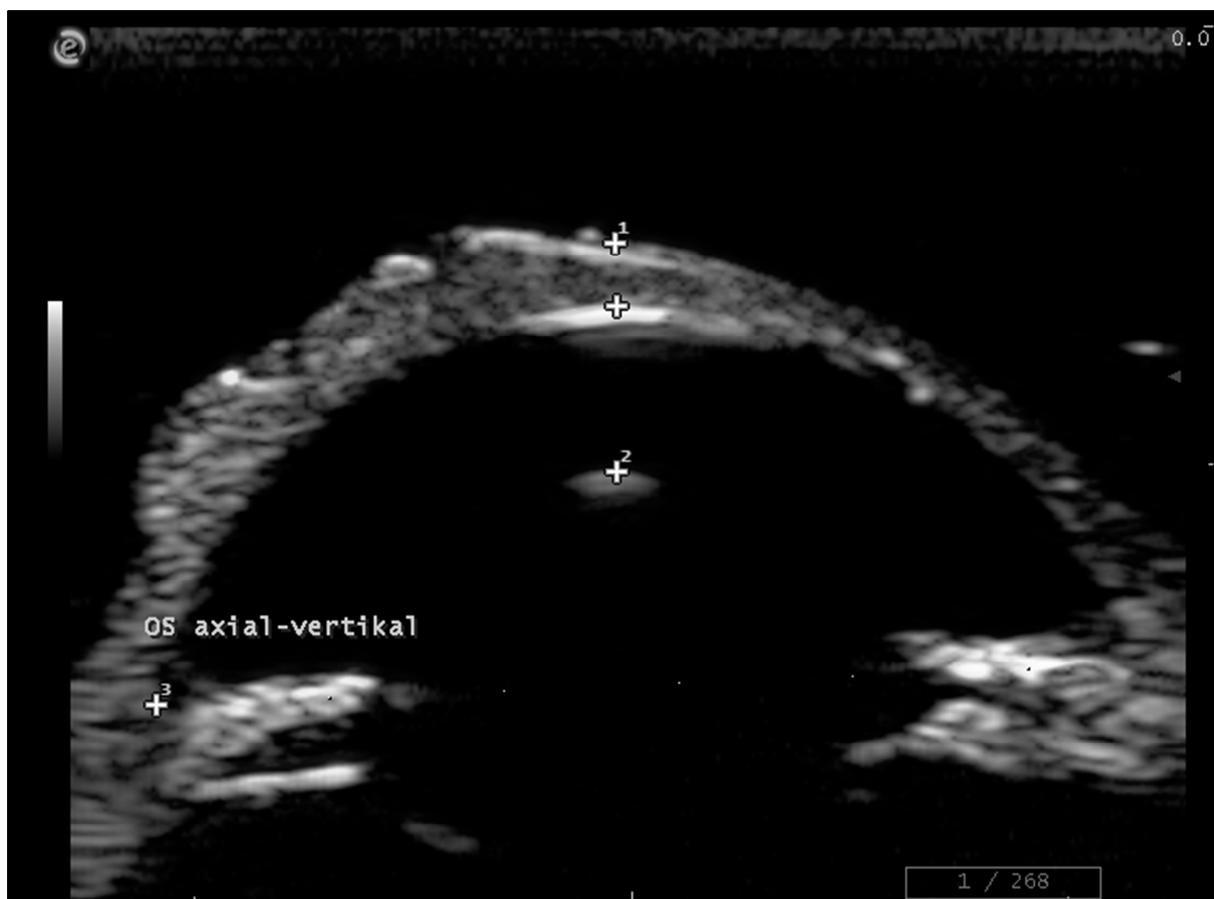


Abbildung 52: Nicht-ulcerative, interstitielle Keratitis; Koi (*Cyprinus carpio*), 54 cm Körperlänge, Alter ca. 15 Jahre, gleiches Tier wie Abb. 50; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD = 0,72 mm), 2 = Vorderkammertiefe (VKT = 1,9 mm), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD = 11,3 mm)

4.3.1.2 Keratoglobus

Ein untersuchter Fisch fiel aufgrund eines bilateralen Exophthalmus auf. Der ansonsten klinisch unauffällige einjährige Koi zeigte in der Augenuntersuchung eine deutliche Vertiefung der vorderen Augenkammer unter Vorwölbung der gesamten Kornea (Keratoglobus).

Sonographisch konnte eine reduzierte Dicke der Hornhaut festgestellt werden, Kornea-endothel und -epithel ließen sich nicht voneinander differenzieren. Der intraokulare Druck war physiologisch und die vordere Augenkammer stellte sich anechogen dar. Auch die hintere Augenkammer, sowie der Glaskörper und der Retrobulbärraum waren sonographisch ohne besonderen Befund (siehe Abbildung 53).

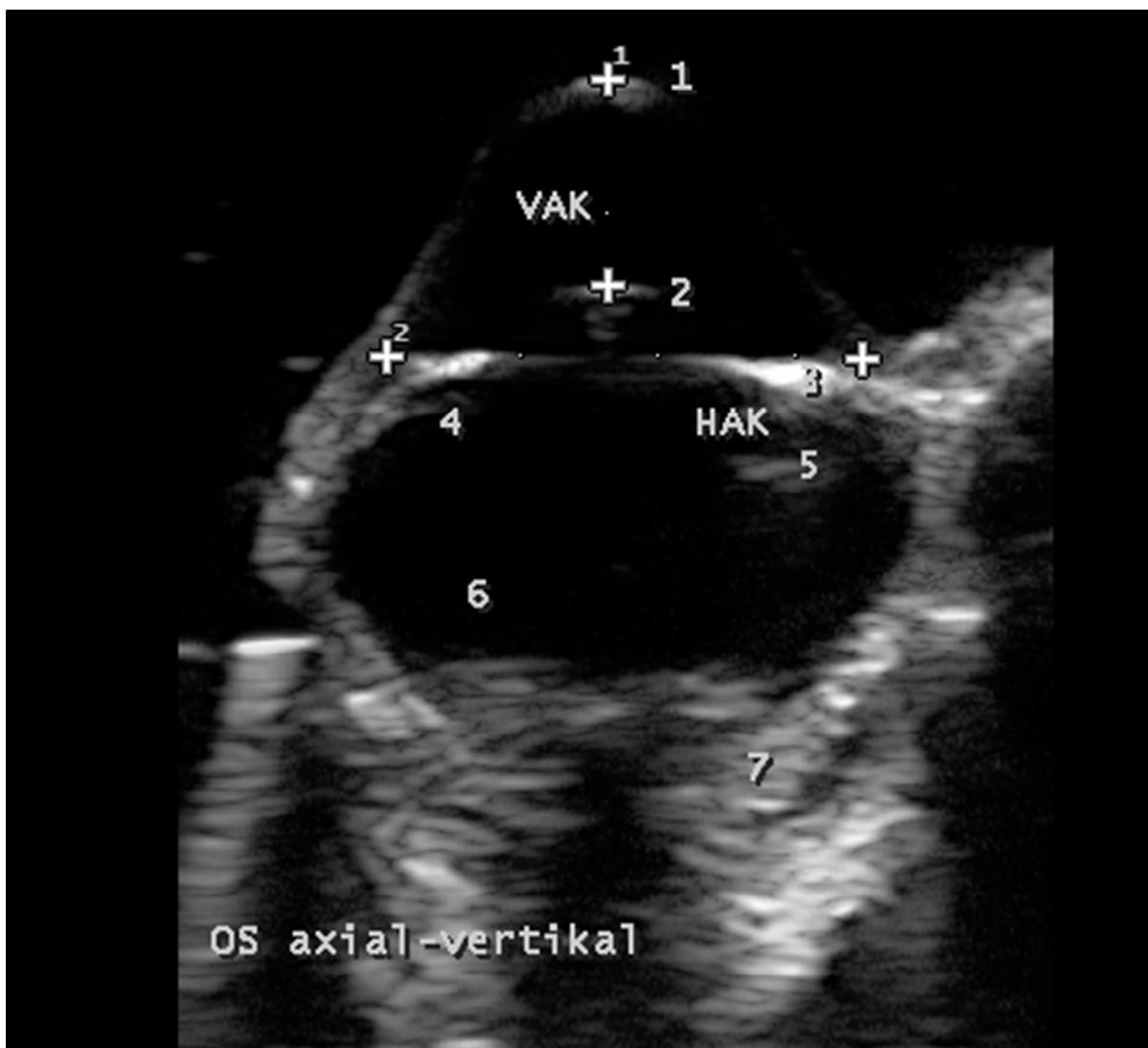


Abbildung 53: Keratoglobus; Koi (*Cyprinus carpio*), 17 cm Körperlänge, Alter 1 Jahr; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 20 mm; Erklärungen: 1 = Kornea, 2 = vordere Linsenkapsel, 3 = Iris, 4 = Lig. suspensorium, 5 = M. retractor lentis, 6 = Glaskörper, 7 = Hintere Augenwand, VAK = Vordere Augenkammer, HAK = hintere Augenkammer, 1(klein) = Vorderkamertiefe (VKT), 2(klein) = Vorderkammerdurchmesser (VKD)

Auffällig war, dass der untersuchte Fisch aus einem Hälterungsbecken mit schlechter Wasserqualität (hohe Ammonium- und Nitritwerte) entnommen wurde. Daher wurde der Keratoglobus als Auswirkung einer dauerhaft toxinbelasteten aquatischen Umwelt interpretiert, wobei eine genetische Komponente und Fehlentwicklung aufgrund von Mangelernährung und zehrender Sekundärinfektion nicht ausgeschlossen werden konnte.

4.3.2 Veränderungen der vorderen Augenkammer

Im Rahmen dieser Studie kamen, neben dem oben beschriebenen Keratoglobus, keine Veränderungen der vorderen oder hinteren Augenkammer vor.

Der in 8 % der Untersuchungen auffallend großen Tiefe der vorderen Augenkammer konnte keine pathologische Genese nachgewiesen werden.

4.3.3 Veränderungen der Linse

Pathologische Veränderungen der Linse wurden im Rahmen dieser Arbeit nicht beobachtet.

4.3.4 Veränderungen von Iris, hinterer Augenkammer und Kammerwinkel

Es wurden weder klinisch manifeste Entzündungen der Aderhaut (Uveitis), noch pathologische Veränderungen der Iris oder des Kammerwinkels im Rahmen dieser Studie beobachtet.

5. Diskussion

5.1 Bedeutung der Augengesundheit

Da die meisten Fischspezies ihre Nahrung visuell auffinden, spielt ein gutes Sehvermögen im aquatischen Habitat eine bedeutende Rolle. Ein teilweiser oder kompletter Visusverlust hat für das einzelne Individuum fatale Auswirkungen und kann für den Fischbesitzer, insbesondere im Rahmen der Aquakultur und des Zierfischhandels, hohe ökonomische Verluste bedeuten (JURK 2002). Blinde Fische nehmen sowohl in der Aquakultur, als auch im Aquarium oder Gartenteich geringere Futtermengen auf, was sich in einer niedrigeren Wachstumsrate und unter Umständen verminderten Gesundheit und Widerstandsfähigkeit äußert. Sie sind häufiger in innerartliche Aggressionen verwickelt und zeigen Fertilitätsdefizite (WHITAKER 2001).

Pathologische Augenveränderungen kommen sehr häufig bei Fischen vor, sei es in Form eines primären okularen Leidens oder als Folgeerscheinung einer systemischen Erkrankung. Sie sind oft die ersten Anzeichen einer schwerwiegenden Grunderkrankung und meist Ausdruck von Haltungs- und Fütterungsmängeln. Die Evaluierung von Augenveränderungen kann somit in Hinsicht auf die allgemeine Diagnosestellung sehr hilfreich sein (JURK 2002).

5.2 Material und Methoden

5.2.1 Auswahl der Versuchstiere und Gruppeneinteilung

Die 75 Versuchstiere wurden nach den unten aufgeführten Gesichtspunkten ausgewählt, um möglichst einheitliche Voraussetzungen für die Ultraschalluntersuchung zu schaffen und somit reproduzierbare und vergleichbare Untersuchungsergebnisse zu erzielen. Zudem war es das Ziel, die Belastung für die Versuchstiere so gering wie möglich zu halten. Die Versuchstiere stammten alle aus demselben Händlerbetrieb und wurden unter gleichen Bedingungen (Wasserqualität, Gestaltung der Wasserbecken, Fütterungsmanagement, Gesundheitsvorsorge) gehalten. Diese Voraussetzung musste unbedingt erfüllt werden, da Veränderungen der aquatischen Umwelt erheblichen Einfluss auf die Fischgesundheit haben (CECIL 2001; ROBERTS und RODGER 2001; SMITH 2002). Innerhalb der Gruppen stammten alle Fische aus derselben Charge und waren somit ca. gleich alt und von gleicher

Herkunft. Alle Tiere wurden für klinisch gesund befunden und waren das Handling durch den Menschen gewöhnt, wodurch der Stress für die Koi durch etwaiges Umsetzen und Fixieren minimal gehalten werden konnte. Ein Transport der Fische war nicht nötig, da alle Untersuchungen vor Ort im Betrieb durchgeführt werden konnten.

Die Einteilung der Versuchstiere nach Körperlänge in drei Gruppen war gerade in Hinblick auf die Erstellung möglicher Referenzwerte sinnvoll, da die meisten Messergebnisse einen deutlichen Bezug zur Körpergröße aufwiesen. Die Sonoanatomie hingegen stellte sich größtenunabhängig bei allen untersuchten Fischaugen grundsätzlich gleich dar. Die Auswahl der Körpergrößen orientierte sich an eine mögliche Praxisrelevanz der sonographischen Augenuntersuchung bei Zierfischen, da erfahrungsgemäß die meisten zur Individualdiagnostik in der Praxis vorgestellten Fische die ausgewählten Körperlängen aufweisen (WEBER und INNIS 2007). Gerade in der Koipraxis werden jedoch zum Teil erheblich größere Tiere vorgestellt, bei denen das in dieser Arbeit angewandte Material, insbesondere der verwendete 22-MHz-Schallkopf, nicht zum Einsatz kommen kann (siehe Punkt 5.2.3.1). Eine Einteilung der Fische nach anderen Kriterien, beispielsweise dem Gewicht, erschien nicht sinnvoll, da sich der Körperumfang und somit das Gewicht eines Koi je nach Reproduktionsstatus und Ernährungszustand, unabhängig von Alter und Entwicklungsstand der Tiere, stark unterscheidet (KRAUSE 2003; HOEDT 2004). Es war also nicht zu erwarten, dass das Körpergewicht einen Einfluss auf die okulare Entwicklung nehmen würde.

5.2.2 Material und Methodik der ophthalmologischen Untersuchung

Zur allgemeinen und speziellen Augenuntersuchung waren die verwendeten Gerätschaften (Diaskleralkegel, Spaltlampe, Fluoreszeinaugentropfen) völlig ausreichend, um die Strukturen des vorderen Augensegmentes eingehend zu untersuchen. Dies wird auch von zahlreichen weiteren Autoren bestätigt (WILLIAMS und WHITAKER 1997; WHITAKER 2001; JURK 2002; ROBERTS et al. 2009; WILLIAMS 2012b).

Die Messung des IOD mittels Tonovet®, wie sie bereits von LYNCH et al. (2007) beim Koi beschrieben wurde, oder mittels TonoPen®, wie von JURK (2002) empfohlen, muss angesichts mangelnder Erfahrungswerte für den Einsatz am Fischauge kritisch betrachtet werden (MCLAUGHLIN et al. 1996). Das Prinzip der Rückstoßtonometrie beruht wie unter Punkt 3.2.3 beschrieben darauf, dass der Richtung Kornea beschleunigte Prüftipp von der Hornhautoberfläche entsprechend dem intraokularen Druck abprallt und die Beschleunigung der Rückkehrbewegung vom Gerät gemessen und einem bestimmten IOD zugeordnet wird. Da

die Tiefe der vorderen Augenkammer beim Fisch jedoch sehr gering ausfällt, kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Rückwärtsbewegung der Kornea beim Aufprall des Prüftipps durch die vordere Linsenfläche gebremst wird. Daher sind nachfolgende Studien mit Schwerpunkt der okularen Druckmessung am Fisch durch entsprechend geeichte Geräte angebracht.

Der via Tonovet® im Rahmen dieser Arbeit bei 150 Koiäugen in dreifacher Wiederholung gemessene IOD betrug durchschnittlich $9,00 \pm 2,07$ mmHg (wach) bzw. $8,17 \pm 2,26$ mmHg (in Narkose). Er war mit interindividuellen Variationskoeffizienten von bis zu 25 % sehr variabel. Mit einem intraindividuellen Variationskoeffizienten von 11,75 % waren die Wiederholungsmessungen nicht ausreichend reproduzierbar, was unter anderem auf fehlende Erfahrungen für die fischspezifische Eichung des Gerätes zurückzuführen sein könnte. Der durchschnittliche IOD, der in der vorliegenden Studie ermittelt wurde, lag weit über dem durchschnittlichen von LYNCH et al. (2007) mit der gleichen Methode ermittelten Wert von 4,9 mmHg.

Der unter Punkt 4.2.7.6 beschriebene Druckabfall des IOD während der Narkose um durchschnittlich 9 % war vermutlich durch die Messmethode bedingt und lässt sich mit hoher Wahrscheinlichkeit durch die sedationsbedingte Relaxation der intraokularen Strukturen und die damit verbundene Rückverlagerung der Linse erklären, durch die sich die Vorderkammertiefe erhöhte, was die oben beschriebene Elastizität der Kornea verstärkte und somit eine geringere Rückstoßbeschleunigung des Prüftipps mit sich brachte. Dies würde auch erklären, warum der IOD bei den jeweils ersten Messungen am rechten Auge zu Beginn der Sedationsphase noch nicht signifikant sank. Eventuell war der Druckabfall auch Ausdruck von osmotischen Veränderungen innerhalb des Narkosetauchbades. Diese Vermutung konnte jedoch während der vorliegenden Studie nicht näher untersucht werden.

Die Durchführung der allgemeinen Augenuntersuchung der Koi innerhalb des Wassers erforderte keine besonderen Maßnahmen gegenüber der Augenuntersuchung an Land. Die Tiere verhielten sich innerhalb des Wassers ruhig, so dass ihr Habitus und die Interaktion mit der Umwelt in Hinblick auf das Sehvermögen gut beurteilt werden konnten. Sie zeigten keine Abwehrbewegungen gegenüber der fokalen Lichtquelle des Diaskleralkegels. Ein schädigender Einfluss der kurzzeitigen Beleuchtung der Augen mit dieser Lichtquelle konnte nicht beobachtet werden. Die kurze Entnahme des Fisches, bzw. das Herausheben des Kopfes während der Einleitungsphase der Narkose hatte keinen erkennbaren negativen Einfluss auf den Narkoseverlauf. Eine genaue Evaluierung der Auswirkung auf die Narkoseeinleitungsphase durch Zeitmessung der Einleitungsphase mit und ohne Messung des IOD außerhalb

des Wassers wurde jedoch im Rahmen dieser Studie nicht durchgeführt und soll späteren Arbeiten mit dem Schwerpunkt der Tauchbadnarkose bei Fischen überlassen werden.

5.2.3 Material und Methodik der sonographischen Untersuchung

5.2.3.1 Ultraschallgerät und Sonde

Das in dieser Arbeit verwendete portable Ultraschallgerät MyLab™Sat VET der Firma Esaote Biomedica Deutschland GmbH (Köln, Deutschland) war in Verbindung mit dem hochfrequenten 22 – 15 MHz Linear-Array-Schallkopf SL3116, ebenfalls von der Firma Esaote, sehr gut für die ultrasonographische Untersuchung von Fischaugen innerhalb des Wassers eines Narkosebades geeignet. Die Versuchstiere konnten vor Ort im Händlerbetrieb untersucht werden, wodurch ihnen lange und stressvolle Transportwege zu einer klinischen Einrichtung erspart blieben.

Es war möglich, das Ultraschallgerät flexibel neben dem zur Untersuchung bereitgestellten Wasserbecken zu positionieren und der Position des Untersuchers anzupassen. Durch den senkrecht in einer stabilen Halterung positionierten Touchscreen-Monitor und dem dazugehörigen Zeigestift konnten alle Einstellungen praktisch und schnell während der Ultraschalluntersuchung vorgenommen werden, ohne dass die Gefahr gegeben war, das Ultraschallgerät durch Spritzwasser zu beschädigen. Die Einstellungsmöglichkeiten im Rahmen des Preprocessing garantierten in jedem Fall eine optimale Darstellung des jeweiligen B-Mode-Sonogramms. Es wäre jedoch wünschenswert gewesen, dass das Gerät neben dem B-Mode noch mit den Funktionen des A-Modes ausgestattet gewesen wäre, da dies einen Vergleich zwischen B- und A-Mode im Rahmen der biometrischen Messungen ermöglicht hätte.

Mit einer Auflagefläche von nur 16 x 4 mm und einer geringen Eindringtiefe, sowie einer hohen schallkopfnahen Auflösung, eignete sich der verwendete 22-MHz-Linear-Schallkopf besonders für den Einsatz im Rahmen ophthalmologischer Untersuchungen an kleinen bis mittelgroßen Fischaugen. Der Schallkopf war spritzwassergeschützt und konnte bis zu 60 mm tief ins Wasser eingetaucht werden. Er eignete sich daher hervorragend zur Untersuchung von Fischaugen innerhalb des Wassers, sofern der Kopf des Tieres knapp unter der Wasseroberfläche gehalten wurde und machte so die Verwendung einer zusätzlichen Vorlaufstrecke überflüssig.

Es muss jedoch auch erwähnt werden, dass durch die kleine Auflagefläche des Linearschallkopfes nur Fischaugen von Koi bis zu einer Körperlänge von 30 cm in ihrem vollen transversalen Durchmesser im Sonogramm dargestellt werden konnten. Für die Untersuchung größerer Fische und gerade zur biometrischen Vermessung der Augen dieser erwies sich der Schallkopf als nicht tauglich. Hierfür wären eine größere Auflagefläche und ein damit verbundenes breiteres Schallfeld von Nöten gewesen.

Für eine noch detailliertere Darstellung des vorderen Augensegmentes mit einer höheren Auflösung und somit insbesondere zur Darstellung des Kammerwinkels und der hinteren Augenkammer, wäre der Einsatz eines 50-MHz-Schallkopfes, wie er beispielsweise in der Arbeit von HOLLINGSWORTH et al. (2007) bei Schlangen zum Einsatz kam, sinnvoll. Derart hochauflösende Techniken werden als Ultraschallbiomikroskopie bezeichnet und haben mit großem Erfolg bereits Einzug in die Humanophthalmologie gehalten (PAVLIN et al. 1991; FOSTER et al. 2000). Da jedoch im Rahmen der Studie zur okularen Sonographie am Koi-karpfen der gesamte Bulbus untersucht wurde, musste eine minimale Eindringtiefe von 15 mm gewährleistet werden, um auch die hintere Augenwand darstellen zu können. Ein höherfrequenter Schallkopf wäre spätestens hier an seine Grenzen gestoßen. Zudem wurde der verwendete Schallkopf auch im Hinblick auf eine mögliche Klinikrelevanz in der Veterinärmedizin der nahen Zukunft ausgewählt.

Im Vergleich zum 7,5-MHz-Schallkopf, der von WILLIAMS et al. (2007) zur Untersuchung von Augen des Heilbutt (*Hippoglossus hippoglossus*) genutzt wurde, lieferte der 22-MHz-Schallkopf von Esaote erwartungsgemäß viel detailreichere B-Mode-Sonogramme und ermöglichte eine zufriedenstellende, eingehende und differenzierte Darstellung insbesondere des vorderen Augensegmentes. Somit scheinen die Empfehlungen der Literatur von verschiedenen Autoren zum Einsatz einer 7,5 – 10 MHz-Sonde für die okulare Sonographie am Zierfisch (WILLIAMS und WHITAKER 1997; WHITAKER 2001) überholt.

5.2.3.2 Versuchsdurchführung

Für die Ultraschalluntersuchung der Fischaugen wurden immer zwei Personen benötigt, da es einem Untersucher allein nicht möglich war, den Fisch mit einer Hand zu fixieren, den Schallkopf mit der anderen Hand genau in Position zu halten und gleichzeitig Änderungen der Einstellungen am Ultraschallgerät durchzuführen oder Bilder zu speichern. Dieses Vorgehen wäre nur durch wiederholtes Lösen der Untersuchungsposition möglich gewesen, was zu wesentlich längeren Narkose- und Untersuchungszeiten geführt hätte.

Alle Untersuchungen im Rahmen dieser Studie wurden von einer Person durchgeführt. Um jedoch genauere Aussagen über die Reliabilität der Untersuchungsergebnisse treffen zu können und gerade in Hinblick auf eine mögliche Etablierung der Messergebnisse als Referenzwerte für die ophthalmologische Biometrie des Koiauges, wäre es nötig, die Untersuchungen durch mehrere Personen durchführen zu lassen und somit auch Aussagen über die Interobserver-Variabilität treffen zu können.

Die ophthalmologische Sonographie konnte bei Fischen, im Gegensatz zu anderen Tierarten wie beispielsweise durch POULSEN NAUTRUP et al. (1998) oder WILLIAMS et al. (1995c) beschrieben, nicht ohne hinreichende Sedation erfolgen, da Fische generell bei Annäherung unbekannter Gegenstände oder Personen zu teilweise starken Abwehrbewegungen neigen, in Folge derer es zu schweren mechanischen Schädigungen der empfindlichen Körperoberfläche kommen kann und welche zudem mit erheblichem Stress verbunden sind (ROSS 2001; KÖLLE und HENKE 2004; GEIGER 2007). Eine Immobilisierung von Fischpatienten wird in der Literatur für alle Untersuchungsmethoden, die über eine adspektorische Untersuchung hinausgehen, empfohlen und dient hauptsächlich der Stressreduktion des Fischpatienten (LEWBART 2001; JURK 2002; ROBERTS et al. 2009).

Eine Oberflächenanästhesie der Kornea war nicht nötig, da zu keinem Zeitpunkt Kontakt zwischen Schallkopf und Hornhaut bestand.

Die Verwendung einer Vorlaufstrecke war bei der Untersuchung der Fischaugen innerhalb des Narkosebades überflüssig, da das Wasser eine perfekte Ankopplung an die zu untersuchenden Strukturen ermöglichte. Zudem konnte der Abstand zum Auge beliebig variiert werden, um die Strukturen von Interesse in die Fokuszone zu rücken. Dies wirkte sich gerade bei der Darstellung des vorderen Augensegmentes positiv aus und stellt einen enormen Vorteil gegenüber der Untersuchung mithilfe einer konstanten Vorlaufstrecke, beispielsweise in Form von großzügig aufgetragenem Ultraschallgel wie von BARR (1992) und WILLIAMS et al. (1995b) empfohlen, dar (siehe auch Punkt 5.3.3.1). Die Vorteile einer Wasservorlaufstrecke werden bereits seit langer Zeit gerade für die Biometrie am menschlichen Auge ausgenutzt (GUTHOFF 1988; HOFFMANN et al. 1998) und wurden auch schon auf ihre Eignung in der Tiermedizin, beispielsweise zur Untersuchung von Vogelaugen (HUFEN und KORBEL 2009) hin überprüft. Es war zu keinem Zeitpunkt nötig, die Oberfläche der Hornhaut zu berühren, was einen überragenden Vorteil gegenüber der sonographischen Untersuchung außerhalb des Wassers darstellte. Durch diese Methodik konnte die Verletzungsgefahr des Fischauges durch den Kontakt mit der Schallkopfauflagefläche, sowie eine mögliche Artefaktbildung durch den Ankopplungsdruck des Schallkopfes auf den Bulbus

vermieden werden. Auch wurde das Sonogramm nicht durch störende Restluft zwischen Schallkopf und Hornhaut verfälscht.

Eine Untersuchung außerhalb des Wassers unter Zuhilfenahme einer Vorlaufstrecke aus Ultraschallgel, wie in der Studie von WILLIAMS et al. (2007) durchgeführt, hätte ebenso eine vorherige Ruhigstellung des Fisches vorausgesetzt und wäre mit wesentlich größerem Aufwand und erhöhtem Verletzungsrisiko für die Tiere einhergegangen. Zudem wären so die oben beschriebenen Vorteile in Bezug auf die Artefaktminimierung innerhalb des Wassers weggefallen. Generell wird in der Literatur bei Fischen eine Ultraschalluntersuchung innerhalb des Wassers empfohlen (GODDARD 1995; STETTER 2001a).

5.3 Die sonographische Untersuchung

5.3.1 Untersuchungsdauer

Mit einer durchschnittlichen Untersuchungsdauer von $24,4 \pm 6,8$ Minuten konnten das vordere und hintere Augensegment beider Augen in vertikaler und horizontaler Ebene, sowie der retrobulbäre Blutfluss, mit zufriedenstellenden Ergebnissen untersucht werden. Die Ultraschalluntersuchung dauerte in der ersten Untersuchungsgruppe mit durchschnittlich 28,7 Minuten $\pm 6,5$ Minuten am längsten, da diese Gruppe im Rahmen der Studie zur okularen Sonographie am Fischauge als erstes untersucht wurde und dementsprechend noch wenig Erfahrungen seitens der Untersucher vorlagen. Die optimale Bildeinstellung und Positionierung des Schallkopfes konnten erst nach einiger Übung schnell und sicher aufgefunden werden, was sich in durchschnittlich kürzeren Untersuchungszeiten in der zweiten und dritten Versuchsgruppe widerspiegelte.

Die Untersuchungsdauer eines Auges variierte mit 6 - 12 Minuten sehr stark und war abhängig von den Reaktionen des untersuchten Tieres während der Narkose. So hatte die Atemtätigkeit den größten negativen Einfluss auf die Darstellbarkeit der okularen Strukturen, da ausgeprägte und schnelle Kiemendeckelbewegungen zu Bewegungen des Fischkopfes und somit zum Verlust der benötigten genauen Schallkopfposition führten. Auch ein verbleibender Augendrehreflex zu Beginn der Narkose, welcher zur Rotation des Bulbus entgegen der Drehrichtung des Fischkörpers führte, erschwerte die sonographische Untersuchung.

Insgesamt war die Untersuchung des rechten Auges zu Beginn der Narkose zeitaufwändiger und schwieriger, da zunächst die individuelle Fixation eines Fisches und die Positionierung

des Schallkopfes gefunden werden mussten. War dies gegeben und die Einstellungen am Ultraschallgerät an die individuellen Gegebenheiten einer Untersuchung angepasst, konnte die Untersuchung zügig durchgeführt werden. Das Umgreifen beim Seitenwechsel zur Untersuchung des linken Auges nahm wieder etwas Anpassungszeit in Anspruch, konnte aber nach einiger Übung schnell und sicher erfolgen.

Die Gruppenzugehörigkeit, also die Körpergröße der Koi, nahm insofern Einfluss auf die Untersuchungsdauer bzw. den Verlauf der Untersuchung, als dass ein Fisch mit einem größerem Körperumfang leichter für den Untersucher zu fixieren und positionieren war. Auch führte ein entsprechend größerer Bulbusumfang bei Koi der Gruppe III schneller zu optimalen Bildeinstellungen auf dem Monitor.

Die zum Teil erheblich längeren Untersuchungszeiten bei vereinzelten Fischen entstanden zumeist nicht durch verlängerte B-Mode-Untersuchungen, sondern durch eine erschwerende Darstellung des retrobulbären Blutflusses via Dopplersonographie.

Die biometrische Auswertung der Sonogramme erfolgte erst nach Beendigung der Narkose anhand gespeicherter Ultraschallbilder und hatte somit keinen Einfluss auf die Untersuchungsdauer.

5.3.2 Akzeptanz und Verträglichkeit

Da die sonographische Untersuchung am sedierten Koi stattfand, war die Akzeptanz gegenüber dem Handling und der Ultraschalluntersuchung sehr gut. Es wurden keinerlei Abwehrbewegungen der Tiere während der Fixation beobachtet. Ein Kontakt zwischen Schallkopf und Hornhaut war zu keinem Zeitpunkt vorhanden, weshalb eine mechanische Verletzung des Fischauges durch die Druckausübung der Ultraschallsonde ausgeschlossen war. Ob die verwendete MS-222-Tauchbadnarkose nur zu einer vorübergehenden Muskelrelaxation mit Verlust der willkürlichen Bewegung oder zu einer tatsächlichen Hypnose mit Bewusstseinsverlust führte, kann nach derzeitigem Forschungsstand nicht abschließend geklärt werden (GEIGER 2007). Nach Erwachen aus der Narkose zeigten alle Tiere ein arttypisches Verhalten und auch 24 Stunden nach der Untersuchung wurden weder Auffälligkeiten bei der klinischen Untersuchung, noch im Verhalten der Koi beobachtet.

Das für die Tiermedizin entwickelte MyLab™Sat VET Ultraschallgerät erfüllte alle Anforderungen der humanmedizinischen Sicherheitsvorschriften und erreichte somit auch mit dem hochfrequenten 22-MHz-Schallkopf nicht die von der Food and Drug Administration und vom American Institute of Ultrasound in Medicine, sowie von der Strahlenschutzkommission

festgelegte maximale Schallintensität von 100 mW/cm² im bestrahlten Gewebe. Wie von der STRAHLENSCHUTZKOMMISSION (1998) empfohlen, wurde die Strahlungsintensität und die Untersuchungsdauer trotzdem so gering wie möglich gehalten. Eine Temperaturmessung innerhalb der okularen Strukturen während und nach der Ultraschalluntersuchung wurde im Rahmen dieser Studie nicht durchgeführt. Auch wurde keine sonographische Wiederholungsuntersuchung nach einigen Stunden oder Tagen durchgeführt, sodass nicht sicher ausgeschlossen werden kann, dass subklinische Mikroläsionen innerhalb des Auges durch die Ultraschalluntersuchung entstanden sein könnten. Aufgrund oben aufgeführter Aspekte wird dies jedoch als unwahrscheinlich erachtet.

Abschließend lässt sich zusammenfassen, dass weder die Narkose, noch die Ultraschalluntersuchung einen klinisch erkennbaren gesundheitsschädigenden Einfluss oder eine unverhältnismäßige Stressbelastung für die Tiere darstellte. Durch die Untersuchung innerhalb des Wassers und eine minimale Fixation mit behandschuhten, feuchten Händen, wurde die empfindliche Körperoberfläche der Tiere bestmöglich geschont. Durch die Narkose wurde die Stressbelastung, wie in der Literatur (KÖLLE und HENKE 2004) empfohlen, auf ein Minimum reduziert.

5.3.3 Darstellung der physiologischen Strukturen

5.3.3.1 Allgemeine Darstellbarkeit

Das Fischauge ließ sich innerhalb des Wassers sehr gut sonographisch untersuchen. Die ophthalmologische Sonographie bietet sich zur praktikablen und schnellen Überprüfung der Augengesundheit gerade bei Fischen an, da sich hier der Bulbus im physiologischen Zustand leicht von seiner knöchernen Umgebung abhebt und sich frei von Augenlidern, durch rudimentäre Augenmuskeln kaum beweglich, dem Untersucher uneingeschränkt präsentiert (STOSKOPF 1993b). Vorteilhaft wirkt sich zudem die Tatsache aus, dass die meisten Fische im Rahmen einer klinischen Untersuchung ohnehin sediert werden müssen (STOSKOPF 1993a; JURK 2002; KÖLLE und HENKE 2004; ROBERTS 2009).

Dadurch, dass die Untersuchungen unter Wasser durchgeführt wurden, konnte sowohl auf einen direkten Kontakt zwischen Schallkopf und Fischauge, als auch auf die Verwendung einer Vorlaufstrecke verzichtet werden, was eine nahezu artefaktfreie Wiedergabe der physiologischen Gegebenheiten des Fischauges ermöglichte. Die physiologische Krümmung der Hornhaut, sowie die Distanzverhältnisse innerhalb des vorderen Augensegmentes, blieben unter Wasser ohne Ausübung von äußerlichem Druck durch den Schallkopf oder

Änderungen der Luft- bzw. Wasserdruckverhältnisse absolut konstant. Aus eben diesen beschriebenen Gründen empfehlen zahlreiche Autoren, sowohl für die Humanmedizin, als auch für die Veterinärmedizin, zur Darstellung des vorderen Augensegmentes und insbesondere für die biometrische Vermessung der intraokularen Strukturen den Einsatz des sogenannten Immersionsverfahrens unter Verwendung einer Wasservorlaufstrecke (GUTHOFF 1988; HOFFMANN et al. 1998; STOLZENBERG 2006; HARRIS et al. 2008; HUFEN und KORBEL 2009; KAUSHIK und PANDAV 2010).

Durch die starken Impedanzunterschiede der verschiedenen Augenmedien eignet sich das B-Mode-Sonogramm hervorragend zur Darstellung des Augeninneren (DOWNEY et al. 1996). Auch beim Fisch konnten Kornea, vordere Augenkammer und Linsenvorderfläche, sowie die Iris mit ihrer Pupillenöffnung, ohne große Mühe in jedem Fall schnell und sicher sowohl in der axial-vertikalen, als auch in der axial-horizontalen Schnittebene, dargestellt werden. Die Detailerkennbarkeit bei Verwendung des 22-MHz-Schallkopfes war absolut ausreichend, um die klinisch relevanten Strukturen des gesamten Fischauges darzustellen und zu beurteilen. Bei der sonographischen Darstellung des vorderen Augensegmentes mittels 22-MHz-Sonde ergaben sich keine klinisch relevanten Nachteile in der Beurteilbarkeit der Strukturen von Kornea, vorderer Augenkammer und Linse beim Koi gegenüber der von SHEN et al. (2005) an den Augen von ca. 15 cm großen juvenilen Buntbarschen eingesetzten Ultraschallbiomikroskopie mittels 50-MHz-Schallkopf. Kammerwinkel und hintere Augenkammer hingegen waren bei der Verwendung der 22-MHz-Sonde nicht in jedem Ultraschallbild hinreichend genau zu beurteilen, weshalb hierfür der Einsatz der Ultraschallbiomikroskopie geeigneter erscheint.

Auch der Glaskörper und die laterale Bulbusbegrenzung wurden bei Fischen bis zu einer Körperlänge von 30 cm sonographisch gut erfasst. Die Bulbi größerer Koi konnten aufgrund der begrenzten Schallfeldbreite des verwendeten Schallkopfes nicht in ihrem vollen transversalen Durchmesser erfasst werden.

Mediane Anteile des Glaskörpers und der hinteren Bulbuswand waren aufgrund der ungewöhnlich und so in der veterinärmedizinischen Literatur noch nicht beschriebenen starken Schallauslöschung durch die sphärische, hoch refraktäre Fischlinse nur eingeschränkt in der axialen Schnittebene darstellbar. Diese Artefaktbildung stellte das wohl auffälligste Phänomen bei der sonographischen B-Mode-Untersuchung des Fischauges dar. Die beschriebene Schallauslöschung erstreckte sich als breites, anechogenes Band von der vorderen Linsenkapsel ausgehend durch das gesamte hintere Augensegment bis zum Bildschirmrand. Aufgrund dieses Phänomens empfiehlt sich zur Darstellung der medianen

Strukturen des hinteren Augensegmentes die oblique Schnittebene unter Umgehung der Linse, wie beispielsweise von BYRNE und GREEN (2002b) beschrieben. Näheres zur Darstellbarkeit des hinteren Augensegmentes beim Koikarpfen findet sich in der Arbeit von BRANDSTETTER (2014).

Insgesamt lässt sich feststellen, dass sich die okularen Strukturen des vorderen Augensegmentes mit Ausnahme der beschriebenen Schallauslöschung distal der vorderen Linsenkapsel beim Fisch ähnlich darstellen wie bei Landvertebraten und Menschen. Ein auffälliges, abweichendes Detail stellte jedoch die in ihrer Tiefe variable, sehr gering ausfallende Vorderkammertiefe dar. Wie schon von zahlreichen Autoren in anatomischen Arbeiten beschrieben, berührt die Linse des Fisches nahezu das Korneaendothel (WALLS 1967; MILLICHAMP 1991; STOSKOPF 1993b; WILLIAMS 2012a). Die flache und variable Tiefe der vorderen Augenkammer stellt, wie auch das einzigartige Phänomen der Linsenverschiebung entlang der axialen Bulbusachse zur Akkommodation, eine in der Tierwelt einmalige Anpassung an die Lebensbedingungen unterhalb der Wasseroberfläche dar (WALLS 1967).

5.3.3.2 Kornea

Da die Krümmung der Kornea bei Fischen geringer ausfällt als bei Landvertebraten (NICOL 1989), war in den meisten Fällen, anders als bei Studien an Kleintieren (HOFFMANN 2002) oder Vögeln (KORBEL et al. 2009; STROBEL 2010), die Darstellung der gesamten Kornea einschließlich ihrer Peripherie, sowie der Übergang zwischen Kornea und Sklera, möglich. Korneaendothel und -epithel ließen sich immer gut als hyperechogene Linien vom Hornhautstroma differenzieren. Das Hornhautstroma fiel im Gegensatz zum Stroma der menschlichen Hornhaut (GUTHOFF 1988) relativ dünn aus. Diese Beobachtung konnten bereits ZHAO et al. (2006) beim Zebrafisch aufstellen. Sie wiesen via Elektronenmikroskopie nach, dass das Stroma der Fischhornhaut lediglich 30 – 40 % der Korneadicke einnimmt, im Gegensatz zu den 90 % beim Menschen. Auch die in der Literatur beschriebene periphere Verdickung der Kornea (WALLS 1967; NICOL 1989; ROBERTS und ELLIS 2001) konnte im Sonogramm dargestellt werden.

Auffällig war die Tatsache, dass bei rund 60 % der untersuchten Augen die temporalen Anteile der Kornea in der axial-horizontalen Schnittebene eine geringere Krümmung als nasale Anteile aufwiesen und somit die temporale Peripherie des vorderen Augensegmentes leicht abgeflacht wirkte. Verstärkt wurde dieses Phänomen dadurch, dass eine exakte Positionierung des Schallkopfes bei der Untersuchung des linken Auges in der axial-horizontalen Schnittebene dem Untersucher (Rechtshändler) am schwersten fiel. Als Grund

hierfür kann aber auch die physiologisch leicht nach temporal geneigte Stellung des Bulbus innerhalb seiner knöchernen Umgebung angegeben werden, was in Verbindung mit einer ungenauen axialen Ausrichtung des Schallkopfes zu einer geringgradig abgeflachten Darstellung der temporalen Bulbusperipherie führte. Anderseits konnte durch postmortale Untersuchungen auch an fixierten Augenpräparaten eine leichte temporale Abflachung der Bulbusperipherie beobachtet werden. Zudem ergaben die biometrischen Studien, dass der temporale Kammerwinkel durchschnittlich 8 % flacher ausfällt als der nasale Winkel, was vermuten lässt, dass die temporalen Bulbusanteile anatomisch bedingt tatsächlich leicht flacher ausfallen. Dieses anatomische Detail wurde im Sonogramm durch oben erläuterte Problematik vermutlich noch verstärkt. Anatomische Beschreibungen hierzu sind bisher nicht in der Literatur zu finden.

5.3.3.3 Vordere Augenkammer

Die vordere Augenkammer stellte sich überwiegend anechogen dar, wurde jedoch aufgrund ihres geringen Durchmessers gerade in paramedianen, anterioren Bereichen von zahlreichen Reverberationsartefakten, von der aufliegenden Kornea ausgehend, überdeckt. Die Reverberationen der Kornea waren zum Teil schwer von der vorderen Linsenkapsel zu differenzieren. Dieses Phänomen wurde bisher noch nicht in der Literatur beschrieben.

Die Vorderkammertiefe stellte sich bei der zu Beginn einer jeden Untersuchung durchgeführten Ausmessung des rechten Auges im axial-vertikalen Schnitt im Durchschnitt rund 10 % größer dar, als bei den übrigen Messungen. Dies ist mit großer Wahrscheinlichkeit damit zu erklären, dass die Fische zum Teil zu Beginn der sonographischen Untersuchung noch nicht vollständig sediert waren, obwohl sie nach den Bewertungskriterien des üblichen Narkoseprotokolls für Fische (BROWN 1993; STETTER 2001b; KÖLLE und HENKE 2004) als tief sediert beurteilt wurden. Durch die mangelnde Sedation war die Reaktion auf optische Reize noch vorhanden, was zu einer aktiven Akkommodation und somit zum Rückzug der Linse entlang der Bulbusachse führte, die sich im Sonogramm als vergrößerte Vorderkammertiefe darstellte. Die Problematik der subjektiven Einschätzung des Narkosestadiums bei Fischen wurde bereits von GEIGER (2007) und BRETZINGER (2001) ausführlich thematisiert. Die Möglichkeiten einer objektiven Beurteilung der Narkosetiefe, beispielsweise über Pulsoxymetrie oder Echokardiographie, sind bisher im klinischen Alltag nur eingeschränkt einsetzbar, da wenig über die normalen Vitalparameter des Fisches und deren Abhängigkeit von Umwelteinflüssen bekannt ist (KÖLLE und HENKE 2004). Die ophthalmologische Sonographie mit Darstellung der aktiven Akkommodation würde sich daher

auch als weiteres Kriterium zur objektiven Einschätzung der Narkosetiefe bei Zierfischen eignen.

SHEN et al. (2005) vermaßen im Rahmen ihrer Studie zur Form-induzierten Myopia (Kurzsichtigkeit) bei Fischen mithilfe der Ultraschallbiomikroskopie im B-Mode-Verfahren die endotheliale Vorderkammertiefe bei acht jungen Buntbarschen (*Oreochromis niloticus*) und stellten hierbei unter anderem auch die Beobachtung auf, dass der Abstand zwischen Korneaendothel und Linsenvorderfläche je nach Akkommodationsgrad variiert. Dieser Vorgang ließe sich durch eine tiefe Narkose unterbinden. Sie wiesen zudem nach, dass das visuelle Umfeld eines Fisches, wie bei höheren Vertebraten auch, die Entwicklung des Bulbus stark beeinflusst. So stellten sie nach vierwöchiger visueller Ruhigstellung der Barsche eine Verlängerung der Bulbusachse und eine Vertiefung der Vorderkammer fest und stellten die Vermutung auf, dass dieses Phänomen, entgegen den Beobachtungen an Vögeln und Säugern, bei Fischen nicht nur während der Jugendentwicklung, sondern zeitlebens zu beobachten sei, da Fische und damit ihre Augen lebenslang je nach Umweltbedingungen weiterwachsen. Eine sonographisch erfassste größere Vorderkammertiefe wäre somit geeignet, um mangelhafte Haltungsbedingungen (in völliger Dunkelheit) oder einen eingeschränkten Visus beim Fisch nachzuweisen.

Bei 8 % der untersuchten, klinisch augengesunden Fische stellte sich die Vorderkammertiefe beider Augen unabhängig von der Schnittebene und vom Zeitpunkt der Untersuchung größer als durchschnittlich gemessen dar. Es konnte jedoch in keinem Fall eine pathologische Genese nachgewiesen werden. Als Erklärung käme nach oben genannter Hypothese ein eingeschränktes Sehvermögen in Frage. Es ist jedoch ebenso möglich, dass besagte Tiere über den gesamten Zeitraum der Untersuchung nicht das tiefe Sedationsstadium erreicht hatten und somit ein aktiver Rückzug der Linse durch den Musculus retractor lentis stattfand (SHEN et al. 2005). Dies würde auch die vergleichsweise hohe Variabilität der Vorderkammertiefe von bis zu 28 % Abweichung erklären.

Der transversale Durchmesser der vorderen Augenkammer war im axial-horizontalen Schnitt des B-Mode-Sonogramms durchschnittlich um rund 6,9 % größer als in der axial-vertikalen Schnittebene. Dies ist durch die Anatomie des anterior-posterior leicht abgeflachten Bulbus zu erklären, welcher somit im Transversalschnitt länger ausfällt als im Axialschnitt (NICOL 1989; WHITAKER 2001; JURK 2002).

5.3.3.4 Linse

Die vordere Linsenkapsel stellte sich wie erwartet auch beim Fisch als hyperechogene, relativ breite konvex gebogene Linie in der Medianen der vorderen Augenkammer dar, wobei sie entlang der anterior-posterioren Bulbusachse im Gegensatz zu anderen Vertebraten (BARR 1992; GUTHOFF et al. 1999; GUMPENBERGER und KOLM 2006) sehr weit anterior, dicht hinter dem Korneaendothel aufzufinden war und zum Teil von Reverberationen der aufliegenden Hornhaut überdeckt wurde. Dass die laterale Begrenzung der Linse im axialen B-Mode-Sonogramm nicht darzustellen ist, wurde bereits hinreichend bei Mensch (GUTHOFF et al. 1999) und Tier (POULSEN NAUTRUP et al. 1998; HOFFMANN und KÖSTLIN 2004; GUMPENBERGER und KOLM 2006) beschrieben und ist auf die Beugung und Streuung der Schallstrahlen an der abgerundeten Linsenperipherie zurückzuführen (BARR 1992). Daher erscheint es nicht verwunderlich, dass dieses Phänomen bei der sphärischen Fischlinse ebenso zu beobachten war. Im Gegensatz hierzu wurde im Rahmen dieser Studie erstmalig gezeigt, dass es beim Fisch nicht möglich ist, die hintere Linsenfläche sonographisch darzustellen, wie es beispielsweise bei Vögeln (GUMPENBERGER und KOLM 2006; KORBEL et al. 2009; STROBEL 2010) und Reptilien (HOLLINGSWORTH et al. 2007), sowie Klein- (POULSEN NAUTRUP et al. 1998; HOFFMANN und KÖSTLIN 2004) und Großtieren (METTENLEITER 1995; CRONAU und GERHARDS 2004; POTTER et al. 2008) beschrieben wird.

Die Fischlinse führte aufgrund ihrer starken radiären Schichtung und ihrer kugeligen Gestalt sowie der hohen Refraktivität (HARGIS 1991; WILLEKE 2008; KRÖGER 2012), verbunden mit einem hohen Impedanzunterschied zum umliegenden Gewebe bzw. Kammerwasser (MANNION 2006), zu einer auffällig starken Artefaktbildung, die die Interpretation des axialen B-Mode-Sonogramms stark beeinträchtigte. Während der senkrecht auftreffende Schallstrahl vollständig reflektiert wurde, wurden weiter lateral auftreffende Schallwellen von den peripheren Anteilen der runden Linsenkapsel gebrochen und innerhalb des mehrschichtigen Linsenstromas wiederholt reflektiert, sodass sie nicht wieder den Schallkopf erreichten (GUTHOFF 1988; POULSEN NAUTRUP 1998b). Als Folge traten durch das Zentrum der Linse keine Schallstrahlen hindurch, was zu einer vollständigen Schallauslöschung distal gelegener Bereiche führte (MANNION 2006). Der distal der vorderen Linsenkapsel auftretende Schallschatten ließ weder die Darstellung der hinteren Linsenfläche, noch die Beurteilung der medianen Bulbusbereiche und der hinteren Augenwand einschließlich des Sehnervenkopfes zu. Ein solches Phänomen konnte bisher nur ansatzweise bei stark ausgeprägten Katarakten beobachtet werden (SUSAL 1987).

5.3.3.5 Iris, Pars ciliaris und hintere Augenkammer

Die unbewegliche Fischiris ließ sich als breite, stark echogene Struktur sehr gut sonographisch darstellen. Sie war vergleichbar mit der Iris im Sonogramm des Vogel- (STROBEL 2010) oder Reptiliäauges (HOLLINGSWORTH et al. 2007) und verlief als horizontale Linie in Richtung Pupillenrand. Durch zum Teil starke Schichtdickenartefakte durch die breite Iris wurde die Darstellung der hinteren Augenkammer teilweise behindert. Die sonographische Darstellung der hinteren Augenkammer gelang lediglich bei ca. 65 % der Untersuchungen und nur in der axial-vertikalen Schnittebene, da hier die linsenfixierenden Strukturen des Musculus retractor lentis und des Ligamentum suspensorium lentis aufzufinden waren. Im Gegensatz zu Untersuchungen am Vogel (GUMPENBERGER und KOLM 2006; STROBEL 2010) und Säuger (ROGERS et al. 1986) mit vergleichbaren Ultraschallsonden, ließ sich die hintere Augenkammer bei Auffinden der oben genannten Strukturen beim Fisch meist sehr gut darstellen.

Der bei Fischen zur Akkommodation dienende Musculus retractor lentis wurde, ebenso wie das linsenfixierende Ligamentum suspensorium lentis, erstmalig im Rahmen dieser Studie sonographisch dargestellt. Dass die Strukturen nur in der axial-vertikalen Schnittebene aufzufinden waren, ist mit anatomischen Gesichtspunkten leicht zu erklären (WALLS 1967; NICOL 1989). Warum sie jedoch nur in 65 % der Fälle dargestellt werden konnten, ist unklar. Vermutlich spielten hierbei sowohl ein mangelhaftes Auflösungsvermögen des Schallkopfes, als auch die starke Artefaktbildung zwischen breiter Iris und Glaskörperperipherie eine Rolle.

5.3.3.6 Kammerwinkel

Dass der Kammerwinkel nur an rund 70 % der Ultraschallbilder darstellbar war, könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Struktur des Ligamentum annulare, welches sonographisch nicht von Korneaendothel und Iris differenziert werden konnte, diesen überdeckte und somit nur eingeschränkt einsehbar machte. Im Falle der Kammerwinkelinterpretation war das Auflösungsvermögen der 22-MHz-Sonde teilweise zu gering, weshalb zur eingehenden Untersuchung des Kammerwinkels der Einsatz der Ultraschallbiomikroskopie angezeigt ist. Ob für die Kammerwinkelmessung beim Fisch jedoch klinische Indikationen bestehen, bleibt angesichts der Tatsache, dass beim Fisch bisher keine Abflusstörungen des Kammerwassers mit Ausbildung eines Glaukoms nachgewiesen werden konnten (HARGIS 1991; GRAY et al. 2009), fraglich.

Dorsaler und nasaler Kammerwinkel waren im Durchschnitt um 3,5 % bzw. 8 % größer als der ventrale bzw. temporale Winkel und korrelierten nicht mit der Körpergröße der Fische.

Ventraler und temporaler Kammerwinkel hingegen fielen mit zunehmender Fischgröße flacher aus. Gründe hierfür sind vermutlich im anatomischen Aufbau und in der Entwicklung des Fischauges zu suchen, welches zur temporalen und ventralen Peripherie mit zunehmendem Alter breiter und somit leicht flacher zu werden scheint. Diese Vermutung konnte durch eigene Studien am anatomischen Präparat bestätigt werden. Eine ähnliche Entwicklung findet nach NICOL (1989) bereits während der Metamorphose von Fischlarven statt. STOSKOPF (1993b) beschreibt, dass bei vielen Fischarten die Iris in Hauptblickrichtung zum Beutefang leicht ausgezogen ist. Eventuell verhalten sich andere anatomische Strukturen des Fischauges genauso, was erklären könnte, dass der Bulbus beim gründelnden Karpfen leicht nach ventral ausgezogen ist. Leider finden sich zu diesem speziellen Thema keine weiteren Angaben in der Literatur.

5.3.4 Biometrie und Statistik

5.3.4.1 Allgemeines

In der Literatur wird zumeist das A-Mode-Verfahren zur Vermessung der Augenbinnenstrukturen als Goldstandard angegeben (COLEMAN 1979; HAMIDZADA und OSUOBENI 1999), da die okulare Distanzen im B-Bild aufgrund unterschiedlicher Schallausbreitungsgeschwindigkeiten innerhalb der verschiedenen Medien des Auges, sowie durch Brechung und Beugung der Schallstrahlen, fehlinterpretiert werden können (HAMIDZADA und OSUOBENI 1999). Im Gegensatz hierzu existieren Studien, die bei der Durchführung biometrischer Messungen am Auge keine signifikanten Unterschiede zwischen A- und B-Mode-Verfahren feststellen konnten (COTTRILL et al. 1989; TONI et al. 2010; WLEINSTEIN et al. 1966). EL-MAGHRABY et al. (1995) empfehlen sogar im Rahmen von biometrischen Messungen am Auge die Anwendung des B-Mode in der Tiermedizin, da der Tierarzt im Umgang mit dem zweidimensionalen B-Bild vertrauter ist und eine mangelnde Kooperation seitens des Patienten den Einsatz des A-Mode oft erschwert.

Da bis dato weder Studien zur umfassenden Sonoanatomie des Fischauges, noch Referenzwerte für die verschiedenen okularen Distanzen existieren, wurde im Rahmen dieser Arbeit die Anwendung des übersichtlichen B-Mode-Verfahrens gewählt. Die so erstellten Sonogramme ermöglichen erstmals eine umfangreiche Evaluierung der okularen Strukturen des vorderen Augensegmentes bei Fischen und sollen hauptsächlich die Grundlage für eine praktische Anwendung im Rahmen der Augenuntersuchung liefern. Inwiefern sich die biometrischen Messungen im B-Mode-Sonogramm von Untersuchungen im A-Mode unterscheiden, soll in nachfolgenden Studien geklärt werden. Ebenso wäre es interessant,

die in dieser Arbeit ermittelten Messwerte für die verschiedenen Strukturen des vorderen Augensegmentes mittels Ultraschallbiomikroskopie zu überprüfen. Diese Methode wurde beispielsweise bereits in der Studie von SHEN et al. (2005) zur Ausmessung der Vorderkammertiefe bei Buntbarschen eingesetzt und könnte helfen, die Präzision und Richtigkeit der Messmethode mittels 22-MHz-Sonde zu evaluieren.

Es ist anzunehmen, dass das individuelle Handling der Fische, sowie die genaue Positionierung des Schallkopfes, einen gewissen Einfluss auf die gemessenen intraokularen Parameter nahmen. Daher sind zur Sicherung verlässlicher Referenzwerte, wie auch von BOROFFKA et al. (2006) empfohlen, weitere Studien mit unterschiedlichen Untersuchern zur genauen Prüfung der Interobserver-Reliabilität nötig.

Es war nicht anzunehmen, dass sich das rechte und linke Auge eines Fisches aufgrund der Anatomie des Tieres in seiner sonographischen Darstellung unterscheiden würden, eher waren auftretende Abweichungen auf die unterschiedliche Fixation des Fisches während beider Untersuchungsgänge zurückzuführen. Die Vorderkammertiefe variierte zum Teil so stark zwischen den einzelnen Untersuchungen, dass die Werte sogar zwischen linkem und rechtem Auge eines untersuchten Koi schwankten. Eine mögliche Erklärung für diese Variabilität stellt auch hier der Akkommodationsmechanismus der Fische dar, welcher bereits ausführlich diskutiert wurde. Die Abweichung des Vorderkammerdurchmessers zwischen linkem und rechtem Auge ist vermutlich durch den vergleichsweise hohen Messwert (im Gegensatz zu den übrigen biometrisch erfassten okularen Distanzen) und der damit erweiterten Schwankungsbreite (Variationskoeffizienten von 13 bis 14 %) der Ergebnisse zu erklären. Da sich die durchschnittliche Differenz zwischen rechtem und linkem Auge beim Vorderkammerdurchmesser auf lediglich 0,07 mm belaufen, scheint die klinische Relevanz dieser Differenz jedoch vernachlässigbar.

Die in dieser Arbeit aufgeführten Messwerte für das vordere Augensegment können als erste, vorläufige Referenzwerte für die ophthalmologische B-Mode-Sonographie von Koikarpfen mit einer Körperlänge von 15 – 30 cm herangezogen werden, wobei die weitere Differenzierung der Fischgröße in drei verschiedene Gruppen eine noch genauere Zuteilung der Werte zulässt. Gesichert werden können die Ergebnisse jedoch erst durch weitere Studien mit unabhängigen Messreihen und verschiedenen Untersuchern.

5.3.4.2 Kornea

Durch die starke Reflexion der Schallwellen an der impedanzreichen Hornhaut wurden die hyperechogenen Linien von Epi- und Endothel im zentralen Schallstrahl zum Teil stark

verbreitert dargestellt und es kam durch Schallreflexionen innerhalb der Kornea und der vorderen Augenkammer oft zum Auftreten mehrerer mäßig echogener Wiederholungsartefakte (Reverberationen). Zur biometrischen Erfassung der zentralen Korneadicke wurden die Messpunkte daher jeweils am äußeren Rand der beiden hyperechogenen Linien gesetzt. Die so ermittelten Messwerte waren gut mit den durch LYNCH et al. (2007) via Pachymetrie bei 33 augengesunden Koi gemessenen Werten vergleichbar. LYNCH et al. (2007) vermaßen insgesamt acht Augen von Koi mit einer Körperlänge von 25 – 30 cm und erhielten einen durchschnittlichen Messwert von 0,238 mm für die zentrale Korneadicke. Dieses Ergebnis ist mit der durchschnittlichen zentralen Korneadicke von 0,21 mm der Gruppe III, welches im Rahmen dieser Arbeit ermittelt wurde, vergleichbar. Da derzeit keine weiteren Studien zur Messung der zentralen Korneadicke am lebenden Koikarpfen existieren, wurde jenes Messverfahren ausgewählt, welches Ergebnisse lieferte, die mit den bereits vorhandenen Messergebnissen von LYNCH et al. (2007) vergleichbar sind. Zudem wurden zur Verifizierung der eigenen Untersuchungsergebnisse die Augen von insgesamt fünf klinisch gesunden Koikarpfen post mortem am formalinfixierten Präparat vermessen. Hierbei wurde mittels Schublehre eine durchschnittliche zentrale Korneadicke von 0,2 mm ermittelt. Da sich die Formalinfixation laut RAVELHOFER (1996) jedoch auf das Volumen der feinen bindegewebigen Augenstrukturen auswirken kann, ist ein direkter Vergleich zwischen sonographisch erfasster Distanz und physikalisch am Präparat ausgemessenem Wert nicht möglich, wenngleich er als ungefährer Richtwert zur Orientierung dienen kann.

Durchschnittlich betrug die sonographisch ermittelte zentrale Korneadicke 0,2 mm und wies zumeist einen Variationskoeffizienten von ca. $\pm 10\%$ auf. Dieser relativ hohe Koeffizient gibt jedoch lediglich eine Abweichung von 20 μm an und ist daher in Bezug auf die Klinikrelevanz zu vernachlässigen. Er ist vermutlich zum einen auf das begrenzte Auflösungsvermögen des verwendeten Schallkopfes und zum anderen auf die begrenzte Angabegenaugigkeit (20 μm) des digitalen Messwerkzeuges im verwendeten MyLabTMDesk Bildbearbeitungsprogramm zurückzuführen.

5.3.4.3 Vordere Augenkammer

Im Rahmen dieser Arbeit wurde bei insgesamt 8 % der biometrisch untersuchten Fische eine im Vergleich zum Durchschnitt vertiefte vordere Augenkammer diagnostiziert. Eine pathologische Genese konnte jedoch in keinem Fall nachgewiesen werden, so dass davon auszugehen ist, dass die Tiefe der vorderen Augenkammer im Vergleich zu den anderen vermessenen okularen Diastanzen sehr variabel ist und wahrscheinlich zum Großteil mit dem Akkomodationsmechanismus der Fische (aktiver Rückzug der Linse) zu erklären ist. Die

Aufstellung eines verlässlichen Referenzwertes für die Tiefe der vorderen Augenkammer erscheint daher nicht sinnvoll. Die durchschnittliche Vorderkammertiefe bei der überwiegenden Anzahl der untersuchten, narkotisierten Fische lag bei $0,28 \text{ mm} \pm 0,06$ bis $0,09 \text{ mm}$. In diesem relativ umschriebenen Bereich scheint sich demnach die Vorderkammertiefe des relaxierten Bulbus zu bewegen. Die Vorderkammertiefe präsentierte sich somit um ca. 1/3 größer als die zentrale Korneadicke, was als ungefährer Richtwert für einen tief sedierten Koi von 15 – 30 cm Körperlänge angesehen werden kann.

Eine Überprüfung der sonographisch erfassten Vorderkammertiefe des Koiauges war aufgrund fehlender Beschreibungen in der Literatur und der schwierigen postmortalen Darstellung in dieser Studie nicht möglich. Es gelang nicht, die formalinfixierten Bulbi ohne Verschiebung der Linse zu kalottieren, sodass die Vorderkammertiefe am Präparat nicht gemessen werden konnte. Eine Alternative würde hier ein Gefrierschnitt durch den enukleierten Bulbus liefern. Auf diese Weise konnten beispielsweise SHEN et al. (2005) ihre mittels Ultraschallbiomikroskopie ermittelten Werte für die Vorderkammertiefe des Buntbarsches erfolgreich bestätigen.

5.3.4.4 Linse

Die Linse präsentierte sich im B-Mode-Sonogramm nur in Form ihrer hyperechogenen vorderen Linsenkapsel, die zur Erfassung der Vorderkammertiefe herangezogen wurde. Das anechoogene Stroma, welches sich weder von der anechogenen Vorderkammer, noch vom anechoogenen Glaskörperraum abzeichnete, konnte biometrisch nicht erfasst werden, weshalb in dieser Arbeit keine Abgaben zum transversalen Linsendurchmesser gemacht werden konnten. Auch die hintere Linsenkapsel ließ sich aus zuvor erläuterten Gründen nicht wie bei Haussäugetieren (POULSEN NAUTRUP et al. 1998; CRONAU und GERHARDS 2004; HOFFMANN und KÖSTLIN 2004; BOROFFKA et al. 2007; TONI et al. 2010) und Vögeln (GUMPENBERGER und KOLM 2006; KORBEL et al. 2009; STROBEL 2010; DOROBEK 2013) sowie Reptilien (HOLLINGSWORTH et al. 2007) darstellen, wodurch auch die Angabe des axialen Linsendurchmessers nicht möglich war.

5.3.4.5 Kammerwinkel

Die Biometrie des Kammerwinkels erwies sich im Rahmen dieser Arbeit als besonders aufwendig, da es trotz exakter Positionierung des Schallkopfes senkrecht zum Auge oft schwierig war, beide Kammerwinkel einer Schnittebene gleichzeitig, möglichst parallel zur Horizontalen, darzustellen. Zudem war die Auflösung des verwendeten Schallkopfes oftmals nicht ausreichend, um einen klaren Winkel zwischen Korneaendothel und Irisvorderfläche zu

definieren, weshalb die Winkelmessung oftmals mit relativ langen Geraden interpoliert werden musste. Um dennoch vergleichbare Ergebnisse zu gewinnen, wurden die Bildausschnitte der Kammerwinkel für diese Arbeit im Nachhinein mithilfe eines Bildbearbeitungsprogramms vergrößert, was sich leider oft negativ auf die Detailschärfe auswirkte. Dies erklärt auch die relativ große Schwankungsbreite von über 6 % während der Wiederholungsmessungen. In der Humanmedizin wird daher heutzutage zumeist die Ultraschallbiomikroskopie oder Kohärenztomographie zur Kammerwinkelmessung eingesetzt (AL-FARHAN und ALMUTAIRI 2013). STOLZENBERG (2006) gibt dagegen an, dass die Reliabilität der Messmethode in seiner humanmedizinischen Studie zur Kammerwinkelmessung mittels einer 20-MHz-Sonde als gut bis sehr gut zu bewerten ist. Da für die sonographische Darstellung des Kammerwinkels beim Fisch jedoch keinerlei Erfahrungen vorliegen, müssen zur Überprüfung der hier angewandten Methode weitere Studien folgen.

5.3.5 Reproduzierbarkeit und Reliabilität

Die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse während der Wiederholungsmessungen war, mit Ausnahme der Vorderkammertiefe, mit Variationskoeffizienten von zumeist $\pm 2 - 7\%$ gut bis zufriedenstellend. Bei der Vermessung des Vorderkammerdurchmessers war sie mit 2 - 3 % Variation sogar sehr gut. Lediglich die Vorderkammertiefe wies eine teilweise ungenügende Reliabilität auf. Die in dieser Studie angewandte Messmethode eignet sich somit zur Erfassung von vorläufigen biometrischen Richtwerten für die okularen Strukturen des vorderen Augensegmentes bei 15 - 30 cm großen Koikarpfen. Aufgrund der hohen intraindividuellen Variabilität der Messergebnisse von 11 – 15 % Abweichung im Falle der Vorderkammertiefe, ist die Erstellung von Referenzwerten für diesen Parameter nicht sinnvoll, was nicht auf die mangelnde Eignung der Messmethode, sondern viel mehr auf die bereits erwähnten physiologischen Akkommodationsvorgänge zurückzuführen ist, die zu Beginn einer Tauchbadnarkose mit MS 222 zu bestehen scheinen.

Die Güte der verwendeten Messmethode ist jedoch nicht allein von der Reproduzierbarkeit (Präzision) abhängig, sondern auch von der Richtigkeit der ermittelten Ergebnisse, also der Übereinstimmung mit bestehenden Referenzwerten. Die Untersuchungen können somit präzise, sprich reproduzierbar, aber ungenau sein (ANDERMANN 2007). Bisher existieren jedoch, bis auf die Ergebnisse von LYNCH et al. (2007) zur zentralen Korneadicke, keine Angaben zu den intraokularen Parametern beim Koikarpfen, weshalb weitere Studien in verschiedenen Versuchsreihen und mit unterschiedlichen Untersuchern folgen müssen, um endgültige Referenzwerte zu ermitteln.

Die Arbeiten von LYNCH et al. (2007), SHEN et al. (2005) und WILLIAMS et al. (2007), sowie eigene postklinische Studien (siehe Punkt 5.4.2) zeigen aber bereits auf, dass die mittels B-Mode-Sonographie erfassten Parameter des Fischauges durchaus mit den Ergebnissen der Pachymetrie und postmortalen Untersuchung vergleichbar sind.

5.4 Die postklinische Dokumentation

5.4.1 Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen

Zur Veranschaulichung der intraokularen Strukturen des Fischauges eignete sich die Formalinfixation mit vorheriger Parazentese nach dem Vorbild von RAVELHOFER (1996) und WILLIAMS et al. (2007) gut. Die Korneakrümmung blieb auch nach der Kalottierung erhalten und zeigte eine leichte temporale Abflachung. Die weiße, bindegewebige Sklera gab dem enukleierten Bulbus auch nach der Kalottierung Halt und war gut von der aufliegenden schwarzen Choroidea zu differenzieren. Das feine linsenfixierende Ligamentum suspensorium war im Gegensatz zum starken Musculus retractor lentis nicht darstellbar. Vermutlich wurde dieses durch die kurzfristige Seitwärtsdrängung der Linse während der Kalottierung zerstört. Aus diesem Grund war der Ansatz des M. retractor lentis an der Linsenkapsel ebenfalls nicht darzustellen. Die hintere Augenkammer war somit post mortem nicht auffindbar. Im anatomischen Präparat präsentierte sich die kristalline Linse vollständig rund und absolut starr. Eine mechanische Verformung der radiär aufgebauten Linsensubstanz war nicht möglich, ebenso wenig wie eine Kalottierung der Linse *in situ*.

Ein Gefrierschnitt des Bulbus, wie er beispielsweise in der Studie von SHEN et al. (2005) eingesetzt wurde, würde sich aus oben genannten Gründen zur Darstellung der anatomischen Gegebenheiten des Fischauges noch besser eignen als eine Formalinfixierung, zumal diese Methode auch einen Vergleich mit den sonographisch ermittelten Parametern zuließe (siehe Punkt 5.4.2).

Die fotografische Dokumentation nach Vorgaben aus der Vogelheilkunde von KORBEL (1990) und RAVELHOFER (1996) eignete sich wie erwartet ebenfalls sehr gut zur Darstellung des Fischauges.

5.4.2 Übereinstimmung postklinischer und sonographischer Befunde

Wie oben beschrieben, war es nicht möglich, den Bulbus mitsamt Linse im formalinfixierten Zustand unter Erhalt der physiologischen Strukturen zu kalottieren. Die Linse wurde bei der Bulbuskalottierung zur Seite verdrängt und befand sich demnach im Präparat nicht mehr *in situ*. Somit war auch eine postmortale Ausmessung der Vorderkammertiefe zum Vergleich mit der sonographisch erfassten Distanz nicht möglich. Eine realistische Abmessung gelang nur im Falle der konstanten Strukturen von Kornea und Linse. Die hierbei erfassten Werte waren sowohl mit den zuvor sonographisch ermittelten Ergebnissen, als auch mit den Angaben aus der Studie von LYNCH et al. (2007) zur zentralen Korneadicke, vergleichbar.

Wie von STROBEL (2010) empfohlen, wurden die Bulbi entlang der jeweiligen sonographischen Schnittebene kalottiert, wodurch ein direkter Vergleich mit dem B-Mode-Sonogramm ermöglicht wurde. Wie bereits WILLIAMS et al. (2007) in ihrer Studie feststellten, konnten die sonographischen Befunde in der postklinischen Dokumentation bestätigt werden. Die während der sonographischen Untersuchung beobachtete Abflachung der temporalen Bulbusperipherie konnte auch im anatomischen Präparat dargestellt werden. Die durchschnittlich ermittelte zentrale Korneadicke betrug bei der physikalischen Vermessung am Präparat ebenso wie bei der biometrischen Vermessung der B-Mode-Sonogramme ca. 0,20 mm. Genauso fanden sich im Präparat die bei Fischen außergewöhnlich flache vordere Augenkammer, sowie die absolut sphärische Linse wieder. Die hintere Augenkammer war aufgrund der Zerreißung der linsenfixierenden Strukturen während der Kalottierung nicht auffindbar. Die Vermessung der axialen Vorderkammertiefe wurde aufgrund oben genannter Gründe nicht für sinnvoll erachtet und daher nicht durchgeführt. Der transversale Vorderkammerdurchmesser präsentierte sich in horizontal geschnittenen Bulbi größer als in vertikal kalottierten Augen. Die Messwerte des Vorderkammerdurchmessers von ca. 7 mm im Vertikalschnitt und 7,5 mm im Horizontalschnitt waren mit den sonographisch ermittelten Werten vergleichbar. Die Iris präsentierte sich im Präparat wesentlich dünner als im Sonogramm, was die Interpretation der breiten echogenen Strukturen distal der Iris als Schichtdickenartefakte bestätigte. Die Kammerwinkel konnten am anatomischen Präparat aufgrund der unvermeidbaren Traumatisierung der feinen bindegewebigen Strukturen während der Fixierung und Kalottierung nicht vermessen werden. Hierzu würde sich die Erstellung von Gefrierschnitten eignen oder eine histologische Untersuchung von Paraffinschnitten, wie in der Arbeit von GRAY et al. (2009) geschehen.

5.5 Möglichkeiten und Grenzen der Sonographie am Fischauge

Die vorliegende Studie zeigt auf, dass die ophthalmologische Sonographie hervorragend zur Darstellung der inneren Strukturen und Distanzverhältnisse des vorderen Augensegmentes beim Fisch geeignet ist und bestätigt somit den hohen klinischen Nutzwert im Rahmen veterinärmedizinischer Ultraschalluntersuchungen am Auge, wie es beispielsweise schon die Studie von WILLIAMS et al. (2007) am Heilbutt zeigte. Wie auch vorangegangene Arbeiten von GUMPENBERGER und KOLM (2006), STROBEL (2010) und zuletzt jene von DOROBEK et al. (2011) und LIEPERT (2013) am Vogelauge zeigten, ist die ophthalmologische Sonographie auch an relativ kleinen Augen und an schwierig handelbaren Patienten außerhalb der regulären Klein- und Großtierpraxis einsetzbar. So ermöglicht sie auch beim Fisch eine schnelle, praktikable und sichere Evaluierung der Augengesundheit im Rahmen einer eingehenden ophthalmologischen Untersuchung in Allgemeinnarkose. Der standardisierte Einsatz sollte also nicht länger der Klein- (HOFFMANN und KÖSTLIN 2004; SCHMID 2006) und Großtiermedizin (METTENLEITER 1995; CRONAU und GERHARDS 2004) vorbehalten bleiben. Nicht zuletzt bringt die ophthalmologische Sonographie auch für die Teichwirtschaft enorme wirtschaftliche Vorteile, da sie eine belastbare Überprüfung der Visusfunktion ermöglicht und somit das Auffinden geschwächter Individuen erleichtert. Geschwächte Fische nehmen geringere Futtermengen auf, was sich in einer niedrigeren Wachstumsrate und verminderten Widerstandsfähigkeit äußert. Sie sind häufiger in innerartliche Aggressionen verwickelt und zeigen Fertilitätsdefizite (WHITAKER 2001).

Aus der Literatur (WILLIAMS und WHITAKER 1997; ROBERTS und RODGER 2001; JURK 2002) ist bereits lange bekannt, dass Augenveränderungen bei Fischen sehr häufig und in frühen Stadien einer systemischen Erkrankung auftreten, oftmals bevor andere klinische Symptome auffallen. Sie gehen beim Fisch insbesondere mit Veränderungen der Kornea, Iris oder Linse einher (WILLIAMS und WHITAKER 1997; WHITAKER 2001). Als häufige Ursachen werden Entwicklungsstörungen, Mangelernährung, umweltbedingter Stress mit Immunsuppression durch schlechte Wasserqualität, Toxine, Aggression, Überbesatz, sowie ein erhöhter Infektionsdruck beschrieben (HARGIS 1991).

Mit Kenntnis der Sonoanatomie des Fischauges hilft die ophthalmologische Ultraschalluntersuchung dem Tierarzt frühe Stadien von pathologischen Augenveränderungen beim

Fisch zu erkennen um somit klinische Erkrankungen frühzeitig behandeln zu können. So werden gerade die während einer systemischen Infektion oft zu beobachtenden Wasseransammlungen innerhalb der Kornea (JURK 2002) durch die Ultraschalluntersuchung schnell und sicher nachgewiesen, noch bevor es zur Trübung der Hornhaut infolge von Ulcerationen oder Neovaskularisation und Fibrose kommt. Sie erleichtert somit eine schnelle und sichere Diagnosestellung und die Einleitung einer geeigneten Therapie, auch wenn äußerlich erkennbare klinische Anzeichen fehlen. Damit eignet sich die ophthalmologische Sonographie auch hervorragend zur Krankheitsprophylaxe bei Zierfischen, beispielsweise im Rahmen einer Ankauf- oder Bestandsuntersuchung, da sie dem geübten Untersucher rasch Aufschluss über mögliche Haltungsmängel und systemische Infektionen bietet. Sie ist schnell und einfach vor Ort, im Rahmen einer üblichen Allgemeinnarkose während der klinischen Untersuchung einsetzbar und bietet so beispielsweise gegenüber der mikrobiologischen Untersuchung, die mehrere Tage in Anspruch nimmt, einen großen Vorteil. Darüber hinaus eignet sie sich natürlich auch hervorragend zur Untersuchung des Retrobulbärraumes und somit zur Evaluierung eines Ex- oder Enophthalmus (WILLIAMS et al. 1995c). Weitere Indikationen sind der Nachweis okularer Traumata mit und ohne Einblutungen, sowie Linsenluxationen, Mikro- und Makrophthalmie und Phthisis bulbi (GONZALEZ et al. 2001; SCHMID 2006).

Wie oben beschrieben, eröffnet die ophthalmologische Sonographie darüber hinaus völlig neue Möglichkeiten der Narkoseüberwachung bei Fischen, da sie aktuelle Aussagen über die Narkosetiefe und somit eine mögliche OP-Toleranz bietet. Im Gegensatz zur Echokardiographie, die aufgrund fehlender Kenntnisse zur kardiovaskulären Physiologie des Fisches und deren starke Abhängigkeit von äußerlichen Umweltfaktoren nicht zur Beurteilung der Narkosetiefe herangezogen werden kann (KÖLLE und HENKE 2004; GEIGER 2007), steht der ophthalmologischen Sonographie durch die Ausmessung der Vorderkammertiefe und dem damit möglichen Nachweis einer aktiven Akkommodation diese Möglichkeit offen. Es müssen jedoch weitere Studien mit dem Schwerpunkt der Korrelation zwischen Vorderkammertiefe und Narkosestadium folgen, um diesen Parameter dem üblichen Narkoseprotokoll für Fische (BROWN 1993) hinzufügen zu können.

Es muss jedoch abschließend auch erwähnt werden, dass sich die heutzutage gebräuchlichen 5 – 10 MHz Konvex-Ultraschallsonden, die im Rahmen von Geschlechtsbestimmungen und parasitologischen Untersuchungen in der Aquakultur und Fischmedizin eingesetzt werden, kaum zum Einsatz am Fischauge, speziell zur Untersuchung des vorderen Augensegmentes, eignen. Diese Tatsache stellte auch HOEDT (2004) in seiner Arbeit am Koikarpfen fest. Ihr Auflösungsvermögen ermöglicht zwar eine Beurteilung des Retrobulbär-

raumes größerer Fische (WILLIAMS et al. 2007) und somit beispielsweise die Evaluierung eines Exophthalmus, nicht jedoch eine eingehende Untersuchung des schallkopfnahen vorderen Augensegmentes. Dies wird wohl noch einige Zeit den wissenschaftlichen, zumeist universitären Einrichtungen mit modernen hochauflösenden Ultraschallgeräten und -sonden vorbehalten bleiben.

Um die Ergebnisse der biometrischen Studien dieser Arbeit auf ihre Reliabilität hin zu überprüfen, müssen weitere Ultraschallstudien mit unterschiedlichen Untersuchern folgen. Nur so können die ermittelten Referenzwerte für ihren Einsatz im klinischen Alltag verifiziert werden. Mit den Erkenntnissen der vorliegenden Arbeit ergeben sich viele neue Fragestellungen, wie beispielsweise der oben angesprochene Zusammenhang zwischen Narkosestadium und Akkommodationsgrad und deren Einsatzmöglichkeiten im Rahmen der Überwachung des Narkosestadiums bei Fischen. Auch wäre es eine interessante Fragestellung, ob der Einsatz der Ultraschallbiomikroskopie weitere Vorteile zur Darstellung des vorderen Augensegmentes beim Fisch mit sich brächte. Eine Studie zum Vergleich von okularen Ultraschallbildern mit Gefrierschnitten von Augenpräparaten würde eine weitere Möglichkeit zur Überprüfung der Zuverlässigkeit der ophthalmologischen Sonographie bei Fischen ermöglichen. Die wohl interessanteste Frage wird jedoch voraussichtlich noch länger ungeklärt bleiben, nämlich ob es wirklich gelingen kann, allein durch den ophthalmologischen Ultraschall frühe Stadien systemischer Erkrankungen bei Fischen zu erkennen, um deren klinische Manifestation verhüten zu können.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, die Methode der okularen Sonographie auf ihre Eignung zur Darstellung der anatomischen Strukturen des vorderen Augensegmentes des Fischauges hin zu überprüfen und ihre Einsatzmöglichkeiten in Hinsicht auf die Evaluierung der (Augen-)Gesundheit von Fischen aufzuzeigen.

Hierzu wurden die Augen von insgesamt 75 klinisch gesunden Koikarpfen (*Cyprinus carpio*) mit Hilfe eines 22-MHz-Linearschallkopfes und dem Ultraschallgerät MyLab™Sat VET (Fa. Esaote) im B-Mode-Sonogramm untersucht und die Sonoanatomie des vorderen Augensegmentes in axial-vertikaler und axial-horizontaler Schnittebene dargestellt. Zudem wurden die zentrale Korneadicke, die axiale Vorderkammertiefe sowie der transversale Vorderkammerdurchmesser und die verschiedenen Kammerwinkel biometrisch erfasst und statistisch ausgewertet. Dafür wurden die Koi je nach Körperlänge in drei verschiedene Gruppen unterteilt. Darüber hinaus wurde eine Korrelation zwischen den okularen Parametern mit der Fischgröße und dem mittels Tonovet® ermittelten intraokularen Druck untersucht.

Die vorliegende Arbeit zeigt, dass sich die okulare Sonographie aufgrund der Anatomie des Fischauges zur praktikablen und sicheren Überprüfung der Augengesundheit im Rahmen einer ophthalmologischen Untersuchung bei Fischen anbietet. Die Tatsache, dass die Tiere zur Ultraschalluntersuchung sediert werden mussten, stellt keinen Nachteil gegenüber anderen Methoden dar, da die meisten Fische im Rahmen einer klinischen Untersuchung ohnehin sediert werden müssen. Die Ultraschalluntersuchung unter Wasser erforderte keinen direkten Kontakt zwischen Schallkopf und Fischauge, wodurch auf die Verwendung einer Vorlaufstrecke verzichtet werden konnte, was eine nahezu artefaktfreie Wiedergabe der okularen Strukturen und Distanzverhältnisse ermöglichte. Durch die starken Impedanzunterschiede der verschiedenen Augenmedien eignete sich gerade das B-Mode-Sonogramm hervorragend zur Darstellung des Augeninneren. Die Detailerkennbarkeit bei Verwendung eines 22-MHz-Schallkopfes war absolut ausreichend, um die klinisch relevanten Strukturen des gesamten Fischauges darzustellen und zu beurteilen. Die Bulbi von Fischen mit einer Körperlänge von über 30 cm konnten aufgrund der begrenzten Schallfeldbreite (13 mm) des verwendeten Schallkopfes nicht in ihrem vollen transversalen Durchmesser dargestellt werden.

Eine starke Schallauslöschung durch die sphärische, hoch refraktäre Fischlinse stellte das auffälligste Phänomen bei der sonographischen Untersuchung des Fischauges dar und verhinderte die Evaluierung des medianen Bulbusbereiches distal der vorderen Linsenkapsel, einschließlich der hinteren Linsenfläche. Insgesamt zeigten sich die okularen Strukturen des vorderen Augensegmentes mit Ausnahme der beschriebenen Schallauslöschung beim Fisch ähnlich wie bei Landvertebraten. Ein auffälliges, abweichendes Detail stellte jedoch die in ihrer Tiefe variable, sehr gering ausfallende Vorderkammertiefe dar, die bereits in der Literatur beschrieben wurde. Zudem gelangen erstmals die Darstellung der linsenfixierenden Strukturen des Fischauges und der Nachweis einer aktiven Akkommodation durch Rückzug der Linse.

Die Erkenntnisse der vorliegenden Arbeit zur sonographischen Erfassung der Variabilität der Vorderkammertiefe durch aktive Akkommodationsvorgänge eröffnen völlig neue Möglichkeiten für die Überwachung der Narkosetiefe bei Fischen. Zudem eignet sich die sonographische Darstellung des vorderen Augensegmentes, insbesondere die Darstellung von Kornea und vorderer Augenkammer, hervorragend zur gezielten Evaluierung früher Stadien systemischer Erkrankungen bei Fischen, da diese Strukturen oftmals bereits vor dem Auftreten klinischer Symptome sonographisch erfassbare Veränderungen zeigen. Darüber hinaus ist die okulare Sonographie beim Fisch, wie bei anderen Tierarten auch, sehr gut geeignet, um primäre okulare Leiden, gerade bei Trübung der Augenmedien, zu evaluieren. Sie stellt somit in jedem Fall eine praktikable Bereicherung für die veterinärmedizinische Betreuung von Zierfischen dar.

7. Summary

This study investigates the suitability of ultrasonography for displaying the anatomy of the anterior segment of the fish eye, and for examining the health of fish eyes and the physical health of fish in general.

Therefore, the eyes of 75 healthy koi carps (*Cyprinus carpio*) were investigated. For this, the B-mode sonography was used with a 22 MHz receiving transducer and the MyLab™Sat VET ultrasound system (Fa. Esaote). The sonographical anatomy of the anterior segment of the fish eye was displayed in axial-vertical and axial-horizontal section plane. In addition, central corneal thickness, axial anterior chamber depth, transversal anterior chamber diameter and the various iridocorneal angles were biometrically and statistically evaluated. The set of koi carps has been divided into three classes in relation to their size. Also, it was investigated whether there is a correlation between the ocular values and the sizes of the fish, resp. the intraocular pressure.

This study shows that the ocular sonography is an appropriate method to examine the health of fish eyes in the course of an ophthalmologic examination of fish. Since most fish must be sedated for an general clinical examination, the necessary sedation for the sonographical examination of the eyes represents no disadvantage to other methods. The underwater sonographical examination requires no direct contact of the receiving transducer with the fish eye. Therefore, no section range is needed, which results in an almost artifact free displaying of the ocular structures and distance ratios. Because of the considerable differences of the impedances of the different ocular mediums the B-Mode sonography proved to be an adequate method for displaying the intraocular structures. The resolution of the 22 MHz receiving transducer was good enough to display the clinically relevant structures of the fish eyes. However, because of the limited lateral resolution of the transducer it was not possible to display the bulbi of fish bigger than 30 cm in their complete transversal expansion.

The most striking phenomenon was the strong sound cancellation due to the spherical, highly refractory lens of the fish eye. This prevented the evaluation of the median bulb distally from the anterior lens capsule including the posterior lens surface. With exception of this sound cancellation the ocular structure appeared similar to those of tetrapod vertebrates. Only the variability and shallowness of the anterior chamber was significantly different from the data of tetrapod vertebrates. This fact is already well known and can be found in the literature. In addition, it was possible to display the lens fixating structures of fish eyes, and to provide evidence for the first time of an active accommodation by retraction of the lens.

The results of this study about observing of the variability of the depth of the anterior chamber through active accommodation give new possibilities for monitoring the depth of anaesthesia of fish. Furthermore, the sonographical examination of the cornea and the anterior chamber qualifies for the identification of systemic diseases of fish at an early state. These structures often show sonographical detectable changes before the appearance of other clinical symptoms. Moreover, ocular sonography is well suited to detecting primary ocular medical conditions of fish, as it does for other animal species. In particular, it is a practical method for examining eyes with low permeability. Hence, the sonographical examination of fish eyes certainly provides a practical enrichment for the veterinary attendance of ornamental fish.

8. Literaturverzeichnis

AL-FARHAN, H. M. & ALMUTAIRI, R. N. (2013) Anterior segment biometry using ultrasound biomicroscopy and the Artemis-2 very high frequency ultrasound scanner. *Clin Ophthalmol* 7, 141-147

ANDERMANN, P. (2007) Evaluierung der Intra- und Interobserver-Variabilität bei der 2D-Ultraschall-Schildrüsenvolumetrie an einem Schildrüsenphantom – Vergleich zu 3D-Ultraschall-Referenzmessungen an gesunden Probanden. Würzburg

ASHTON, N., BROWN, N. & EASTY, D. (1969) Trematode cataract in fresh water fish. *J Small Anim Pract* 10, 471-478

AXENFELD, T., PAU, H., BÖKE, W. & SACHSENWEGER, R. (1980) Lehrbuch und Atlas der Augenheilkunde. Stuttgart, Gustav Fischer Verlag

BAPODRA, P., BOUTS, T., MAHONEY, P., TURNER, S., SILVA-FLETCHER, A. & WATERS, M. (2010) Ultrasonographic anatomy of the Asian elephant (*Elephas maximus*) eye. *J Zoo Wildl Med* 41, 409-417

BARR, F. (1992) Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. Stuttgart, Gustav Fischer Verlag. pp 1 - 19

BARTHOLOMEW, L. R., PANG, D. X., SAM, D. A. & CAVENDER, J. C. (1997) Ultrasound biomicroscopy of globes from young adult pigs. *Am J Vet Res* 58, 942-948

BAUM, G. (1956) The effect of ultrasonic radiation upon the eye and ocular adnexa. *Am J Ophthalmol* 42, 696-706

BAUM, G. (1964) Ultrasonography in Clinical Ophthalmology. *Trans Acad Ophth* 68, 265 - 276

BENGEL, W. (1994) Photographieren im Mund leicht gemacht. *Zahnärztliche Mitteilungen* 84, 16 - 22

BERGMANN, U. & GUTHOFF, R. (1994) Klinische Entscheidungshilfen durch die Ultraschallbiomikroskopie. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 12, 361- 363

BJERKÅS, I. & BJERKÅS, E. (1996) The salmonid lens-distinctive morphological features. In XXI Congress of the European Association of Veterinary anatomists

BLYTHE, B., HELFRICH, L. A. & BEAL, W. E. (1994) Determination of sex and maturational status of striped bass (*Morone saxatilis*) using ultrasonic imaging. *Aquaculture Magazine* 125, 175 - 184

BOGNER, J. R. (1992) Artefakte. In Einführung in die Ultraschalldiagnostik. Eds W. G. ZOLLER, U. GRESSER, N. ZÖLLNER. Basel, Karger

BONAR, S. A., THOMAS, G. L. & PAULEY, G. B. (1989) Use of ultrasonic images for rapid nonlethal determination of sex and maturity of pacific herring. *N. Am. J. Fish. Management* 9, 364-366

- BONATH, K. (1982) Tauchbadnarkose bei Fischen. In Sonderdruck aus dem Verhandlungsbericht des 24. Internationalen Symposiums über die Erkrankungen der Zootiere. Versprém, Akad. Verl. pp 157-171
- BOROFFKA, S. A., VERBRUGGEN, A. M., GRINWIS, G. C., VOORHOUT, G. & BARTHEZ, P. Y. (2007) Assessment of ultrasonography and computed tomography for the evaluation of unilateral orbital disease in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 230, 671 - 680
- BOROFFKA, S. A., VOOHOUT, G. & VERBRUGGEN, A.-M. (2006) Intraobserver and interobserver repeatability of biometric measurements obtained by means of B-Mode ultrasonography in dogs. *Am J Vet Res* 67, 1743-1749
- BOSWORTH, B. G., HOLLAND, M. & BRAZIL, B. L. (2001) Evaluation of ultrasound imagery and body shape to predict carcass and fillet yield in farm-raised catfish. *J. Anim. Sci.* 79, 1483-1490
- BOYCE, N. P. (1985) Ultrasound Imaging Used to Detect Cysts of *Henneguya salminicola* (Protozoa: Myxozoa) In the Flesh of Whole Pacific Salmon. *Canadian Journal of Fisheries and Aquatic Sciences* 42, 1312-1314
- BRANDSTETTER, P. (2014) Okulare Sonographie am Fischauge - Das hintere Augensegment am Beispiel des Koi (*Cyprinus carpio*). - München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- BRETZINGER, C. (2001) Einfluss unterschiedlicher Betäubungsmethoden auf Stressbelastung und Produktqualität bei der Regenbogenforelle (*Oncorhynchus mykiss*). München, Ludwig-Maximilians-Universität
- BRETZINGER, S. (1998) Augenerkrankungen bei Reptilien. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- BROWN, L. (1988) Anesthesia in fish. *Tropical fish medicine. Vet.Clin.North Am.Small Anim. Practice* 18, 317-330
- BROWN, L. (1993) Anesthesia and Restraint. In *Fish Medicine*. Ed M. K. STOSKOPF. Philadelphia, WB Saunders
- BRÜGMANN, J. (1999) Bildartefakte. In *Ultraschall-Kursbuch*. Ed G. SCHMIDT. Stuttgart, Georg Thieme Verlag. pp 19 - 24
- BYRNE, S. F. & GREEN, R. L. (2002a) Artifacts. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby. pp 466 - 467
- BYRNE, S. F. & GREEN, R. L. (2002b) Examination Techniques for the Globe. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby
- BYRNE, S. F. & GREEN, R. L. (2002c) The globe. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby. pp 13 - 14
- BYRNE, S. F. & GREEN, R. L. (2002d) Inflammatory Diseases of the Eye. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby
- BYRNE, S. F. & GREEN, R. L. (2002e) Intraocular Tumors. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby

- BYRNE, S. F. & GREEN, R. L. (2002f) Physics and Instrumentation. In Ultrasound of the Eye and Orbit. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby. pp 1 - 12
- CECIL, T. R. (2001) Examining the environment. In BSAVA Manual of Ornamental Fish. Ed W. H. WILDGOOSE. Gloucester, British Small Animal Veterinary Association. pp 69 - 75
- COLEMAN, D. J. (1979) Ultrasonic Measurements of Eye Dimensions. Int Ophthalmol Clin 19, 225-236
- COLLINS, B. K., COLLIER, L. L. & COLLINS, J. S. (1993) Retinal and lenticular lesions in vitamin-C-deficient juvenile red drum, *Sciaenops ocellatus*. J Fish Dis 16, 229-237
- COTTRILL, N. B., BANKS, W. J. & PECHMAN, R. D. (1989) Ultrasonographic and biometric evaluation of the eye and orbit of dogs. Am J Vet Res 50, 898 - 903
- COWEY, C. B., YOUNG CHO, C. & SIVAK, J. G., ET AL. (1992) Methionine intake in rainbow trout (*Oncorhynchus mykiss*), relationship to cataract formation and the metabolism of methionine. J Nutr 122, 1154-1163
- CRONAU, M. & GERHARDS, H. (2004) Hochauflösende Sonographie am Auge des Pferdes. Pferdeheilkunde 20, 321 - 326
- CRONAU, M. A. (2004) Sonographie mittels hochauflösendem Ultraschall am Auge des Pferdes. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- CULLEN, A. P., MONTEITH-MCMASTER, C. A. & SIVAK, J. G. (1994) Lenticular changes in rainbow trout following chronic exposure to UV radiation. Curr Eye Res 13, 731-737
- DELORME, S. & DEBUS, J. (1998) Verstehen, Lernen, Anwenden-Ultraschalldiagnostik. Stuttgart, Hippokrates Verlag
- DOROBEK, K. (2013) Dreidimensionale Sonographie am Vogelauge - Das vordere Augensegment. Ludwig - Maximilians - Universität München, München
- DOROBEK, K., LIEPERT, A., HUFEN, H. & KORBEL, R. (2011) Recent advantages of 3D ultrasonography in eye lesions. In 11th EAAV Conference. Madrid, European Committee Association of Avian Veterinarians
- DOWNEY, D. B., NICOLLE, D. A., LEVIN, M. F. & FENSTER, A. (1996) Three-dimensional ultrasound imaging of the eye. Eye (Lond) 10 (Pt 1), 75 - 81
- DUKE-ELDER, S. (1958) The Eyes of Fishes. In System of Ophthalmology, Vol. 1: The Eye in Evolution. London, Publishers Kimpton. pp 274-279
- DUKES, T. W. & LAWLER, A. R. (1975) The ocular lesions of naturally occurring lymphocystis in fish. J Comp Med 39, 406-410
- DUSSIK, K. T. (1942) Über die Möglichkeit, hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwerten. Neurol. Psych. 174, 153-168
- EL-MAGHRABY, H. M., NYLAND, T. G. & BELLHORN, R. W. (1995) Ultrasonographic and Biometric Evaluation of Sheep and Cattle Eyes. Veterinary Radiology & Ultrasound 36, 148 - 151

- FARROW, C. S. (1996) How ultrasound works. In Small animal ultrasound. Ed R. W. GREEN. Philadelphia, Lippencott-Raven. pp 7 - 27
- FERNALD, R. D. (1985) Growth of the teleost eye: novel solutions to complex constraints. Environmental Biology of Fishes 13, 113-123
- FLÜCKIGER, M. (1990) Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 1. Funktionsweise, Geräte, Biologische Wirkung. Schweiz. Arch. Tierheilk. 132, 275 - 282
- FOSTER, F. S., PAVLIN, C. J., HARASIEWICZ, K. A., CHRISTOPHER, D. A. & TURNBULL, D. H. (2000) Advances in ultrasound biomicroscopy. Ultrasound Med Biol 26, 1-27
- FRANCIS-FLOYD, R. (1999) Clinical examination of fish in private collections. Vet Clin North Am Exot Anim Pract 2, 247-264
- FRENKEL, V., KIMMEL, E. & IGER, Y. (1999) Ultrasound-induced cavitation damage to external epithelia of fish skin. Ultrasound Med Biol 25, 1295-1303
- GEIGER, C. (2007) Die „Hellabrunner Mischung“ im Vergleich mit MS 222 als Tauchbadnarkose bei verschiedenen Fischen. Klinik für Fische und Reptilien der Tierärztlichen Fakultät. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- GELATT, K. N., BROOKS, D. E. & KÄLLBERG, M. E. (2008) The Canine Glaucomas. In Essentials of veterinary ophthalmology. 2. ed. edn. Ed K. N. GELATT. Ames, Iowa [u.a.], Wiley-Blackwell. pp 155 - 187
- GEVELHOFF, I. (1996) Ultraschalldiagnostik in der Pferdeophthalmologie. München, Ludwig-Maximilians-Universität München. p 140 S.
- GILGER, B. C., DAVIDSON, M. G. & HOWARD, P. B. (1998) Keratometry, ultrasonic biometry and prediction of intraocular lens power in the feline eye. Am J Vet Res 59, 131-134
- GLADISCH, R. (1993) Einführung in die sonographische Diagnostik. Tierärztliche Praxis Sonderheft, 3 - 19
- GODDARD, P. J. (1995) Ultrasonic examination of fish. In Veterinary Ultrasonography. Ed P. J. GODDARD. Oxon UK, Cab International. pp 289-302
- GONZALEZ, E. M., RODRIGUEZ, A. & GARCIA, I. (2001) Review of ocular ultrasonography. Vet Radiol Ultrasound 42, 485 - 495
- GÖTZ, A.-J. (1983) Physikalische Grundlagen. In Kompendium der medizinisch-diagnostischen Utrasonographie. Stuttgart, Enke. pp 7 - 25
- GRAY, M. P., SMITH, R. S., SOULES, K. A., JOHN, S. W. M. & LINK, B. A. (2009) The Aqueous Humor Outflow Pathway of Zebrafish. Invest Ophthalmol Vis Sci 50, 1515-1521
- GUMPENBERGER, M. (2002) Ultrasound diagnosis-ultrasonographic detection of spinal malformation in a chub (Leuciscus cephalus L.). Veterinary Radiology & Ultrasound 43, 584-585
- GUMPENBERGER, M. & KOLM, G. (2006) Ultrasonographic and computed tomographic examinations of the avian eye: physiologic appearance, pathologic findings, and comparative biometric measurement. Vet Radiol Ultrasound 47, 492 - 502

- GÜSE, J. (2008) Intraokulare Druckmessung am Pferdeauge mittels Tonovet® versus in-vitro Manometrie. In Klinik für Pferde. Hannover, Tierärztliche Hochschule Hannover
- GUTHOFF, R. (1988) Ultraschall in der ophthalmologischen Diagnostik. Stuttgart, Enke
- GUTHOFF, R. & GUTHOFF, K. (1987) Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde. Teil 1: Methodik, Trübungen der brechenden Medien. Zeitschr prakt Augenheilk 8, 311 - 316
- GUTHOFF, R., PAULEIKHOFF, D. & HINGST, V. (1999) Bildgebende Diagnostik in der Augenheilkunde. Stuttgart, Enke
- HAMIDZADA, W. A. & OSUOBENI, E. P. (1999) Agreement between A-mode and B-mode ultrasonography in the measurement of ocular distances. Vet Radiol Ultrasound 40, 502-507
- HARDER, W. (1964) Handbuch der Binnenfischerei Mitteleuropas, Band II: Anatomie der Fische. Stuttgart, E. Schweizerbartsche Verlagsbuchhandlung
- HARGIS, W. J. & ZWERNER, D. E. (1988) Effects of certain contaminants on eyes of several estuarine fishes. Mar Environ Res 24, 265-270
- HARGIS, W. J. J. (1991) Disorders of the eye in finfish. Annu Rev of Fish Diseases 91, 95-117
- HARMS, C. A. (1999) Anesthesia in Fish. In Zoo and Wild Animal Medicine, Current Therapy 4. Eds M. E. FOWLER, R. E. MILLER. Philadelphia, WB Saunders. pp 158-163
- HARMS, C. A. & BAKAL, R. S. (1994) Techniques in fish anesthesia. Proc. Am Assoc. Zoo Vet. 27, 202-209
- HARRIS, M. C., SCHORLING, J. J., HERRING, I. P., ELVINGER, F., BRIGHT, P. R. & PICKETT, J. P. (2008) Ophthalmic examination findings in a colony of Screech owls (*Megascops asio*). Veterinary Ophthalmology 11, 186-192
- HERNÁNDEZ-GUERRA, A. M., RODILLA, V. & LÓPEZ-MURCIA, M. M. (2007) Ocular biometry in the adult anesthetized ferret (*Mustela putorius furo*). Veterinary Ophthalmology 10, 50-52
- HOEDT, W. (2004) Sonographie beim Koikarpfen (*Cyprinus carpio*). In Institut für Zoologie, Fischereibiologie und Fischkrankheiten der tierärztlichen Fakultät der Universität München. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- HOFER, M. (2005) Sono Grundkurs - Ein Arbeitsbuch für den Einstieg. Stuttgart, Georg Thieme Verlag
- HOFFMANN, I. (2002) Hochauflösende Sonographie des vorderen Bulbusabschnittes und seiner Adnexe beim Hund. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- HOFFMANN, I. & KÖSTLIN, R. (2004) Die sonographische Untersuchung des vorderen Augenabschnittes beim Kleintier. Teil 1: Untersuchungstechnik und echographische Normalbefunde. Tierärztliche Praxis 32, 175 - 179
- HOFFMANN, P. C., HÜTZ, W. W., ECKHARDT, H. B. & HEURING, A. H. (1998) IOL-Berechnung und Ultraschallbiometrie: Immersions- und Kontaktverfahren. Klin Monatsbl Augenheilkd 213, 161-165

- HOFFMANN, R. W. (2005) Fischkrankheiten. Stuttgart, Verlag Eugen Ulmer
- HOLLINGSWORTH, S. R., HOLMBERG, B. J., STRUNK, A., OAKLEY, A. D., SICKAFOOSE, L. M. & KASS, P. H. (2007) Comparison of ophthalmic measurements obtained via high-frequency ultrasound imaging in four species of snakes. *Am J Vet Res* 68, 1111-1114
- HOLMES, J. H. & HOWRY, D. H. (1963) Ultrasonic diagnosis of abdominal disease. *Am J Dig Dis* 8, 12-32
- HUFEN, H. & KORBEL, R. (2009) Investigations in the appliance of immersion shells in avian ocular ultrasonography. In *Proceedings of the 11th European AAV Conference*. Ed EAAV
- HUNN, J. B. & ALLEN, J. L. (1974) Movement of drugs across the gills of fishes. *Ann. Rev. Pharmac* 14, 47-55
- IWATA, S. (1985) Effect of temperature on the rainbow trout lens. *Curr Eye Res* 4, 441-446
- JURK, I. (2002) Ophthalmic disease of fish. *Vet Clin Exot Anim* 5, 243-260
- JURRAT, T. (1994) Untersuchungen zur Anwendung der ophthalmologischen Ultraschalldiagnostik (B- Bildverfahren) am Pferdeauge. In *Tierärztliche Fakultät, Freie Universität Berlin*
- KAUFMANN, G. E., MILLER, M. W., GRIFFITHS, T. D., CIARAVINO, V. & CARSTENSEN, E. L. (1977) Lysis and variability of cultured mammalian cells exposed to 1 MHz ultrasound. *Ultrasound Med. Biol.* 3, 21-25
- KAUSHIK, S. & PANDAV, S. S. (2010) Ultrasound Biomicroscopy in Glaucoma. *Journal of Current Glaucoma Practice* 4, 77-82
- KERN, T. J. (2008) Exotic Animal Ophthalmology. Birds. In *Veterinary Ophthalmology*. 4 edn. Ed K. N. GELATT. Ames, Oxford, Victoria, Blackwell Publishing. pp 1381 - 1389
- KETOLA, H. G. (1979) Influence of dietary zinc on cataracts in rainbow trout (*Salmo gairdneri*). *J Nutr* 109, 965-969
- KING, A. M. (2006) Development, advances and applications of diagnostic ultrasound in animals. *The Veterinary Journal* 171, 408-420
- KIRALY, L. & DUNCKER, G. (2012) Biometrie des vorderen Augensegmentes zur Implantation phaker Vorderkammerlinsen. *Der Ophthalmologe* 109, 242-249
- KÖLLE, P. & HENKE, J. (2004) Fische. In *Anästhesie und Analgesie beim Klein- und Heimtier, sowie bei Vögeln, Reptilien, Amphibien und Fischen*. Eds W. ERHARDT, J. HENKE, J. HABERSTROH. Stuttgart, Schattauer. pp 814-840
- KORBEL, R. (1990) Photographie in der Vogelmedizin. In *DVG VII. Tagung über Vogelkrankheiten*. Ed J. KÖSTERS. München, DVG
- KORBEL, R. (1994) Augenheilkunde bei Vögeln: Ätiologie und Klinik von Augenkrankheiten, Luftsack-Perfusionsanästhesie, ophthalmologische Photographie und Bildatlas der Augenerkrankungen bei Vögeln. In *Vet. Habil. München*

- KORBEL, R., HUFEN, H., SCHWEIKL, M. & STROBEL, B. K. (2009) Ocular Ultrasonography in Birds. In 30th Annual Association of Avian Veterinarians Conference & Expo. Ed AAV. Milwaukee, Wisconsin
- KRAUSE, S. (2003) Sonographische Darstellung der inneren Organe des Karpfens (*Cyprinus carpio*). In Fachgebiet für Fischkrankheiten und Fischhaltung. Hannover, Tierärztliche Hochschule Hannover
- KRÖGER, R. H. H. (2012) Optical plasticity in fish lenses. Progress in Retinal and Eye Research 11
- LAHAV, M. & ALBERT, D. M. (1978) Medulloepithelioma of the ciliary body in the goldfish (*Carassius auratus*). Vet Pathol 15, :208-212
- LANG, J. (2006) Ultrasound Artefacts. In Diagnostic Ultrasound in Small Animal practice. Ed P. MANNION. Oxford, Blackwell Science Ltd. pp 20-25
- LEHMKUHL, R. C., ALMEIDA, M. F., MAMPRIM, M. J. & VULCANO, L. C. (2010) B-mode ultrasonography biometry of the Amazon Parrot (*Amazona aestiva*) eye. Vet Ophthalmol 13 Suppl, 26 - 28
- LEWBART, G. A. (2001) Clinical examination. In BSAVA Manual of Ornamental Fish. Ed W. H. WILDGOOSE. Gloucester, British Small Animal Veterinary Association. pp 85-90
- LIEPERT, A. (2013) Dreidimensionale Sonographie des Vogelauges - das hintere Augensegment. Ludwig-Maximilians-Universität München, München
- LIST, S. (2002) Dreidimensionale Sonographie am Auge des Pferdes. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- LIZZI, F. L., COLEMAN, D. J., DRILLER, J., FRANZEN, L. A. & LEOPOLD, M. (1981) Effects of pulsed ultrasound on ocular tissue. Ultrasound Med Biol 7, 245-252
- LYNCH, G. L., HOFFMAN, A. & BLOCKER, T. (2007) Central corneal thickness in koi fish: effects of age, sex, body length, and corneal diameter. Veterinary Ophthalmology 10, 211-215
- MANNION, P. (2006) Principles of Diagnostic Ultrasound. In Diagnostic Ultrasound in Small Animal practice. Ed P. MANNION. Oxford, Blackwell Science Ltd. pp 1-19
- MARTIN, C. J., PRATT, B. M. & WATMOUGH, D. J. (1983) Observation of ultrasound-induced effects in the fish *Xiphophorus Maculatus*. Ultrasound Med. Biol. 9, 177-183
- MATTSON, N. S. (1991) A new method to determine sex and gonad size in live fishes by using ultrasonography. Journal of Fish Biology 39, 673 - 677
- MCLAUGHLIN, S. A., GRIZZLE, J. M. & WHITELEY, H. E. (1996) Ophthalmic examination of normal light-adapted and dark-adapted channel catfish, *Ictalurus punctatus*. Veterinary & comparative ophthalmology. 6, 248-251
- MEIER, H. (1989) Artefakte in der Ultraschalldiagnostik. Tierärztl. Prax. Suppl. 4, 36 - 46
- METTENLEITER, E. M. (1995) Sonographic diagnosis (B-mode technique) for the eyes in horses. 1. Methods and normal findings. Tierärztl Prax 23, 481-488

- MEYER, P., SALZER, P., GRIESHABER, M. C. & MEYER, A. (2009) Beitrag zur vergleichenden Ophthalmomorphologie: Das Bachforellenauge. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 226, 337-340
- MILlichamp, N. J. (1991) Exotic animal ophthalmology. In *Veterinary Ophthalmology*. 2nd edn. Ed K. N. GELATT. Philadelphia, Lea und Febiger. pp 680-685
- MUNDT, G. H. & HUGHES, W. E. (1956) Ultrasonics in ocular diagnosis. *Am J Ophthalm.* 41, 488-498
- MURACHI, S., KOHARA, J., YAMADA, H., SAKURAI, S. & NANBA, K. (1986) The Method for Ophthalmoscopic Observation on Ocular Fundus of Fishes. *Anim. Eye Res.* 5, 41-48
- NICOL, J. A. C. (1989) *The Eyes of Fishes*. Oxford, Oxford University Press
- OFRI, R. (2008) Lens: Cataract. In *Slatter's Fundamentals of veterinary ophthalmology*. 4th ed. edn. Eds D. J. MAGGS, P. E. MILLER, R. OFRI. St. Louis, Saunders. pp 261 - 269.
- OSUEBENI, E. P. & HAMIDZADA, W. A. (1999) Ultrasonographic determination of the dimensions of ocular components in enucleated eyes of the one humped camel (*Camelus dromedarius*). *Research in Veterinary Science* 67, 125-129
- PAVLIN, C. J., HARASIEWICZ, K., SHERAR, M. D. & FOSTER, F. S. (1991) Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology* 98, 287-295
- PENNINCK, D., DANIEL, G. B., BRAWER, R. & TIDWELL, A. S. (2001) Cross-sectional imaging techniques in veterinary ophthalmology. *Clin Tech Small Anim Pract*, 22-39
- PLUMMER, C. E., RAMSEY, D. T. & HAUPTMAN, J. G. (2003) Assessment of corneal thickness, intraocular pressure, optical corneal diameter, and axial globe dimensions in Miniature Horses. *Am J Vet Res* 64, 661-665
- POSTON, H. A., RIIS, R. C., RUMSEY, G. L. & KETOLA, H. G. (1977) The effect of supplemental dietary amino acids, minderals and vitamins on salmonids fed cataractogenic diets. *Cornell Vet* 67, 472-509
- POTTER, T. J., HALLOWELL, G. D. & BOWEN, I. M. (2008) Ultrasonographic anatomy of the bovine eye. *Vet Radiol Ultrasound* 49, 172 - 175
- POULSEN NAUTRUP, C. (1998a) Begriffsbestimmungen, geschichtlicher Überblick und Physikalische Grundlagen. In *Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze*. 2 edn. Eds C. POULSEN NAUTRUP, R. TOBIAS. Hannover, Schlütersche GmbH. pp 18 - 30
- POULSEN NAUTRUP, C. (1998b) Sonographische Phänomene und Artefakte. In *Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze*. 2 edn. Eds C. POULSEN NAUTRUP, R. TOBIAS. Hannover, Schlütersche GmbH. pp 60 - 75
- POULSEN NAUTRUP, C. (1998c) Technische Grundlagen. In *Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze*. 2 edn. Eds C. POULSEN NAUTRUP, R. TOBIAS. Hannover, Schlütersche GmbH. pp 31 - 59
- POULSEN NAUTRUP, C., HEIDER, H.-J. & EGGLERS, S. (1998) Auge. In *Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze*. 2 edn. Eds C. POULSEN NAUTRUP, R. TOBIAS. Hannover, Schlütersche GmbH. pp 92 - 108

- PURNELL, E. W. (1969) B-mode orbital ultrasonography. *Int Ophthalmol Clin* 9, 643 - 650
- RAVELHOFER, K. (1996) Pathologisch-anatomische Untersuchungen an Augen verschiedener Vogelspezies. In Ludwig-Maximilians-Universität München. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- REESE, S. (1999) Dreidimensionale Sonographie des Auges. *Ultraschall in Med* 20, Suppl 1, 127
- REIMERS, E., LANDMARK, P., SORSDAL, T., BOHMER, E. & SOLUM, T. (1986) Determination of salmonids' sex, maturation and size: an ultrasound and photocell approach. *Aquaculture Magazine* 13, 41-44
- ROBERTS, H. E. (2009) Physical Examination of Fish. In *Fundamentals of ornamental fish health*. Ed H. E. ROBERTS. Iowa, Blackwell Publishing. pp 161-165
- ROBERTS, H. E., SCOTT WEBER III, E. & SMITH, S. A. (2009) Nonlethal Diagnostic Techniques. In *Fundamentals of ornamental fish health*. Ed H. E. ROBERTS. Iowa, Blackwell Publishing. pp 172 - 184
- ROBERTS, R. J. & ELLIS, A. E. (2001) The anatomy and physiology of teleosts. In *Fish Pathology*. Third edn. Ed R. J. ROBERTS. London, W.B. Saunders. pp 12-54
- ROBERTS, R. J. & RODGER, H. D. (2001) The Pathophysiology and Systematic Pathology of Teleosts. In *Fish Pathology*. 3nd edn. Ed R. J. ROBERTS. London, WB Saunders. pp 55-132
- ROGERS, M., CARTEE, R. E., MILLER, W. & IBRAHIM, A. K. (1986) Evaluation of the Exirpated Equine Eye using B-Mode Ultrasonography. *Veterinary Radiology* 27, 24 - 29
- ROSS, L. G. (2001) Restraint, anaesthesia and euthanasia. In *BSAVA Manual of Ornamental Fish*. Ed W. H. WILDGOOSE. Gloucester, British Small Animal Veterinary Association. pp 75-83
- ROTT, H. D. (1981) Zur Frage der Schädigungsmöglichkeit durch diagnostischen Ultraschall. *Ultraschall* 2, 56- 64
- SANDE, R. D. & POPPE, T. T. (1995) DIAGNOSTIC ULTRASOUND EXAMINATION AND ECHOCARDIOGRAPHY IN ATLANTIC SALMON (*Salmo salar*). *Veterinary Radiology & Ultrasound* 36, 551-558
- SAUNDERS, L. Z. & RUBIN, L. F. (1975) Postmortem technique. In *Ophthalmic Pathology of Animals. An Atlas and Reference Book* Eds L. Z. SAUNDERS, L. F. RUBIN. Basel, München, Paris, London, New York, Sydney, Karger. pp 244 - 253
- SCHMALBACH, B. (2000) Morphologische und proteinbiochemische Studien über die Augenlinse von Forellen. *Vet. Med. der Freien Universität Berlin*
- SCHMID, V. (2006) Imaging of the Eye and Orbit. In *Diagnostic Ultrasound in Small Animal practice*. Ed P. MANNION. Oxford, Blackwell Science Ltd. pp 279-299
- SCOTTY, N. C., CUTLER, T. J., BROOKS, D. E. & FERRELL, E. (2004) Diagnostic ultrasonography of equine lens and posterior segment abnormalities. *Vet Ophthalmol* 7, 127 - 139

- SHEN, W., VIJAYAN, M. & SIVAK, J. G. (2005) Inducing Form-Deprivation Myopia in Fish. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 46, 1797-1803
- SIEZEN, R. J. (1988) Reversible osmotic cataracts in spiny dogfish (*Squalus acanthias*) eye lens. *Exp Eye Res* 46, :987-990
- SLATTER, D. (2008) Surgical Procedures: Enucleation. In Slatter's Fundamentals of veterinary ophthalmology. 4th ed. edn. Eds D. J. MAGGS, P. E. MILLER, R. OFRI. St. Louis, Saunders. pp 496 - 530
- SMITH, S. A. (2002) Nonlethal clinical techniques used in the diagnosis of diseases of fish. *J Am Vet Med Assoc* 220, 1203-1206
- SQUARZONI, R., PERLMANN, E., ANTUNES, A., MILANELO, L. & DE MORAES BARROS, P. S. (2010) Ultrasonographic aspects and biometry of Striped owl's eyes (*Rhinoptynx clamator*). *Veterinary Ophthalmology* 13, 86-90
- STEIN, J. M., C. (1999) Physikalisch-technische Grundlagen In Ultraschall-Kursbuch. Ed G. SCHMIDT. Stuttgart, Georg Thieme Verlag. pp 12 -24
- STETTER, M. D. (2001a) Diagnostic imaging and endoscopy. In BSAVA Manual of Ornamental Fish. Ed W. H. WILDGOOSE. Gloucester, British Small Animal Veterinary Association. pp 103-109
- STETTER, M. D. (2001b) Fish and amphibian anaesthesia. *Vet. Clin. North Am Exotic Anim. Pract* 1, 69-82
- STOLZENBERG, A. G. (2006) Quantitative Reproduzierbarkeit des vorderen Kammerwinkels mittels einer 20 MHz Sonde an gesunden Augen. Universität Bochum
- STORCH, V. W., U. (2009) Chondrichthyes (Knorpelfische) und Osteichthyes (Knochenfische). In Kükenthal - Zoologisches Praktikum. Heidelberg, Berlin, Spektrum Akademischer Verlag. pp 322-346
- STOSKOPF, M. K. (1993a) Clinical examination and procedures. In Fish medicine. Philadelphia, WB Saunders. pp 62 - 78
- STOSKOPF, M. K. (1993b) Fish medicine. Philadelphia, WB Saunders
- STRAHLENSCHUTZKOMMISSION (1998) Empfehlungen zur Patientensicherheit bei Anwendungen der Ultraschalldiagnostik in der Medizin. Stuttgart, Jena, Lübeck, Ulm
- STROBEL, B. K. (2010) Okulare Sonographie des gesunden und erkrankten Auges bei Wildgreifvögeln. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- SUSAL, A. L. (1987) Clinical artifacts in real-time examinations. In Ophthalmic echography. Proceedings of the 10. SIDUO Congress, St. Petersburg Beach, Florida, USA, Nov. 7 - 10, 1984. Ed K. C. OSSOINIG. Dordrecht, K. C., Nijhoff, Junk. pp 215 - 227
- SYLVESTER, J. R. (1975) Factors influencing the efficacy of MS-222 (an anaesthetic used topically to immobilize fish and other cold-blooded animals) to striped mullet (*Mugil cephalus*). *Aquaculture Magazine* 6, 163-169

- TONI, M. C., MEIRELLES, A. É. W. B., GAVA, F. N., CAMACHO, A. A., LAUS, J. L. & CANOLA, J. C. (2010) Rabbits' eye globe sonographic biometry. *Veterinary Ophthalmology* 13, 384-386
- VIESTENZ, A., VOGT, S., LANGENBUCHER, A., WALTER, S. & BEHRENS-BAUMANN, W. (2009) Biometrie des vorderen Augensegmentes mittels optischer Kohärenztomographie. *Der Ophthalmologe* 106, 723-728
- WALL, A. E. (1998) Cataracts in farmed Atlantic salmon (*Salmo salar*) in Ireland, Norway and Scotland from 1995 to 1997. *Vet. Rec.* 142, 626-631
- WALLS, G. L. (1967) Higher Fishes. In *The vertebrate eye and its adaptive radiation*. Ed G. L. WALLS. New York, London, Hafner Publishing Company. pp 563-591
- WEBER, E. S. & INNIS, C. (2007) Piscine patients: basic diagnostics. *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian* 29, 276 - 288
- WERTHER, K., HUFEN, H., STROBEL, B. K., STEIN, K. & KORBEL, R. (2011) Effects of formalin fixation on avian eye. In *11th European AAV Conference, 1st ECZM Meeting*. Ed A. O. A. V. E. C. O. Z. MEDICINE. Madrid, Spain
- WHITAKER, B. R. (1993) The diagnosis and treatment of corneal ulcers in fish. In *Proc Am Assoc Zoo Vet. St. Louis (MO)*. pp 92-95
- WHITAKER, B. R. (2001) Ocular disorders. In *BSAVA Manual of Ornamental Fish*. Ed W. H. WILDGOOSE. Gloucester, British Small Animal Veterinary Association. pp 147-154
- WILCOCK, B. P. & DUKES, T. W. (1989) The Eye. In *Systematic Pathology of Fish*. Ed H. W. FERGUSON. Iowa, State Press. pp 168-194
- WILKIE, D. A. & GILGER, B. C. (1997) Equine diagnostic ocular ultrasonography. In *Equine diagnostic ultrasonography* Eds N. W. RANTANEN, A. O. MCKINNON. Baltimore, London, Paris, Munich, Sydney, Williams & Wilkins. pp 637- 643
- WILLEKE, K. (2008) Morphologische und physiologische Untersuchungen an transparenten und kataraktösen Linsen von Farm- und Wildlachsen. In *Fachbereich Veterinärmedizin*. Berlin, Freie Universität Berlin
- WILLIAMS, C. R. & WHITAKER, B. R. (1997) The Evaluation and Treatment of Common Ocular Disorders in Teleosts. *Seminars in Avian and Exotic Pet Medicine* 6, 160-169
- WILLIAMS, D. L. (2004) Lens morphometry determined by B-mode ultrasonography of the normal and cataractous canine lens. *Veterinary Ophthalmology* 7, 91-95
- WILLIAMS, D. L. (2012a) The fish eye. In *Ophthalmology of Exotic Pets*. 1 edn. Ed D. L. WILLIAMS. Chichester, Blackwell Publishing Ltd. pp 211-227
- WILLIAMS, D. L. (2012b) *Ophthalmology of Exotic Pets*. Chichester, Blackwell Publishing Ltd
- WILLIAMS, D. L., GODDARD, P. J. & BRANCKER, W. M. (2007) Ultrasonographic examination of ocular lesions in farmed halibut. *The Veterinary Journal* 173, 456-458
- WILLIAMS, D. L., WALL, A. E., BRANSON, E., POOLE, A., HOPCROFT, T. & BRANCKER, W. M. (1995a) Preliminary findings of ophthalmological abnormalities in farmed halibut. *Veterinary Record* 136, 610-612

WILLIAMS, J., WILKIE, D. A. & GRANITZ, U. (1995b) Ultrasonography in veterinary ophthalmology. *Tierärztl Prax* 23, 111-115

WLEINSTEIN, G. W., BAUM, G., BINKHORST, R. D. & TROUTMAN, R. C. (1966) Comparison of ultrasonographic and optical methods for determining the axial length of the aphakic eye. *Am J Ophthalmol* 62, 1194-1201

YOSHIMIZU, M., TANAKA, M. & KIMURA, T. (1988) Histopathological study of tumors induced by *Oncorhynchusmasou* virus (OMV) infection. *Fish Pathol.* 23, 133-138

ZHAO, X. C., YEE, R. W., NORCOM, E., BURGESS, H., AVANESOV, A. S., BARRISH, J. P. & MALICKI, J. (2006) The Zebrafish Cornea: Structure and Development. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 47, 4341-4348

9. Anhang

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematisierte Darstellung der Ausbreitung einer longitudinalen Schallwelle (aus POULSEN NAUTRUP, 1998a)	7
Abbildung 2: Einfallswinkel der Ultraschallwellen und deren Brechung (aus BYRNE und GREEN, 2002)	9
Abbildung 3: Schematische Darstellung der Schallkeule, A) Ohne Fokussierung, B) mit mechanischer Fokussierung, C) mit elektronischer Fokussierung (aus POULSEN NAUTRUP, 1998b)	14
Abbildung 4: Schematische Darstellung von A-, B- und M-Mode Wiedergabe des Herzens (aus BARR, 1992)	18
Abbildung 5: Vertikaler Schnitt durch ein typisches Teleostei-Auge (aus WALLS, 1967).....	26
Abbildung 6: Typisches Teleostei-Auge im Sagittalschnitt (aus WILLIAMS und WHITAKER 1997)	29
Abbildung 7: Typische Teleostei-Linse im Sagittalschnitt (aus HARGIS, 1991)	30
Abbildung 8: Auge des Zebrafisches (<i>Danio rerio</i>) mit Kammerwinkel (nach GRAY et al. 2009), Erläuterungen: VRVs = Retina- und Glaskörpergefäß; NR = Neurale Retina; RPE = retinales Pigmentepithel; ON = Nervus opticus; AL = Ligamentum annulare	33
Abbildung 9: Auge des Zebrafisches (<i>Danio rerio</i>) mit Kammerwinkel und Kammerwasserfluss (nach GRAY et al. 2009), Erläuterungen: NR = Neurale Retina; AL = Ligamentum annulare; 1 = Vordere Augenkammer; 2 = Hintere Augenkammer; 3 = Glaskörper.....	33
Abbildung 10: Sonographische Untersuchungsebenen am Auge; a) axiale, b) transversale und c) longitudinale Untersuchungsebene (aus BYRNE und GREEN, 2002b; modifiziert nach STROBEL 2010).....	42
Abbildung 11: Sonoanatomie des Schlangenauges in der Ultraschallbiomikroskopie (aus HOLLINGSWORTH et al., 2007); Erklärungen: S = Brille, SSS = Subbrillärer Raum, C = Kornea, AC = Vordere Augenkammer, ALC = Vordere Linsenkapsel, PLC = Hintere Linsenkapsel, VC = Glaskörper, PP = Posteriorer Pol.....	49
Abbildung 12: Links: Kallotiertes linkes Auge eines gesunden Heilbutt (<i>Hippoglossus hippoglossus</i>); Rechts: Das gleiche Auge <i>in vivo</i> in axialer Ebene (aus WILLIAMS et al. 2007), Erklärungen des Autors: innere schwarze Linie = Retina; mittlere weiße Linie = Choroidea; äußere graue Linie = Sklera.....	50
Abbildung 13: Verwendetes Ultraschallgerät MyLab™Sat VET der Fa. Esaote (Köln, Deutschland), Aufnahme: R. Korbel	63
Abbildung 14: Verwendeter 22 – 15 MHz Linear-Array-Schallkopf Typ SL3116 der Fa. Esaote, Aufnahme: R. Korbel	64
Abbildung 15: Versuchsaufbau zur sonographischen Augenuntersuchung, Koi unmittelbar nach dem Umsetzen ins Narkosebad, Aufnahme: R. Korbel.....	66

Abbildung 16: Bestimmung des Augeninnendruckes (IOD) am sedierten Koi mittels Tonovet®; Aufnahme: R. Korbel.....	72
Abbildung 17: Sonographische Untersuchung des rechten Auges, axial-vertikale Schnittebene, Aufnahme: R. Korbel	75
Abbildung 18: Sonographische Untersuchung des rechten Auges, axial-horizontale Schnittebene, Aufnahme: R. Korbel	75
Abbildung 19: Platzierung der okularen Messpunkte zur Biometrie des vorderen Augensegmentes; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD)	78
Abbildung 20: Platzierung der okularen Messpunkte zur Biometrie von Kornea und vorderer Augenkammertiefe; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 5 mm; Erklärungen: 1 = zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT).....	79
Abbildung 21 + Abbildung 22: Platzierung der Messpunkte zur Biometrie des Kammerwinkels; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Linkes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm (Abb.21) bzw. vergrößerte und kontrastierte Darstellung (Abb.22); Erklärungen: KW 1 = nasaler Kammerwinkel, KW 2 = temporaler Kammerwinkel, α/β = erste Gerade entlang der Irisvorderfläche, OLIN = zweite Gerade entlang des Kornea-endothels	80
Abbildung 23: Platzierung der okularen Messpunkte zur Biometrie des vorderen Augensegmentes; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre, gleiches Tier wie Abbildung 18; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD), KW 1 = nasaler Kammerwinkel, KW 2 = temporaler Kammerwinkel.....	81
Abbildung 24: Ophthalmologisches Präparat im Vergleich zum B-Mode-Sonogramm, Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 23 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre, Rechtes Auge (OD), axial-vertikale Schnittebene.....	82
Abbildung 25: Sonographischer Normalbefund, Übersicht über den gesamten Bulbus; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = Korneastroma, 2= Vordere Augenkammer, 3 = Linse, 4 = Kammerwinkel, 5 = Iris, 6 = Pupille, 7 = Glaskörper, 8 = Choroidea mit Retina, 9 = hintere Bulbuswand.....	89
Abbildung 26: Sonographischer Normalbefund, Vorderes Augensegment; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Korneaepithel, 2 = Korneastroma, 3 = Korneaendothel, 4 = vordere Augenkammer, 5 = vordere Linsenkapsel, 6 = nasaler Kammerwinkel, 7 = temporaler Kammerwinkel, 8= Irisvorderfläche.....	89
Abbildung 27: Sonographischer Normalbefund der Kornea; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 21 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD = 0,20 mm)	90

Abbildung 28: Sonographischer Normalbefund der Kornea; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 21 cm Körper-länge, Alter 2,5 Jahre, gleiches Tier wie Abb. 27; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD = 0,20 mm)	91
Abbildung 29: Sonographischer Normalbefund der Kornea; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 25 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 5 mm; Erklärungen: EPI = Korneaepithel, S = Korneastroma, END = Kornea-endothel, VAK = vordere Augenkammer, L = vordere Linsenkapsel	92
Abbildung 30 + Abbildung 31: Verschiedene Krümmungsradien der Kornea, physiologischer Befund; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 26 cm Körperlänge (Abb.30) bzw. 21 cm (Abb.31); B-Mode-Sonogramm, OS axial-horizontale Schnittebene (Abb. 30) bzw. OD axial-vertikale Schnittebene (Abb. 31) Eindringtiefe von 15 mm.....	93
Abbildung 32: Unsymmetrischer Krümmungsverlauf der Kornea, physiologischer Befund; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 23,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Temporale Anteile der Kornea (rechts im Bild) wirken in ihrem Krümmungsverlauf abgeflacht, bzw. die temporale Bulbushälfte leicht ausgezogen.....	94
Abbildung 33: Sonographischer Normalbefund, Korneadicke und Vorderkammertiefe; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 25cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 5 mm; Erklärungen: K = Korneaendothel, VAK = Vordere Augen-kammer, L = vordere Linsenkapsel, 1 = zentrale Korneadicke, 2 = Vorderkammertiefe	95
Abbildung 34: Sonographischer Normalbefund, Okulare Distanzen des vorderen Augensegmentes; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 23,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT)	96
Abbildung 35: Sonographischer Normalbefund, Okulare Distanzen des vorderen Augensegmentes; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 23,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre (gleiches Tier wie Abb. 34); Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD)	97
Abbildung 36: Abweichende Vorderkammertiefe; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 29 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD)	98
Abbildung 37: Abweichende Vorderkammertiefe; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 29 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), gleiches Tier wie Abb. 36, B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD), 2 = Vorderkammertiefe (VKT), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD)	98
Abbildung 38: Sonographischer Normalbefund der Linse; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 22 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = vordere Linsenkapsel, 2 = Reverberationsartefakt, 3 = Pupillenrand, 4 = Iris, 5 = distale Schallauslöschung	99

Abbildung 39: Sonographischer Normalbefund mit Artefaktbildung; Koi (Cyprinus carpio), 27 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = scheinbare Vorwölbung der hinteren Augenwand (Laufzeitartefakt bzw. Verzeichnung), 2 = Vordere Linsenkapsel, 3 = linsenbedingte distale Schallauslösung.....	100
Abbildung 40: Makrofotografie des rechten Auges eines vierjährigen, augengesunden Koi (Cyprinus carpio), 27 cm Körperlänge, Darstellung der radiären Fischlinse; Aufnahme: R. Korbel.....	101
Abbildung 41: Schema zur Ausdehnung und Lage der Linse; Koi (Cyprinus carpio), 27 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: A1/1 = Fläche in mm ² , VOL = Volumen in cm ³ , D2/2= axialer Linsendurchmesser, D3/3 = transversaler Linsendurchmesser.....	102
Abbildung 42: Sonographischer Normalbefund der Iris; Koi (Cyprinus carpio), 21 cm Körperlänge, Alter 2,5 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: 1 = Schichtdickenartefakt, 2 = Iris, 3 = Pupille bzw. Linsenstroma, 4 = vordere Augenkammer, 5 = Glaskörper, 6 = Schichtdickenartefakt	103
Abbildung 43: Sonographischer Normalbefund: M. retractor lentis und Darstellung der hinteren Augenkammer; Koi (Cyprinus carpio), 29 cm Körperlänge, Alter 4 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 20 mm; Erklärungen: 1 = Kornea, 2 = vordere Linsenkapsel, 3 = Iris 4 = Musculus retractor lentis, 5 = Ligamentum suspensorium lentis, Pfeile = HAK = hintere Augenkammer.....	104
Abbildung 44: Sonographischer Normalbefund: M. retractor lentis, Lig. suspensorium lentis, hintere Augenkammer; Koi (Cyprinus carpio), 15 cm Körperlänge, Alter 2 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 15 mm; Erklärungen: Pfeil 1 = Anteile des ventralen Musculus retractor lentis, Pfeil 2 = Anteile des dorsalen Ligamentum suspensorium lentis, Pfeil 3 = hintere Augenkammer, 4 = Iris.....	105
Abbildung 45: Sonographischer Normalbefund des Kammerwinkels; Koi (Cyprinus carpio), 26,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm (vergrößert dargestellt); Erklärungen: 1 = Korneaendothel, 2 = Irisvorderfläche, 3 = dorsaler Kammerwinkel.....	106
Abbildung 46: Winkelmessung des dorsalen und ventralen Kammerwinkels; Koi (Cyprinus carpio), 24 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: KW 1 (α) = dorsaler Kammerwinkel (39,3°), KW 2 (β) = ventraler Kammerwinkel (34,0°)	107
Abbildung 47: Winkelmessung des nasalen und temporalen Kammerwinkels; Koi (Cyprinus carpio), 23,5 cm Körperlänge, Alter 3 Jahre; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-horizontale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: KW 1 (α) = nasaler Kammerwinkel (37,3°), KW 2 (β) = temporaler Kammerwinkel (30,5°)	107
Abbildung 48: Histogramm: Normalverteilung der Messwerte für die zentrale Korneadicke (ZKD) des rechten Auges (OD) in axial-vertikaler Schnittebene, n = 75 Koi, Mittelwert = 0,20 mm ± 0,02 mm	110

Abbildung 49: Durchschnittliche okulare Distanzen in Bezug zur Körperlänge; x-Achse: Gruppe 1 (15-20 cm Körperlänge), Gruppe 2 (20-25 cm Körperlänge), Gruppe 3 (25-30 cm Körperlänge); y-Achse: Okulare Distanz in mm	115
Abbildung 50: Durchschnittliche Kammerwinkelgröße in Bezug zur Körperlänge; x-Achse: Gruppe 1 (15-20 cm Körperlänge), Gruppe 2 (20-25 cm Körperlänge), Gruppe 3 (25-30 cm Körperlänge); y-Achse: Durchschnittlicher Kammerwinkel in Grad.....	116
Abbildung 51: Nicht-ulcerative, interstitielle Keratitis; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 54 cm Körperlänge, Alter ca.15 Jahre; Rechtes Auge (OD), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD = 0,67 mm), 2 = Vorderkammertiefe (VKT = 1,1 mm), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD = 11,4 mm).....	118
Abbildung 52: Nicht-ulcerative, interstitielle Keratitis; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 54 cm Körperlänge, Alter ca. 15 Jahre, gleiches Tier wie Abb. 50; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 10 mm; Erklärungen: 1 = Zentrale Korneadicke (ZKD = 0,72 mm), 2 = Vorderkammertiefe (VKT = 1,9 mm), 3 = Vorderkammerdurchmesser (VKD = 11,3 mm).....	119
Abbildung 53: Keratoglobus; Koi (<i>Cyprinus carpio</i>), 17 cm Körperlänge, Alter 1 Jahr; Linkes Auge (OS), B-Mode-Sonogramm, axial-vertikale Schnittebene, Eindringtiefe von 20 mm; Erklärungen: 1 = Kornea, 2 = vordere Linsenkapsel, 3 = Iris, , 4 = Lig. suspensorium, 5 = M. retractor lentis, 6 = Glaskörper, 7 = Hintere Augenwand, VAK = Vordere Augenkammer, HAK = hintere Augenkammer, 1(klein) = Vorderkammertiefe (VKT), 2(klein) = Vorderkammerdurchmesser (VKD).....	120

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle I: Frequenz und Eindringtiefe in Weichgeweben (POULSEN NAUTRUP, 1998a).....	9
Tabelle II: Übersicht Narkosestadien (nach STOSKOPF, 1993b; modifiziert nach GEIGER 2007), Erklärungen: ↑ = erhöht, ↑↑ = stark erhöht, ↓ = vermindert, ↓↓ = stark vermindert, + = vorhanden, - = nicht vorhanden, AF = Atemfrequenz, R = Reaktion.....	54
Tabelle III: Einteilung der Fischgruppen.....	61
Tabelle IV: Versuchsprotokoll der vorliegenden Arbeit.....	69
Tabelle V: Zusammenfassung der in dieser Arbeit biometrisch erfassten Strukturen des vorderen Augensegmentes und deren Messpunkte.....	78
Tabelle VI: Durchschnittliche Dauer der Narkosephasen in Minuten (arithmetisches Mittel mit Standardabweichung), n = Anzahl der untersuchten Koi	86
Tabelle VII: Durchschnittliche Dauer der gesamten sonographischen Untersuchung beider Augen in Minuten (arithmetisches Mittel), deren Standardabweichung und der daraus resultierende Variationskoeffizient, sowie die minimale und maximale Dauer; n = Anzahl der untersuchten Koi.....	87
Tabelle VIII: Durchschnittliche zentrale Korneadicke (ZKD) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Millimetern im axial-vertikalen und axial-horizontalen Schnitt mit Standardabweichung	91
Tabelle IX: Durchschnittliche Vorderkammertiefe (VKT) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Millimetern im axial-vertikalen und axial-horizontalen Schnitt mit Standardabweichung.....	95
Tabelle X: Durchschnittlicher Vorderkammerdurchmesser (VKD) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Millimetern im axial-vertikalen und axial-horizontalen Schnitt mit Standardabweichung	97
Tabelle XI: Durchschnittliche dorsale und ventrale Kammerwinkel (KW) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Grad im axial-vertikalen Schnitt mit Standardabweichung.....	108
Tabelle XII: Durchschnittliche nasale und temporale Kammerwinkel (KW) des rechten (OD) und linken Auges (OS) in Grad im axial-horizontalen Schnitt mit Standardabweichung.....	108
Tabelle XIII: Durchschnittliche Messwerte für die intraokularen Strukturen des vorderen Augensegmentes in Abhängigkeit der Körperlänge in axial-vertikaler und axial-horizontaler Schnittebene (nicht bei Kammerwinkel) mit Standardabweichung, n = 150 Augen (OD und OS zusammengefasst).....	111
Tabelle XIV: Variationskoeffizient innerhalb der Wiederholungsmessungen (Intraobserver-Variabilität), n = Anzahl der Wiederholungsmessungen insgesamt, bezogen auf 75 Fische	112
Tabelle XV: T-Test: Korrelationen zwischen rechten (OD) und linken Augen (OS), n = Anzahl der untersuchten Koi	113
Tabelle XVI: T-Test: Korrelationen zwischen vertikaler und horizontaler Schnittebene, n = Anzahl der untersuchten Koi	114

9.3 Statistische Auswertung

Zusammenfassung (N = Anzahl der untersuchten Fische, Mittelwert, Median, Standardabweichung, Standardfehler, minimale und maximale Werte) je nach Gruppe (1 – 3)

Zusammenfassung von Fällen							
Gruppe		OD-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt	OD-axial-vertikal-VKT-Durchschnitt	OD-axial-vertikal-VKD-Durchschnitt	OS-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt	OS-axial-vertikal-VKT-Durchschnitt	OS-axial-vertikal-VKD-Durchschnitt
1	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	0,1819	0,2921	6,4373	0,1844	0,2720	6,4307
	Median	0,1833	0,2733	6,5000	0,1833	0,2733	6,4667
	Standardabweichung	0,0131	0,0945	0,7604	0,0179	0,0568	0,6935
	Standardfehler des Mittelwertes	0,0026	0,0189	0,1521	0,0036	0,0114	0,1387
	Minimum	0,1500	0,1833	5,3667	0,1367	0,1567	5,3333
	Maximum	0,2033	0,5867	8,0667	0,2133	0,4000	7,8000
2	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	0,2049	0,2801	6,6893	0,2069	0,2236	6,7560
	Median	0,2033	0,2800	6,6000	0,2033	0,2267	6,7333
	Standardabweichung	0,0165	0,0578	0,5522	0,0177	0,0288	0,5679
	Standardfehler des Mittelwertes	0,0033	0,0116	0,1104	0,0035	0,0058	0,1136
	Minimum	0,1700	0,1733	6,1000	0,1833	0,1767	5,5333
	Maximum	0,2467	0,4233	8,4333	0,2400	0,2833	8,6333
3	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	0,2147	0,3275	8,1280	0,2077	0,3011	8,1573
	Median	0,2100	0,3133	8,1000	0,2033	0,2733	8,2000
	Standardabweichung	0,0154	0,0758	0,5675	0,0213	0,0982	0,5698
	Standardfehler des Mittelwertes	0,0031	0,0152	0,1135	0,0043	0,0196	0,1140
	Minimum	0,1900	0,2333	7,2000	0,1700	0,1767	7,0000
	Maximum	0,2500	0,5867	9,1333	0,2667	0,5533	9,1333
Insgesamt	N	75,0000	75,0000	75,0000	75,0000	75,0000	75,0000
	Mittelwert	0,2005	0,2999	7,0849	0,1997	0,2656	7,1147
	Median	0,2000	0,2867	6,8667	0,1967	0,2500	6,9667
	Standardabweichung	0,0203	0,0791	0,9762	0,0217	0,0740	0,9668
	Standardfehler des Mittelwertes	0,0023	0,0091	0,1127	0,0025	0,0085	0,1116
	Minimum	0,1500	0,1733	5,3667	0,1367	0,1567	5,3333
	Maximum	0,2500	0,5867	9,1333	0,2667	0,5533	9,1333

Zusammenfassung von Fällen							
Gruppe		OD-axial- horizontal- ZKD Durchschnitt	OD-axial- horizontal-VKT Durchschnitt	OD-axial- horizontal- VKD Durchschnitt	OS-axial- horizontal- ZKD Durchschnitt	OS-axial- horizontal-VKT Durchschnitt	OS-axial- horizontal- VKD Durchschnitt
1	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	0,1837	0,2480	7,0067	0,1800	0,2560	6,7747
	Median	0,1833	0,2333	6,9000	0,1767	0,2400	6,8000
	Standardabweichung	0,0116	0,0438	0,7376	0,0164	0,0801	0,6787
	Standardfehler des Mittelwertes	0,0023	0,0088	0,1475	0,0033	0,0160	0,1357
	Minimum	0,1633	0,1900	5,9333	0,1500	0,1567	5,5333
	Maximum	0,2067	0,3467	8,3000	0,2133	0,5500	7,9667
2	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	0,2055	0,2605	7,1973	0,2059	0,2423	7,1947
	Median	0,2000	0,2467	7,1667	0,2033	0,2433	7,1000
	Standardabweichung	0,0153	0,0582	0,5319	0,0165	0,0352	0,4532
	Standardfehler des Mittelwertes	0,0031	0,0116	0,1064	0,0033	0,0070	0,0906
	Minimum	0,1867	0,1500	6,4333	0,1767	0,1633	6,6333
	Maximum	0,2533	0,3833	8,8333	0,2467	0,3500	8,5333
3	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	0,2076	0,3051	8,7813	0,2085	0,3135	8,7893
	Median	0,2000	0,3000	8,6333	0,2067	0,2933	8,8000
	Standardabweichung	0,0173	0,0651	0,6783	0,0161	0,0648	0,5726
	Standardfehler des Mittelwertes	0,0035	0,0130	0,1357	0,0032	0,0130	0,1145
	Minimum	0,1833	0,2133	7,3333	0,1867	0,2267	7,6000
	Maximum	0,2400	0,4533	9,9000	0,2467	0,4867	9,7667
Insgesamt	N	75,0000	75,0000	75,0000	75,0000	75,0000	75,0000
	Mittelwert	0,1989	0,2712	7,6618	0,1981	0,2706	7,5862
	Median	0,1967	0,2600	7,4000	0,1967	0,2533	7,3667
	Standardabweichung	0,0183	0,0609	1,0290	0,0207	0,0693	1,0419
	Standardfehler des Mittelwertes	0,0021	0,0070	0,1188	0,0024	0,0080	0,1203
	Minimum	0,1633	0,1500	5,9333	0,1500	0,1567	5,5333
	Maximum	0,2533	0,4533	9,9000	0,2467	0,5500	9,7667

Zusammenfassung von Fällen					
Gruppe		OD-axial-vertikal-Kammerwinke l dorsal Durchschnitt (in Grad)	OD-axial-vertikal-Kammerwinke l ventral Durchschnitt (in Grad)	OS-axial-vertikal-Kammerwinke l dorsal Durchschnitt (in Grad)	OS-axial-vertikal-Kammerwinke l ventral Durchschnitt (in Grad)
1	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	35,8520	35,9000	35,7053	35,9880
	Median	35,6000	36,1000	35,4000	36,1000
	Standardabweichung	1,9760	2,1414	2,6777	2,3583
	Standardfehler des Mittelwertes	0,3952	0,4283	0,5355	0,4717
	Minimum	31,9333	32,0000	30,6000	31,2667
	Maximum	40,0333	39,3667	40,8000	40,4667
2	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	35,9480	34,5827	37,0453	34,8520
	Median	35,4333	34,2000	36,7667	34,5667
	Standardabweichung	2,3264	2,0870	1,8135	2,3479
	Standardfehler des Mittelwertes	0,4653	0,4174	0,3627	0,4696
	Minimum	32,5000	31,6667	32,8000	30,1000
	Maximum	40,4333	38,4333	39,7000	39,3667
3	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	36,0787	33,6560	35,8387	33,8693
	Median	36,2000	33,0333	35,6333	34,3667
	Standardabweichung	2,3241	1,9628	2,5693	1,4900
	Standardfehler des Mittelwertes	0,4648	0,3926	0,5139	0,2980
	Minimum	31,3333	28,6667	31,1000	30,7333
	Maximum	40,0667	37,8667	42,1000	36,0000
Insgesamt	N	75,0000	75,0000	75,0000	75,0000
	Mittelwert	35,9596	34,7129	36,1964	34,9031
	Median	35,6000	34,2667	36,0000	34,7333
	Standardabweichung	2,1868	2,2380	2,4292	2,2519
	Standardfehler des Mittelwertes	0,2525	0,2584	0,2805	0,2600
	Minimum	31,3333	28,6667	30,6000	30,1000
	Maximum	40,4333	39,3667	42,1000	40,4667

Zusammenfassung von Fällen					
Gruppe		OD-axial- horizontal- Kammerwinke l nasal Durchschnitt (in Grad)	OD-axial- horizontal- Kammerwinke l temporal Durchschnitt (in Grad)	OS-axial- horizontal- Kammerwinke l nasal Durchschnitt (in Grad)	OS-axial- horizontal- Kammerwinke l temporal Durchschnitt (in Grad)
1	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	37,3133	35,4693	37,3733	36,1652
	Median	37,7333	36,1000	37,6000	37,0457
	Standardabweichung	2,3308	1,7735	2,4854	2,5735
	Standardfehler des Mittelwertes	0,4662	0,3547	0,4971	0,5147
	Minimum	31,1333	31,1333	29,9667	31,2667
	Maximum	42,1000	38,0667	42,3667	39,4667
2	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	36,9413	34,2627	37,1720	34,3000
	Median	36,9667	34,1000	37,3000	34,2000
	Standardabweichung	1,7220	2,2004	2,4200	2,5531
	Standardfehler des Mittelwertes	0,3444	0,4401	0,4840	0,5106
	Minimum	33,0000	30,3667	32,3333	30,2333
	Maximum	40,7667	38,0333	42,3333	38,5000
3	N	25,0000	25,0000	25,0000	25,0000
	Mittelwert	37,5960	33,6280	37,6453	32,4213
	Median	37,1000	33,3667	38,0667	31,9333
	Standardabweichung	2,3708	1,8152	2,7292	2,4973
	Standardfehler des Mittelwertes	0,4742	0,3630	0,5458	0,4995
	Minimum	33,0667	30,5000	30,7667	27,5667
	Maximum	42,2667	36,8333	42,9667	37,4667
Insgesamt	N	75,0000	75,0000	75,0000	75,0000
	Mittelwert	37,2836	34,4533	37,3969	34,2955
	Median	37,1000	34,5333	37,6000	34,1667
	Standardabweichung	2,1493	2,0616	2,5212	2,9415
	Standardfehler des Mittelwertes	0,2482	0,2381	0,2911	0,3397
	Minimum	31,1333	30,3667	29,9667	27,5667
	Maximum	42,2667	38,0667	42,9667	39,4667

Zusammenfassung von OD&OS-Daten pro Gruppe													
Gruppe		IOD wach Durchschnitt	IOD Narkose Durchschnitt	axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt	axial-vertikal-VKT-Durchschnitt	axial-vertikal-VKD-Durchschnitt	axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal Durchschnitt (in Grad)	axial-vertikal-Kammerwinkel ventral Durchschnitt (in Grad)	axial-horizontal-ZKD-Durchschnitt	axial-horizontal-VKT-Durchschnitt	axial-horizontal-VKD-Durchschnitt	axial-horizontal-Kammerwinkel nasal Durchschnitt (in Grad)	axial-horizontal-Kammerwinkel temporal Durchschnitt (in Grad)
1	N	50,000	50,000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000
	Mittelwert	9,193	8,587	0,1831	0,2821	6,4340	35,7787	35,9440	0,1819	0,2520	6,8907	37,3433	35,8173
	Median	9,000	8,667	0,1833	0,2733	6,4833	35,5500	36,1000	0,1833	0,2367	6,8500	37,6333	36,3167
	Standardabweichung	2,229	1,887	0,0156	0,0778	0,7203	2,3302	2,2298	0,0142	0,0640	0,7112	2,3848	2,2154
	Standardfehler des Mittelwertes	0,315	0,267	0,0022	0,0110	0,1019	0,3295	0,3153	0,0020	0,0091	0,1006	0,3373	0,3133
	Minimum	4,667	4,333	0,1367	0,1567	5,3333	30,6000	31,2667	0,1500	0,1567	5,5333	29,9667	31,1333
	Maximum	15,000	13,333	0,2133	0,5867	8,0667	40,8000	40,4667	0,2133	0,5500	8,3000	42,3667	39,4667
2	N	50,000	50,000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000
	Mittelwert	9,287	8,020	0,2059	0,2519	6,7227	36,4967	34,7173	0,2057	0,2514	7,1960	37,0567	34,2813
	Median	9,167	8,167	0,2033	0,2417	6,6500	36,4167	34,2500	0,2017	0,2450	7,1500	37,2167	34,1833
	Standardabweichung	2,091	2,299	0,0170	0,0535	0,5554	2,1375	2,2027	0,0158	0,0485	0,4891	2,0819	2,3589
	Standardfehler des Mittelwertes	0,296	0,325	0,0024	0,0076	0,0785	0,3023	0,3115	0,0022	0,0069	0,0692	0,2944	0,3336
	Minimum	3,333	4,000	0,1700	0,1733	5,5333	32,5000	30,1000	0,1767	0,1500	6,4333	32,3333	30,2333
	Maximum	14,000	14,000	0,2467	0,4233	8,6333	40,4333	39,3667	0,2533	0,3833	8,8333	42,3333	38,5000
3	N	50,000	50,000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000	50,0000
	Mittelwert	8,513	7,907	0,2112	0,3143	8,1427	35,9587	33,7627	0,2081	0,3093	8,7853	37,6207	33,0247
	Median	8,167	7,000	0,2067	0,2833	8,1333	35,6833	33,9500	0,2033	0,2967	8,7000	37,5167	32,7333
	Standardabweichung	1,812	2,540	0,0187	0,0878	0,5630	2,4277	1,7280	0,0166	0,0644	0,6212	2,5302	2,2450
	Standardfehler des Mittelwertes	0,256	0,359	0,0027	0,0124	0,0796	0,3433	0,2444	0,0023	0,0091	0,0879	0,3578	0,3175
	Minimum	5,333	4,000	0,1700	0,1767	7,0000	31,1000	28,6667	0,1833	0,2133	7,3333	30,7667	27,5667
	Maximum	13,667	14,333	0,2667	0,5867	9,1333	42,1000	37,8667	0,2467	0,4867	9,9000	42,9667	37,4667
Insgesamt	N	150,000	150,000	150,0000	150,0000	150,0000	150,0000	150,0000	150,0000	150,0000	150,0000	150,0000	150,0000
	Mittelwert	8,998	8,171	0,2001	0,2827	7,0998	36,0780	34,8080	0,1985	0,2709	7,6240	37,3402	34,3744
	Median	8,667	8,000	0,2000	0,2733	6,9167	35,8833	34,5167	0,1967	0,2533	7,3833	37,5000	34,3667
	Standardabweichung	2,067	2,263	0,0210	0,0782	0,9684	2,3065	2,2394	0,0195	0,0650	1,0327	2,3355	2,5326
	Standardfehler des Mittelwertes	0,169	0,185	0,0017	0,0064	0,0791	0,1883	0,1828	0,0016	0,0053	0,0843	0,1907	0,2068
	Minimum	3,333	4,000	0,1367	0,1567	5,3333	30,6000	28,6667	0,1500	0,1500	5,5333	29,9667	27,5667
	Maximum	15,000	14,333	0,2667	0,5867	9,1333	42,1000	40,4667	0,2533	0,5500	9,9000	42,9667	39,4667

Auswertung der Daten von 150 Augen, ohne Unterscheidung OD/OS. Auswertung auf den Mittelwerten aus den Wiederholungsmessungen.

Vergleich zwischen vertikaler und horizontaler Schnittebene (T-Test)

Statistik bei gepaarten Stichproben					
		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	OD-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt	0,2005	75,0000	0,0203	0,0023
	OD-axial-horizontal-ZKD-Durchschnitt	0,1989	75,0000	0,0183	0,0021
Paaren 2	OD-axial-vertikal-VKT-Durchschnitt	0,2999	75,0000	0,0791	0,0091
	OD-axial-horizontal-VKT-Durchschnitt	0,2712	75,0000	0,0609	0,0070
Paaren 3	OD-axial-vertikal-VKD-Durchschnitt	7,0849	75,0000	0,9762	0,1127
	OD-axial-horizontal-VKD-Durchschnitt	7,6618	75,0000	1,0290	0,1188
Paaren 4	OS-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt	0,1997	75,0000	0,0217	0,0025
	OS-axial-horizontal-ZKD-Durchschnitt	0,1981	75,0000	0,0207	0,0024
Paaren 5	OS-axial-vertikal-VKT-Durchschnitt	0,2656	75,0000	0,0740	0,0085
	OS-axial-horizontal-VKT-Durchschnitt	0,2706	75,0000	0,0693	0,0080
Paaren 6	OS-axial-vertikal-VKD-Durchschnitt	7,1147	75,0000	0,9668	0,1116
	OS-axial-horizontal-VKD-Durchschnitt	7,5862	75,0000	1,0419	0,1203

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)			
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz							
					Untere	Obere						
Paaren 1	OD-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt - OD-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	0,0016	0,0155	0,0018	-0,0020	0,0051	0,8668	74,0000	0,3889			
Paaren 2	OD-axial-vertikal-VKT Durchschnitt - OD-axial-horizontal-VKT Durchschnitt	0,0287	0,0764	0,0088	0,0111	0,0463	3,2525	74,0000	0,0017			
Paaren 3	OD-axial-vertikal-VKD Durchschnitt - OD-axial-horizontal-VKD Durchschnitt	-0,5769	0,3471	0,0401	-0,6567	-0,4970	-14,3953	74,0000	0,0000			
Paaren 4	OS-axial-vertikal-ZKD Durchschnitt - OS-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	0,0016	0,0202	0,0023	-0,0031	0,0062	0,6678	74,0000	0,5064			
Paaren 5	OS-axial-vertikal-VKT Durchschnitt - OS-axial-horizontal-VKT Durchschnitt	-0,0050	0,0608	0,0070	-0,0190	0,0090	-0,7148	74,0000	0,4770			
Paaren 6	OS-axial-vertikal-VKD Durchschnitt - OS-axial-horizontal-VKD Durchschnitt	-0,4716	0,3364	0,0388	-0,5489	-0,3942	-12,1408	74,0000	0,0000			

Vergleich zwischen rechten und linken Augen (T-Test)

Statistik bei gepaarten Stichproben					
		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	OD-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt	0,2005	75,0000	0,0203	0,0023
	OS-axial-vertikal-ZKD Durchschnitt	0,1997	75,0000	0,0217	0,0025
Paaren 2	OD-axial-vertikal-VKT Durchschnitt	0,2999	75,0000	0,0791	0,0091
	OS-axial-vertikal-VKT Durchschnitt	0,2656	75,0000	0,0740	0,0085
Paaren 3	OD-axial-vertikal-VKD Durchschnitt	7,0849	75,0000	0,9762	0,1127
	OS-axial-vertikal-VKD Durchschnitt	7,1147	75,0000	0,9668	0,1116
Paaren 4	OD-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	0,1989	75,0000	0,0183	0,0021
	OS-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	0,1981	75,0000	0,0207	0,0024
Paaren 5	OD-axial-horizontal-VKT Durchschnitt	0,2712	75,0000	0,0609	0,0070
	OS-axial-horizontal-VKT Durchschnitt	0,2706	75,0000	0,0693	0,0080
Paaren 6	OD-axial-horizontal-VKD Durchschnitt	7,6618	75,0000	1,0290	0,1188
	OS-axial-horizontal-VKD Durchschnitt	7,5862	75,0000	1,0419	0,1203

Statistik bei gepaarten Stichproben					
		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	OD-axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal Durchschnitt (in Grad)	35,9596	75,0000	2,1868	0,2525
	OS-axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal Durchschnitt (in Grad)	36,1964	75,0000	2,4292	0,2805
Paaren 2	OD-axial-vertikal-Kammerwinkel ventral Durchschnitt (in Grad)	34,7129	75,0000	2,2380	0,2584
	OS-axial-vertikal-Kammerwinkel ventral Durchschnitt (in Grad)	34,9031	75,0000	2,2519	0,2600
Paaren 3	OD-axial-horizontal-Kammerwinkel nasal Durchschnitt (in Grad)	37,2836	75,0000	2,1493	0,2482
	OS-axial-horizontal-Kammerwinkel nasal Durchschnitt (in Grad)	37,3969	75,0000	2,5212	0,2911
Paaren 4	OD-axial-horizontal-Kammerwinkel temporal Durchschnitt (in Grad)	34,4533	75,0000	2,0616	0,2381
	OS-axial-horizontal-Kammerwinkel temporal Durchschnitt (in Grad)	34,2955	75,0000	2,9415	0,3397

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
Paaren 1	OD-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt - OS-axial-vertikal-ZKD Durchschnitt	0,0008	0,0184	0,0021	-0,0034	0,0050	0,3770	74,0000	0,7073
Paaren 2	OD-axial-vertikal-VKT Durchschnitt - OS-axial-vertikal-VKT Durchschnitt	0,0344	0,0821	0,0095	0,0155	0,0532	3,6256	74,0000	0,0005
Paaren 3	OD-axial-vertikal-VKD Durchschnitt - OS-axial-vertikal-VKD Durchschnitt	-0,0298	0,3645	0,0421	-0,1136	0,0541	-0,7076	74,0000	0,4814
Paaren 4	OD-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt - OS-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	0,0008	0,0166	0,0019	-0,0030	0,0046	0,4178	74,0000	0,6773
Paaren 5	OD-axial-horizontal-VKT Durchschnitt - OS-axial-horizontal-VKT Durchschnitt	0,0006	0,0621	0,0072	-0,0137	0,0149	0,0868	74,0000	0,9310
Paaren 6	OD-axial-horizontal-VKD Durchschnitt - OS-axial-horizontal-VKD Durchschnitt	0,0756	0,3322	0,0384	-0,0009	0,1520	1,9696	74,0000	0,0526

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)			
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz							
					Untere	Obere						
Paaren 1	OD-axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal Durchschnitt (in Grad) - OS-axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal Durchschnitt (in Grad)	-0,2369	2,6214	0,3027	-0,8400	0,3662	-0,7826	74,0000	0,4364			
Paaren 2	OD-axial-vertikal-Kammerwinkel ventral Durchschnitt (in Grad) - OS-axial-vertikal-Kammerwinkel ventral Durchschnitt (in Grad)	-0,1902	2,4916	0,2877	-0,7635	0,3830	-0,6612	74,0000	0,5105			
Paaren 3	OD-axial-horizontal-Kammerwinkel nasal Durchschnitt (in Grad) - OS-axial-horizontal-Kammerwinkel nasal Durchschnitt (in Grad)	-0,1133	2,7919	0,3224	-0,7557	0,5290	-0,3515	74,0000	0,7262			
Paaren 4	OD-axial-horizontal-Kammerwinkel temporal Durchschnitt (in Grad) - OS-axial-horizontal-Kammerwinkel temporal Durchschnitt (in Grad)	0,1578	2,9299	0,3383	-0,5163	0,8319	0,4665	74,0000	0,6422			

Reproduzierbarkeit und Reliabilität

		Einfaktorielle ANOVA					
		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	Standardabweichung der Wdh-Messungen	Mittelwert (n=225)	Variationskoeffizient
OD-axial-vertikal-ZKD 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	0,0916	74,0000	0,0012			
	Innerhalb der Gruppen	0,0294	150,0000	0,0002	0,0140	0,2005	0,0698
	Gesamt	0,1210	224,0000				
OD-axial-vertikal-VKT 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	1,3875	74,0000	0,0188			
	Innerhalb der Gruppen	0,3307	150,0000	0,0022	0,0470	0,2999	0,1566
	Gesamt	1,7182	224,0000				
OD-axial-vertikal-VKD 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	211,5753	74,0000	2,8591			
	Innerhalb der Gruppen	6,8133	150,0000	0,0454	0,2131	7,0849	0,0301
	Gesamt	218,3886	224,0000				
OD-axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal 1 (in Grad)	Zwischen den Gruppen	1061,6553	74,0000	14,3467			
	Innerhalb der Gruppen	526,1467	150,0000	3,5076	1,8729	35,9596	0,0521
	Gesamt	1587,8020	224,0000				
OD-axial-vertikal-Kammerwinkel ventral 1 (in Grad)	Zwischen den Gruppen	1111,8793	74,0000	15,0254			
	Innerhalb der Gruppen	693,1933	150,0000	4,6213	2,1497	34,7129	0,0619
	Gesamt	1805,0726	224,0000				
OD-axial-horizontal-ZKD 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	0,0743	74,0000	0,0010			
	Innerhalb der Gruppen	0,0299	150,0000	0,0002	0,0141	0,1989	0,0709
	Gesamt	0,1041	224,0000				
OD-axial-horizontal-VKT 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	0,8224	74,0000	0,0111			
	Innerhalb der Gruppen	0,1394	150,0000	0,0009	0,0305	0,2712	0,1124
	Gesamt	0,9618	224,0000				
OD-axial-horizontal-VKD 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	235,0446	74,0000	3,1763			
	Innerhalb der Gruppen	3,7067	150,0000	0,0247	0,1572	7,6618	0,0205
	Gesamt	238,7513	224,0000				
OD-axial-horizontal-Kammerwinkel nasal 1 (in Grad)	Zwischen den Gruppen	1025,5425	74,0000	13,8587			
	Innerhalb der Gruppen	401,9467	150,0000	2,6796	1,6370	37,2836	0,0439
	Gesamt	1427,4892	224,0000				
OD-axial-horizontal-Kammerwinkel temporal 1 (in Grad)	Zwischen den Gruppen	943,5400	74,0000	12,7505			
	Innerhalb der Gruppen	563,5400	150,0000	3,7569	1,9383	34,4533	0,0563
	Gesamt	1507,0800	224,0000				
OS-axial-vertikal-ZKD 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	0,1047	74,0000	0,0014			
	Innerhalb der Gruppen	0,0470	150,0000	0,0003	0,0177	0,1997	0,0886
	Gesamt	0,1517	224,0000				
OS-axial-vertikal-VKT 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	1,2159	74,0000	0,0164			
	Innerhalb der Gruppen	0,1729	150,0000	0,0012	0,0339	0,2656	0,1278
	Gesamt	1,3888	224,0000				
OS-axial-vertikal-VKD 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	207,4949	74,0000	2,8040			
	Innerhalb der Gruppen	7,1667	150,0000	0,0478	0,2186	7,1147	0,0307
	Gesamt	214,6616	224,0000				
OS-axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal 1 (in Grad)	Zwischen den Gruppen	1310,0705	74,0000	17,7037			
	Innerhalb der Gruppen	491,9067	150,0000	3,2794	1,8109	36,1964	0,0500
	Gesamt	1801,9772	224,0000				
OS-axial-vertikal-Kammerwinkel ventral 1 (in Grad)	Zwischen den Gruppen	1125,7945	74,0000	15,2134			
	Innerhalb der Gruppen	595,1733	150,0000	3,9678	1,9919	34,9031	0,0571
	Gesamt	1720,9678	224,0000				
OS-axial-horizontal-ZKD 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	0,0949	74,0000	0,0013			
	Innerhalb der Gruppen	0,0253	150,0000	0,0002	0,0130	0,1981	0,0656
	Gesamt	0,1202	224,0000				
OS-axial-horizontal-VKT 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	1,0677	74,0000	0,0144			
	Innerhalb der Gruppen	0,1931	150,0000	0,0013	0,0359	0,2706	0,1326
	Gesamt	1,2608	224,0000				
OS-axial-horizontal-VKD 1 (in mm)	Zwischen den Gruppen	241,0140	74,0000	3,2569			
	Innerhalb der Gruppen	5,1333	150,0000	0,0342	0,1850	7,5862	0,0244
	Gesamt	246,1473	224,0000				
OS-axial-horizontal-Kammerwinkel nasal 1 (in Grad)	Zwischen den Gruppen	1411,1812	74,0000	19,0700			
	Innerhalb der Gruppen	497,8467	150,0000	3,3190	1,8218	37,3969	0,0487
	Gesamt	1909,0278	224,0000				
OS-axial-horizontal-Kammerwinkel temporal 1 (in Grad)	Zwischen den Gruppen	1905,0371	74,0000	25,7437			
	Innerhalb der Gruppen	641,1333	150,0000	4,2742	2,0674	34,2760	0,0603
	Gesamt	2546,1704	224,0000				

Korrelationskoeffizient nach Pearson (rechtes Auge)

		OD-axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt	OD-axial-vertikal-VKT-Durchschnitt	OD-axial-vertikal-VKD-Durchschnitt	OD-axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal Durchschnitt (in Grad)	OD-axial-vertikal-Kammerwinkel ventral Durchschnitt (in Grad)	OD-axial-horizontal-ZKD-Durchschnitt (in Grad)	OD-axial-horizontal-VKT-Durchschnitt	OD-axial-horizontal-VKD-Durchschnitt	OD-axial-horizontal-Kammerwinkel nasal Durchschnitt (in Grad)	OD-axial-horizontal-Kammerwinkel temporal Durchschnitt (in Grad)
Körperlänge (in cm)	Korrelation nach Pearson Signifikanz (1-seitig)	.680 ** ,000	,143 ,110	.745 ** ,000	,044 ,352	-.364 ** ,001	.566 ** ,000	.426 ** ,000	.747 ** ,000	,050 ,335	-.326 ** ,002
	N	75	75	75	75	75	75	75	75	75	75
	IOD rechts Narkose Durchschnitt	-,124 ,144	-,040 ,366	-,130 ,134	,101 ,194	,003 ,488	-,134 ,126	-,262 * ,012	-,119 ,154	-,005 ,484	,042 ,360
IOD links Narkose Durchschnitt	Korrelation nach Pearson Signifikanz (1-seitig)	-,200 * ,043	-,016 ,447	-,154 ,093	,112 ,170	,080 ,247	-,139 ,118	-,169 ,074	-,119 ,154	-,061 ,303	,021 ,428
	N	75	75	75	75	75	75	75	75	75	75

Korrelationskoeffizient nach Pearson (linkes Auge)

		OS-axial-vertikal-ZKD Durchschnitt	OS-axial-vertikal-VKT Durchschnitt	OS-axial-vertikal-VKD Durchschnitt	OS-axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal Durchschnitt (in Grad)	OS-axial-vertikal-Kammerwinkel ventral Durchschnitt (in Grad)	OS-axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	OS-axial-horizontal-VKT Durchschnitt	OS-axial-horizontal-VKD Durchschnitt	OS-axial-horizontal-Kammerwinkel nasal Durchschnitt (in Grad)	OS-axial-horizontal-Kammerwinkel temporal Durchschnitt (in Grad)
Körperlänge (in cm)	Korrelation nach Pearson Signifikanz (1-seitig)										
		.472 ** ,000	.215 * ,032	.765 ** ,000	,077 ,256	-,389 ** ,000	.622 ** ,000	.404 ** ,000	.827 ** ,000	-,007 ,476	-,505 ** ,000
	N	75	75	75	75	75	75	75	75	75	75
IOD rechts Narkose Durchschnitt	Korrelation nach Pearson Signifikanz (1-seitig)										
		-,228 * ,025	-,202 * ,041	-,177 ,064	-,037 ,378	-,001 ,497	-,181 ,060	-,217 * ,031	-,101 ,194	,091 ,220	-,031 ,395
	N	75	75	75	75	75	75	75	75	75	75
IOD links Narkose Durchschnitt	Korrelation nach Pearson Signifikanz (1-seitig)										
		-,323 ** ,002	-,115 ,162	-,185 ,056	-,092 ,216	,025 ,415	-,171 ,071	-,179 ,062	-,128 ,138	-,015 ,448	,030 ,398
	N	75	75	75	75	75	75	75	75	75	75

Korrelationskoeffizient nach Pearson (Unabhängig von OD und OS)

		Körperlänge (in cm)	IOD wach Durchschnitt	IOD Narkose Durchschnitt
Körperlänge (in cm)	Korrelation nach Pearson	1,000	-.204*	-.187
	Signifikanz (2-seitig)		0,012	0,022
	N	150,000	150,000	150,000
IOD wach Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	-.204*	1,000	.200
	Signifikanz (2-seitig)	0,012		0,014
	N	150,000	150,000	150,000
IOD Narkose Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	-.187*	.200	1,000
	Signifikanz (2-seitig)	0,022	0,014	
	N	150,000	150,000	150,000
axial-vertikal-ZKD-Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	.572**	-0,006	-.211**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,940	0,010
	N	150,000	150,000	150,000
axial-vertikal-VKT Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	.174*	-0,015	-0,083
	Signifikanz (2-seitig)	0,034	0,856	0,312
	N	150,000	150,000	150,000
axial-vertikal-VKD Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	.755**	-.169*	-.166*
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,039	0,043
	N	150,000	150,000	150,000
axial-vertikal-Kammerwinkel dorsal Durchschnitt (in Grad)	Korrelation nach Pearson	0,061	0,038	0,033
	Signifikanz (2-seitig)	0,456	0,647	0,685
	N	150,000	150,000	150,000
axial-vertikal-Kammerwinkel ventral Durchschnitt (in Grad)	Korrelation nach Pearson	-.376**	0,117	0,038
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,155	0,640
	N	150,000	150,000	150,000
axial-horizontal-ZKD Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	.594**	-0,031	-0,157
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,708	0,055
	N	150,000	150,000	150,000
axial-horizontal-VKT Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	.413**	-0,136	-.191*
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,097	0,019
	N	150,000	150,000	150,000
axial-horizontal-VKD Durchschnitt	Korrelation nach Pearson	.787**	-0,148	-0,108
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,071	0,190
	N	150,000	150,000	150,000
axial-horizontal-Kammerwinkel nasal Durchschnitt (in Grad)	Korrelation nach Pearson	0,019	-0,051	0,015
	Signifikanz (2-seitig)	0,817	0,533	0,852
	N	150,000	150,000	150,000
axial-horizontal-Kammerwinkel temporal Durchschnitt (in Grad)	Korrelation nach Pearson	-.424**	0,079	-0,006
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,337	0,943
	N	150,000	150,000	150,000

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

**. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

9.4 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt an erster Stelle dem Leiter der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische der LMU München, Herrn Prof. Dr. Korbel, für die Überlassung des interessanten Themas, die jederzeit freundliche Unterstützung bei allen Fragestellungen, die im Rahmen dieser Arbeit aufkamen, sowie die Mithilfe bei der Fotodokumentation und nicht zuletzt für die sorgfältige Durchsicht der schriftlichen Ausarbeitung dieser Arbeit.

Darüber hinaus möchte ich der fachlichen Betreuerin meiner Arbeit, Frau Dr. Heike Hufen, für ihre stets engagierte und hilfreiche Unterstützung, für ihren fachmännischen Rat, ihre liebevolle Betreuung und die konstruktive Kritik bei der Durchsicht meiner schriftlichen Ausarbeitung aufrichtig danken. Auch Frau PD Dr. Monika Rinder danke ich sehr für die Mithilfe bei der Ausarbeitung des Tierversuchsantrages dieser Studie. Mein herzlicher Dank gilt darüber hinaus auch meinen Co-Betreuern, Frau Prof. Dr. Poulsen Nautrup und Herrn PD Dr. Reese aus dem Institut für Tieranatomie der LMU München für ihre fachliche Unterstützung und Mithilfe bei der Evaluierung der sonographischen Untersuchungstechnik am Fischauge sowie der statistischen Auswertung der Ergebnisse und natürlich für die großzügige Bereitstellung des verwendeten Ultraschallgerätes.

Ohne meine engagierte und hilfsbereite Doktorschwester Frau Petra Brandstetter wäre die Erstellung dieser Studie nicht möglich gewesen. Ihr möchte ich auf diesem Wege ganz besonders für ihre tatkräftige und moralische Unterstützung und ihre unerschütterliche Motivation danken. Mein herzlicher Dank gilt zudem meinem Mitdoktoranden Herrn Andreas Reimann für die fachmännische Mitwirkung bei der Anfertigung und Photographie der postmortalen Augenpräparate und meinen ehemaligen Doktorschwestern und großen Vorbildern Frau Dr. Andrea Liepert und Frau Dr. Kristina Dorobek. Zudem danke ich herzlichst Herrn Herbert Rafalzik für die freundliche Bereitstellung der Koikarpfen, der Versuchslokalitäten sowie die liebevolle Unterstützung und Verpflegung während der praktischen Arbeiten. Auch möchte ich Frau Svenja Broocks sehr für die formale Korrektur meiner Arbeit und ihre aufmunternde Fürsorge danken. Nicht zuletzt möchte ich meiner lieben Familie und meinen Freunden für die moralische Unterstützung und ihr Verständnis in den letzten drei Jahren danken.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Freund Daniel Nett, ohne dessen liebevollen Rückhalt und kritischen Blick die Fertigstellung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre. Ich wünsche ihm ebenso viel Kraft, Geduld und Energie für seine eigene Promotion.